

Universidade Federal de Minas Gerais  
Faculdade de Odontologia

Guilherme Costa Carvalho Silva

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS PARAFUSADAS E  
CIMENTADAS POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS**

Belo Horizonte  
2013

Guilherme Costa Carvalho Silva

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS PARAFUSADAS E  
CIMENTADAS POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS**

Tese apresentada ao Colegiado de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

Co-orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Tulimar Pereira  
Machado Cornacchia

Belo Horizonte

2013

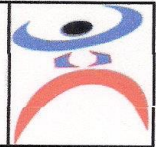
#### FICHA CATALOGRÁFICA

S586a 2013 T	<p>Silva, Guilherme Costa Carvalho. Análise biomecânica de próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas por meio do método dos elementos finitos/ Guilherme Costa Carvalho Silva. – 2013.</p> <p>141f. : il.</p> <p>Orientador: Allyson Nogueira Moreira. Co-orientadora: Tulimar Pereira Machado Cornacchia.</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Análise de elementos finitos. I. Moreira, Allyson Nogueira. II. Cornacchia, Tulimar Pereira Machado. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.</p> <p>BLACK D047</p>
--------------------	---



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



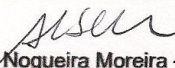
## FOLHA DE APROVAÇÃO

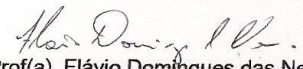
**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS  
PARAFUSADAS E CIMENTADAS POR MEIO DO MÉTODO DOS  
ELEMENTOS FINITOS**


**GUILHERME COSTA CARVALHO SILVA**

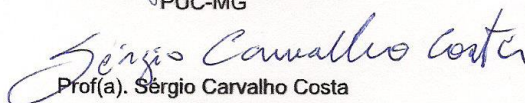
Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Doutor em ODONTOLOGIA, área de concentração CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

Aprovada em 31 de julho de 2013, pela banca constituída pelos membros:

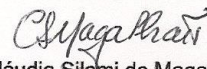
  
Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Flávio Domingues das Neves  
UFU

  
Prof(a). Jânes Landre Júnior  
PUC-MG

  
Prof(a). Sérgio Carvalho Costa  
UFMG

  
Prof(a). Tulimar Pereira Machado Cornacchia  
UFMG

  
Prof(a). Cláudia Silami de Magalhães  
UFMG

Belo Horizonte, 31 de julho de 2013.



## **DEDICATÓRIA**

**À minha amada esposa.**

**À minha família.**

**À Deus.**

## AGRADECIMENTOS

A **Guilherme Martins de Andrade**, brilhante Engenheiro Mecânico, que abraçou o projeto, tornando-se um colaborador inestimável no estudo. Não há como agradecer as centenas de horas trabalhadas, as madrugadas em claro e a enorme dedicação.

Aos meus Orientadores, **Professor Dr. Allyson Nogueira Moreira** e **Professora Dr.<sup>a</sup> Tulimar Pereira Machado Cornacchia** pela paciência, confiança, apoio e liberdade concedida, que proporcionaram quatro anos de agradável convivência e de intenso desenvolvimento.

Aos Colaboradores, **Professora Dr.<sup>a</sup> Cláudia Silami de Magalhães** pelas contribuições sempre pertinentes e ao **Professor Dr. Estevam Barbosa de las Casas**, pela oportunidade de trabalho em conjunto com a Engenharia.

Aos Colegas, **Gustavo, Adriana e Audrey**, pela importante troca de experiências.

Aos **funcionários da FO-UFMG** pela prestatividade e cortesia, em especial **Beth, Laís, Zuleica e Cristina Pacheco**.

Aos Colegas e Professores **Sérgio Carvalho Costa** e **José Alfredo Gomes de Mendonça** pelo encorajamento na busca de novos conhecimentos.

Ao **Colegiado de Pós-Graduação da FO-UFMG**, chefiado pelos professores Drs. **Saul Martins de Paiva** e **Maria Cássia Ferreira de Aguiar**, pelo árduo trabalho para a conquista e manutenção do Programa em Odontologia em nível máximo de excelência nacional.

Aos **meus pacientes** e **funcionários da clínica**, em especial **Cida** e **Adriana**, que entenderam e suportaram a ausência parcial de minhas atividades clínicas durante alguns períodos desta jornada.

À **Capes**, pelo auxílio.

## RESUMO

As próteses implantossuportadas podem ser retidas por parafusos ou por meio de cimento. Um fator relevante que pode influenciar a opção por um dos dois tipos de retenção é o comportamento biomecânico supostamente distinto entre eles. Por meio do método dos elementos finitos 3D, foram comparadas as tensões e deslocamentos nos parafusos, implantes, *abutments* e no tecido ósseo periimplantar de próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas. Foram construídos dois modelos distintos, consistindo em uma prótese fixa metalocerâmica implantossuportada de três elementos, parafusada (PFP) ou cimentada (PFC). Inicialmente, os parafusos de retenção das próteses foram torqueados para se obter o valor da pré-carga. Em seguida, com o parafuso ainda tensionado, cargas verticais (100 N) e oblíquas (100 N) foram aplicadas nos modelos. As tensões de von Mises (SEQV) foram obtidas nos parafusos, implantes e *abutments*, enquanto para o osso foram analisadas as tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$ . Deslocamentos entre o implante, *abutment* e parafuso e entre o osso e o implante foram obtidos por meio da penetração e *gap*. Os resultados mostraram um padrão semelhante na distribuição das tensões entre os dois tipos de próteses em todas as simulações. No entanto, as SEQV máximas foram maiores na prótese parafusada. O valor máximo das SEQV foi 24% maior no parafuso da PFP comparada ao parafuso PFC, sob carga oblíqua. Nos implantes, os picos da SEQV foram 49% e 22% maiores na PFP sob carga vertical e oblíqua, respectivamente. Nos *abutments*, os picos foram 51% e 13% maiores na PFP sob carga vertical e oblíqua, respectivamente. Na análise do parafuso sob carga vertical, que avaliou o efeito desse carregamento sob o parafuso tensionado pelo torque, observou-se uma maior diminuição das SEQV e da pré-carga na PFP: tensões diminuídas em 23% contra 6% na prótese cimentada e pré-carga reduzida em 31% contra 19% na PFC. Na análise do deslocamento, sob carga vertical, percebeu-se uma penetração concentrada e maior nas roscas do parafuso da PFP, ao passo que na PFC a penetração máxima se localizou entre o *abutment* e o implante. Já o *gap* foi maior (118%) na PFP e se concentrou na extensão do *abutment*. Sob carga oblíqua, o padrão do deslocamento foi semelhante entre as próteses, mas com valores 66% e 96% maiores para penetração e *gap*,

respectivamente, para a PFP. Na análise das tensões principais, a PFP exibiu valores semelhantes aos da PFC no osso, quando consideradas as tensões  $\sigma_1$ . Quando as tensões  $\sigma_3$  foram avaliadas, a PFP exibiu picos em média 28% maiores, em ambos os carregamentos. O deslocamento no osso mostrou um padrão semelhante entre as próteses, para penetração e *gap*, em ambos os carregamentos, com valores também próximos. Concluiu-se que a PFP demonstrou risco biomecânico maior para falha no parafuso, implantes, *abutments* e na estrutura óssea sob tensões  $\sigma_3$ , comparada à PFC.

**Palavras-chave:** Biomecânica; Método dos elementos finitos; Prótese dentária fixada por implantes; Implantes dentários.

# BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SCREW AND CEMENT-RETAINED IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES VIA THE FINITE ELEMENT METHOD

## ABSTRACT

The implant-supported prostheses can be retained by screw or by cement. An important factor that may influence the choice of one of two types of retention is the distinct biomechanical behavior between them. Using the 3D finite element method, the stresses and displacement on the screws, implants, abutments, and periimplantar bone were compared. Two distinct models were constructed: porcelain fused to metal partial fixed implant supported prosthesis of three elements, retained by screws (SFP) or cement (CFP). Initially, the retaining screws of the prostheses were torqued to obtain the value of the preload. Then, vertical (100 N) and oblique loads (100 N) were applied to the models on the occlusal surface of the crowns. The maximum von Mises equivalent stresses (SEQV) were obtained on screws, implants, and abutments, while the bone was analyzed by the principal stresses  $\sigma_1$  and  $\sigma_3$ . Displacement among implant, abutment, and screw, and between bone and implant was identified by plotting penetration and gap. The results showed a similar pattern in the stresses distribution between the two types of prostheses in all simulations. However, the peaks of SEQV were higher in the SFP. The maximum stress was 24% higher in the screw of the SFP compared to the CFP under oblique loading. In the implants, the maximum SEQV were 49% and 22% higher in the SFP under vertical and oblique loads, respectively. In the abutments, the maximum SEQV were 51% and 13% higher in the SFP under vertical and oblique loads, respectively. In the analysis of the prosthetic screw under vertical load, which evaluated the effect of loading over the pre-tensioned screw, there was a higher decrease in stress and preload in the SFP: stress decreased by 23% against 6% in CFP, and preload was reduced by 31% in the SFP against 19% in the CFP. In the study of the displacement under vertical load, the SFP showed a greater penetration concentrated in the threads of the screw, while the CFP showed penetration located between abutment and implant. The gap was greater (118%) in the SFP, and concentrated on the abutment extension. Under oblique load, the displacement pattern was similar for

both prostheses, but with values 66% and 96% higher for penetration and gap, respectively, for the SFP. Under the criterion of principal stresses, the SFP showed similar values in the periimplant bone compared with the CFP, when considering the  $\sigma_1$ . The analysis of the  $\sigma_3$  showed stress peaks 28% higher in the SFP, considering vertical and oblique loads. The displacement in bone showed a similar pattern between the prostheses for both penetration and gap, under vertical and oblique loads, with also similar values. It was concluded that the SFP showed a higher biomechanical risk of failure in the screw, implants, abutments, and in bone structure under  $\sigma_3$  stresses, compared to the CFP.

**Keywords:** Biomechanics; Finite element method; Implant-supported dental prosthesis, Dental implants.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Reconstrução tridimensional de mandíbula obtida por tomografia computadorizada importada em <i>software</i> CAD e refinamento, mostrando osso cortical envolvendo o osso medular.....	30
FIGURA 2 - Segmento de mandíbula durante edição.....	30
FIGURA 3 - Modelo do segmento posterior de mandíbula após edição, simplificação.....	31
FIGURA 4 - Conjunto embutido na resina, após polimento e tratamento no metalizador.....	33
FIGURA 5 - Microscopia eletrônica de varredura do conjunto. Aumento de 5X.....	33
FIGURA 6 - Microscopia eletrônica de varredura do conjunto. Aumento de 15X. Detalhe do ápice do implante.....	34
FIGURA 7 - Medidas no implante.....	35
FIGURA 8 - Medidas no implante. Detalhe no ápice.....	35
FIGURA 9 - Medidas na plataforma do implante.....	36
FIGURA 10 - Implante modelado.....	37
FIGURA 11 - Corte coronal evidenciando a geometria interna do implante.....	37
FIGURA 12 - Parafuso modelado.....	38
FIGURA 13 - <i>Abutment</i> para prótese cimentada.....	38
FIGURA 14 - <i>Abutment</i> para prótese parafusada.....	38
FIGURA 15 - Três coroas unidas entre si representando a estrutura externa da prótese fixa.....	39
FIGURA 16 - Infraestrutura metálica para suporte da cerâmica para a prótese cimentada.....	40
FIGURA 17 - Camada de cimento.....	40
FIGURA 18 - Modelo montado da prótese parafusada. Vista vestibular.....	42
FIGURA 19 - Modelo montado da prótese parafusada. Corte coronal mostrando implantes inseridos no osso, <i>abutments</i> rotacionais fundidos à infraestrutura metálica, parafuso unindo prótese aos implantes e cerâmica de cobertura. Notar o pequeno <i>gap</i> entre o osso e o implante que foi posteriormente preenchido durante o pré-processamento.....	42
FIGURA 20 - Modelo montado da prótese parafusada. Volumes transparentes exibindo as diferentes partes.....	43
FIGURA 21 - Modelo montado da prótese parafusada. Corte sagital.....	43
FIGURA 22 - Modelo montado da prótese cimentada. Vista vestibular.....	44
FIGURA 23 - Modelo montado da prótese cimentada. Corte coronal mostrando implantes inseridos no osso, <i>abutments</i> antirrotacionais parafusados aos implantes e prótese metalocerâmica cimentada sobre os <i>abutments</i> .....	44

FIGURA 24 - Modelo montado da prótese cimentada. Volumes transparentes exibindo as diferentes partes. Implante à direita com o <i>abutment</i> sólido.....	45
FIGURA 25 - Modelo montado da prótese cimentada. Corte sagital.....	45
FIGURA 26 - Plotagem das superfícies de contato nos volumes dos implantes, <i>abutments</i> , parafusos e camada de cimento. Prótese cimentada.....	48
FIGURA 27 - Plotagem das superfícies de contato “ <i>target</i> ” nos volumes dos implantes, <i>abutments</i> e parafusos. Prótese parafusada.....	48
FIGURA 28 - Malha da prótese parafusada. Vista corte coronal.....	49
FIGURA 29 - Malha da prótese parafusada. Vista aproximada com destaque para junção <i>abutment</i> -implante: corte coronal. Notar refinamento da malha entre implante e osso e entre as roscas do parafuso e roscas internas do implante.....	49
FIGURA 30 - Malha da prótese parafusada. Vista aproximada com destaque para a coroa: corte coronal.....	50
FIGURA 31 - Malha da prótese cimentada. Vista corte coronal.....	50
FIGURA 32 - Malha da prótese cimentada. Vista aproximada com destaque para junção <i>abutment</i> -implante: corte coronal. Notar refinamento da malha entre implante e osso e entre as roscas do parafuso e roscas internas do implante.....	51
FIGURA 33 - Malha da prótese cimentada. Vista aproximada com destaque para a coroa: corte coronal. Notar refinamento da malha entre <i>abutment</i> , camada de cimento e infraestrutura protética.....	51
FIGURA 34 - Carga vertical de 100 N aplicada em cada dente da prótese.....	54
FIGURA 35 - Carga oblíqua de 100 N aplicada em cada dente da prótese, no sentido vestibulo-lingual.....	54
FIGURA 36 - Gráfico de convergência de uma simulação do presente trabalho. Os pontos de intersecção das linhas representam a convergência de cada <i>sub-step</i> dentro de um <i>load-step</i> .....	55
FIGURA 37 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada tensionado pelo torque: tensões equivalentes de von Mises.....	58
FIGURA 38 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada tensionado pelo torque: tensões equivalentes. Corte coronal.....	59
FIGURA 39 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes.....	59
FIGURA 40 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes. Corte coronal.....	60
FIGURA 41 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.....	60
FIGURA 42 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Corte coronal.....	61
FIGURA 43 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada tensionado pelo torque: tensões equivalentes.....	61



FIGURA 44 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada tensionado pelo torque: tensões equivalentes. Corte coronal.....	62
FIGURA 45 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes.....	62
FIGURA 46 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes. Vista seccionada.....	63
FIGURA 47 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.....	63
FIGURA 48 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Corte coronal.....	64
FIGURA 49 - Tendência ao deslocamento e deformação da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Notar a tendência ao dobramento do parafuso no sentido vestibulo-lingual, sentido de aplicação da carga, indicando risco de fratura no pescoço liso acima das roscas. Corte sagital.....	64
FIGURA 50 - Tendência ao deslocamento e deformação da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Notar a tendência ao dobramento do parafuso no sentido vestibulo-lingual, sentido de aplicação da carga, indicando risco de fratura no pescoço liso acima das roscas. Corte sagital.....	65
FIGURA 51 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.....	68
FIGURA 52 - Penetração das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.....	68
FIGURA 53 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.....	69
FIGURA 54 - Penetração das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.....	69
FIGURA 55 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.....	70
FIGURA 56 - Penetração das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.....	70
FIGURA 57 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.....	71
FIGURA 58 - Penetração das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.....	71
FIGURA 59 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.....	72
FIGURA 60 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.....	72
FIGURA 61 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.....	73

FIGURA 62 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.....	73
FIGURA 63 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.....	74
FIGURA 64 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.....	74
FIGURA 65 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do implante, <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.....	75
FIGURA 66 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre partes do <i>abutment</i> e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.....	75
FIGURA 67 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	78
FIGURA 68 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	79
FIGURA 69 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	79
FIGURA 70 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	80
FIGURA 71 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	80
FIGURA 72 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_1$ .....	81
FIGURA 73 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	81
FIGURA 74 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	82
FIGURA 75 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.....	82
FIGURA 76 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.....	83
FIGURA 77 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.....	83
FIGURA 78 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.....	84
FIGURA 79 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	84

FIGURA 80 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	85
FIGURA 81 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	85
FIGURA 82 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	86
FIGURA 83 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	86
FIGURA 84 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_1$ .....	87
FIGURA 85 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	87
FIGURA 86 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	88
FIGURA 87 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	88
FIGURA 88 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	89
FIGURA 89 - Vista oclusal aproximada com destaque para face lingual da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor .....	89
FIGURA 90 - Vista oclusal aproximada com destaque para face lingual da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.....	90
FIGURA 91 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese parafusada.....	92
FIGURA 92 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese cimentada.....	92
FIGURA 93 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lingual da prótese parafusada.....	93
FIGURA 94 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese parafusada.....	93
FIGURA 95 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lingual da prótese cimentada.....	94
FIGURA 96 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese cimentada.....	94
FIGURA 97 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese parafusada.....	95
FIGURA 98 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese cimentada.....	95

FIGURA 99 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.....	96
FIGURA 100 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese parafusada.....	96
FIGURA 101 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.....	97
FIGURA 102 - <i>Gap</i> das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese cimentada.....	97
FIGURA 103 - Vista vestibular dos implantes da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes.....	99
FIGURA 104 - Vista vestibular dos implantes da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes.....	100
FIGURA 105 - Vista lingual dos implantes da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Área em cinza representa tensões acima do limite máximo da escala.....	100
FIGURA 106 - Vista lingual dos implantes da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.....	101
FIGURA 107 - <i>Abutment</i> da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do <i>abutment</i> seccionado no plano coronal.....	102
FIGURA 108 - <i>Abutment</i> da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do <i>abutment</i> seccionado no plano coronal.....	102
FIGURA 109 - <i>Abutment</i> da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do <i>abutment</i> seccionado no plano coronal.....	103
FIGURA 110 - <i>Abutment</i> da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do <i>abutment</i> seccionado no plano coronal.....	103
FIGURA 111 - Camada de cimento da prótese cimentada sob carga vertical. Tensões principais $\sigma_1$ .....	104
FIGURA 112 - Camada de cimento da prótese cimentada sob carga oblíqua. Tensões principais $\sigma_1$ .....	104
FIGURA 113 - Vista geral vestibular da prótese sob carga vertical, tensões de von Mises. A: parafusada. B: cimentada.....	105
FIGURA 114 - Vista aproximada lateral da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões de von Mises. Notar a clara tendência à formação de <i>gap</i> entre a estrutura protética e o implante.....	106
FIGURA 115 - Vista aproximada lateral da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões de von Mises. Notar a tendência à formação de <i>gap</i> , menor que na prótese parafusada, entre a estrutura protética e o implante.....	106
FIGURA 116 - Corte coronal da prótese parafusada. Torque nos parafusos. Tensões de Von Mises.....	107

FIGURA 117 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises.....	108
FIGURA 118 - Corte coronal da prótese cimentada. Torque nos parafusos. Tensões de Von Mises.....	108
FIGURA 119 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises. Áreas em cinza representam tensões acima do limite máximo da escala.....	109
FIGURA 120 - Corte coronal da prótese parafusada. Carga vertical. Tensões de von Mises.	109
FIGURA 121 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Carga vertical. Tensões de von Mises.....	110
FIGURA 122 - Corte coronal da prótese cimentada. Carga vertical. Tensões de Von Mises..	110
FIGURA 123 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Carga vertical. Tensões de von Mises.....	111
FIGURA 124 - Corte coronal da prótese parafusada. Carga oblíqua. Tensões de Von Mises	111
FIGURA 125 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.....	112
FIGURA 126 - Corte coronal da prótese cimentada. Carga oblíqua. Tensões de Von Mises..	112
FIGURA 127 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.....	113

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no estudo.....	46
TABELA 2 - Coeficiente de atrito entre materiais utilizados no estudo.....	46
TABELA 3 - Propriedades anisotrópicas do osso.....	47
TABELA 4 - Tamanho da aresta de cada elemento por área.....	52
TABELA 5 - Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.....	65
TABELA 6 - Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, com o torque e após carga vertical. Variação (%) sugerindo a perda de pré-carga no parafuso.....	66
TABELA 7 - Valores da pré-carga em ambas as próteses, com o torque e após carga vertical. Variação (%) mostrando a diminuição da pré-carga.....	66
TABELA 8 - Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, com o torque e após carga oblíqua. Variação (%) mostrando o aumento das tensões.....	66
TABELA 9 – Deslocamento máximo em mm (penetração) do abutment e parafuso dentro do implante. Diferença (%) entre os valores.....	76
TABELA 10 - Deslocamento máximo em mm ( <i>gap</i> ) do <i>abutment</i> e parafuso dentro do implante. Diferença (%) entre os valores.....	76
TABELA 11 - Comparação entre a prótese parafusada e cimentada considerando-se as tensões máximas principais $\sigma_1$ , sob carregamento vertical e oblíquo. Sinal negativo significando diferença em favor da cimentada.....	90
TABELA 12 - Comparação entre a prótese parafusada e cimentada considerando-se as tensões máximas principais $\sigma_3$ , sob carregamento vertical e oblíquo.....	90
TABELA 13 - Deslocamento máximo em mm (penetração) entre implante e osso. Diferença (%) entre os valores. Sinal negativo indicando diferença em favor da prótese cimentada.....	98
TABELA 14 - Deslocamento máximo em mm ( <i>gap</i> ) entre implante e osso. Diferença (%) entre os valores.....	98
TABELA 15 - Valores das tensões máximas de von Mises no implante em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.....	101
TABELA 16 - Valores das tensões máximas de von Mises no <i>abutment</i> em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.....	103

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D - Tridimensional

CAD - *Computer-Aided Design*

CAE - *Computer-Aided Engineering*

MEF - Método dos elementos finitos

MEV - Microscopia eletrônica por varredura

MPC - *Multi-Point-Constraints*

STL - *Stereolithography*

UCLA - *Universal Castable Long Abutment*

## LISTA DE SÍMBOLOS

$E$  - Módulo de Young

$G$  - Módulo de cisalhamento

$\sigma_1$  - Tensão(ões) principal(is) 1

$\sigma_3$  - Tensão(ões) principal(is) 3

$\nu$  - Coeficiente de Poisson

$sc$  - Limite de resistência à compressão

$st$  - Limite de resistência à tração

AuPd - Ouro-Paládio

cm - Centímetro(s)

CoCr - Cobalto-Cromo

mm - Milímetro(s)

MPa - Mega Pascal(s)

N - Newton(s)

Ti - Titânio



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>5</b>
2.1 Vantagens e desvantagens das próteses parafusadas e cimentadas.....	5
2.1.1 Qualidade de adaptação.....	5
2.1.2 Afrouxamento de parafusos.....	7
2.1.3 Facilidade de confecção e custo.....	8
2.1.4 Oclusão e estética.....	8
2.1.5 Retenção e problemas relacionados à cimentação.....	10
2.1.6 Estudos mecânicos visando à análise de tensões.....	12
2.1.7 Estudos clínicos e de previsibilidade mecânica.....	16
2.2 Biomecânica das próteses implantossuportadas - tensão no osso de suporte, sua relação com a adaptação protética e importância clínica.....	20
2.3 Método dos elementos finitos.....	25
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>27</b>
3.1 Objetivo geral.....	27
3.2 Objetivos específicos.....	27
<b>4 HIPÓTESE.....</b>	<b>28</b>
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>29</b>
5.1 Modelagem dos modelos.....	29
5.1.1 Modelagem do osso.....	29
5.1.2 Modelagem dos implantes, <i>abutments</i> e parafuso.....	31
5.1.3 Edição dos <i>abutments</i> , modelagem da prótese, infraestrutura protética, camada de cimento e montagem final dos modelos.....	39
5.2 Pré-processamento.....	46

5.3 Processamento.....	52
5.4 Pós-processamento - Coleta dos resultados.....	55
<b>6 RESULTADOS</b> .....	<b>57</b>
6.1 Parafuso protético e conjunto implante- <i>abutment</i> -parafuso.....	57
6.2 Osso periimplantar.....	76
6.3 Implantes, <i>abutments</i> , camada de cimento e conjuntos.....	98
<b>7 DISCUSSÃO</b> .....	<b>114</b>
7.1 Simplificações e definições adotadas no estudo.....	114
7.2 A escolha do sistema de implantes e da prótese parcial fixa.....	117
7.3 Risco mecânico: análise no parafuso e no conjunto parafuso- <i>abutment</i> -implante.....	118
7.4 Risco biológico: análise no tecido ósseo periimplantar.....	121
7.5 Considerações gerais.....	124
<b>8 CONCLUSÕES</b> .....	<b>126</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>127</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral por meio de próteses suportadas por implantes osseointegrados é uma alternativa de tratamento consagrada cientificamente (ADELL *et al.*, 1981). O protocolo original dos estudos pioneiros de P-I Brånemark e colaboradores (BRANEMARK *et al.*, 1977) baseava-se exclusivamente nas próteses retidas por parafusos, em um sistema com um *abutment* intermediário parafusado ao implante e a prótese parafusada ao *abutment*. A partir desse conceito, inúmeros trabalhos confirmaram o sucesso dessa aplicação, principalmente em pacientes totalmente desdentados (ADELL *et al.*, 1990; LINDQUIST *et al.*, 1996; EKELUND *et al.*, 2003; ATTARD e ZARB, 2004). No entanto, com o desenvolvimento de novos sistemas de implantes e de novas técnicas restauradoras, a prótese implantossuportada retida por cimento se tornou uma opção, especialmente para casos de próteses unitárias e parciais fixas (BUSER *et al.*, 1988; LEWIS *et al.*, 1989).

Como o conceito da prótese sobre implantes cimentada foi posterior e inicialmente contraditório ao protocolo das próteses retidas por parafuso proposto por Brånemark, dúvidas emergiram a respeito dessa modalidade de restauração. Contudo, a aplicabilidade clínica da prótese cimentada foi observada com o desenvolvimento do sistema ITI Bonafit<sup>®</sup> no fim dos anos de 1980, que possibilitava a cimentação de coroas e próteses sobre um pilar parafusado ao implante (BUSER *et al.*, 1988). Na mesma época, para o padrão de implantes Branemark<sup>®</sup>, foi apresentado o *abutment* UCLA (LEWIS *et al.*, 1988). Esse *abutment* dispensava o componente intermediário e possibilitava, além de próteses parafusadas ao nível da plataforma do implante, a confecção de próteses implantossuportadas retidas por cimento (LEWIS *et al.*, 1989). Posteriormente, foi disponibilizado um *abutment* específico para prótese unitária cimentada, também para o sistema Branemark<sup>®</sup>, o Cera-One<sup>®</sup> (ANDERSSON *et al.*, 1992), uma vez que as restaurações unitárias parafusadas apresentavam problemas constantes de afrouxamento de parafusos (JEMT *et al.*, 1991). Seguiram-se estudos que demonstraram a eficácia das próteses cimentadas múltiplas e unitárias, sendo atualmente uma modalidade frequentemente utilizada nas reabilitações implantossuportadas (SINGER e SERFATY, 1996;

ANDERSSON *et al.*, 1998; VIGOLO *et al.*, 2004; JEMT, 2009; SHERIF *et al.*, 2011; CHAAR *et al.*, 2011; NISSAN *et al.*, 2011).

Vantagens e desvantagens das próteses parafusadas e cimentadas têm merecido grande atenção de pesquisadores ao longo dos últimos anos. Aspectos como passividade de adaptação, qualidade da adaptação marginal, retenção, fatores oclusais, estética, reversibilidade, facilidade de confecção, custos, saúde óssea e gengival e sobrevivência são abordados em estudos clínicos comparativos e de revisão da literatura (MISCH, 1995; HEBEL e GAJJAR, 1997; MICHALAKIS *et al.*, 2003; LEE *et al.*, 2010; SHERIF *et al.*, 2011; NISSAN *et al.*, 2011; SAILER *et al.*, 2012; de BRANDÃO *et al.*, 2013). Além disso, alguns estudos têm comparado o comportamento biomecânico das próteses parafusadas e cimentadas, sem, contudo, apresentar resultados unânimes (KIM *et al.*, 1999; PIETRABISSA *et al.*, 2000a; GUICHET *et al.*, 2000; HECKMANN *et al.*, 2004; KARL *et al.*, 2006; KARL *et al.*, 2008; AKÇA *et al.*, 2009; PELLIZZER *et al.*, 2010; AGUIAR JR. *et al.*, 2012).

Os estudos biomecânicos são essenciais para se observar o comportamento das tensões e deslocamentos gerados pelas forças mastigatórias no sistema osso-implante-prótese. No início da implantodontia contemporânea baseada na osseointegração, alguns estudos estabeleceram conceitos biomecânicos aplicáveis às próteses implantossuportadas que têm sido seguidos até os dias atuais (ADELL *et al.*, 1981; SKALAK, 1983). Esses trabalhos pregavam a necessidade de se controlar as forças geradas na interface osso-implante para se preservar a osseointegração. O maior temor seria que o excesso de tensão transferido do implante diretamente ao osso, diferentemente do dente que possui o ligamento periodontal ligando-o ao osso, viesse a causar reabsorção óssea, levando à falha da osseointegração. Atualmente, sabe-se que a concentração de tensões nos componentes do sistema implante-osso-prótese pode levar a problemas mecânicos e biológicos (ISIDOR, 2006). A dinâmica de manutenção e remodelação da estrutura óssea é dependente de estímulos mecânicos que provocam tensões e deformações na mesma (FROST, 1987, 2004; BRUNSKI, 1999; ISIDOR, 2006; TAYLOR *et al.*, 2007; AL NAZER *et al.*, 2012), da mesma forma que a estabilidade mecânica da junção implante-*abutment*-prótese também é condicionada às tensões e deslocamentos que atuam nesse sistema (SKALAK, 1983; BRUNSKI, 1999). Picos de tensões concentrados no osso de suporte podem causar perda óssea marginal e

até a falha total do implante (QUIRYNEN *et al.*, 1992; ISIDOR, 1996; MIYATA *et al.*, 2000; GECKILI *et al.*, 2012). Tensões aumentadas localizadas nos componentes protéticos estão relacionadas às falhas mecânicas, como afrouxamento e fratura de parafusos (TAYLOR e AGAR, 2002; SILVA *et al.*, 2008; HSU *et al.*, 2012).

Vários aspectos podem influenciar a intensidade e padrões de tensões e deslocamentos na interface osso-implante-prótese, sendo um deles a maneira de assentamento da prótese. Sugeriu-se, em teoria, que as próteses cimentadas apresentariam uma adaptação de maior qualidade, considerada passiva, uma vez que a discrepância marginal entre a estrutura protética e os *abutments* seria preenchida pelo cimento, sendo esse capaz de “absorver” cargas, conseqüentemente gerando menores tensões (MISCH, 1995). Nas próteses parafusadas, especialmente nas múltiplas, o torque de apertamento no parafuso diminuiria ou fecharia o *gap* entre a estrutura protética e os implantes, gerando tensões residuais, o que explicaria uma tensão possivelmente maior quando comparada às próteses cimentadas (GUICHET *et al.*, 2000). Com isso, estudos biomecânicos têm buscado comparar a geração de tensões em próteses parafusadas e cimentadas. Métodos como fotoelasticidade, fotoelasticidade com *strain-gauges*, *strain gauges in vivo*, *strain gauges* em osso cadavérico, *strain gauges* em bloco de resina vêm sendo empregados (KIM *et al.*, 1999; PIETRABISSA *et al.*, 2000a; GUICHET *et al.*, 2000; HECKMANN *et al.* 2004; KARL *et al.*, 2006; KARL *et al.*, 2008; AKÇA *et al.*, 2009; PELLIZZER *et al.*, 2010; AGUIAR JR. *et al.*, 2012). Entretanto, os resultados observados são controversos. Portanto, a análise biomecânica de próteses implantossuportadas é essencial para prever riscos de falhas mecânicas, como afrouxamento de parafusos, bem como falhas biológicas, como perda óssea marginal.

O método dos elementos finitos (MEF) tem sido utilizado em implantodontia para análises biomecânicas em diversas simulações, como, por exemplo, na avaliação das tensões na interface osso-implante, na interface intermediário-implante, nos componentes protéticos, entre outras aplicações (GENG *et al.*, 2001; ALKAN *et al.*, 2004; NATALI *et al.*, 2006; VAN STADEN *et al.*, 2006; ÇAGLAR *et al.*, 2006; WANG *et al.*, 2009; STRECKBEIN *et al.*, 2012; BAL *et al.*, 2013). Trata-se de uma técnica de simulação numérica que se presta à análise de tensão, deformação e deslocamento, entre outras aplicações, em estruturas de

qualquer geometria. Para a análise, necessita-se de uma representação computacional da geometria do objeto a ser estudado com suas propriedades mecânicas. Essa representação digital é decomposta em pequenos elementos, que mantêm as mesmas características do objeto original. Os elementos são conectados entre si por nós, formando uma malha de elementos finitos, sobre a qual se impõe solicitações externas. Como se trata de um método numérico, baseado nas equações diferenciais que descrevem a mecânica do problema, não é invasivo nem destrutivo (GENG *et al.*, 2001; VAN STADEN *et al.*, 2006; LOTTI *et al.*, 2006; KARL *et al.*, 2009).

Com o desenvolvimento das alternativas restauradoras na implantodontia, algumas dúvidas surgiram com relação à forma de se restaurar um implante osseointegrável, sendo uma das questões mais comuns a escolha entre uma prótese implantossuportada parafusada ou cimentada. Estudos recentes têm procurado elucidar cientificamente as diferenças, indicações, vantagens e desvantagens desses dois tipos de fixação. Entretanto, a possível diferença do comportamento biomecânico das próteses retidas por parafuso ou cimento, no que se refere à tensão e deslocamento nos componentes protéticos e ao tecido ósseo periimplantar, vem sendo explorada superficialmente. Portanto, o objetivo desse trabalho foi comparar as tensões e deslocamentos em próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas por meio do método dos elementos finitos.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Vantagens e desvantagens das próteses parafusadas e cimentadas

Diante de implantes com posicionamento tridimensional adequado, a decisão pela escolha de uma prótese implantossuportada retida por cimento ou por parafuso pode ser difícil para o clínico. A principal vantagem das próteses parafusadas é a reversibilidade, enquanto são citadas como vantagens das próteses cimentadas a possibilidade de um assentamento passivo, a estética e oclusão superiores e afrouxamento de parafuso menos provável (MISCH, 1995; TAYLOR *et al.*, 2000; TAYLOR e AGAR, 2002; LEE *et al.*, 2010). Todavia, é necessário se conhecer melhor os mecanismos dessas possíveis vantagens de cada tipo de prótese, além de aspectos clínicos como a manutenção dos tecidos mole e duro periimplantar, a fim de se selecionar a mais indicada modalidade de retenção das próteses dependendo do tipo de tratamento.

#### 2.1.1 Qualidade de adaptação

Keller *et al.* (1998), em uma análise microbiológica, observaram em pacientes que possuíam simultaneamente próteses cimentadas e parafusadas construídas sobre implantes ITI<sup>®</sup> que a contagem bacteriana após cultura foi maior significativamente nas coletas do tecido periimplantar das próteses cimentadas. Relataram também a presença de microrganismos na parte interna das estruturas protéticas parafusadas. Os autores concluíram que o *gap* entre o implante e *abutment* na prótese parafusada seria um caminho de contaminação para os componentes internos da prótese. Além disso, confirmaram o impacto da microflora bucal na contaminação dos implantes, sendo esse fato mais relevante do que o tipo de conexão protética.

Keith *et al.* (1999) compararam *in vitro* a discrepância marginal entre coroas unitárias cimentadas e parafusadas. Dez implantes ITI<sup>®</sup> receberam *abutments* intermediários sobre os quais coroas metalocerâmicas confeccionadas sobre cilindros com a base em ouro foram parafusadas. Outras 10 coroas metalocerâmicas foram confeccionadas sobre pilares sólidos desenvolvidos para

próteses retidas por cimento, sendo fixadas posteriormente com cimentos de ionômero de vidro e fosfato de zinco. A interface coroa-*abutment* foi analisada sobe microscopia óptica. Observou-se uma desadaptação significativamente menor entre as coroas parafusadas (média de 8,5  $\mu\text{m}$ ) comparadas às cimentadas, independentemente do tipo de cimento, previamente e após a cimentação. Entre as coroas cimentadas, houve uma discrepância marginal significativamente menor entre aquelas cimentadas com cimento de ionômero de vidro (média de 57,4  $\mu\text{m}$ ), comparadas às fixadas com fosfato de zinco (média de 67,4  $\mu\text{m}$ ).

Piattelli *et al.* (2001) compararam a adaptação, penetração de fluidos e bactérias entre 12 próteses sobre implantes de conexão externa retidas por cimento e 12 por parafusos, *in vitro*. Na análise por microscopia eletrônica de varredura foi observado um *gap* de 2 a 7  $\mu\text{m}$  no grupo parafusado e um *gap* médio de 7  $\mu\text{m}$  entre as próteses cimentadas. No entanto, a discrepância marginal foi completamente selada pelo cimento. Não foram observadas infiltrações de corante e bactéria no grupo das próteses retidas por cimento, ao mesmo tempo em que o corante e bactéria puderam penetrar na junção implante-*abutment*. Mesmo sob condições laboratoriais, em que a solubilidade do cimento não foi considerada, os autores concluíram que as próteses cimentadas apresentaram resultados superiores se comparadas às parafusadas com relação à estanqueidade de fluidos e bactérias.

Oyague *et al.* (2009) avaliaram a qualidade de adaptação de estruturas de próteses implantossuportadas cimentadas, variando-se o tipo de liga metálica e revestimento. Trinta próteses fixas de três elementos foram confeccionadas em ligas de CoCr, Ti e AuPd. Após cimentação, a interface entre a estrutura protética e o intermediário foi analisada por microscopia eletrônica de varredura para mensuração do desajuste vertical. Todas as estruturas apresentaram adaptação aceitável (< 80  $\mu\text{m}$ ), embora os desajustes das próteses em CoCr tenham sido maiores significativamente que as de Ti e AuPd.

Tosches *et al.* (2009) compararam a qualidade da adaptação marginal entre próteses cimentadas e parafusadas do sistema Straumann<sup>®</sup>, com diferentes componentes protéticos e gessos distintos. A verificação do desajuste vertical e horizontal foi realizada sob microscopia óptica. Não houve diferenças significativas entre os grupos e os valores encontrados foram satisfatórios em todas as situações estudadas.



Assenza *et al.* (2012) avaliaram o selamento de três diferentes conexões protéticas. Foram testados: implante de conexão interna trilobular com *abutment* parafusado; implante de conexão interna e *abutment* cimentado diretamente no implante e implante cone morse com *abutment* parafusado. Bactérias foram inoculadas dentro dos implantes, os *abutments* instalados sobre os mesmos e os espécimes imersos até o nível da junção implante-*abutment* em solução nutritiva. Após 28 dias, avaliou-se o crescimento bacteriano na solução, o que demonstraria a capacidade das bactérias de saírem de dentro do implante. Os resultados mostraram uma menor permeabilidade para os implantes com *abutment* cimentado e cone morse, comparado ao implante de conexão interna trilobular.

### 2.1.2 Afrouxamento de parafusos

O afrouxamento e fratura de parafusos aparecem como uma das complicações mecânicas mais comuns das reabilitações implantossuportadas, ocorrendo em cerca de 5% das próteses em cinco anos (PJETURSSON *et al.*, 2012). Tais problemas geralmente levam a um número maior de consultas do que o inicialmente planejado, causando transtornos indesejáveis ao clínico e ao paciente.

Drago (2003) estudou o comportamento de parafusos de ouro Gold-Tite 3i<sup>®</sup> de união do *abutment* ao implante, em próteses unitárias cimentadas. Após um ano de função, 104 coroas puderam ser avaliadas, observando-se afrouxamento do parafuso em apenas uma restauração.

Duncan *et al.* (2003) reportaram sobre problemas encontrados em próteses sobre implantes unitárias, parciais e totais, parafusadas ou cimentadas, após um período de três anos. Oitenta e três implantes ITI<sup>®</sup> foram restaurados com próteses unitárias e parciais, sendo 41 cimentadas sobre *abutments* sólidos com fosfato de zinco e 42 parafusadas sobre *abutments* do tipo Octa<sup>®</sup>. Quatro dos 14 pacientes tratados com próteses parafusadas para perdas unitárias e parciais apresentaram afrouxamento de parafusos, enquanto os 18 pacientes com próteses cimentadas não apresentaram problemas relacionados ao parafusamento do *abutment* ao implante.

Doring *et al.* (2004) avaliaram o sucesso clínico do implante Ankylos<sup>®</sup> em restaurações unitárias após oito anos de função. Duzentos e setenta e cinco

implantes foram instalados nas regiões anteriores e posteriores, sendo reabilitados com coroas unitárias metalocerâmicas ou *metal-free* cimentadas com ionômero de vidro. Até o final da avaliação, não houve problemas mecânicos nas próteses, como afrouxamento ou fratura de parafuso e fratura da coroa.

Assenza *et al.* (2005) confeccionaram próteses cimentadas de um lado da mandíbula e parafusadas no outro lado da mandíbula de cães. Verificou-se, após o período de um ano, um maior afrouxamento de parafusos de fixação *abutment-implante* entre as próteses parafusadas comparadas às próteses retidas por cimento.

### **2.1.3 Facilidade de confecção e custo**

A fabricação das próteses cimentadas tende a ser menos complexa que a das próteses parafusadas, uma vez que as técnicas seguem os protocolos tradicionais de confecção de próteses dentossuportadas. Geralmente, os componentes da prótese cimentada são menos onerosos, levando a um custo menor das próteses cimentadas comparada às parafusadas (MISCH, 1995; KEITH *et al.*, 1999; TAYLOR e AGAR, 2002; MICHALAKIS *et al.*, 2003; LEE *et al.*, 2010).

### **2.1.4 Oclusão, estética e resistência**

Hebel e Gajjar (1997) discutiram, a partir da literatura, aspectos de estética e oclusão alcançados em próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas. De acordo com os autores, os cerca de 3 mm de diâmetro do parafuso de fixação exigem, no mínimo, uma abertura oclusal das próteses parafusadas de 3 mm. Essa abertura representa mais que 50% da mesa oclusal de um pré-molar e cerca de um terço da mesa oclusal de um molar. A área aberta para a passagem do parafuso coincide com uma região crítica de contatos para se atingir uma oclusão ótima. O material restaurador utilizado para o fechamento do acesso não proporcionaria estabilidade dos contatos em longo prazo, além de ser esteticamente desagradável. Além disso, nos dentes anteriores, a abertura na região palatina poderia determinar uma anatomia que não seria capaz de proporcionar movimentos de desocclusão harmônicos, afetando negativamente a guia anterior. Com relação às

próteses cimentadas, todas as superfícies anatômicas permaneceriam em cerâmica, mantendo os contatos oclusais, guia anterior e a estética. Os autores concluíram que os fatores oclusais e a estética não deveriam ser sacrificados em busca da reversibilidade proporcionada pelas próteses parafusadas. Com o aumento da sobrevivência das próteses implantossuportadas e o conhecimento dos cimentos, a reversibilidade teria menor importância.

Michalakis *et al.* (2003) observaram que o problema estético proporcionado pela abertura oclusal para o parafuso das próteses parafusadas era limitado aos pré-molares e molares e que as resinas opacas modernas minimizavam o sombreamento acinzentado causado pelo parafuso, embora raramente eliminavam toda a sombra. Esse problema, obviamente, não existia nas próteses cimentadas.

Torrado *et al.* (2004) avaliaram a resistência à fratura da porcelana em coroas para próteses parafusadas e cimentadas. Foram confeccionados 40 coroas metalocerâmicas simulando pré-molares standardizados, sendo 10 coroas parafusadas com o orifício no centro da mesa oclusal, 10 parafusadas com o orifício deslocado 1 mm do centro do elemento, 10 coroas cimentadas com diâmetro vestibulo-lingual de 5 mm e outras 10 com o diâmetro de 4 mm. Os espécimes foram submetidos à força direcionada no sentido axial no centro da coroa até a fratura da porcelana. Os autores observaram que as próteses parafusadas exibiram menor resistência significativa à fratura comparada às próteses cimentadas e que não houve diferenças significativas na resistência à fratura dentro dos grupos de próteses parafusadas (orifício no centro e deslocado) e cimentadas (distâncias vestibulo-linguais de 5 e de 4 mm).

Taylor *et al.* (2004) sugeriram o uso de uma técnica mista restauradora para se otimizar a estética das próteses implantossuportadas parafusadas. Resinas ou tintas opacas seriam introduzidas no orifício e uma resina borrachóide com características de expansão após a polimerização seria utilizada na porção superficial da abertura.

Zarone *et al.* (2007) avaliaram em laboratório a resistência à fratura de coroas metalocerâmica parafusadas e cimentadas sobre implantes. Coroas parafusadas e cimentadas foram submetidas a forças compressivas até a fratura. Em seguida, os espécimes foram analisados sob microscopia eletrônica. Não houve diferenças significativas entre os valores máximos de carga suportada pelas coroas,

mesmo as próteses cimentadas apresentando resistência maior e todas as fraturas ocorreram na porcelana. Houve um padrão de fratura próximo ao orifício de entrada do parafuso nas próteses parafusadas. Os autores concluíram que ambas as próteses apresentaram valores de resistência suficientes para suportar as cargas produzidas pela mastigação

Lee *et al.* (2010) afirmaram que, com o correto planejamento e execução da instalação do implante em uma posição protética ideal, tanto a prótese cimentada quanto a parafusada podem exibir estética adequada. Para o fechamento do orifício oclusal de acesso ao parafuso nas próteses parafusadas, os autores sugerem o uso de um opaco para mascarar a sombra do metal.

### **2.1.5 Retenção e problemas relacionados à cimentação**

Agar *et al.* (1997) observaram a remoção de diferentes cimentos por diferentes instrumentos em coroas cimentadas sobre *abutments* com margens simuladas em posição subgingival. Sobre um modelo de resina contendo réplica de implante, foi parafusado um intermediário Cera-One<sup>®</sup>, e um silicone de adição simulando a gengiva foi vertida ao redor do intermediário para que as margens do Cera-One<sup>®</sup> ficassem aproximadamente 1,5 mm nas faces vestibular e lingual e 3 mm nas faces interproximais, apicalmente ao silicone. Coroas foram cimentadas com ionômero de vidro, cimento resinoso e fosfato de zinco e seis profissionais utilizaram curetas com cobertura em ouro, curetas plásticas e sonda exploradora metálica para retirar excesso de todos os cimentos. Os intermediários foram observados sob microscopia óptica com aumento de 20 vezes e revelaram arranhões e remanescentes de cimento em todas as combinações de instrumento e tipo de cimento, mesmo os profissionais sendo experientes e com a percepção de que haviam retirado todo o cimento. Os autores concluíram que a remoção do excesso de cimento das margens subgingivais é extremamente crítica.

Pauletto *et al.* (1999) reportaram quatro casos de complicações em coroas implantossuportadas cimentadas sobre *abutments* Cera-One<sup>®</sup>. Após levantamento de retalho, foi visualizado excesso de cimento na porção subgingival nas quatro oportunidades. Em todos os casos, os sinais foram mucosite com edema, aumento da profundidade de sondagem, sangramento e/ou supuração à sondagem

e perda óssea marginal visualizada radiograficamente. Os autores frisaram a importância de se ater aos princípios clássicos da odontologia restauradora tradicional. Lembraram o trabalho clássico de Waerhaug (1956), que demonstrou que a rugosidade do cimento residual aumentava a retenção de placa subgengival, podendo causar inflamação e outros transtornos.

Dumbrigue *et al.* (2002) sugeriram que o cimento deveria ser colocado apenas na porção coronal interna da coroa a ser fixada. Essa quantidade de cimento seria capaz de escoar pelas paredes axiais até a margem do pilar, reduzindo o excesso nessa região marginal. No entanto, a técnica poderia resultar em um incompleto selamento da interface coroa-pilar. Os autores também sugeriram que a coroa poderia ser cimentada de forma extrabucal em um análogo referente ao pilar em boca. O excesso de cimento seria removido da margem coroa-análogo e, rapidamente, antes da presa do cimento, a coroa deveria ser cimentada, sem nova adição de cimento, ao pilar parafusado boca.

Valbao Jr. *et al.* (2001) e Schwedhelm *et al.* (2003) descreveram um método semelhante de fabricação de coroas unitárias implantossuportadas a serem cimentadas visando a um melhor assentamento e à minimização do escoamento de cimento para a região subgengival. Um orifício de escape de diâmetro reduzido é confeccionado na face palatina da coroa para facilitar o escoamento do cimento e, posteriormente à cimentação, o orifício é selado com material restaurador. A diferença entre as técnicas é que Valbao Jr. *et al.* (2001) promovem uma depressão no pilar coincidente com o orifício da coroa, porém de diâmetro menor, e utilizam cimento provisório. Com isso, os autores afirmam conseguir retenção adequada com o mínimo de escoamento de cimento para a área subgengival.

Thomas (2009) encontrou uma correlação positiva entre excesso de cimento subgengival e sinais clínicos de inflamação periimplantar, em próteses implantossuportadas cimentadas. Foram analisados os sulcos gengivais, por meio de endoscópio, de 42 implantes com sinais clínico-radiográficos de mucosite ou periimplantite e 20 implantes sem sinais (controles). Oitenta e um por cento dos implantes com sinais de inflamação apresentaram restos de cimento subgengival, enquanto nenhum dos implantes do grupo controle mostrou excesso de cimento. Após a remoção do cimento, na reavaliação de 30 dias, houve resolução dos sinais de inflamação em 74% dos implantes.

Pjetursson *et al.* (2012), em uma revisão sistemática que identificou complicações biológicas e técnicas em próteses implantossuportadas após 5 anos, reportaram que 4,7% das próteses perderam a retenção por falha no cimento nesse período. Embora não muito frequente, é um problema que pode levar à falha da prótese.

### 2.1.6 Estudos mecânicos visando à análise de tensões

Kim *et al.* (1999), utilizando modelos fotoelásticos e transdutores de deformações, compararam as tensões resultantes da aplicação de força vertical em implantes de conexão externa suportando próteses cimentadas provisoriamente, cimentadas definitivamente e parafusadas, em três desenhos (unitárias, sobre dois implantes, e sobre dois implantes com *cantilever* distal). No grupo unitário, as próteses retidas por cimento provisório exibiram as menores tensões, enquanto não houve diferença significativa entre os desenhos na situação de próteses sobre dois implantes. No grupo com próteses com *cantilever*, as estruturas cimentadas provisoriamente mostraram maiores tensões na porção cervical distal do implante distal, enquanto as próteses retidas por cimento definitivo e as parafusadas apresentaram maiores tensões na região apical dos implantes. Os autores frisaram que em todos os testes, as próteses cimentadas definitivamente tiveram comportamento semelhante às próteses parafusadas.

Pietrabissa *et al.* (2000a) comparam dois sistemas de *abutments* parafusados (Standard<sup>®</sup> e EsthetiCone<sup>®</sup>) com um *abutment* para próteses cimentadas (CerAdapt<sup>®</sup>) na sua capacidade de compensar desajustes marginais inerentes ao processo laboratorial de confecção de próteses sobre implantes. Transdutores de deformações foram conectados a próteses sobre dois implantes construídas com *abutments* em posições que geraram erros de translação (desajustes verticais e horizontais) e de rotação (torsão e dobramento). O *abutment* para próteses cimentadas apresentou a menor tensão para os erros de translação enquanto o *abutment* Standard<sup>®</sup> mostrou a menor geração de tensões nas próteses com erros rotacionais. Os autores sugeriram que a deformação da camada de cimento poderia compensar os erros de translação. Além disso, o cimento poderia absorver tensões geradas pela desadaptação e diminuir a tensão gerada no sistema

implante-*abutment*-prótese. No entanto, a altura do CerAdapt<sup>®</sup> levaria a um maior braço de alavanca, o que poderia explicar as maiores tensões geradas nos erros de rotação.

Guichet *et al.* (2000) analisaram a relação entre desadaptação marginal e a geração de tensão durante o assentamento de próteses sobre implantes parafusadas e cimentadas, por meio de modelos fotoelásticos. Foram confeccionadas próteses de três elementos parafusadas sobre *abutments* cônicos e cimentadas sobre *abutments* de titânio preparáveis sobre um modelo fotoelástico reproduzindo uma porção posterior mandíbula parcialmente edêntula com três implantes de hexágono externo padrão Branemark<sup>®</sup>. As interfaces vestibular e lingual entre a estrutura protética e os *abutments* foram mensuradas utilizando microscopia, antes e após o assentamento. A tensão gerada foi analisada através da fotoelasticidade durante o torque de apertamento dos parafusos e na cimentação. Os resultados mostraram que a desadaptação prévia ao assentamento das estruturas não foi significativamente diferente entre os dois grupos, sendo que após o assentamento, a discrepância marginal foi significativamente menor nas próteses parafusadas. Por outro lado, o grupo das próteses parafusadas exibiu tensão de maior intensidade, quando comparado ao grupo das próteses cimentadas. Os autores sugeriram que a maior diminuição do *gap* da prótese parafusada causada pelo apertamento dos parafusos induziu as maiores tensões observadas no estudo.

Heckmann *et al.* (2004), por meio de *strain gauges*, quantificaram a tensão em próteses de três elementos suportadas por dois implantes Straumann<sup>®</sup>, parafusadas e cimentadas, confeccionadas de maneiras diferentes. As próteses cimentadas foram construídas em modelos de gesso gerados por moldagens com *transfer* parafusado, com *transfer* reposicionado, ou enceradas diretamente no modelo de resina usado na mensuração da deformação. As próteses parafusadas, todas confeccionadas sobre modelos de gesso gerados por moldagens com *transfer* parafusado, foram feitas a partir de *coppings* calcináveis plásticos ou usinados ou pela técnica de cimentação sobre cilindro parafusado no *abutment*. Como resultado, todos os tipos de próteses geraram algum padrão de deformação. Dentro do grupo das próteses cimentadas, houve uma maior deformação significativa nas próteses confeccionadas em modelos obtidos pelas duas técnicas de transferência comparadas às próteses confeccionadas diretamente no modelo de resina. De

acordo com os autores, essa diferença significou que 50% das tensões foram geradas devido às alterações causadas pelo processo de moldagem e que os demais 50% foram geradas pelos erros inerentes ao processo laboratorial. Dentro do grupo das próteses parafusadas, houve uma menor deformação significativa das próteses que utilizaram cilindros cimentados. Comparando-se as próteses cimentadas e parafusadas (sobrefundidas sobre cilindros de plástico ou usinados) confeccionadas em modelos obtidos pela mesma técnica de transferência, não houve diferença significativa nas deformações ocorridas. No entanto, encontraram que a técnica de cimentação da estrutura sobre cilindro resultou em deformação significativamente menor. Os autores concluíram que ambos os modos de retenção geraram tensões semelhantes e que a qualidade de adaptação é dependente da qualidade de confecção das próteses.

Karl *et al.* (2006) avaliaram clinicamente, em um paciente, a deformação gerada por quatro diferentes tipos de próteses implantossuportadas. Estruturas metálicas de próteses de cinco elementos, suportadas por três implantes Straumann<sup>®</sup>, foram confeccionadas de quatro diferentes maneiras: cimentada, moldagem por reposicionamento e sobrefundição em anéis de plástico; parafusada, moldagem por arrasto e sobrefundição em anéis de plástico; parafusada, moldagem por arrasto e sobrefundição em anéis de ouro; parafusada, moldagem por arrasto e cimentação extra oral da estrutura em anéis de ouro. Cinco estruturas de cada tipo foram confeccionadas sobre um modelo mestre em resina e posteriormente adaptadas em boca, sobre três implantes, com a deformação gerada durante a instalação medida por *strain gauges* fixados nos dois pânticos da estrutura. Todas as próteses mostraram consideráveis níveis de deformação gerada durante a fixação, sendo que o nível gerado pelas próteses cimentadas foi significativamente menor.

Karl *et al.* (2008), avaliaram com *strain gauges* a deformação gerada durante o assentamento de próteses implantossuportadas, parafusadas e cimentadas, de três e cinco elementos, fixadas sobre dois e três implantes Straumann<sup>®</sup>. Quarenta próteses: 10 cimentadas de cinco elementos, 10 cimentadas de três elementos, 10 parafusadas de cinco elementos e 10 parafusadas de três elementos, foram construídas e assentadas sobre implantes (pilar sólido para cimentadas e pilar SynOcta<sup>®</sup> para parafusadas) embebidos em um bloco de resina.



Durante o assentamento, as deformações foram registradas. Comparando-se os quatro grupos, não houve diferenças significativas nos valores de deformação mensurados. Os autores concluíram que não se conseguiu obter uma adaptação totalmente passiva das próteses, independentemente da técnica, e que o meio de retenção da prótese parece ter pouca influência na geração de deformações permanentes.

Akça *et al.* (2009), por meio de *strain gauges*, compararam a deformação em próteses de três elementos parafusadas e cimentadas, suportadas por dois implantes Straumann® instalados em fíbulas frescas de humanos. Foram construídas 18 próteses: seis parafusadas obtidas por moldagem em moldeira fechada; seis cimentadas obtidas por moldagem em moldeira fechada e seis parafusadas obtidas por moldagem em moldeira aberta. As próteses foram inspecionadas visualmente para assegurar uma adaptação precisa e aplicou-se carga vertical estática de 150 N no elemento suspenso. Não houve diferenças significativas na magnitude e distribuição das tensões, independentemente do tipo de retenção e técnica de moldagem.

Pellizzer *et al.* (2010), por meio de modelos fotoelásticos, avaliaram as tensões em próteses parciais fixas de três elementos parafusadas e cimentadas sobre implantes de hexágono externo. As próteses totalmente metálicas compreendiam a região de 2º pré-molar a 2º molar, sendo o 1º molar suspenso. Não se verificou a qualidade de adaptação das próteses previamente ao ensaio fotoelástico. As estruturas foram submetidas a forças axiais e oblíquas e as franjas fotoelásticas fotografadas para análise. Os resultados mostraram um padrão mais favorável e uma menor intensidade de tensões nas próteses cimentadas, o que poderia ser explicado pela capacidade do cimento de compensar pequenos desajustes entre a prótese e os *abutments*.

Aguiar Jr. *et al.* (2012), utilizando modelos fotoelásticos, compararam o padrão de tensões entre coroas unitárias parafusadas e cimentadas. Dois blocos de resina fotoelástica receberam implantes de conexão hexagonal interna nas posições de 2º pré-molar e 1º molar. Para o modelo de prótese parafusada, coroas isoladas metalocerâmicas utilizando *abutment* UCLA foram parafusadas aos implantes. Para o modelo de prótese cimentada, *abutments* UCLA personalizados foram parafusados aos implantes e coroas metalocerâmicas foram cimentadas com cimento provisório.

A análise fotoelástica foi realizada após a instalação das coroas e, posteriormente, durante a aplicação de carga estática vertical em pontos distintos. O comportamento das tensões foi mais favorável nas coroas cimentadas, principalmente quando a carga foi aplicada individualmente nas coroas. Provavelmente isto ocorreu devido ao fato das coroas cimentadas apresentarem um componente intermediário, enquanto nas coroas parafusadas o parafuso é o único responsável pela retenção, o que pode causar concentrações de tensões.

### **2.1.7 Estudos clínicos e de previsibilidade mecânica**

Weber *et al.* (2006) compararam o tecido mole periimplantar em 152 coroas parafusadas e cimentadas sobre implantes ITI<sup>®</sup> em um estudo clínico prospectivo com três anos de avaliação. Índice de placa modificado, índice de sangramento gengival, mucosa queratinizada, nível gengival e estética foram analisados. Nenhum problema técnico foi relatado. As coroas cimentadas apresentaram maior índice de placa e sangramento, ao contrário das parafusadas que exibiram uma melhora nesses índices com o passar do tempo. Não houve diferenças na percepção da estética para os pacientes, entretanto os dentistas preferiram as coroas cimentadas. Os autores concluíram que o tecido mole periimplantar respondeu melhor à prótese parafusada.

Jemt (2009) apresentou, comparativamente, resultados clínicos e radiográficos de coroas unitárias parafusadas e cimentadas sobre implantes Branemark<sup>®</sup>, após 10 anos de função. Nenhum dos implantes falhou e em 67% das próteses nenhuma intercorrência foi observada. Foram relatados problemas como afrouxamento de parafusos, fístula e recessão gengival, no entanto, não houve diferenças significativas entre os grupos. Também não houve diferença entre a perda óssea marginal média. O autor concluiu que não foram observadas diferenças clínicas óbvias entre as coroas unitárias parafusadas e cimentadas, apesar de 33% das coroas apresentarem algum problema durante o período de avaliação.

Sherif *et al.* (2011), em um estudo prospectivo de cinco anos, compararam o comportamento clínico de coroas unitárias cimentadas e parafusadas na região anterior sobre implantes Straumann<sup>®</sup>. Critérios de saúde gengival (índice modificado de placa, índice de sangramento gengival, gengiva ceratinizada e nível

da margem gengival), sobrevivência do implante, satisfação do paciente e do clínico (conforto, estética, capacidade mastigatória, qualidade de adaptação, satisfação geral) e resultados protéticos (retenção, estabilidade e estética) foram avaliados. Não houve diferenças significativas entre as coroas cimentadas e parafusadas em nenhuma variável, a não ser um índice maior de placa e sangramento para as coroas cimentadas, embora clinicamente aceitável. Concluiu-se que, tanto para o paciente quanto para o profissional, os parâmetros de avaliação foram equivalentes para as próteses cimentadas e parafusadas.

Freitas *et al.* (2011) compararam a previsibilidade mecânica de coroas unitárias cimentadas e parafusadas em implantes de conexão externa e interna. Foram confeccionadas 21 coroas para cada grupo: coroa parafusada sobre implante hexágono externo; coroa parafusada sobre implante de hexágono interno; coroa cimentada sobre implante hexágono externo e coroa cimentada sobre implante de hexágono interno. Três espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de carga até a fratura, enquanto os demais espécimes foram submetidos a teste de fadiga (50.000 ciclos a 150 N). Os resultados mostraram a maior previsibilidade para as coroas cimentadas em implantes de conexão interna, e a menor para coroas parafusadas em implantes de conexão externa.

Chaar *et al.* (2011), em uma revisão sistemática da literatura abordando estudos clínicos controlados, prospectivos e retrospectivos, procurou evidências científicas acerca do sucesso técnico em próteses implantossuportadas cimentadas. Dentre os 32 trabalhos analisados, sendo 15 de avaliações até cinco anos e 17 com mais de cinco anos, as complicações mais comuns foram perda de retenção, seguidas de fratura do material de recobrimento protético e afrouxamento de parafusos. Tais complicações ocorrem menos nos estudos mais recentes, provavelmente por melhorias nos sistemas de implantes. Os autores concluíram que, apesar dos problemas técnicos que tendem a ser mais frequentes com o passar do tempo, a prótese cimentada é um tratamento viável, especialmente para coroas unitárias e pequenas próteses fixas.

Nissan *et al.* (2011) avaliaram por um período de até 15 anos o comportamento clínico de próteses parciais fixas implantossuportadas parafusadas e cimentadas instaladas em implantes de conexão hexagonal interna em 38 pacientes em um estudo tipo boca dividida. Critérios de fratura de porcelana, afrouxamento de

parafuso, fratura de infraestrutura metálica, índice gengival e perda óssea marginal foram analisados. Para as próteses cimentadas, *abutments* pré-fabricados foram selecionados, enquanto as próteses parafusadas foram assentadas sobre *abutments* cônicos. Em todos os critérios avaliados, as próteses cimentadas apresentaram resultados estatisticamente superiores, exceto na fratura do metal, onde não houve ocorrência deste problema em nenhuma das próteses. Fratura de porcelana ocorreu em 38% das próteses parafusadas, contra 9% das cimentadas. Trinta e dois por cento das próteses parafusadas apresentaram afrouxamento de parafuso, contra 9% das próteses cimentadas. O índice gengival foi de 0,48 para as parafusadas, contra 0,09 das cimentadas. A perda óssea marginal foi de 1,40 mm para as parafusadas, contra 0,69 mm para as cimentadas. Os autores concluíram que as próteses cimentadas demonstraram melhores aspectos técnicos e biológicos durante a avaliação.

Sailer *et al.* (2012), em uma revisão sistemática, procuraram as taxas de sobrevivência e complicações biológicas e técnicas em coroas e próteses fixas parafusadas e cimentadas. Foram incluídos 59 artigos, dentre eles estudos clínicos controlados, retrospectivos e prospectivos. Não foi encontrado nenhum ensaio clínico controlado randomizado que comparou próteses parafusadas e cimentadas. Sobrevivência foi definida como a permanência do implante *in situ*. As complicações biológicas analisadas foram perda óssea marginal acima de 2 mm, periimplantite, fístula ou inchaço, hipertrofia da mucosa e recessão gengival. Os problemas técnicos compilados incluíram afrouxamento de parafuso, fratura do *abutment*, perda de retenção do cimento, fratura do material de cobertura, presença de gap entre implante e *abutment* e o número total de problemas. Os resultados mostraram uma sobrevivência maior dos implantes em próteses parciais e totais fixas parafusadas comparadas às cimentadas. Não houve diferenças para coroas unitárias. Com relação aos problemas técnicos, houve mais complicações nas coroas unitárias parafusadas e nas próteses parciais e totais cimentadas. Os problemas mais comuns foram afrouxamento e fratura de parafuso. Na análise dos problemas biológicos, houve uma perda óssea maior e maior recessão gengival nas coroas, próteses parciais e totais cimentadas, provavelmente relacionados ao excesso de restos de cimento. As reconstruções parafusadas em geral mostraram mais problemas no tecido mole, como inflamação periimplantar, fístula ou inchaço e

hipertrofia gengival, o que ocorreria após o afrouxamento de parafuso do *abutment*. Os autores concluíram que nenhum tipo de fixação se mostrou superior ao outro, e que as próteses cimentadas apresentaram mais problemas biológicos e menos técnicos que as próteses parafusadas. Sugeriram também que ambos os modos de fixação são bem indicados para coroas unitárias, mas próteses parciais e totais deveriam ser parafusadas, pois os problemas técnicos são reversíveis, ao contrário dos problemas biológicos que possuem tratamento mais complexo.

de Brandão *et al.* (2013) compararam a perda óssea periimplantar em próteses cimentadas e parafusadas por meio de revisão sistemática e meta-análise. A procura na literatura se deu por estudos clínicos controlados, prospectivos e retrospectivos que analisaram radiograficamente o nível ósseo marginal em próteses retidas por cimento e parafuso em implantes cilíndricos de hexágono externo. Apenas nove estudos se enquadraram no critério de seleção, sendo que dois incluíram próteses cimentadas e parafusadas no mesmo trabalho. Os resultados mostraram uma perda óssea marginal de 0,53 mm para as próteses cimentadas e 0,89 mm para as próteses parafusadas, mas sem diferença estatisticamente significativa. Os autores não puderam realizar a meta-análise devido ao baixo número de estudos. Conclui-se que não houve evidência que suportasse diferenças entre a manutenção do osso marginal periimplantar entre os dois tipos de próteses.

Noda *et al.* (2013), em um estudo retrospectivo, identificaram fatores de risco para fratura de porcelana e afrouxamento de parafusos em próteses parciais fixas implantossuportadas. Cento e quarenta e nove próteses foram incluídas em um grupo para análise de fratura de porcelana e 92 no grupo para análise de afrouxamento de parafuso. Os fatores relacionados ao risco foram tipo de cobertura (cerâmica x cerômero), conexão a dentes naturais ou não, retenção por parafuso ou cimento, posição (mandíbula x maxila), extremo livre ou não, presença de elemento suspenso ou não e tipo de antagonista. Não se avaliou o risco de afrouxamento de parafuso para o fator prótese cimentada x parafusada. O único fator de risco significativamente maior para fratura de porcelana foi a prótese parafusada, enquanto o único fator de risco encontrado para afrouxamento de parafusos foi a prótese dento-implantossuportada. Os autores concluíram que o fato da prótese ser parafusada é um fator de risco para fratura de porcelana.

## 2.2 Biomecânica das próteses implantossuportadas – tensão no osso de suporte, sua relação com a adaptação protética e importância clínica

O estudo da biomecânica é crítico nas áreas das ciências da saúde, já que é essencial o entendimento de como os tecidos vivos reagem e interagem aos estímulos mecânicos produzidos por forças fisiológicas funcionais ou por aparatos protéticos (KARL *et al.*, 2009).

Possíveis complicações de próteses implantossuportadas sem adaptação passiva seriam biológicas e mecânicas. Os problemas biológicos seriam perda óssea marginal devido à concentração de tensões e desenvolvimento de uma microflora bacteriana no *gap abutment-implante*, enquanto os problemas mecânicos estariam relacionados à fratura e afrouxamento de parafusos, fratura de *abutments* e implantes (MICHALAKIS *et al.*, 2003).

Skalak (1983) apresentou um trabalho clássico que introduziu conceitos biomecânicos das próteses fixas implantossuportadas, ao analisar a distribuição macroscópica de tensão e o mecanismo de transmissão de cargas na região da interface osso-implante. Um dos aspectos abordados foi que a carga oclusal deveria ser minimizada ou parcialmente absorvida, a fim de se diminuir a tensão gerada no osso periimplantar.

Waskewicz *et al.* (1994) realizaram um estudo onde compararam o padrão de tensões produzidas ao redor de implantes com infra-estruturas de adaptação passiva e não passiva. Um modelo fotoelástico recebeu cinco implantes com pilares protéticos de 4,0 mm de altura. Cilindros de ouro pré-fabricados foram utilizados para o enceramento de uma infraestrutura, posteriormente incluída e fundida em liga de AuPd. A estrutura múltipla foi avaliada em relação à passividade de adaptação através da técnica do parafuso único (JEMT, 1991), onde foi verificada a não existência de boa adaptação entre a mesma e os pilares, sendo tal estrutura considerada não passiva. O padrão de tensões na estrutura não passiva foi analisado de acordo com o número e a concentração de franjas formadas ao redor dos implantes. Após esta análise, a mesma estrutura foi seccionada em pontos intermediários entre cada pilar, sendo as partes unidas com resina acrílica para solda. Foram realizados os pontos de solda e feita nova avaliação da interface estrutura/pilar. A estrutura foi novamente fixada ao modelo onde foi submetida à

nova análise fotoelástica. Os resultados mostraram que o apertamento da estrutura não passiva sobre os pilares gerou uma concentração de tensões ao redor dos implantes. Em contraste, os autores notaram que quando a estrutura foi seccionada e soldada, um relacionamento passivo em relação aos pilares foi obtido sem geração de tensões aos implantes.

Isidor (1996) avaliou a resposta óssea ao redor de implantes instalados em macacos submetidos à carga oclusal excessiva e acúmulo de placa. Cinco implantes rosqueados de titânio foram instalados em cada um dos quatro animais do estudo; dois em cada lado da mandíbula e um no centro. Após cerca de seis meses, dois implantes de um lado de cada animal foram restaurados por meio de próteses fixas deixadas em supra oclusão, principalmente recebendo cargas laterais. A supra oclusão não foi quantificada. Os demais implantes foram deixados sem higienização e ainda receberam um cordão no sulco periimplantar para facilitar o acúmulo de placa bacteriana. Após até 18 meses de avaliação, nenhum dos implantes com acúmulo de placa falhou, enquanto cinco das oito fixações sujeitas à sobrecarga perderam a osseointegração. Conclui-se que houve falha na osseointegração devido à micro fraturas por fadiga que excederam o potencial de reparo do osso.

Carr *et al.* (1996) compararam a resposta óssea ao redor de implantes suportando próteses, sem contatos oclusais, adaptadas e desadaptadas em macacos. Dois grupos de próteses parafusadas suportadas por dois implantes foram confeccionadas com dois níveis de *gap* (38 e 345  $\mu\text{m}$  em média) e deixadas em boca por períodos de 24 horas a quatro semanas. Análises clínicas, radiográficas e histomorfométricas não revelaram diferenças significativas na resposta óssea entre os dois grupos. Com intuito de avaliar o efeito da carga estática induzida pela desadaptação de próteses sobre o osso de suporte, excluindo a carga dinâmica, os autores não observaram diferenças entre as próteses consideradas adaptadas e as com desadaptação marginal. No entanto, os autores frisaram que não se poderia concluir que desadaptação protética não alteraria a osseointegração, uma vez que o modelo de estudo não reproduziu as condições clínicas, já que a carga oclusal foi eliminada. Em condições clínicas, a carga dinâmica funcional se somaria à carga estática gerada pela desadaptação.

Jemt e Book (1996) observaram a relação entre desadaptação de próteses totais parafusadas sobre implantes maxilares e perda óssea marginal, *in*

*vivo*. Dois grupos de sete pacientes cada, sendo o primeiro grupo com um ano de avaliação, apresentando *gap* médio na porção central da junção cilindro-*abutment* de 111  $\mu\text{m}$ , e o segundo com cinco anos de observação e *gap* médio de 91  $\mu\text{m}$  foram avaliados. Não houve diferença significativa entre a perda óssea marginal média observada radiograficamente entre os dois grupos (0,5 mm e 0,2 mm respectivamente). Os autores concluíram que, para o nível de desadaptação apresentado no estudo, pareceu ter havido certa tolerância biológica, com um nível de perda óssea clinicamente aceitável.

Binon (1996) analisou a relação entre desadaptação protética e estabilidade da junção implante-*abutment*. Dez *abutments* do tipo UCLA, sequencialmente maiores nas medidas de adaptação ao implante para se simular uma desadaptação rotacional, foram parafusados a implantes de hexágono externo e submetidos à carga no sentido axial de 133 N, 1150 golpes por minuto e 28 rotações no sentido anti-horário por minuto. O autor observou que quanto maior a desadaptação do hexágono, maior a possibilidade de afrouxamento de parafusos.

Michaels *et al.* (1997) avaliaram a resposta biológica do osso periimplantar induzida por próteses desadaptadas em tíbias de coelhos. Utilizando-se de duas estruturas metálicas semelhantes às de *overdentures*, sendo uma adaptada (*gap* médio de 62  $\mu\text{m}$ ) e a outra não (*gap* médio de 466  $\mu\text{m}$ ), instaladas sobre dois implantes em cada tíbia do animal e deixadas por três meses, observou-se que não houve diferenças clínica, radiográfica e histomorfométrica no tecido duro periimplantar entre os dois grupos. No entanto, os autores frisaram a limitação do estudo, não afirmando que a desadaptação protética seria um fator que não influenciaria negativamente na osseointegração.

Jemt e Lekholm (1998), utilizando técnica de fotogrametria 3D, estudaram as deformações na estrutura protética e no osso resultantes da desadaptação da infra-estrutura no implante central de um sistema de três implantes instalados em tíbias de coelhos. Ao se parafusar a estrutura desadaptada no implante central, gerou-se um padrão de deformação complexo e inconsistente, levando a uma flexão acima até de 100  $\mu\text{m}$  da infraestrutura e do osso. De acordo com os autores, a importância clínica dessa deformação não é claramente entendida, mas pode ser importante na remodelação óssea observada no primeiro ano de função dos implantes.



Brunski (1999) discutiu sobre a resposta do osso periimplantar frente a cargas. O autor considerou que o clínico ainda não observou nenhum fenômeno na interface osso-implante ligado à carga, a não ser a micro movimentação durante a cicatrização e a falha por sobrecarga. O autor sugere que experimentos sejam desenvolvidos para se comprovar ou não que osso periimplantar não é sensível à carga.

Miyata *et al.* (2000) construíram próteses implantossuportadas com altura oclusal aumentada em 100, 180 e 250  $\mu\text{m}$  em macacos. Após quatro meses de função, observou-se histologicamente reabsorção óssea nas situações de contatos prematuros acima de 180  $\mu\text{m}$ . Sugeriu-se que a sobrecarga oclusal excessiva poderia levar à reabsorção óssea periimplantar.

Watanabe *et al.* (2000) compararam *in vitro* as tensões ao redor de implantes por meio de *strain gauges* em estruturas metálicas confeccionadas de maneiras diferentes e por sequências distintas de apertamento de parafusos. As maiores deformações foram encontradas na estrutura fundida em monobloco, seguida do monobloco posteriormente seccionado e soldado, enquanto a estrutura fundida separadamente e depois soldada, juntamente com a técnica de cimentação de cilindros de titânio apresentaram os menores valores de tensões. A sequência de apertamento de parafusos gerou tensões estatisticamente diferentes no grupo da fundição individual seguido de soldas, encontradas as menores tensões iniciando-se o apertamento pelo parafuso central. Não houve influência da sequência de parafusos no grupo de cilindros de titânio.

Pietrabissa *et al.* (2000b) ao apresentarem uma nova metodologia para se avaliar o efeito biomecânico de próteses implantossuportadas desadaptadas, encontraram que quanto maior a desadaptação, maior a tensão gerada na interface osso-implante. Segundo os autores, quando se força a adaptação da estrutura metálica da prótese sobre o *abutment*, por meio do parafuso, é gerada uma carga permanente sobre a interface osso-implante, o que pode ser prejudicial.

Kunavisarut *et al.* (2002), utilizando elementos finitos, avaliaram a magnitude e padrão das tensões geradas às próteses, tecido de suporte e componentes protéticos, à partir de próteses parafusadas desadaptadas de diferentes desenhos e sob cargas distintas. As próteses foram construídas com um *gap* de 111  $\mu\text{m}$  entre os *abutments* e a estrutura protética. Observou-se que a

desadaptação aumentou a magnitude de tensões geradas sobre a prótese, componentes e osso. A tensão gerada pela desadaptação também foi ampliada pela presença de *cantilever* e pelo aumento da carga aplicada.

Duyck *et al.* (2005) avaliaram a resposta biológica do tecido periimplantar em próteses implantossuportadas parafusadas fabricadas com desadaptação de 500 µm instaladas em tíbias de coelhos. Em cada um dos cinco coelhos, uma prótese desadaptada foi instalada imediatamente à colocação dos implantes em uma tíbia (grupo teste), enquanto na outra tíbia uma prótese desadaptada foi fixada aos implantes após um período cicatricial de nove semanas (grupo controle). Após 12 semanas, a análise histomorfométrica do tecido periimplantar não revelou diferenças significativas entre os dois grupos. Não havia sinais ativos de reabsorção óssea, embora uma perda óssea, com diversas possíveis causas, tenha sido observada. A análise de frequência de ressonância realizada pelo aparelho Osstell® verificou a estabilidade de todos os implantes. Além disso, um estudo microscópico verificou que a desadaptação no grupo teste era menor que no grupo controle, sugerindo que o apertamento do parafuso poderia movimentar o implante no seu leito, aproximando-o à conexão protética. Os autores concluíram que a desadaptação protética não levaria à perda de osseointegração, em situações de carga imediata ou tardia. Frisaram que o estudo observou apenas a influência da carga estática induzida pela desadaptação, excluindo-se as forças dinâmicas da mastigação. Também alertaram que esses resultados não poderiam estimular a confecção de próteses desadaptadas, uma vez que é consagrado que a má adaptação leva a problemas mecânicos nas próteses.

Isidor (2006), em uma revisão da literatura, discutiu sobre a influência de forças no osso periimplantar. Conclui-se que é certo que as cargas mastigatórias geram tensões no osso periimplantar e sabe-se que essas tensões causam diferentes efeitos no osso. Estudos em animais demonstraram que a sobrecarga oclusal pode gerar perda óssea periimplantar e até mesmo a falha total de osseointegração. Estudos clínicos mostram áreas de reabsorção óssea em locais com altas tensões, no entanto uma relação causal ainda não pode ser estabelecida.

### 2.3 Método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos é um método numérico de análises de estruturas que se utiliza da divisão (discretização) de um meio contínuo em pequenos elementos de geometria simplificada que mantém as mesmas propriedades mecânicas do meio original. Esses pequenos elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidas por modelos matemáticos para se chegar aos resultados. Esse método teve suas origens no final do século XVIII (LOTTI *et al.*, 2006; KRISHNAMURTHY, 2008), mas se desenvolveu e tornou-se popular nos meados do século XX, com o advento dos computadores. Com o MEF, estruturas complexas como componentes do complexo buco-maxilo-facial podem ser modeladas, tornando possível a imposição de cargas em qualquer ponto ou direção, produzindo informações sobre intensidade e tipos de tensões, deformação e deslocamento, entre outras, na estrutura modelada (LOTTI *et al.*, 2006; KARL *et al.*, 2009).

Os elementos finitos representam coordenadas no espaço e podem possuir formatos distintos, como tetraédricos e hexaédricos. Pontos ou nós (nodos) se encontram nas faces de cada elemento, conectando-os entre si, formando uma malha que se arranja de maneira bi ou tridimensional. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma de como o nó irá deslocar-se no espaço. Este deslocamento pode ser descrito em três dimensões espaciais (x, y e z) no caso de modelos tridimensionais, ou em duas direções (x e y) em modelos bidimensionais ou planos. Por meio dos nós, as informações são passadas entre os elementos, fazendo com que a solução em um elemento se compatibilize com a do adjacente até se chegar à solução de todo o meio contínuo (GENG *et al.*, 2001; VAN STADEN *et al.*, 2001; LOTTI *et al.*, 2006).

Para obtenção do modelo de estudo, é necessária a modelagem do meio contínuo, ou seja, a representação geométrica o mais fiel possível do objeto a ser estudado. Tal reprodução pode ser desenvolvida a partir de exames imaginológicos, métodos de engenharia reversa, escaneamento volumétrico ou por meio de desenho realizado em *softwares* de modelagem tridimensional (e.g. Autocad<sup>®</sup>, IronCad<sup>®</sup>, SolidWorks<sup>®</sup>). Ao final da modelagem, a geometria é dividida em elementos finitos, também por meio de *software* comercial específico (e.g. Abaqus<sup>®</sup>, Ansys<sup>®</sup>, Cosmos<sup>®</sup>,

Nastran<sup>®</sup>), formando uma malha. Normalmente, quanto maior o número de elementos e nós e menores os seus tamanhos, mais acurados serão os resultados (VAN STADEN *et al.*, 2006).

Com o modelo desenvolvido, inicia-se o pré-processamento, quando as propriedades físicas e mecânicas de cada material são atribuídas aos diferentes volumes do modelo. Tais propriedades influenciam de maneira importante o resultado frente à imposição das forças. Além disso, as condições de contorno são definidas, bem como a incorporação ou não de elementos de contato na interface entre as superfícies dos diferentes volumes. Em seguida, as forças definidas pelo usuário são impostas aos modelos, na fase denominada solução. Por fim, os resultados são obtidos por meio de representações gráficas na etapa de pós-processamento. Pode-se, nesta fase, selecionar a visualização de diferentes tensões e deslocamentos, entre outras análises possíveis, de acordo com os objetivos da simulação (LOTTI *et al.*, 2006).

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo geral

Analisar, por meio de modelo tridimensional, usando o método dos elementos finitos em uma análise estática não linear, o comportamento biomecânico de próteses fixas implantossuportadas retidas por parafuso e cimento.

#### 3.2 Objetivos específicos

Comparar, qualitativa e quantitativamente, o comportamento biomecânico de próteses fixas implantossuportadas de três elementos parafusadas e cimentadas, submetidas à carga vertical e oblíqua, por meio da:

- identificação das tensões equivalentes de von Mises nos parafusos, implantes e *abutments*.
- análise do efeito do carregamento vertical sobre a pré-carga.
- identificação do deslocamento por meio da mensuração do *gap* e da penetração das faces de contato entre o parafuso x implante x *abutment*.
- identificação da distribuição das tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  no osso periimplantar.
- identificação do deslocamento por meio da mensuração do *gap* e da penetração das faces de contato entre o osso e implante.

#### 4 HIPÓTESES

A literatura apresenta estudos biomecânicos que compararam o comportamento de próteses sobre implantes parafusadas e cimentadas. Os resultados destes trabalhos que utilizaram a fotoelasticidade, *strain-gauges in vitro* e *in vivo*, mostraram ou um padrão mais favorável das próteses cimentadas ou que não houve diferenças entre os dois tipos de próteses. Portanto, parte-se da hipótese de que haverá diferenças no padrão de distribuição e na intensidade das tensões e deslocamentos entre as próteses, com a prótese cimentada exibindo resultados mais favoráveis.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo foram desenvolvidos dois modelos tridimensionais sobre os quais cargas foram impostas, a fim de se comparar o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas por meio do método dos elementos finitos:

- Prótese parafusada: prótese fixa metalocerâmica de três elementos, com elemento intermediário suspenso, suportada por implantes na região de 2º pré-molar e 2º molar inferiores, parafusada diretamente sobre os implantes por meio de *abutments* do tipo UCLA.
- Prótese cimentada: prótese fixa metalocerâmica de três elementos, com elemento intermediário suspenso, suportada por implantes na região de 2º pré-molar e 2º molar inferiores, cimentada sobre *abutments* preparáveis parafusados individualmente aos implantes.

### 5.1 Modelagem dos modelos

#### 5.1.1 Modelagem do osso

Para a realização do estudo foi modelada uma secção posterior de mandíbula humana parcialmente desdentada. Uma tomografia computadorizada volumétrica obtida por feixes cônicos (*cone-beam*) (i-CAT, Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) da mandíbula de um paciente Classe I de Kennedy foi obtida, mediante autorização do paciente, dos arquivos de pacientes tratados pelo pesquisador. As imagens das reconstruções tridimensionais da tomografia no formato STL (3D Systems, Rock Hill, SC, EUA) foram transportadas para o *software* de desenho tridimensional tipo *Computed-Aided Design* (CAD), SolidWorks 2010 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, EUA), para edição e refinamento (FIG. 1). A região desdentada compreendida entre 2º pré-molar e 2º molar, região de interesse no estudo, foi seccionada e o canal mandibular eliminado, visando à diminuição do volume e conseqüente diminuição do peso computacional do modelo. A porção cortical do osso mandibular foi evidenciada na forma de uma

camada homogênea de 1,50 mm de espessura simulando um osso tipo II (LEKHOLM e ZARB, 1985) e todos os contornos do segmento mandibular foram arredondados e suavizados (FIG. 2 e 3).

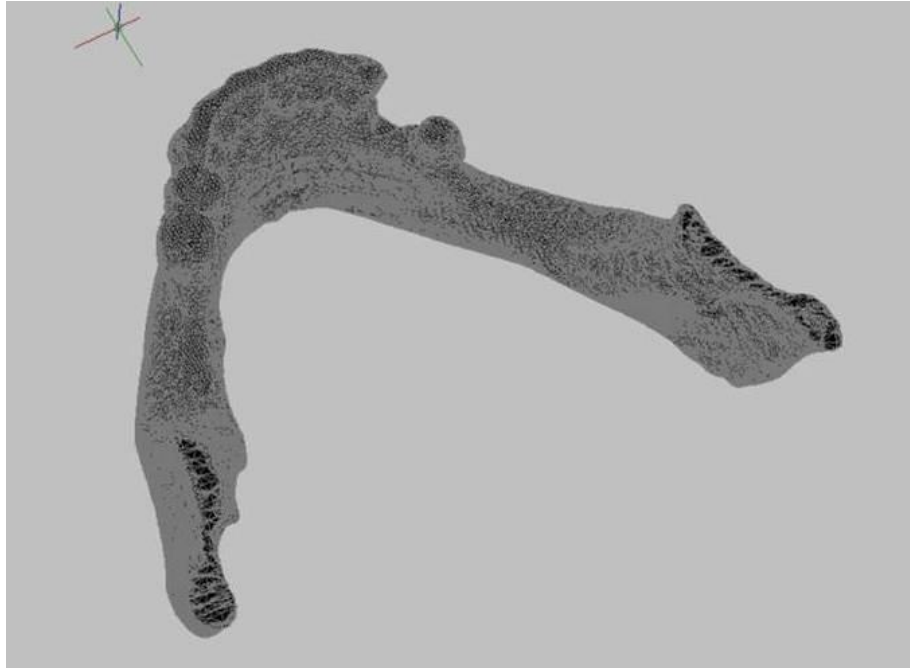


FIGURA 1 - Reconstrução tridimensional de mandíbula obtida por tomografia computadorizada importada em *software* CAD.



FIGURA 2 - Segmento de mandíbula durante edição.



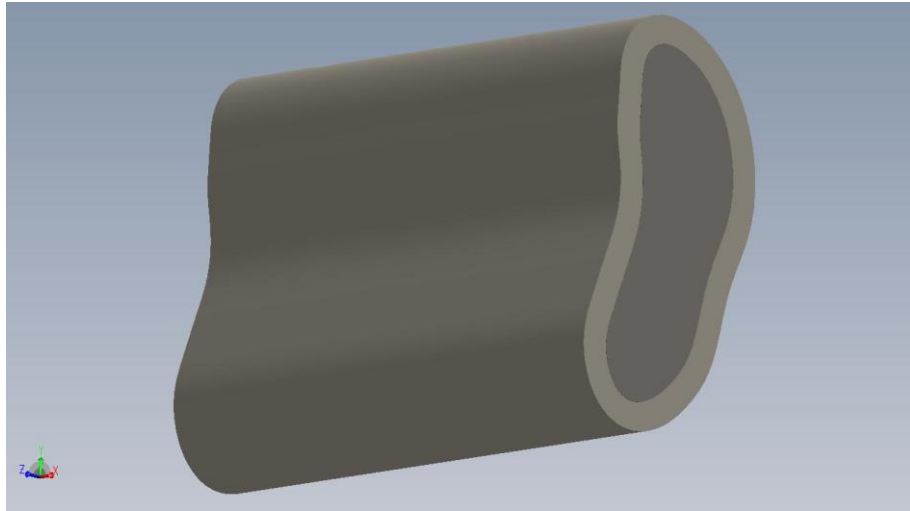


FIGURA 3 - Modelo do segmento posterior de mandíbula após edição, simplificação e refinamento, mostrando osso cortical envolvendo o osso medular.

### 5.1.2 Modelagem dos implantes, *abutments* e parafuso

Foram utilizados os seguintes componentes obtidos diretamente do fabricante para modelagem:

- Implante: Implante rosqueado em titânio, com superfície tratada por oxidação, de conexão trilobular interna, possuindo 4,30 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (NobelReplace Tapared, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia).
- *Abutments*:
  - *Abutment* personalizável (por sobrefundição) do tipo UCLA com base usinada em ouro, rotacional, para prótese múltipla parafusada (GoldAdapt Non-Engaging, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia).
  - *Abutment* personalizável (preparável) pré-fabricado em titânio, antirrotacional, para prótese cimentada (Esthetic Abutment, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia).

- Parafuso: Parafuso de *abutment* em titânio com lubrificante (29475 TorqTite, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia).

Para modelagem da geometria do implante, *abutments* e parafuso, medidas foram obtidas de peças reais.

Para visualização e posterior obtenção da geometria interna e externa do implante, foi utilizada uma técnica de metalografia e microscopia eletrônica de varredura (MEV) (CARVALHO SILVA *et al.*, 2013). Inicialmente, o diâmetro externo do topo plataforma do implante NobelReplace foi mensurado com uso de um microscópio óptico de mensuração (STM6, Olympus Corporation, Tóquio, Japão), obtendo-se uma medida de 4,29 mm. Posteriormente, um conjunto constituído por pilar protético temporário em titânio parafusado ao implante NobelReplace foi embutido a quente com resina acrílica autopolimerizável específica para técnica metalográfica (ClaroFast, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), utilizando embutidora automática (Pronto Press - 20, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca). Em seguida, esse conjunto foi desbastado sob intensa refrigeração com discos de lixa de granulação 600 por meio de politriz automática (Abramin, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), até que o centro do implante no sentido coronal se aproximasse. A partir daí, iniciou-se o processo de polimento com discos de pano e pasta de óxido de alumina em suspensão a 99,98% (Opuno, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca). A cada ciclo de polimento, o conjunto era levado ao microscópio para mensuração da seção horizontal do topo da plataforma do implante. Repetiu-se este processo até que a medida da seção horizontal do implante embutido chegasse a 4,29 mm, igualando-se à medida previamente obtida do diâmetro da plataforma do implante. Com isso, finalizou-se o desbaste e polimento no centro do implante. Neste momento, toda a geometria interna do conjunto implante-pilar pôde ser visualizada. O padrão de lixamento e polimento resultou em uma superfície plana e com alta lisura, sem deformação da amostra. O conjunto, então, foi tratado em um metalizador (Sputter Coater S 150 B, Edwards, Crowley, Inglaterra) com camada ultrafina e uniforme em ouro deixando a amostra condutiva e com melhor contraste, adequando-o à análise por MEV (FIG. 4). Por fim, imagens ampliadas em cinco e 15 vezes foram obtidas com uso de microscópio eletrônico de varredura (XL-30, Philips Electron Optics BV, Eindhoven, Holanda) (FIG. 5 e 6).



FIGURA 4 - Conjunto embutido na resina, após polimento e tratamento no metalizador.

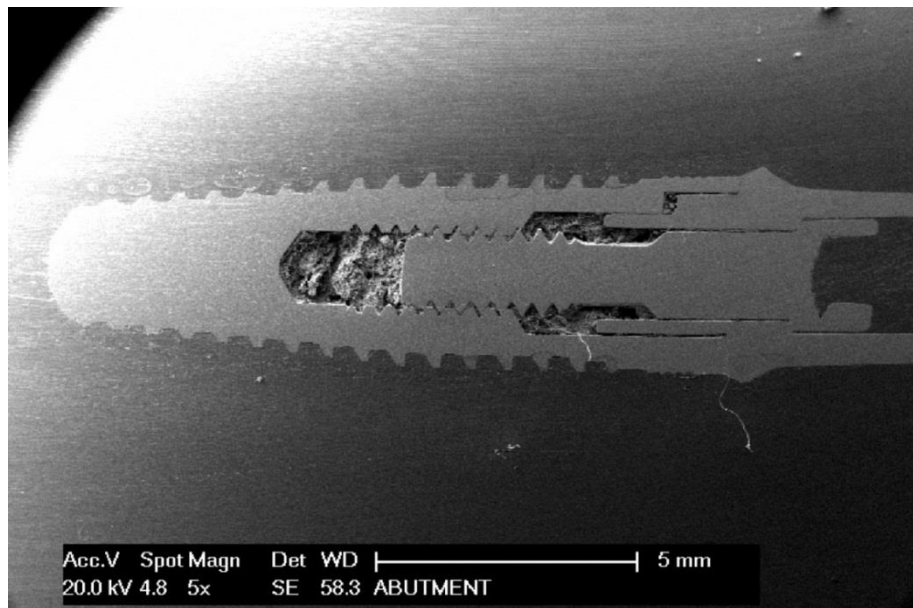


FIGURA 5 - Microscopia eletrônica de varredura do conjunto. Aumento de 5X.

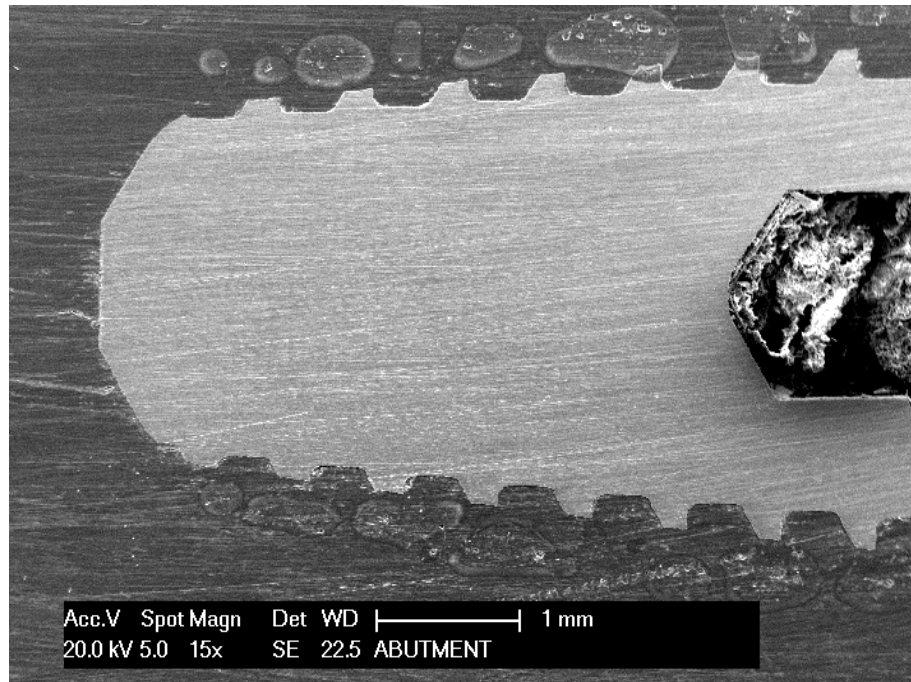


FIGURA 6 - Microscopia eletrônica de varredura do conjunto. Aumento de 15X. Detalhe do ápice do implante.

A imagem digital gerada pela MEV foi transportada para o SolidWorks 2010, onde ocorreu o processo de medição de toda a geometria interna e externa do implante. Inicialmente a barra de escala da imagem foi mensurada, sendo possível em seguida determinar o fator de escala da imagem. Na sequência, as medidas da geometria externa e interna do implante, incluindo comprimento, passo das roscas externa e interna e espessura das paredes, foram tomadas (FIG. 7 e 8). Para obtenção da geometria superior externa, uma imagem gerada por meio de microscopia óptica (BX-60, Olympus Corporation, Tóquio, Japão) da plataforma do implante foi exportada para o software CAD, onde o processo de ajuste da escala se repetiu, naquela oportunidade, já tomando a medida da plataforma do implante de 4,30 mm de diâmetro como referência. Novamente, após aplicação do fator de escala, as medidas foram adquiridas (FIG. 9).

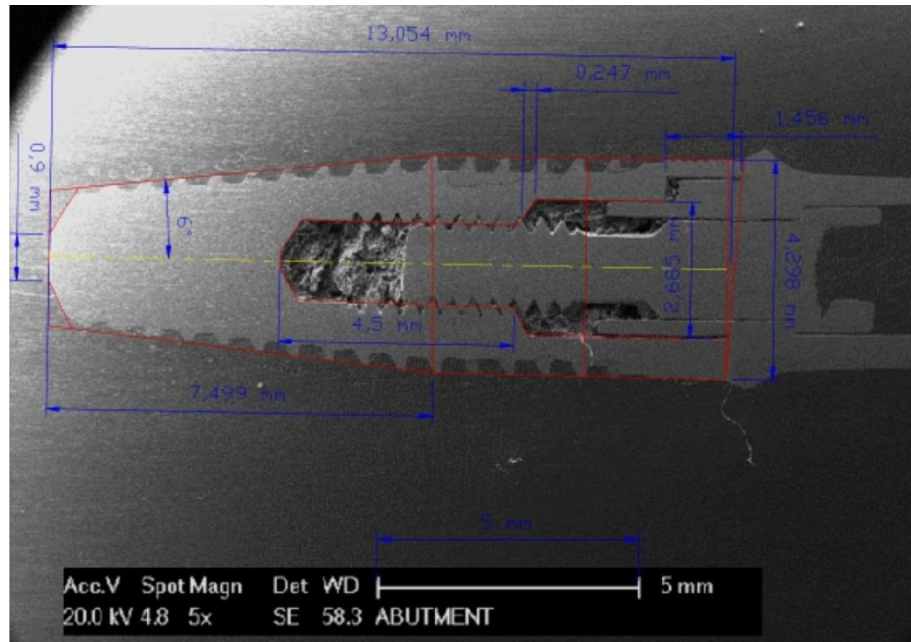


FIGURA 7 - Medidas no implante.

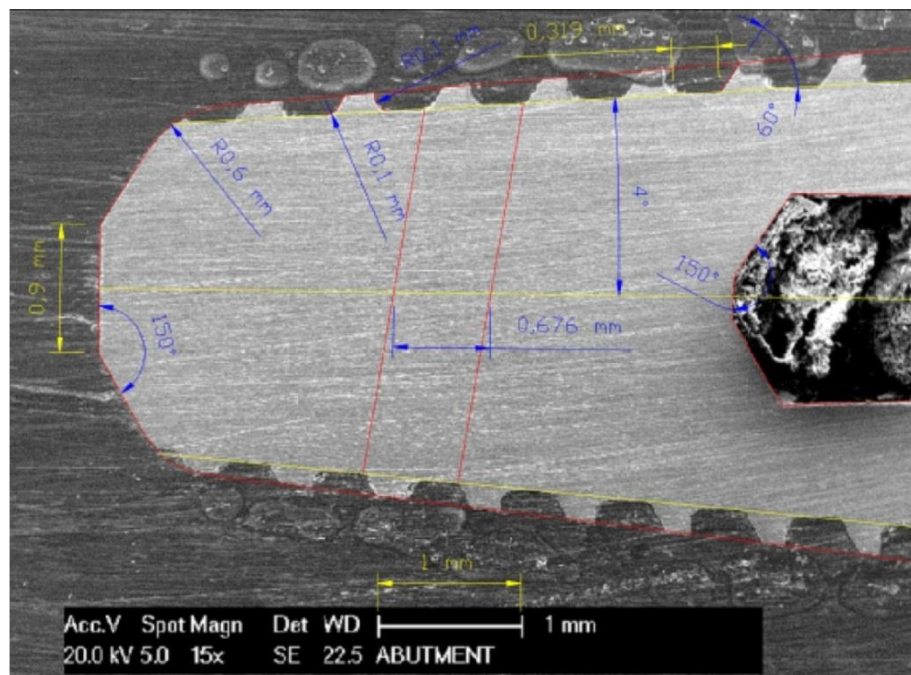


FIGURA 8 - Medidas no implante. Detalhe no ápice.



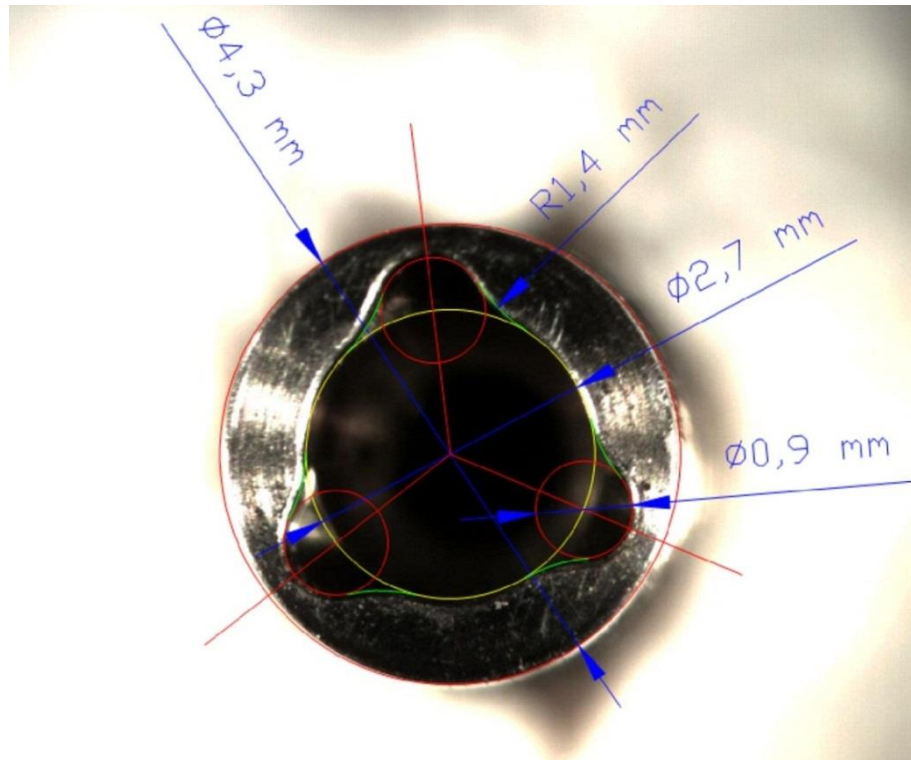


FIGURA 9 - Medidas na plataforma do implante.

Para obtenção das medidas do parafuso e *abutments* das próteses parafusada e cimentada, as peças reais foram mensuradas com auxílio de paquímetro digital (Starrett 799A-6, LS Starrett Co., Athol, MA, EUA). Para obtenção de medidas nas regiões inacessíveis pelo paquímetro, o parafuso e *abutments* foram fotografados sob microscopia óptica (BX-60, Olympus Corporation, Tóquio, Japão), gerando arquivos digitais. Repetiu-se o processo de transporte das imagens ao *software* CAD e mensuração de toda a geometria, da mesma forma que utilizado para o implante.

Com as medidas obtidas, realizou-se o processo de modelagem tridimensional no *software* no Solidworks 2010 (FIG. 10 a 14).

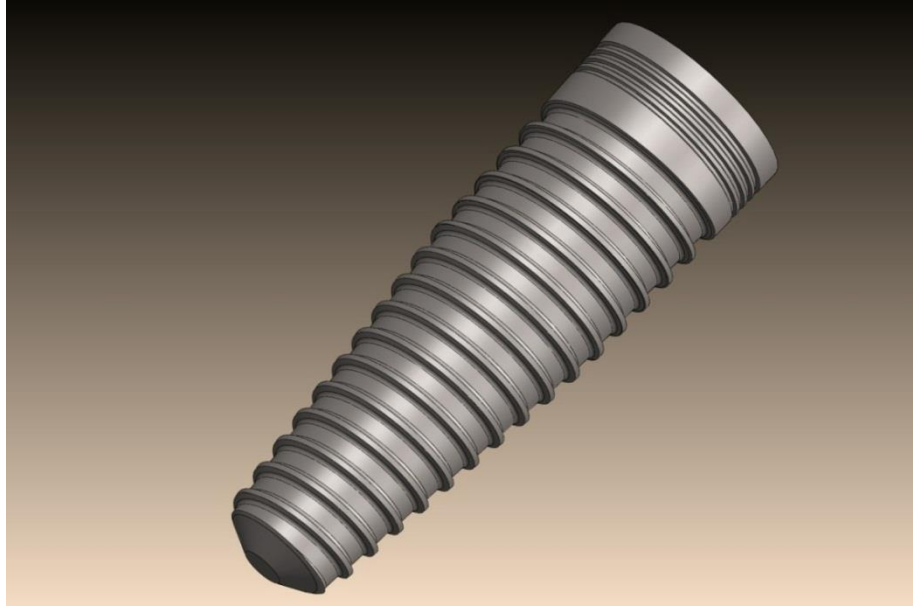


FIGURA 10 - Implante modelado.

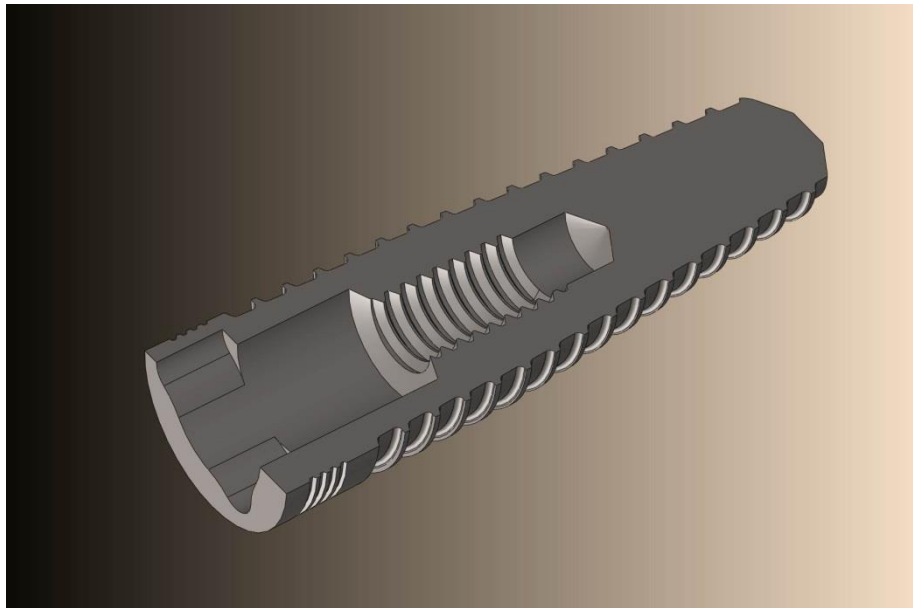


FIGURA 11 - Corte coronal evidenciando a geometria interna do implante.

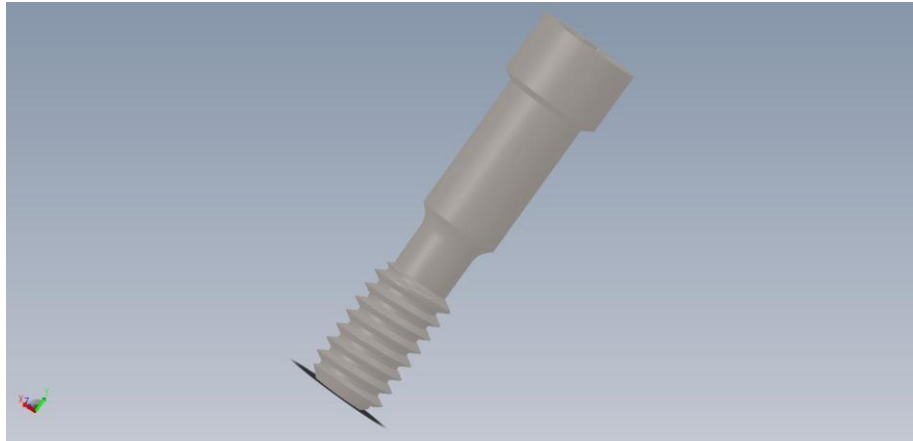


FIGURA 12 - Parafuso modelado.

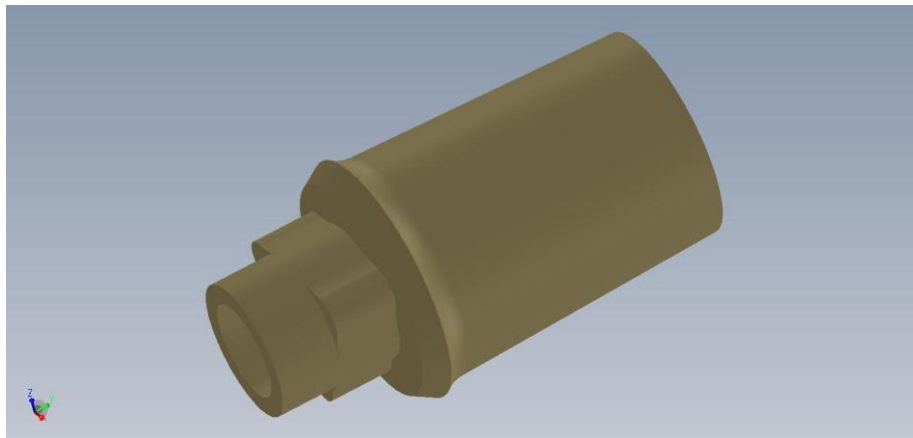


FIGURA 13 - *Abutment* para prótese cimentada.

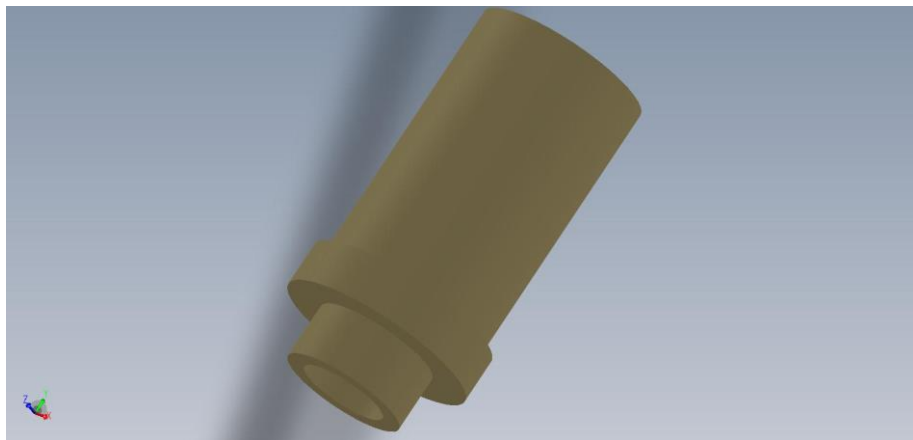


FIGURA 14 - *Abutment* para prótese parafusada.



### 5.1.3 Edição dos *abutments*, modelagem da prótese, infraestrutura protética, camada de cimento e montagem final dos modelos

O *abutment* para prótese cimentada foi editado no SolidWorks 2010 simulando a personalização do mesmo para ser utilizado na prótese. O *abutment* preparável de titânio teve a altura reduzida para acomodar o volume da prótese. O *abutment* para a prótese parafusada não necessitou de edição, uma vez que sua parte cilíndrica seria fundida à infraestrutura metálica da prótese.

Para a modelagem do contorno externo da prótese diretamente no Solidworks 2010, utilizou-se como referência um atlas de anatomia dental (REHER, 2001). Embora a prótese compreendesse a região de 2º pré-molar inferior, o 1º molar inferior e o 2º molar inferior, por conveniência, utilizou-se a anatomia do 2º molar inferior para os três elementos da prótese. A coroa de um 2º molar foi modelada, sendo esta replicada em três. As coroas então foram unidas na região proximal por meio de conectores cilíndricos, visando à confecção da parte externa da prótese fixa esplintada. A anatomia externa da estrutura protética foi a mesma para ambos os modelos: prótese parafusada e cimentada (FIG. 15).

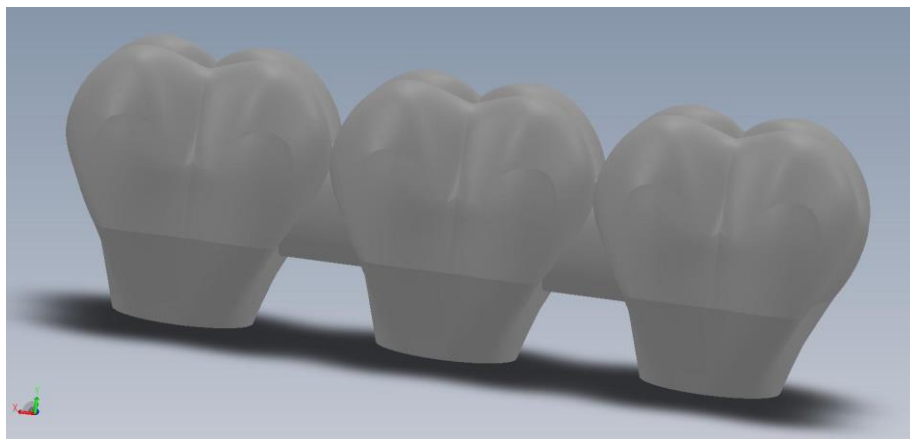


FIGURA 15 - Três coroas unidas entre si representando a estrutura externa da prótese fixa.

Finalizado o desenho externo da prótese, determinou-se que 1,50 mm da camada externa de todo o volume seriam correspondentes à cobertura cerâmica (porcelana feldspática) da prótese (de ARAUJO, 1998). À medida que a cerâmica se

aproximava do término cervical, houve uma gradativa diminuição da espessura da mesma. Para a prótese cimentada, logo abaixo da camada cerâmica, foi definido que toda a área até o contato com o *abutment* representaria a infraestrutura metálica em ouro de suporte da cerâmica da prótese (FIG. 16). Para a prótese parafusada, sob a camada externa de porcelana, definiu-se toda a área interna como metal (ouro), uma vez que essa infraestrutura seria fundida aos *abutments*.

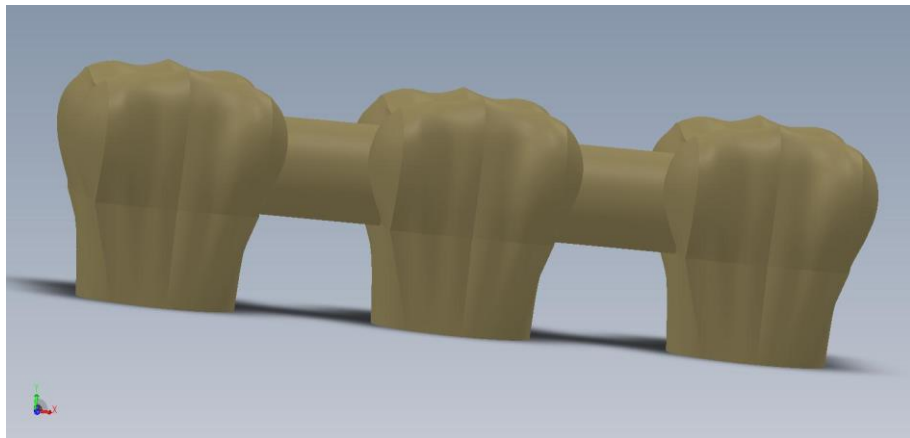


FIGURA 16 - Infraestrutura metálica para suporte da cerâmica para a prótese cimentada.

Para a prótese cimentada, entre a infraestrutura metálica e o *abutment*, foi modelada uma camada homogênea de cimento de 25  $\mu\text{m}$  de espessura que representaria cimento fosfato de zinco (ROSENSTIEL *et al.*, 1998). Apesar dos cimentos de ionômero de vidro e resinosos terem ganhado popularidade na implantodontia, o fosfato de zinco ainda aparece como agente de cimentação mais utilizado em restaurações implantossuportadas (CHAAR *et al.*, 2011) (FIG. 17).

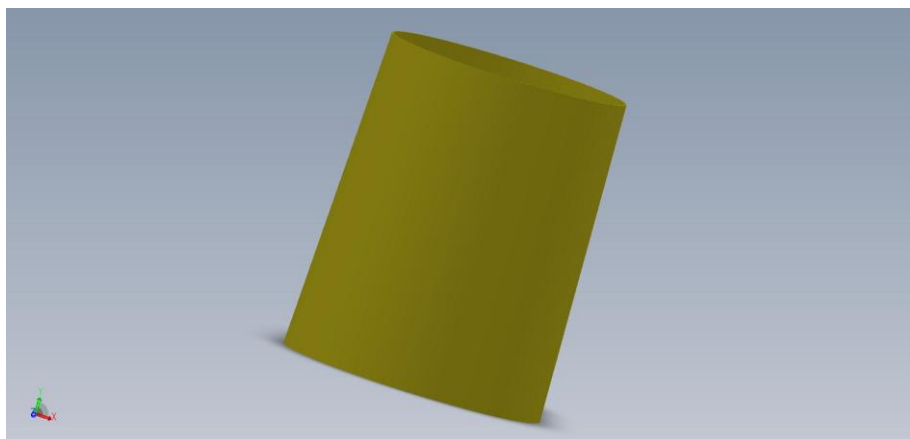


FIGURA 17 - Camada de cimento.

Com todas as partes dos modelos modeladas, procedeu-se à montagem dos mesmos. Os implantes foram inseridos verticalmente na mandíbula, por meio da subtração do tecido ósseo seguindo a geometria externa das fixações. O pequeno *gap* entre a estrutura óssea e a base da rosca do implante que permaneceu após a instalação dos implantes foi eliminado durante a definição dos contatos no pré-processamento utilizando o *software para Computer-Aided Engineering (CAE)*. Os implantes permaneceram em contato com osso cortical na região cervical e osso medular na região do corpo, embora alguns estudos com elementos finitos estipulem uma camada de osso cortical ao redor de todo o corpo do implante para simular a osseointegração. Sabe-se que, gradualmente, há uma remodelação óssea na interface osso-implante levando a um aumento na mineralização do osso, entretanto o tempo necessário para que se forme um osso cortical nessa interface é imprevisível (LIN *et al.*, 2010). Devido a isso, no presente estudo, resolveu-se considerar os implantes osseointegrados com a interface do corpo em contato com osso de característica medular. Os implantes foram instalados paralelos entre si, nas posições de 2º pré-molar, 2º molar, com uma distância horizontal interimplantes de 15 mm. A plataforma se posicionou rente à cortical óssea mandibular nas regiões proximais e lingual. Por vestibular, a plataforma ficou cerca de 0,50 mm supra óssea, respeitando a anatomia óssea local.

Para a prótese parafusada, os *abutments* que já estavam incorporados na estrutura da prótese foram adaptados aos implantes. Em seguida, os parafusos foram instalados internamente aos *abutments*, em uma posição como se estivessem já parafusados unindo a prótese aos implantes. Os orifícios oclusais na cerâmica das coroas (2º pré-molar e 2º molar) de acesso ao parafuso foram obliterados, simulando fechamento com resina composta (FIG. 18 a 21).

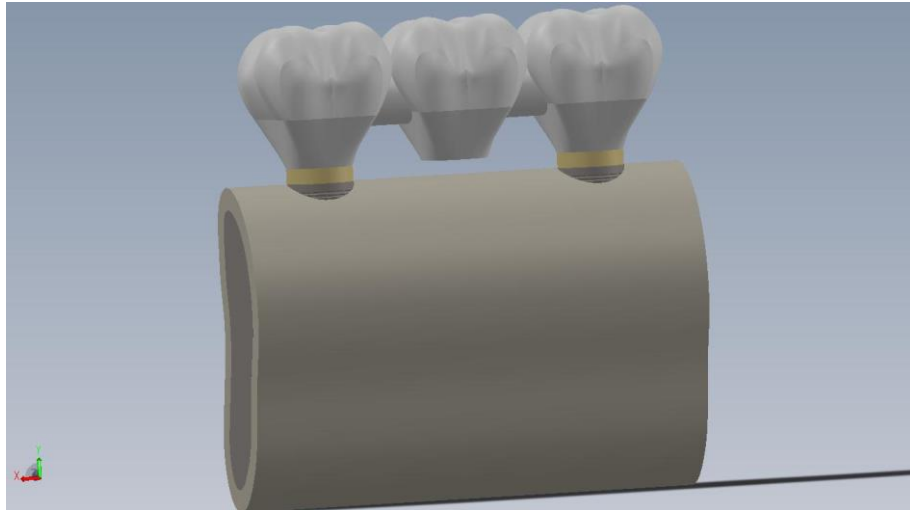


FIGURA 18 - Modelo montado da prótese parafusada. Vista vestibular.

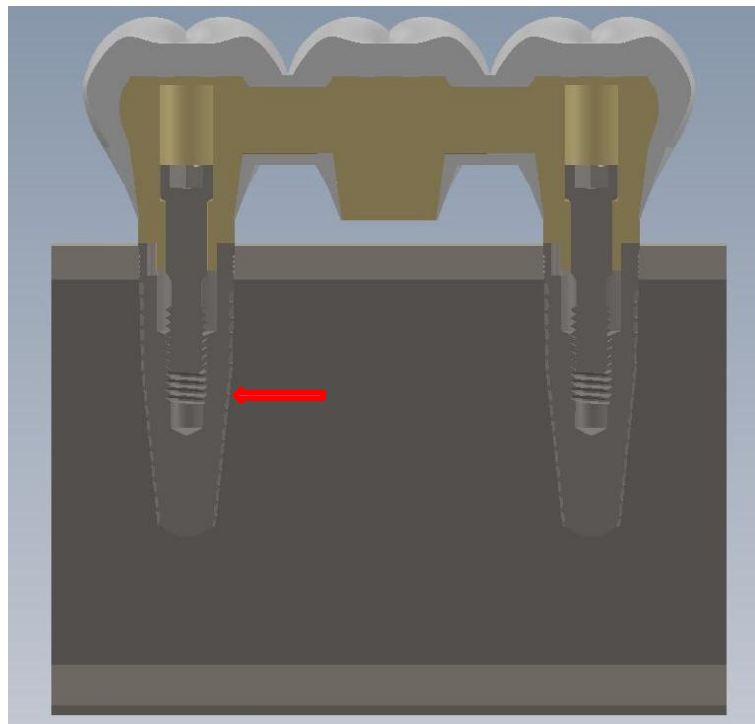


FIGURA 19 - Modelo montado da prótese parafusada. Corte coronal mostrando implantes inseridos no osso, *abutments* rotacionais fundidos à infraestrutura metálica, parafuso unindo prótese aos implantes e cerâmica de cobertura. Notar o pequeno *gap* (seta) entre o osso e o implante que foi posteriormente preenchido durante o pré-processamento.

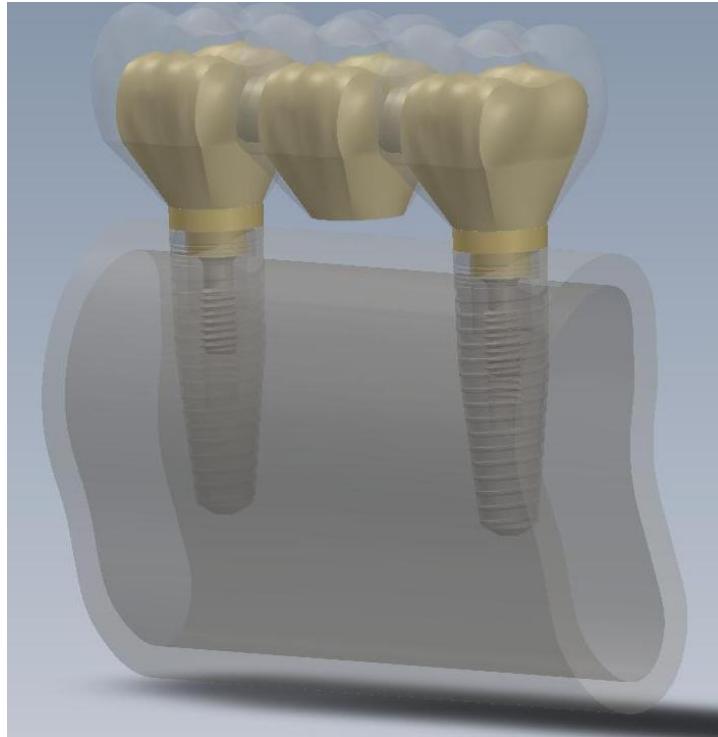


FIGURA 20 - Modelo montado da prótese parafusada. Volumes transparentes exibindo as diferentes partes.

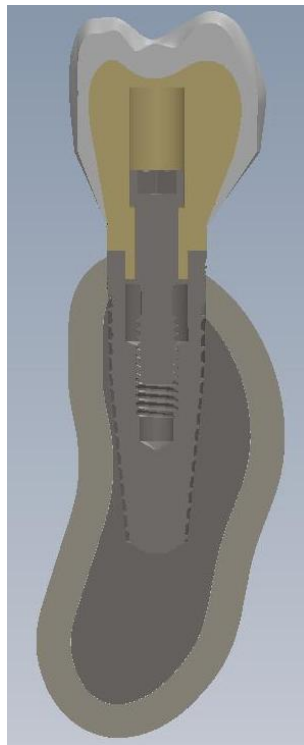


FIGURA 21 - Modelo montado da prótese parafusada. Corte sagital.

Para a prótese cimentada, os *abutments* foram individualmente posicionados nos implantes. Em seguida, os parafusos foram instalados

internamente aos *abutments*, assim como na prótese parafusada. Por fim, a prótese foi instalada sobre os *abutments*, contendo a camada de cimento entre eles (FIG. 22 a 25).

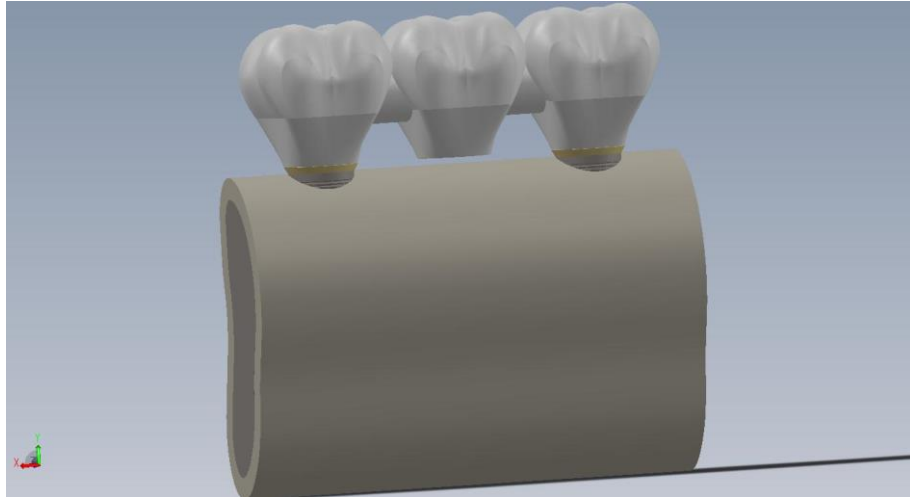


FIGURA 22 - Modelo montado da prótese cimentada. Vista vestibular.

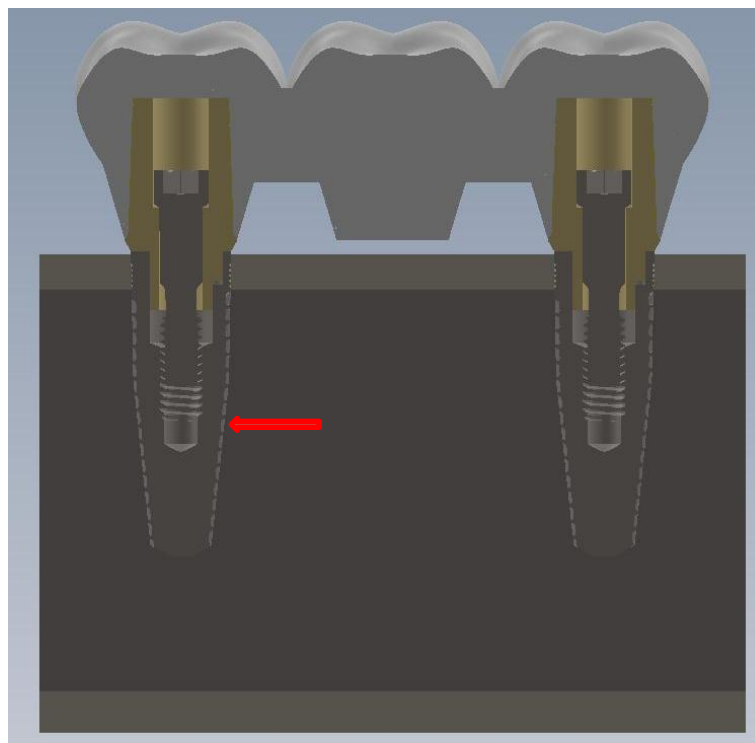


FIGURA 23 - Modelo montado da prótese cimentada. Corte coronal mostrando implantes inseridos no osso, *abutments* antirrotacionais parafusados aos implantes e prótese metalocerâmica cimentada sobre os *abutments*. Notar o pequeno *gap* (seta) entre o osso e o implante que foi posteriormente preenchido durante o pré-processamento.

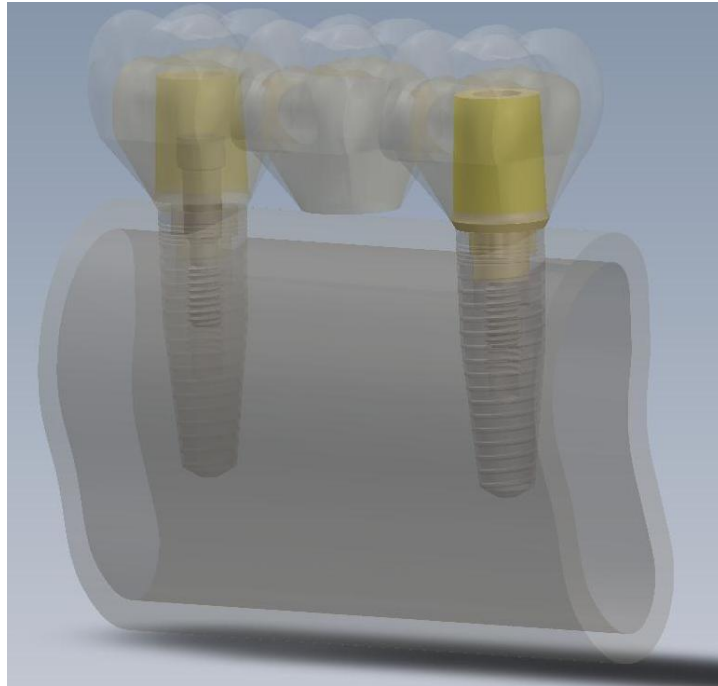


FIGURA 24 - Modelo montado da prótese cimentada. Volumes transparentes exibindo as diferentes partes. Implante à direita com o *abutment* sólido.

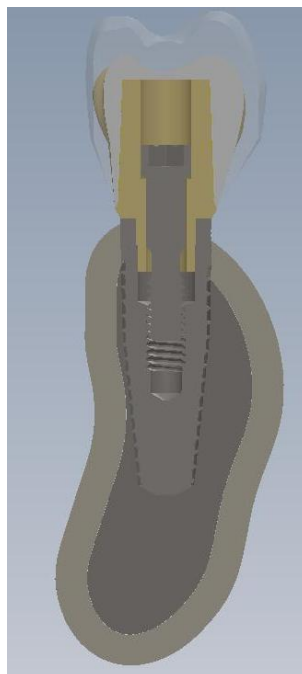


FIGURA 25 - Modelo montado da prótese cimentada. Corte sagital.

Finalizada a confecção dos modelos pelo software de modelagem tridimensional, foi utilizado um programa comercial baseado no método dos elementos finitos, Ansys 14 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EUA), para pré-

processamento (geração da malha), processamento (solução) e pós-processamento da análise.

## 5.2 Pré-processamento

Os modelos geométricos foram importados para o Ansys, onde foram redefinidos os volumes, áreas e linhas. Em seguida atribuiu-se um material com suas propriedades mecânicas para cada volume (TAB. 1) e coeficiente de atrito para cada material (TAB. 2). O osso foi considerando anisotrópico (TAB. 3), linear elástico e homogêneo, e os demais materiais foram definidos como isotrópicos, lineares elásticos e homogêneos.

TABELA 1  
Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no estudo.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	117.000	0,30
Ouro cerâmico tipo III	100.000	0,30
Cerâmica feldspática	68.900	0,28
Cimento fosfato de zinco	17.000	0,35
Resina composta	7.000	0,20

Propriedades do cimento (LI e WHITE, 1999); titânio, ouro, cerâmica e resina (GENG *et al.*, 2001).

TABELA 2  
Coeficiente de atrito entre materiais.

Material	Coefficiente de atrito
<i>Abutment</i> titânio x Parafuso titânio	0,16
<i>Abutment</i> ouro x Parafuso titânio	0,20
<i>Abutment</i> titânio x Implante titânio	0,16
<i>Abutment</i> ouro x Implante titânio	0,20
Parafuso Titânio x Implante titânio	0,16
Implante Titânio x Osso	0,30
Cimento fosfato de zinco x <i>Abutment</i> titânio	0,20
Cimento fosfato de zinco x Infraestrutura prótese	0,20

Interfaces com cimento (TILLITSON *et al.*, 1971); demais interfaces (WANG *et al.*, 2009). *Abutment* sobrefundido em ouro foi utilizado na prótese parafusada e *abutment* personalizável em titânio na prótese cimentada. Cimento fosfato de zinco utilizado apenas na prótese cimentada.



TABELA 3  
Propriedades anisotrópicas do osso.

Propriedades	Osso cortical	Osso medular
$E_y$	12.500	210
$E_x$	26.600	1.148
$E_z$	17.900	1.148
$G_{yx}$	4.500	68
$G_{yz}$	7.100	68
$G_{xz}$	5.300	434
$\nu_{yx}$	0,18	0,055
$\nu_{yz}$	0,28	0,055
$\nu_{xz}$	0,31	0,322

$E_i$  = Módulo de Young (MPa);  $G_i$  = Módulo de cisalhamento (MPa);  $\nu$  = Coeficiente de Poisson. O eixo y é ápico-coronal; x é látero-medial; z é ântero-posterior. Propriedades osso cortical (SCHWARTZ-DABNEY e DECHOW, 2002); osso medular (O'MAHONY *et al.*, 2001).

O elemento *Solid 185* (tetraédrico de oito nós e com 3 graus de liberdade em cada nó) foi empregado. Gerou-se a malha com alto refinamento nas superfícies de contato entre diferentes áreas e, posteriormente, os elementos de contato foram criados a partir dos nós dos elementos das áreas de contato entre os volumes.

Para as superfícies de contato foram selecionados os elementos “*Contact 173*” e “*Target 170*”. O comportamento da superfície de contato foi distinto de acordo com os materiais. Entre os implantes e o osso, foi selecionado um contato do tipo “*rough*”, que permite a formação de microespaços, mas sem deslizamento entre os elementos. O mesmo contato foi selecionado na área entre cimento x *abutments* da prótese cimentada e cimento x infraestrutura metálica, já que não há adesão química entre o cimento e metal, apenas embricamento mecânico, portanto microespaços podem ocorrer e o deslizamento é indesejável. Entre as superfícies metálicas implantes x parafusos, implantes x *abutments*, *abutments* x parafusos, tomou-se um contato “*standard*”, que além de permitir a formação de microespaços, permite um pequeno deslizamento entre as superfícies, comum às interações entre metais com estruturas macroscopicamente lisas, quando sujeitas à carga (FIG. 26 e 27). Os demais volumes foram considerados unidos, já que apresentam características de adesão coesiva: osso cortical x osso medular, porcelana x infraestrutura metálica,

porcelana x resina composta, infraestrutura metálica x *abutments* da prótese parafusada (FIG. 28 a 33).

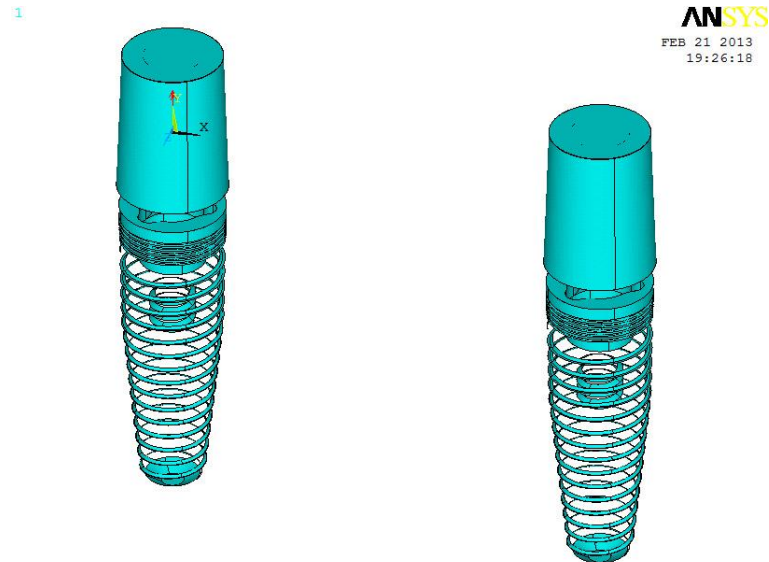


FIGURA 26 - Plotagem das superfícies de contato nos volumes dos implantes, *abutments*, parafusos e camada de cimento. Prótese cimentada.

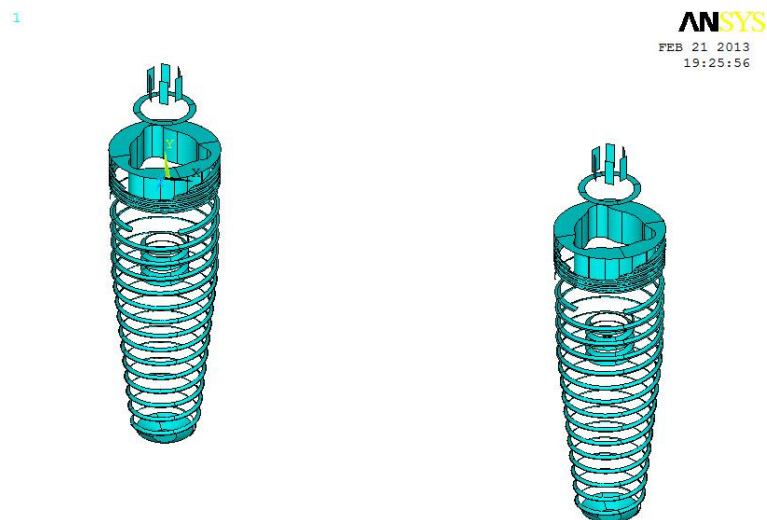


FIGURA 27 - Plotagem das superfícies de contato "target" nos volumes dos implantes, *abutments* e parafusos. Prótese parafusada.

Os modelos apresentaram travamento total (ausência de deslocamento) nos sentidos méso-distal (ântero-posterior) e vestibulo-lingual (látero-medial).

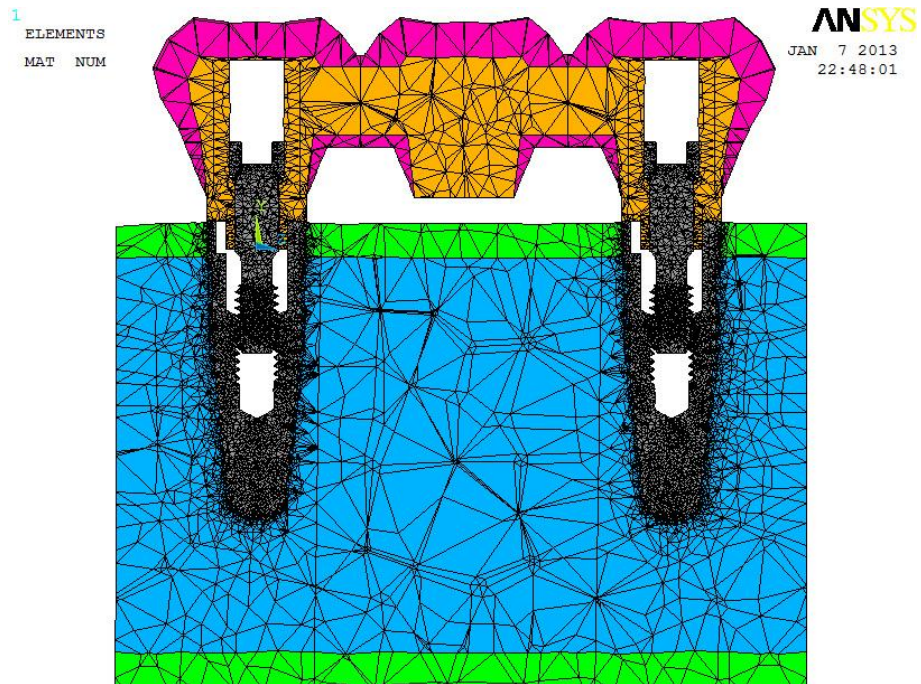


FIGURA 28 - Malha da prótese parafusada. Vista corte coronal.

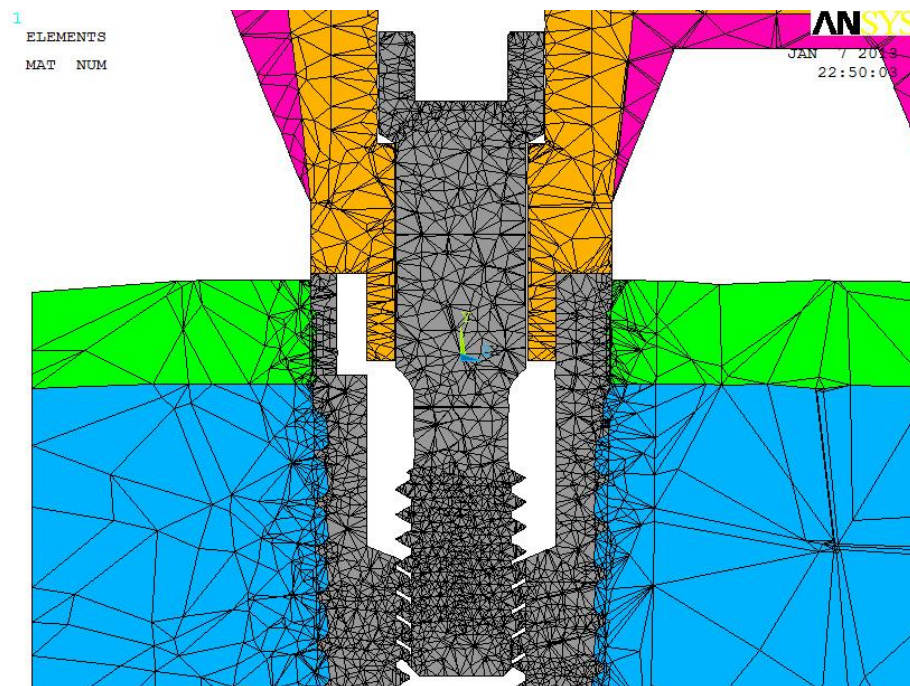


FIGURA 29 - Malha da prótese parafusada. Vista aproximada com destaque para junção *abutment*-implante: corte coronal. Notar refinamento da malha entre implante e osso e entre as roscas do parafuso e roscas internas do implante.



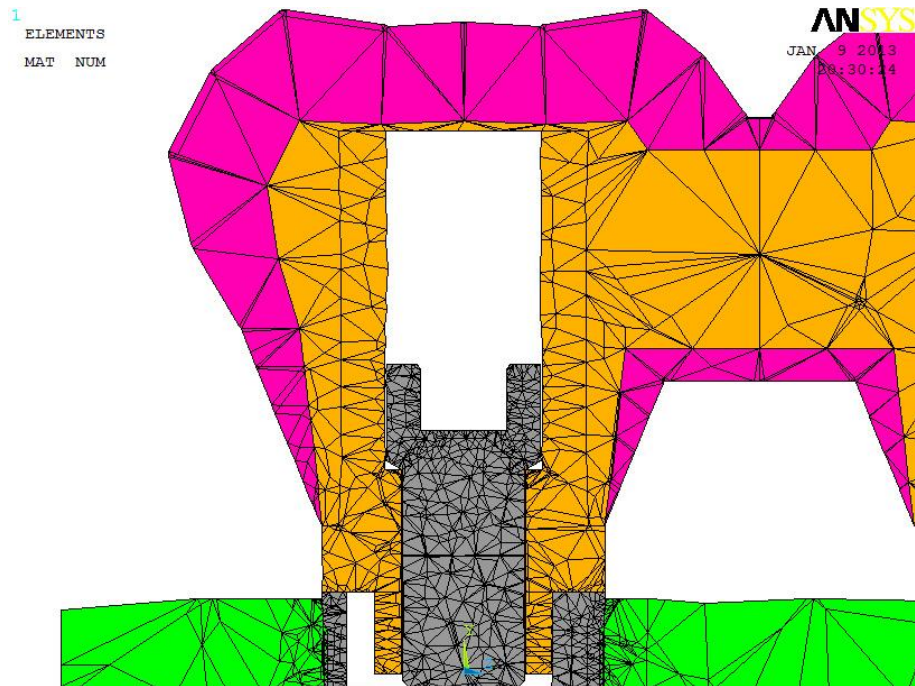


FIGURA 30 - Malha da prótese parafusada. Vista aproximada com destaque para a coroa: corte coronal.

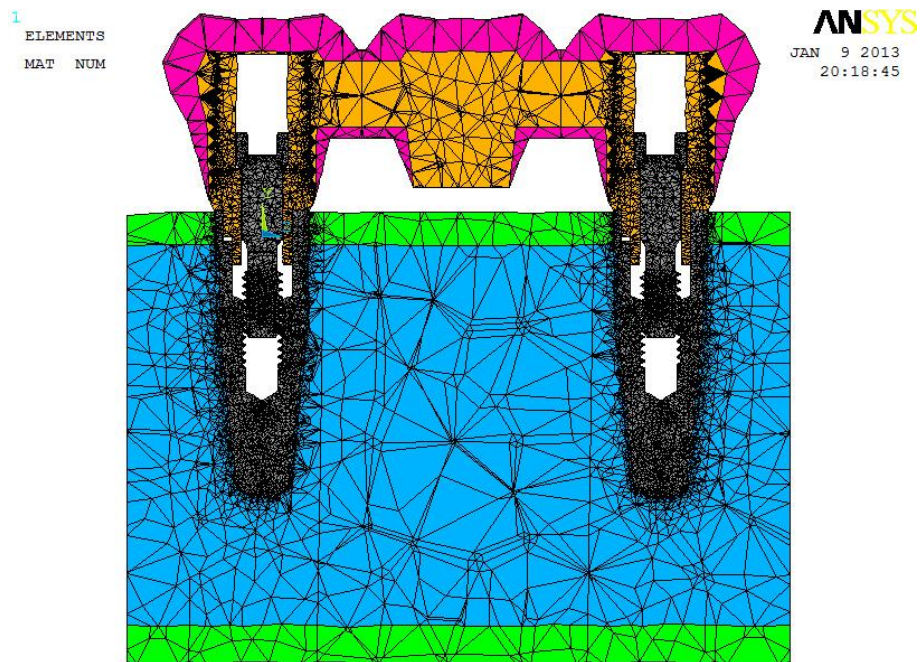


FIGURA 31 - Malha da prótese cimentada. Vista corte coronal.

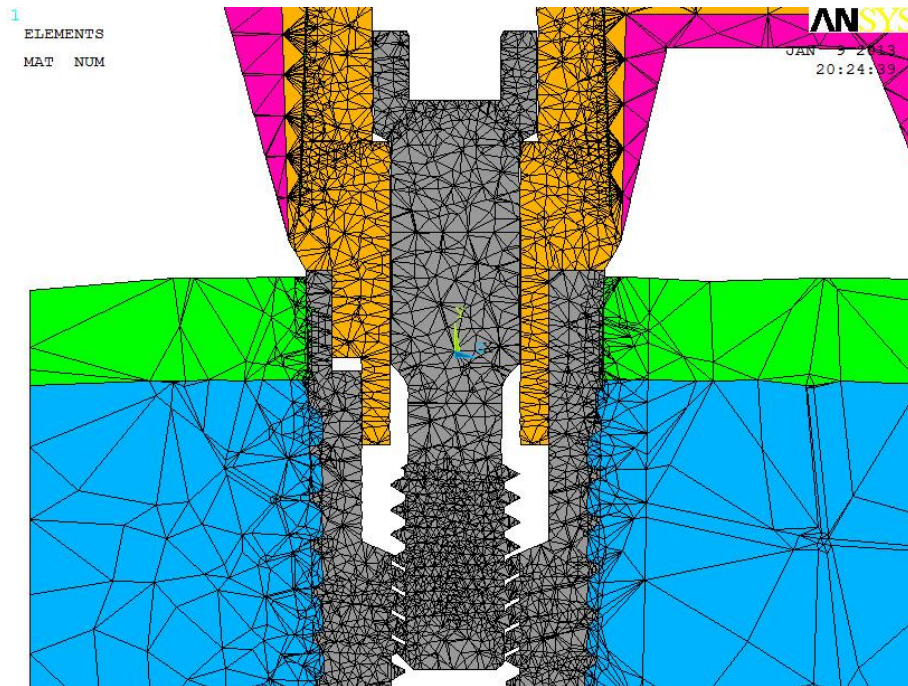


FIGURA 32 - Malha da prótese cimentada. Vista aproximada com destaque para junção *abutment*-implante: corte coronal. Notar refinamento da malha entre implante e osso e entre as roscas do parafuso e roscas internas do implante.

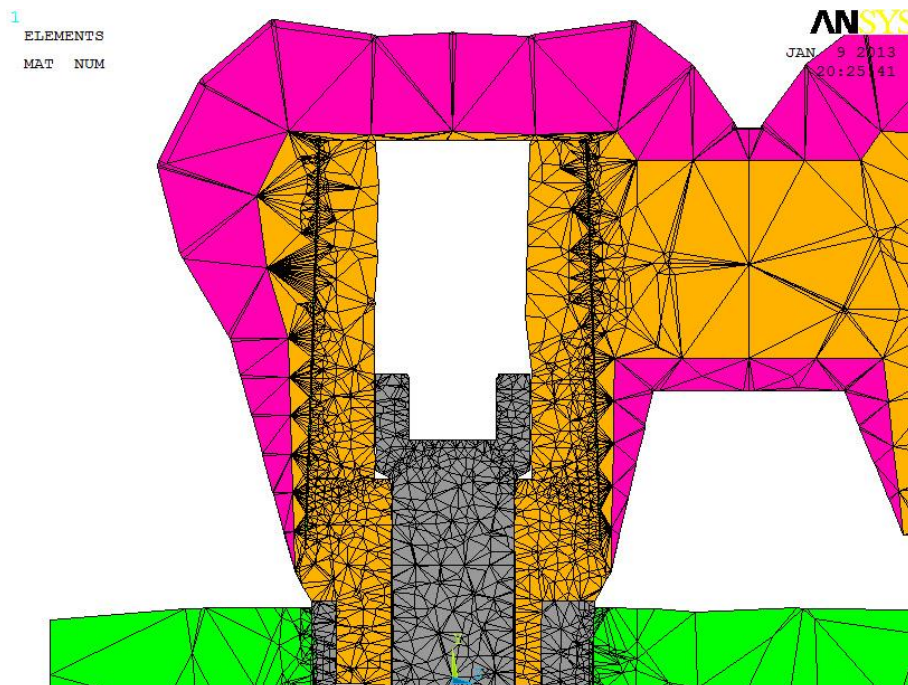


FIGURA 33 - Malha da prótese cimentada. Vista aproximada com destaque para a coroa: corte coronal. Notar refinamento da malha entre *abutment*, camada de cimento e infraestrutura protética.

### 5.3 Processamento

A solução se deu em uma estação de trabalho com dois processadores Intel Xeon X5670 2.93GHz, 12 GB RAM (Dell Inc., Round Rock, TX, EUA). A análise foi definida como não linear, devido à existência de contato.

Inicialmente, uma parte do modelo compreendendo um implante, seu *abutment* e parafuso foi selecionada para testes de convergência da malha. Um torque no parafuso foi simulado e a malha foi sequencialmente refinada nas áreas de contato e nas áreas no pico de tensão até que a diferença entre o pico de tensão, entre um refinamento e outro, fosse menor que 5%. Além disso, a malha foi checada pela razão do aspecto do elemento, ângulo máximo e razão do Jacobiano. O tamanho dos elementos variou de acordo com a área de cada volume (TAB. 4). Geraram-se modelos com 1.097.527 elementos para a prótese parafusada e 2.046.675 elementos para a prótese cimentada.

Tabela 4  
Tamanho da aresta de cada elemento por área.

Área	Tamanho dos elementos (mm)
Roscas e base da cabeça do parafuso	0,10
Rosca interna do implante	
Base interna do <i>abutment</i> em contato com a cabeça do parafuso	
Camada de cimento*	
Área do <i>abutment</i> em contato com cimento*	
Área da infraestrutura protética em contato com o cimento*	0,18
Roscas do implante e plataforma	
Osso em contato com as roscas e plataforma do implante	
Área interna da cabeça do parafuso	0,25
Corpo do implante	
Osso em contato com o corpo do implante	
Cabeça, pescoço liso e ápice do parafuso	2,55
Demais áreas do <i>abutment</i> em contato com o parafuso e implante	
Corpo do <i>abutment</i>	0,51
Infraestrutura protética fundida ao <i>abutment</i> **	
Metade inferior das coroas (infraestrutura e porcelana)	1,27
Metade superior das coroas (infraestrutura e porcelana)	
Restante do osso	2,55

\* Apenas no modelo da prótese cimentada. \*\* Apenas no modelo da prótese parafusada.

As simulações de carga foram idênticas para ambos os modelos, sendo realizadas em dois passos.

Primeiramente, antes da imposição de cargas nos modelos, os parafusos protéticos receberam um torque de 350 Nmm, valor recomendando pelo fabricante, representando o apertamento e assentamento da prótese no caso da prótese parafusada, e o apertamento e assentamento dos *abutments* na prótese cimentada. O torque aplicado no parafuso gera uma tração no mesmo, alongando-o. Esta ação da tensão sobre o parafuso é chamada de pré-carga. O resultado da pré-carga é uma força compressiva (*clamping force*) entre o *abutment* e o implante, que mantém estas partes unidas (BICKFORD, 2007a). Para a simulação do torque, elementos de contato do tipo *Multi-Point-Constraints* (MPC) foram selecionados para formar as áreas das seis faces internas da cabeça do parafuso hexagonal. Em seguida, determinou-se o nó mestre no centro espacial da cabeça do parafuso. Um momento de 350 Nmm foi aplicado no nó mestre no sentido horário, fazendo com que todos os nós escravos das áreas compostas pelos elementos de contatos MPC o acompanhassem, gerando a rotação em torno deste nó mestre central e, conseqüentemente, o apertamento do parafuso. As tensões que causam a pré-carga foram identificadas no parafuso e, por fim, o momento foi retirado da cabeça do parafuso, indicando o final do apertamento. Apesar da técnica com a utilização de contatos MPC ser mais sensível e exigir um peso computacional maior quando comparada ao recurso “*bolt pretension*” do Ansys, recurso este específico para simulação dos efeitos da pré-carga no parafuso, optou-se pelo MPC por ser mais realista. Após a aplicação do torque no parafuso, o valor da pré-carga foi identificado. Para tal, foram selecionados elementos de contato nas áreas da interface da cabeça do parafuso e do *abutment* e obteve-se o valor da pressão ocorrida entre esses elementos. O valor da pressão em cada elemento foi multiplicado pela sua área respectiva, obtendo-se um valor de força normal à área. Em seguida, essa força foi alterada para força no sentido do eixo do parafuso, resultando no valor da pré-carga.

A seguir, com o resultado do torque e a pré-carga mantidos, as cargas foram aplicadas nos modelos. Primeiramente, cargas verticais (axiais) estáticas de 100 N foram aplicadas na área oclusal de cada dente da prótese para simulação de cargas oclusais. Vários vetores perpendiculares à superfície oclusal foram distribuídos em toda a área oclusal de cada dente, sendo que a soma desses vetores chegava a 100 N em cada dente. Após a aplicação da carga vertical, o valor



da pré-carga foi novamente calculado. Posteriormente, cargas oblíquas ( $45^\circ$ ) estáticas de 100 N foram aplicadas no sentido vestibulo-lingual em cada elemento da prótese. Como na carga vertical, vários vetores foram distribuídos nas vertentes de cada dente, com a soma dos vetores chegando a 100 N por dente. O carregamento oblíquo não objetivou simular movimentos de desocclusão, mas sim simular vetores oblíquos que ocorrem durante a mastigação (FIG. 34 e 35).

O método de Newton-Raphson, padrão do Ansys, foi empregado para se gerar os resultados, até que as iterações não gerassem deformações nos elementos (FIG. 36).

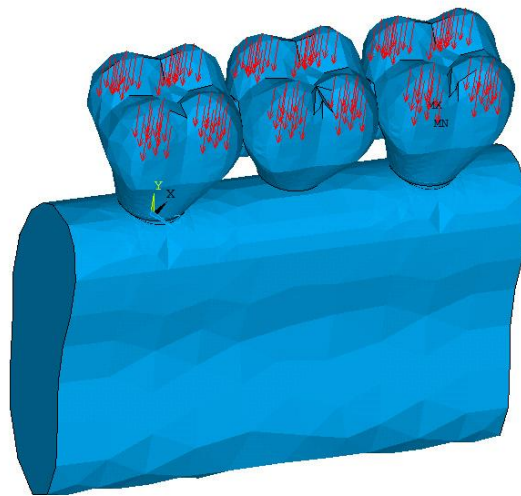


FIGURA 34 - Carga vertical de 100 N aplicada em cada dente da prótese.

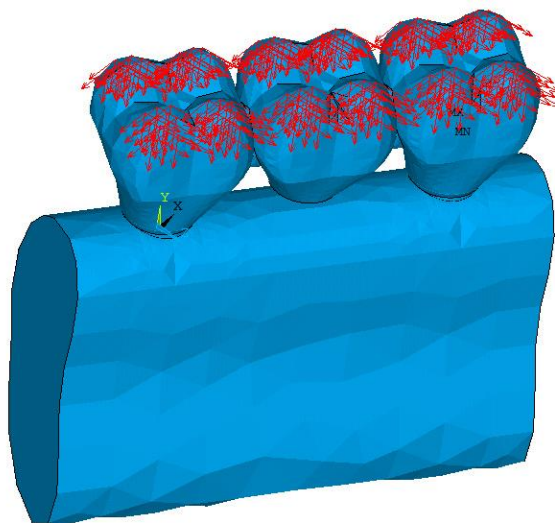


FIGURA 35 - Carga oblíqua de 100 N aplicada em cada dente da prótese, no sentido vestibulo-lingual.



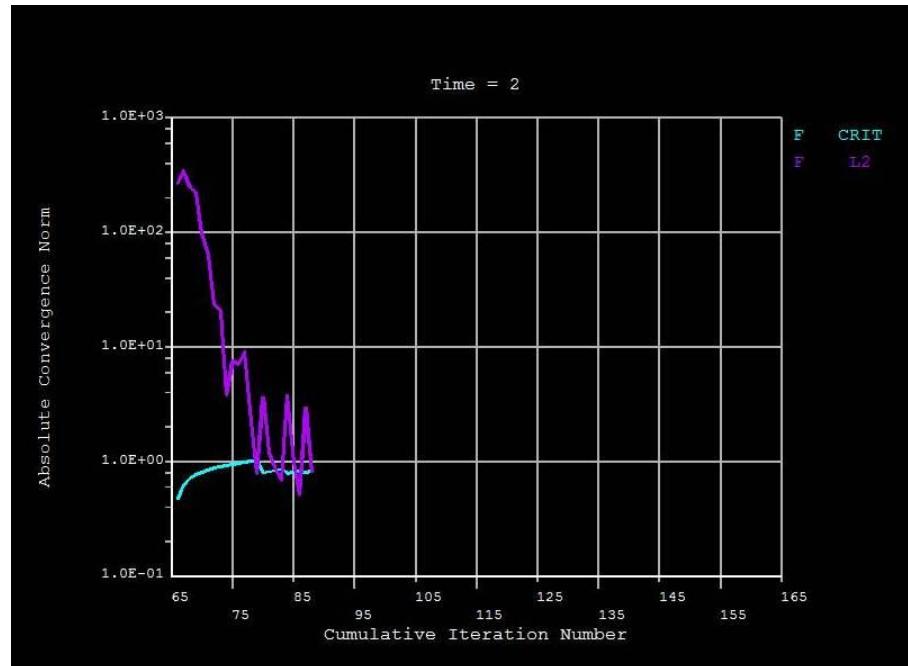


FIGURA 36 - Gráfico de convergência de uma simulação do presente trabalho. Os pontos de intersecção das linhas representam a convergência de cada *sub-step* dentro de um *load-step*.

Após a imposição de carga, as áreas com picos de tensões foram inspecionadas, procurando por distorções nos elementos. Em seguida, iniciou-se o pós-processamento.

#### 5.4 Pós-processamento – Coleta dos resultados

Os resultados foram obtidos em três passos: modelos com os parafusos recebendo o torque; modelos recebendo carregamento vertical com os parafusos com resultado do torque; e modelos recebendo carregamento oblíquo com os parafusos com resultado do torque.

Para facilitar a visualização e interpretação, os resultados das soluções matemáticas foram convertidos em resultados gráficos expressos por meio de gradiente de cores, variando do azul ao vermelho, sendo o último representativo do valor mais alto. Em algumas plotagens, áreas em cinzas representaram tensões com valores fora da escala utilizada.

Os implantes, componentes protéticos (*abutments* e parafusos) e o tecido ósseo periimplantar foram plotados isoladamente e em conjuntos, visando facilitar a observação das tensões e deslocamentos gerados nessas estruturas, tanto externa

quanto internamente. Em algumas plotagens, resolveu-se apresentar os resultados de apenas uma região, 2º pré-molar, uma vez que a região de 2º molar apresentava resultados semelhantes.

A tabela de gradiente de cores das tensões foi padronizada em intervalos iguais para a prótese parafusada e cimentada para cada critério e carregamento na análise das tensões, objetivando-se uma comparação direta pela simples observação das faixas de cores nos modelos.

Para a análise comparativa dos parafusos, implantes e *abutments* foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Para a comparação do tecido ósseo periimplantar foram adotadas as tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  e para a camada de cimento as tensões  $\sigma_1$ . Para a análise de deslocamento, foram utilizados penetração e *gap*. A análise qualitativa se deu pela comparação do padrão de distribuição das tensões e deslocamentos. A análise quantitativa se deu pela diferença, em porcentagem, dos valores máximos encontrados para os critérios utilizados.

## 6 RESULTADOS

Os resultados das simulações foram processados gráfica e numericamente, para uma análise qualitativa e quantitativa.

### 6.1 Parafuso protético e complexo implante-*abutment*-parafuso

O parafuso protético pode falhar pelo seu afrouxamento ou fratura. Para a análise no parafuso, inicialmente tomou-se como referência as tensões e a pré-carga geradas exclusivamente pelo torque, ou seja, antes de imposição de cargas, em ambos os modelos. Em seguida, avaliou-se o efeito das cargas verticais e oblíquas sobre o parafuso com o torque mantido. As cargas mastigatórias podem diminuir as tensões que geram a pré-carga, podendo levar ao afrouxamento do parafuso. Por outro lado, as cargas mastigatórias também podem gerar grandes tensões nos parafusos, podendo deformá-los plasticamente ou mesmo fraturá-los. Para o estudo no parafuso de titânio, foi utilizado o critério das tensões equivalentes de von Mises, que é indicado para materiais dúcteis, como as ligas metálicas em geral, que reagem semelhantemente às tensões de compressão e tração. O critério estipula que a peça falhará quando as tensões de von Mises se forem maiores que o limite de escoamento desse material (FIG. 37 a 50).

O parafuso tensionado pelo torque exibiu valores de picos de tensões semelhantes para as próteses parafusada e cimentada: 153 MPa e 160 MPa, respectivamente. O padrão também foi similar, com as tensões bem distribuídas em todo o pescoço liso acima das roscas, nas roscas e na base da cabeça do parafuso, área onde o *abutment* é comprimido ao implante. Nas roscas, percebeu-se uma distribuição intercalada das tensões, ou seja, áreas de altas tensões seguidas de áreas com baixas tensões. Isso se deve ao contato não perfeito entre os vértices das roscas do parafuso e a área interna do implante. O valor da pré-carga foi de 413 N para a prótese parafusada e 401 N para cimentada.

Sob carga vertical, o padrão se manteve, no entanto, houve uma diminuição das tensões no parafuso em ambas as próteses, mais notadamente na prótese parafusada: 116 MPa para parafusada e 149 MPa para a cimentada. Essa diminuição das tensões também se refletiu na pré-carga, com valores de 284 N para

a prótese parafusada e 322 N para a cimentada. Sob carga oblíqua, houve um aumento expressivo das tensões nos parafusos, chegando a 611 MPa para parafusada e 490 MPa para cimentada, ainda com as tensões distribuídas pelas roscas e pelo pescoço liso (TAB. 5 a 8).

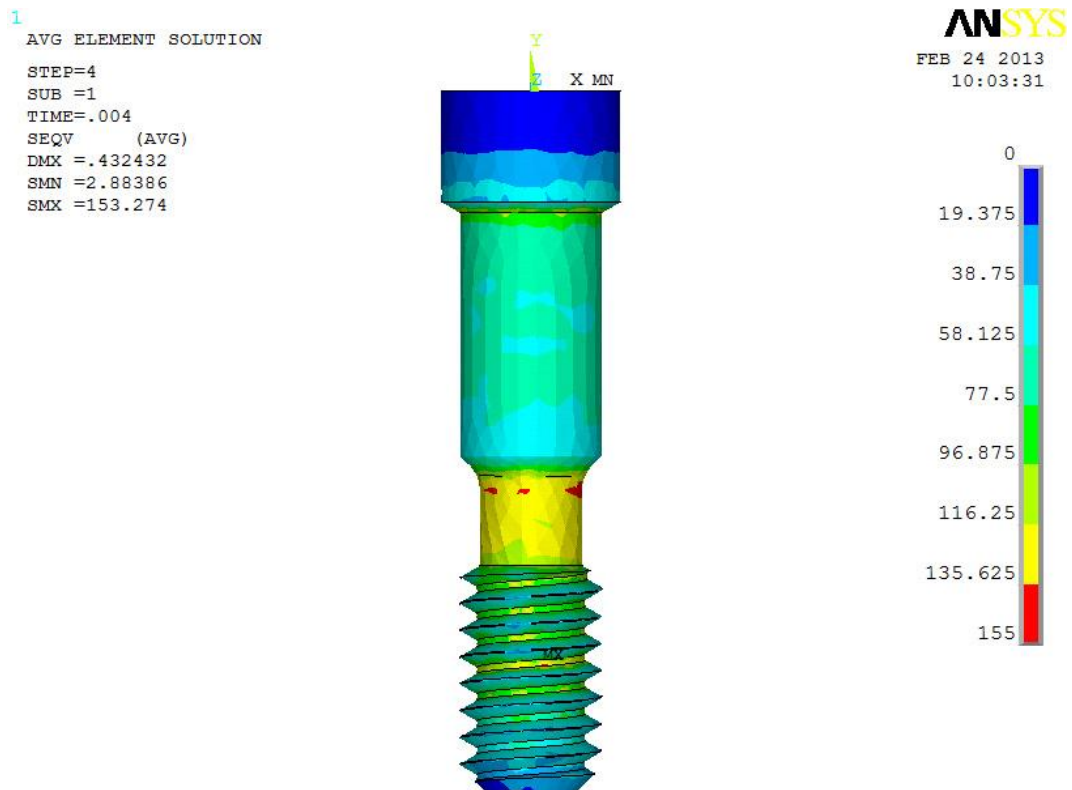


FIGURA 37 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada tensionado pelo torque: tensões equivalentes de von Mises.

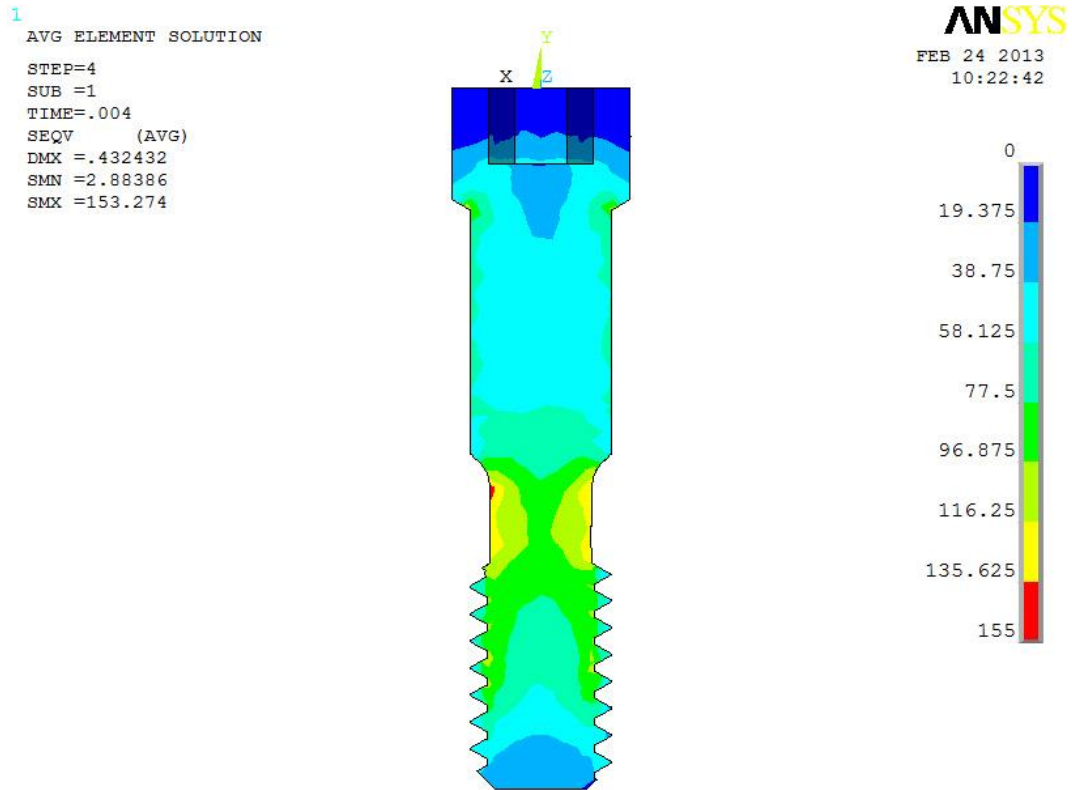


FIGURA 38 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada tensionado pelo torque: tensões equivalentes. Corte coronal.

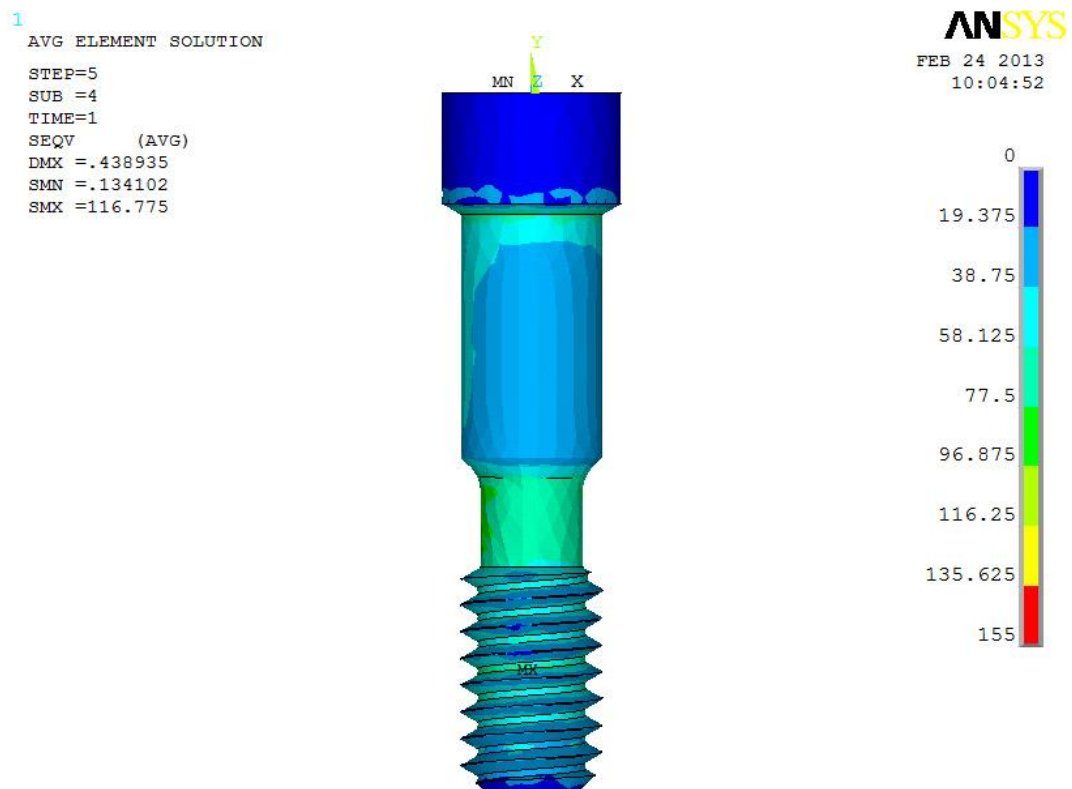


FIGURA 39 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes.

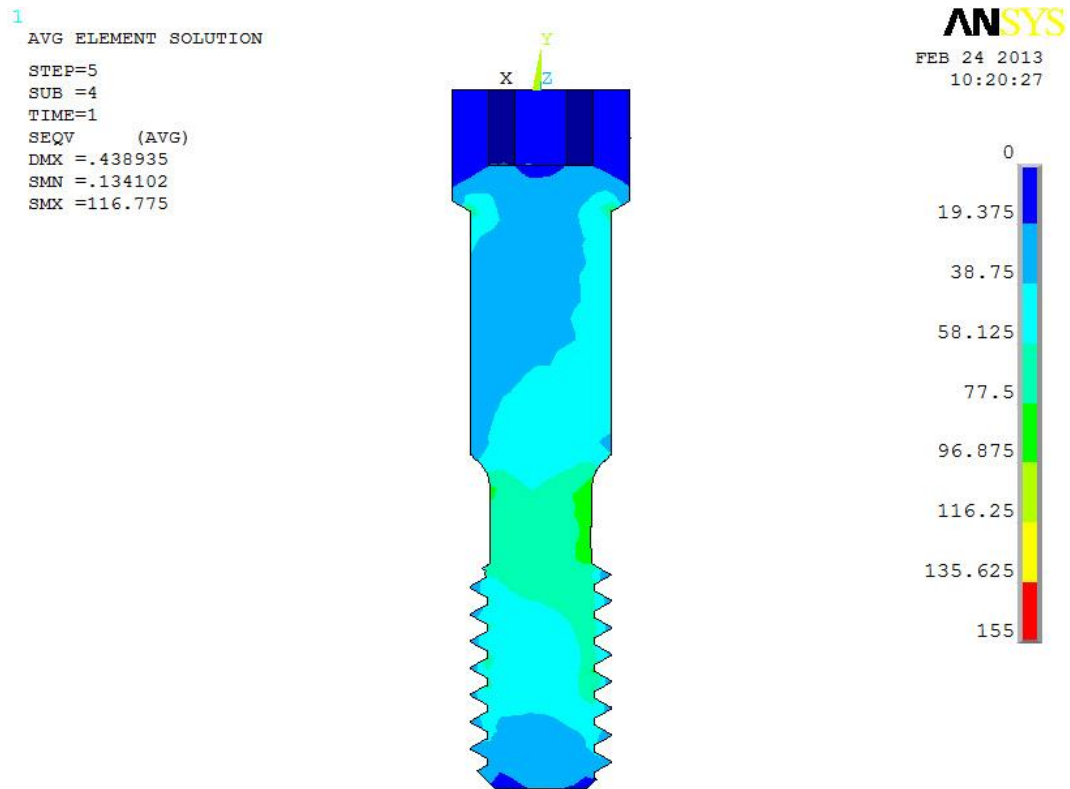


FIGURA 40 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes. Corte coronal.

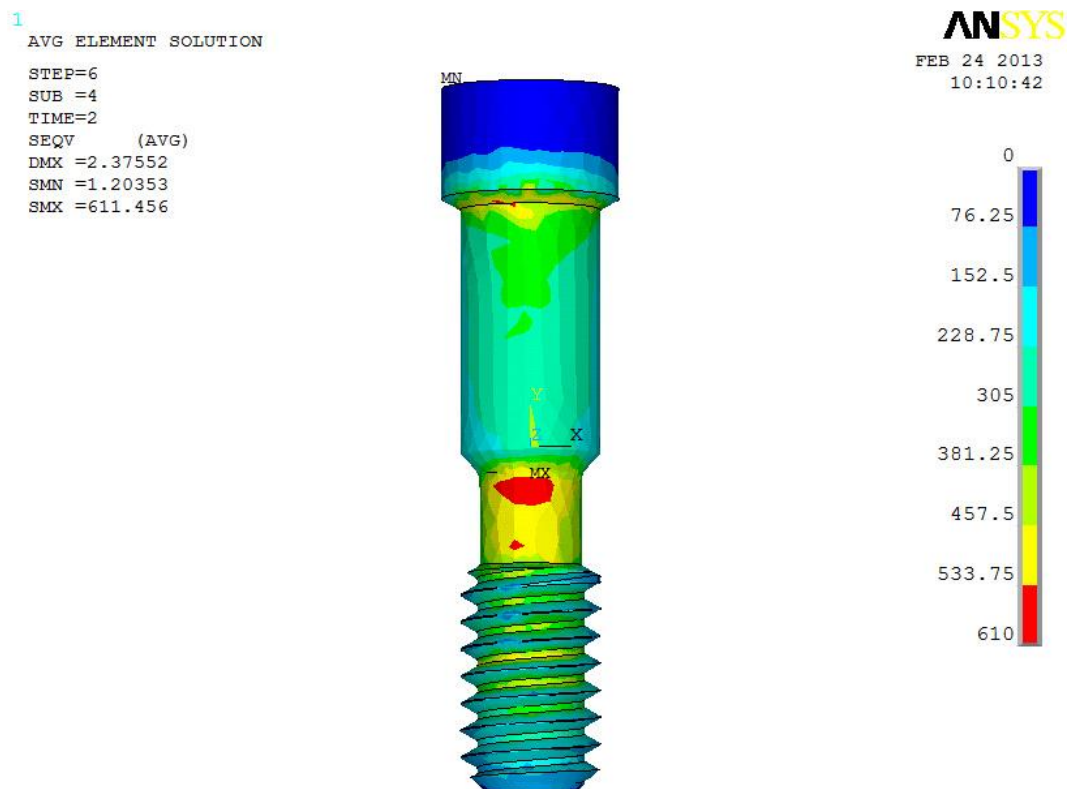


FIGURA 41 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.

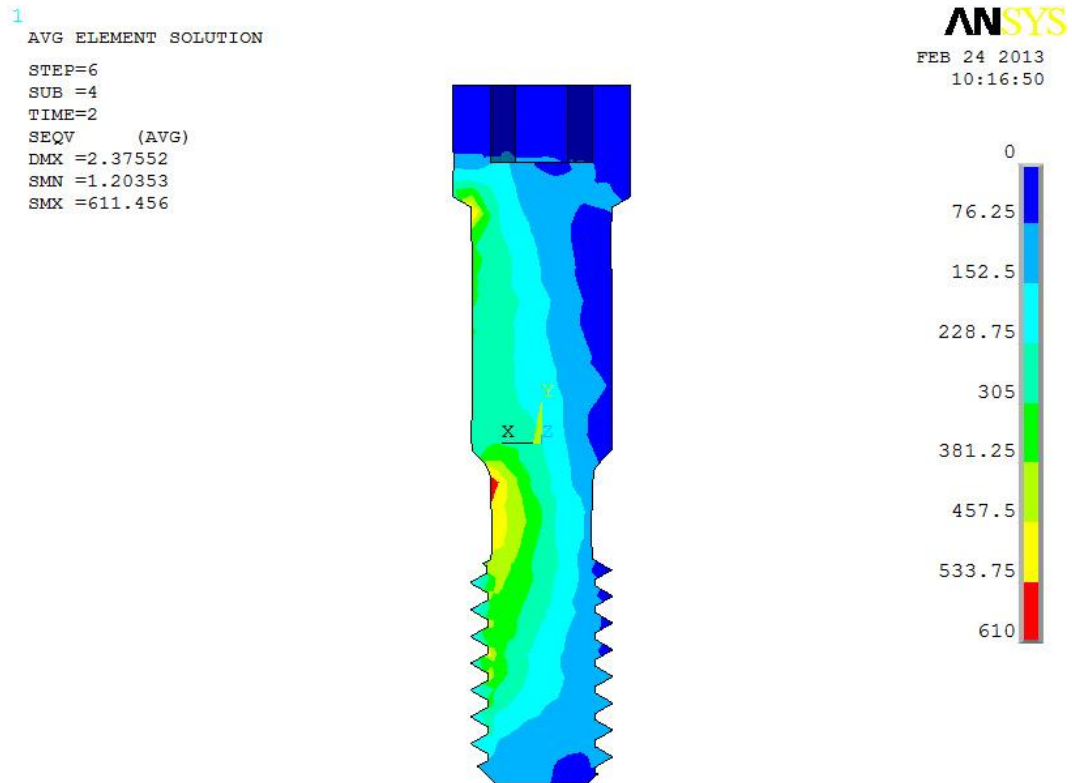


FIGURA 42 - Plotagem do parafuso da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Corte coronal.

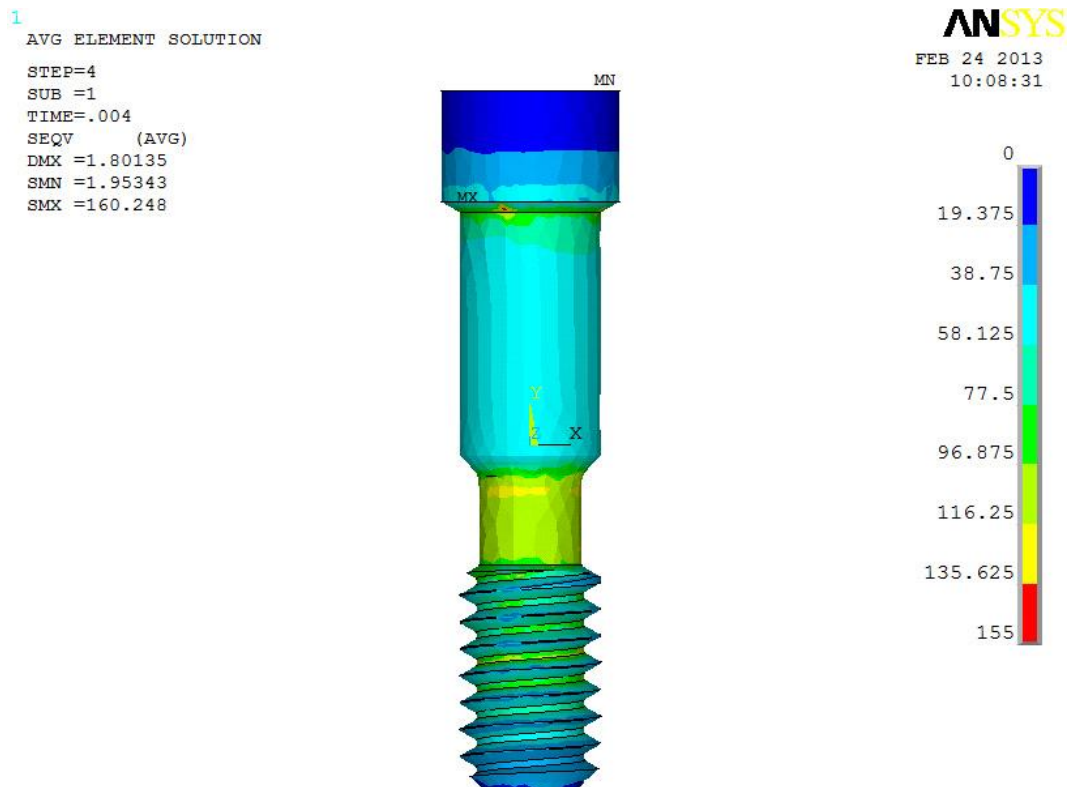


FIGURA 43 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada tensionado pelo torque: tensões equivalentes.

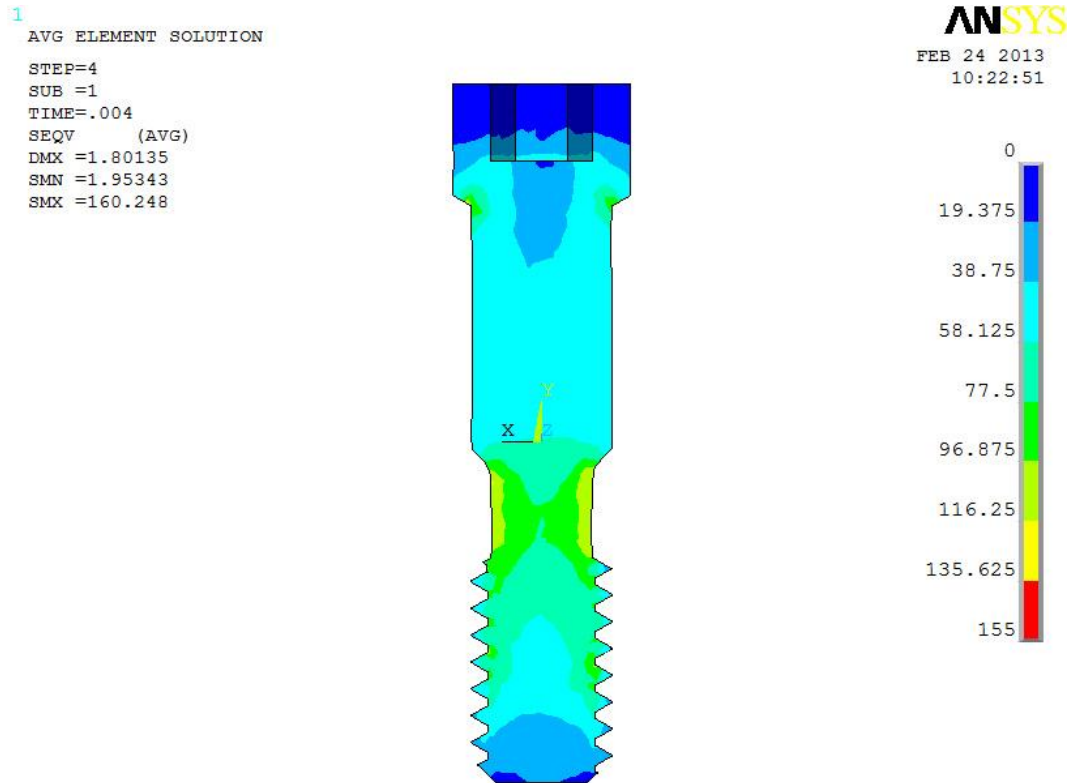


FIGURA 44 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada tensionado pelo torque: tensões equivalentes. Corte coronal.

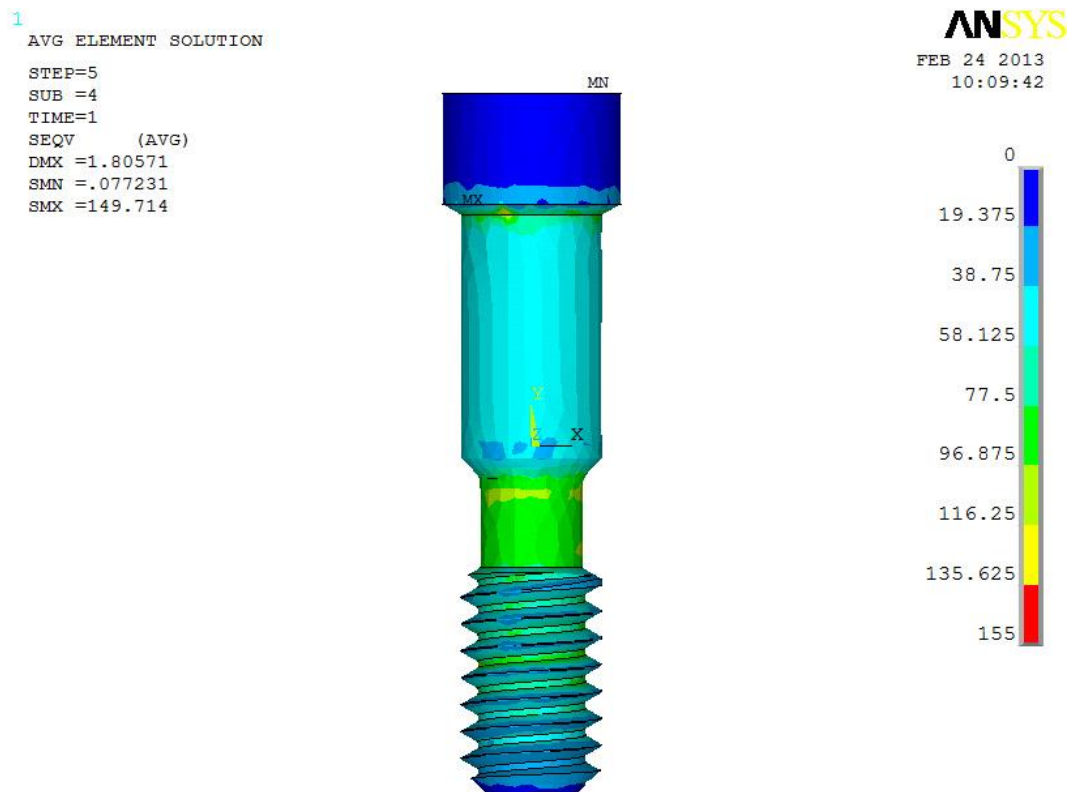


FIGURA 45 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes.



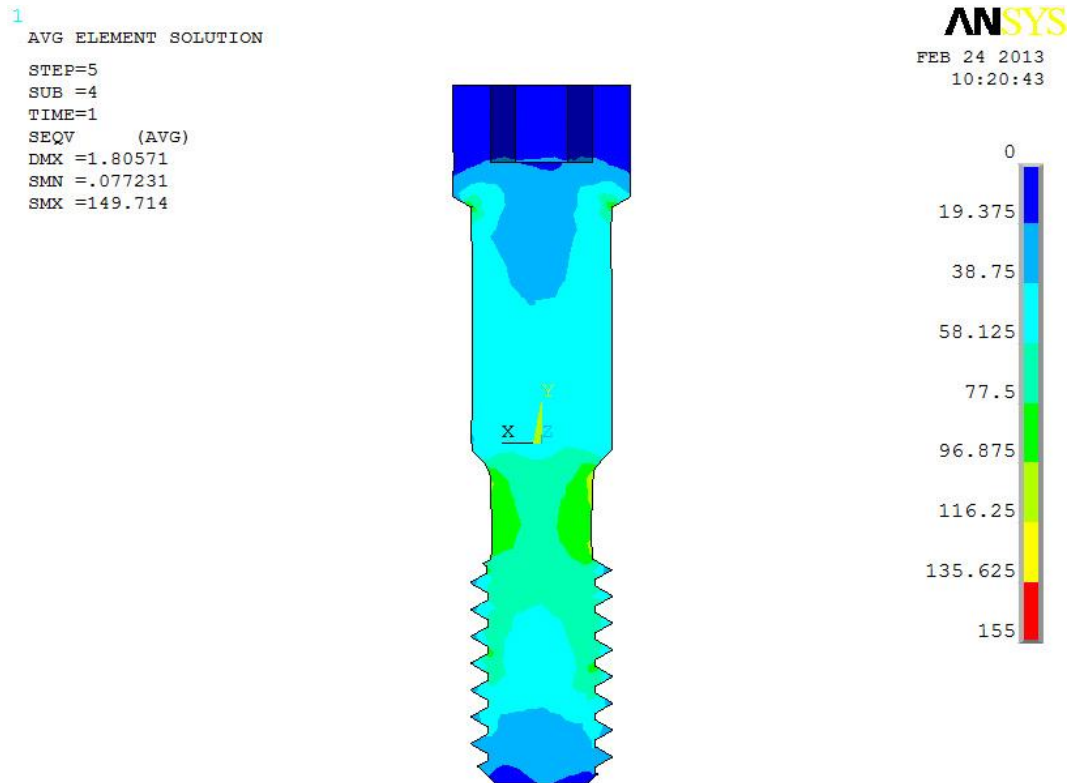


FIGURA 46 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes. Vista seccionada.

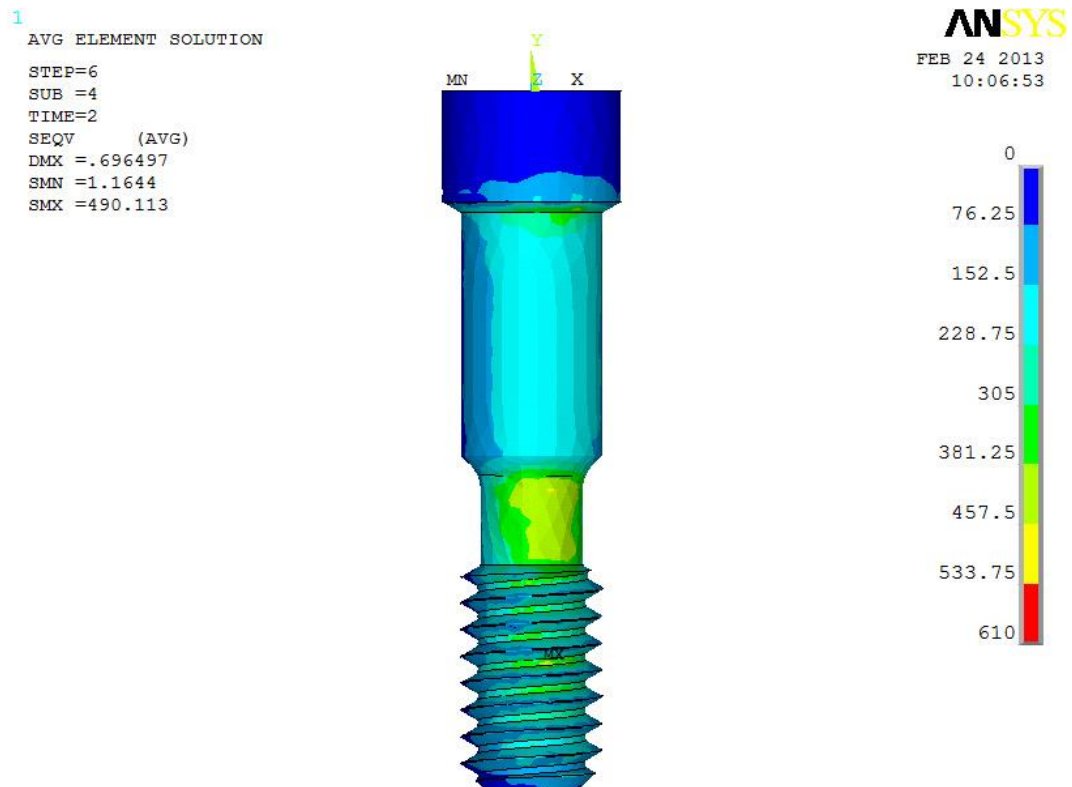


FIGURA 47 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.

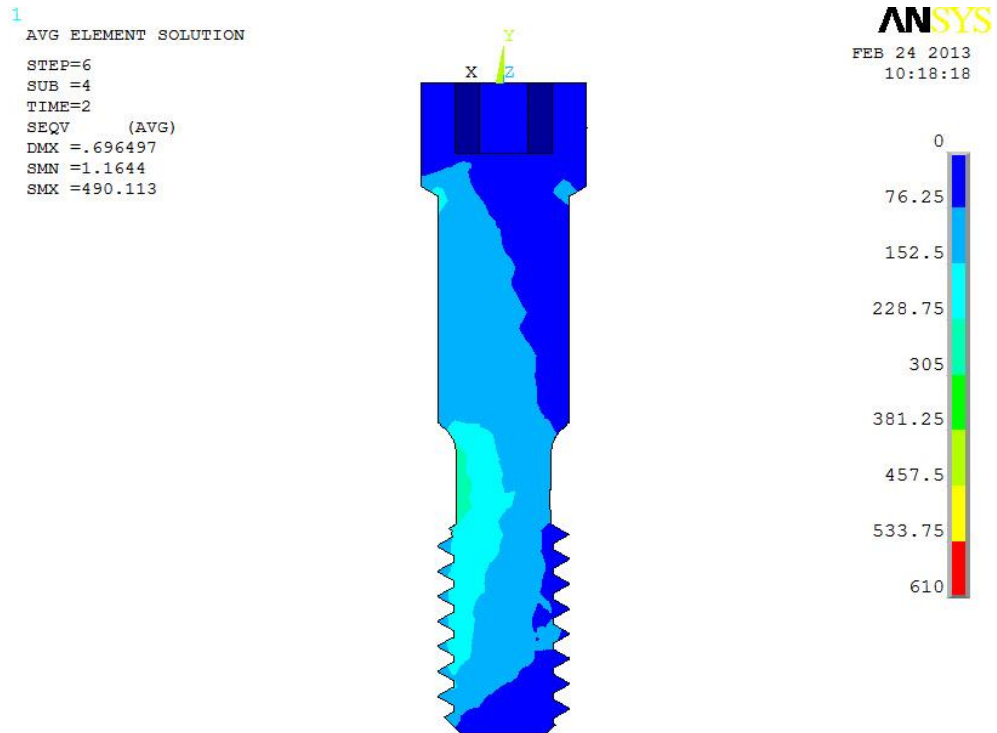


FIGURA 48 - Plotagem do parafuso da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Corte coronal.

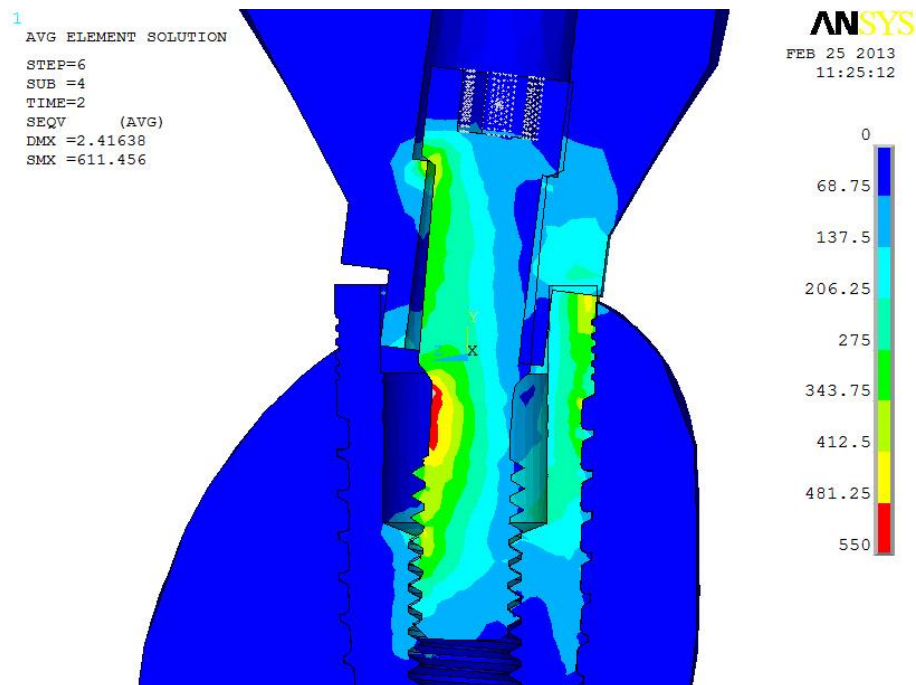


FIGURA 49 - Tendência ao deslocamento e deformação da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Notar a tendência ao dobramento do parafuso no sentido vestibulo-lingual, sentido de aplicação da carga, indicando risco de fratura no pescoço liso acima das roscas. Corte sagital.

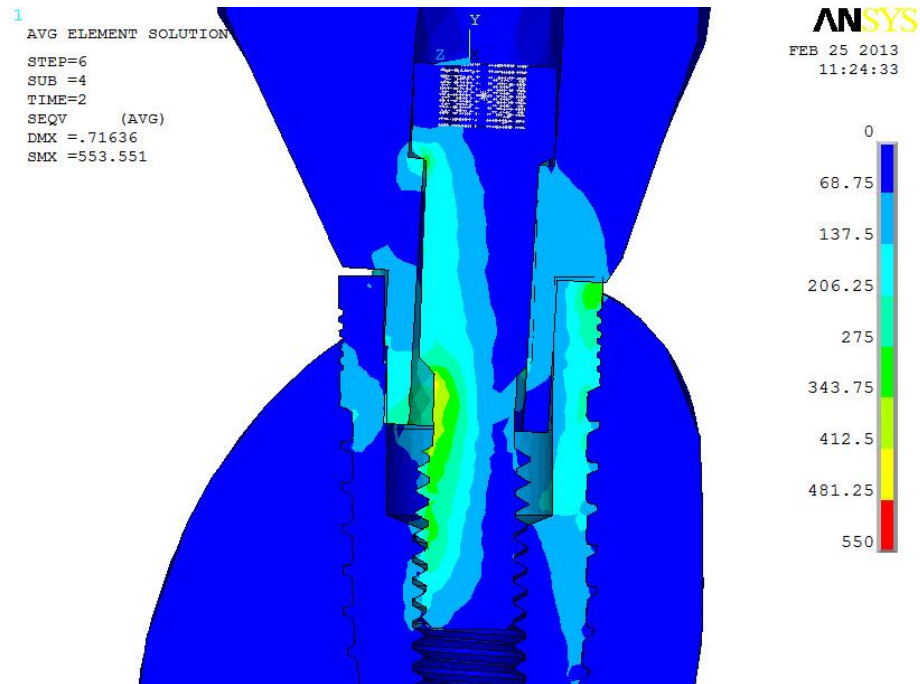


FIGURA 50 - Tendência ao deslocamento e deformação da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Notar a tendência ao dobramento do parafuso no sentido vestibulo-lingual, sentido de aplicação da carga, indicando risco de fratura no pescoço liso acima das roscas. Corte sagital.

TABELA 5

Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.

Tipo de carregamento	Prótese parafusada: tensões em MPa	Prótese cimentada: tensões em MPa	Diferença
Torque	153	160	4%
Carga Vertical	116	149	22%
Carga Oblíqua	611	490	24%

TABELA 6

Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, com o torque e após carga vertical. Variação (%) sugerindo a perda de pré-carga no parafuso.

Tipo de prótese/ Carregamento	Torque: tensões em MPa	Carga Vertical: tensões em MPa	Variação
Parafusada	153	116	23%
Cimentada	160	149	6%

TABELA 7

Valores da pré-carga em ambas as próteses, com o torque e após carga vertical. Variação (%) mostrando a diminuição da pré-carga.

Tipo de prótese/ Carregamento	Torque: pré-carga em N	Carga Vertical: pré- carga em N	Variação
Parafusada	413	284	31%
Cimentada	401	322	19%

TABELA 8

Valores das tensões máximas de von Mises no parafuso em ambas as próteses, com o torque e após carga oblíqua. Variação (%) mostrando o aumento das tensões.

Carregamento	Torque	Carga Oblíqua	Variação
Parafusada	153	611	298%
Cimentada	160	490	205%

As interações nas áreas entre o *abutment*, parafuso e implante provocadas pelas cargas impostas às próteses foram analisadas pelo deslocamento destas peças. Para tal, foram identificadas e mensuradas áreas de penetração e de afastamento (*gap*) entre as superfícies de contato das peças. Geralmente, quanto menor o deslocamento, mais estável é a junção dos componentes e menor é o risco de falha. As plotagens mostram as superfícies de contato de algumas partes do *abutment*, implante e parafuso, ao passo que as superfícies “*target*”, ou seja, as superfícies que se relacionam diretamente aos contatos, não são plotadas no Ansys.

Nas plotagens dos *gaps*, os valores negativos, representados em azul na figura e escala, identificam os maiores deslocamentos.

No carregamento vertical, em ambas as próteses, verificou-se a penetração da base do *abutment* na plataforma do implante, com uma maior concentração na parte vestibular. Entretanto, as maiores penetrações se localizaram de forma diferente entre as próteses. Na prótese cimentada, a maior penetração ocorreu entre o *abutment* e a plataforma do implante, na ordem de 0,019 mm, enquanto na prótese parafusada a maior penetração se localizou nas roscas linguais do parafuso, na ordem de 0,023 mm. Observou-se também uma distribuição mais homogênea e uma menor intensidade da penetração em toda a área das roscas do parafuso da prótese cimentada (FIG. 51 a 54). No carregamento oblíquo, notou-se um padrão bem semelhante entre as próteses na penetração. Observou-se a maior penetração entre o bordo lingual da base do *abutment* e a plataforma do implante, sendo essa penetração 66% maior na prótese parafusada (FIG. 55 a 58).

Com relação ao *gap* sob carga vertical, houve um padrão bem distinto entre as próteses. Na parafusada, notou-se o *gap* em três áreas - áreas dos lóbulos do implante - entre a extensão lisa do *abutment* e o interior do implante, com o máximo chegando a 0,267 mm. Na prótese cimentada, a área de maior *gap* localizou-se em uma faixa na face vestibular do implante, com valor máximo de 0,122 mm (FIG. 59 a 62). No carregamento oblíquo, o padrão do *gap* foi similar entre as próteses. O *gap* máximo se localizou no bordo vestibular entre a base do *abutment* e o implante, sendo este 96% maior na prótese parafusada (FIG. 63 a 66) (TAB. 9 e 10).

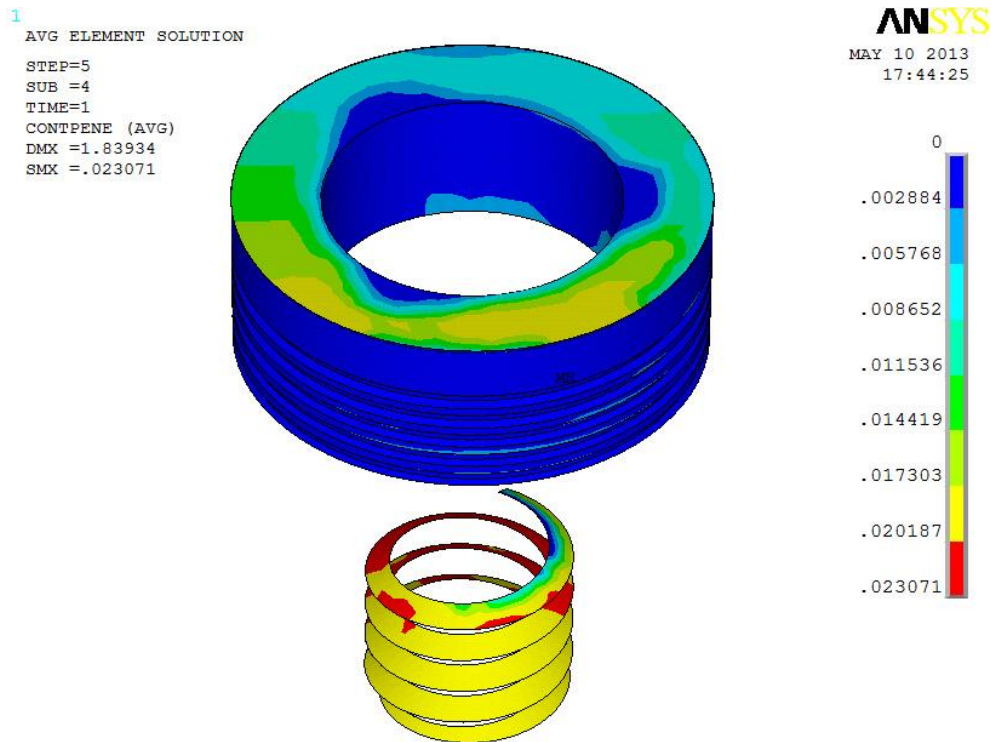


Figura 51 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.

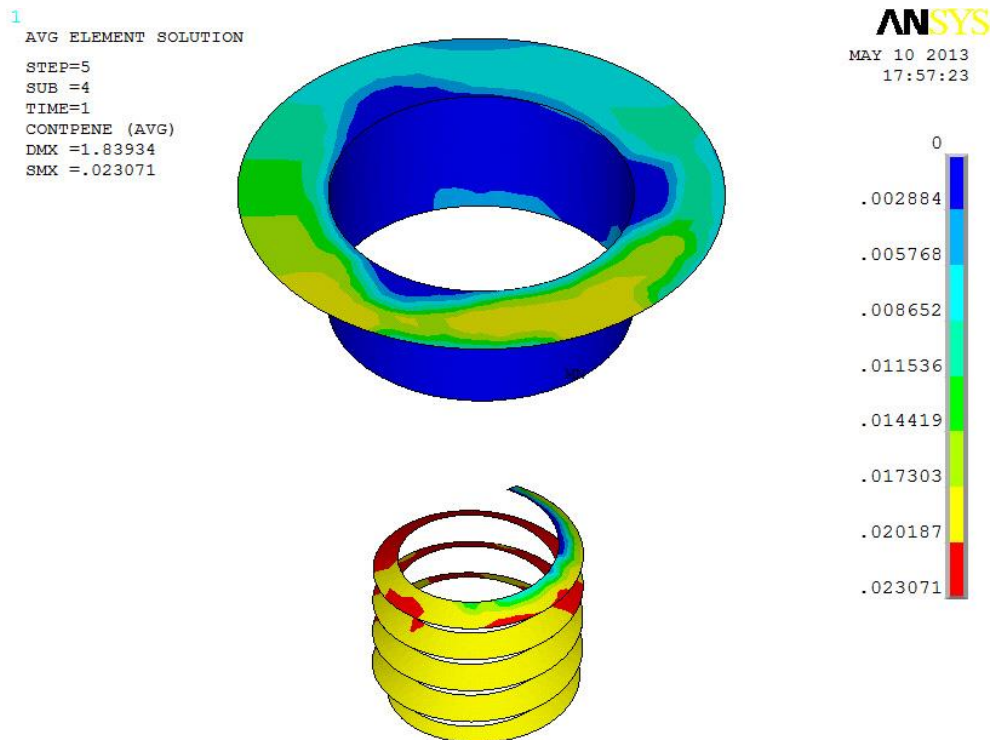


Figura 52 - Penetração das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.

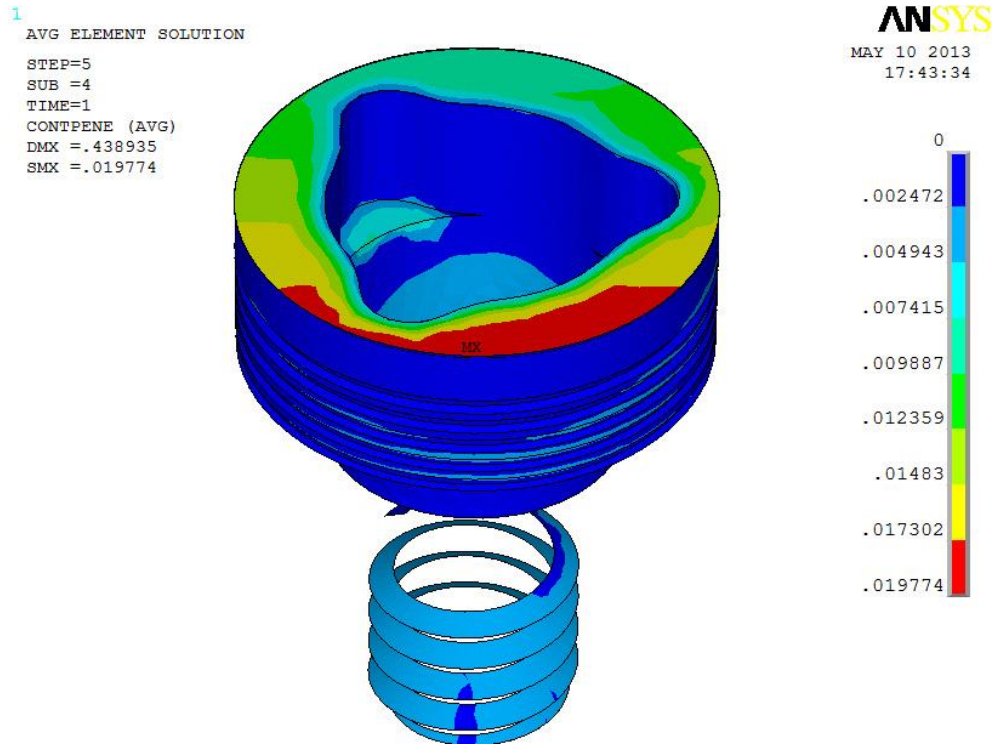


Figura 53 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.

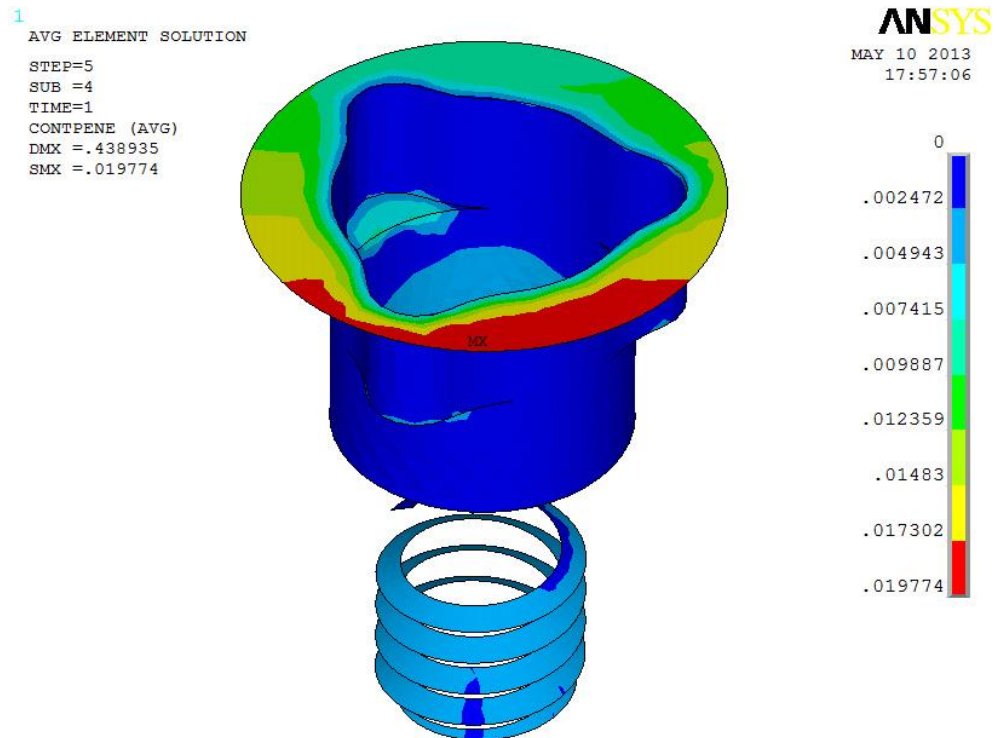


Figura 54 - Penetração das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.



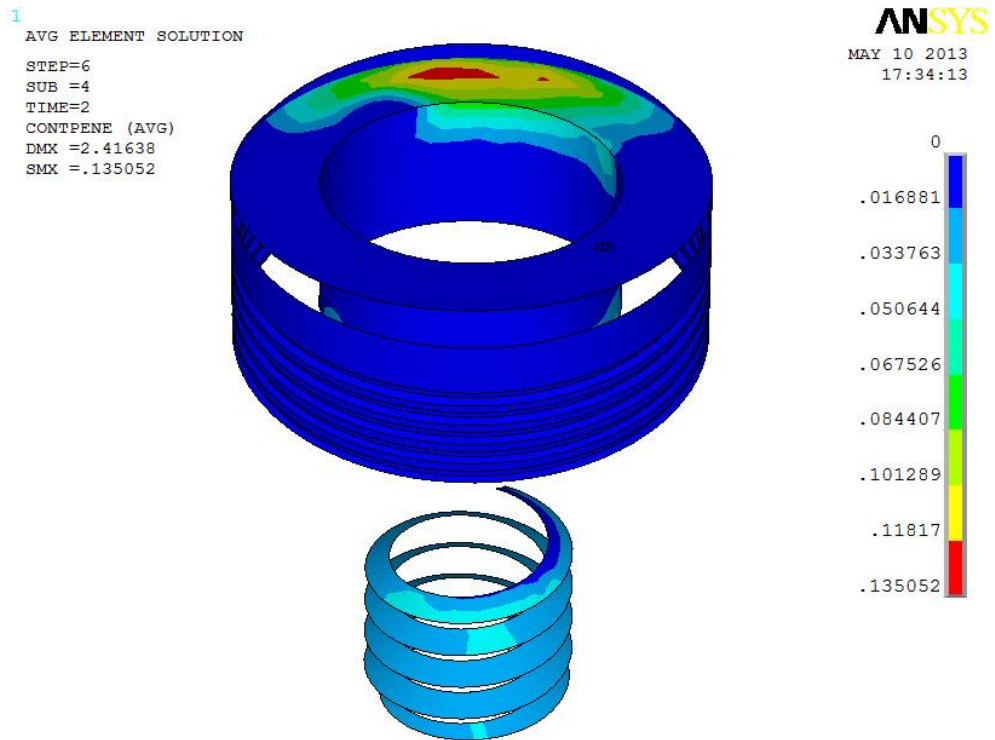


Figura 55 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.

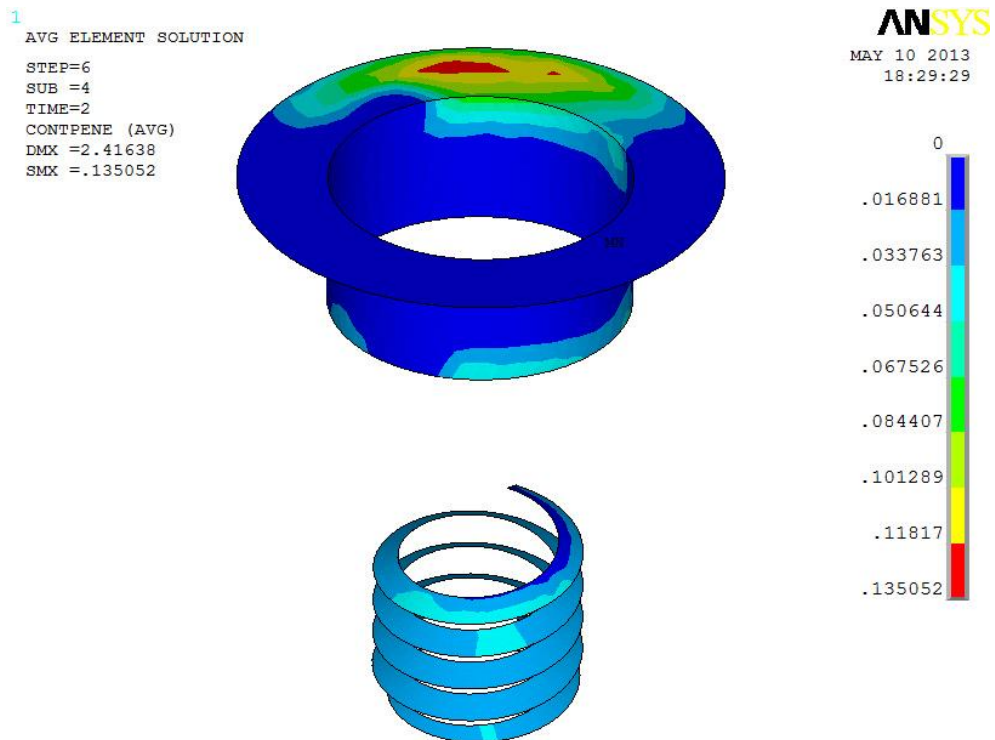


Figura 56 - Penetração das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.



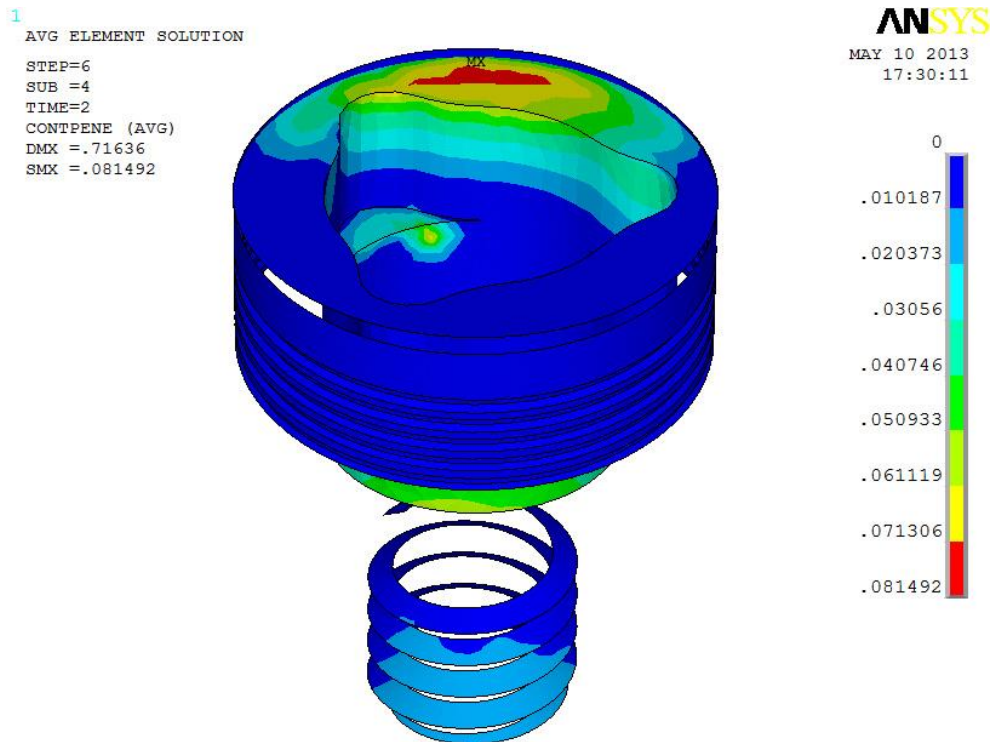


Figura 57 - Penetração das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.

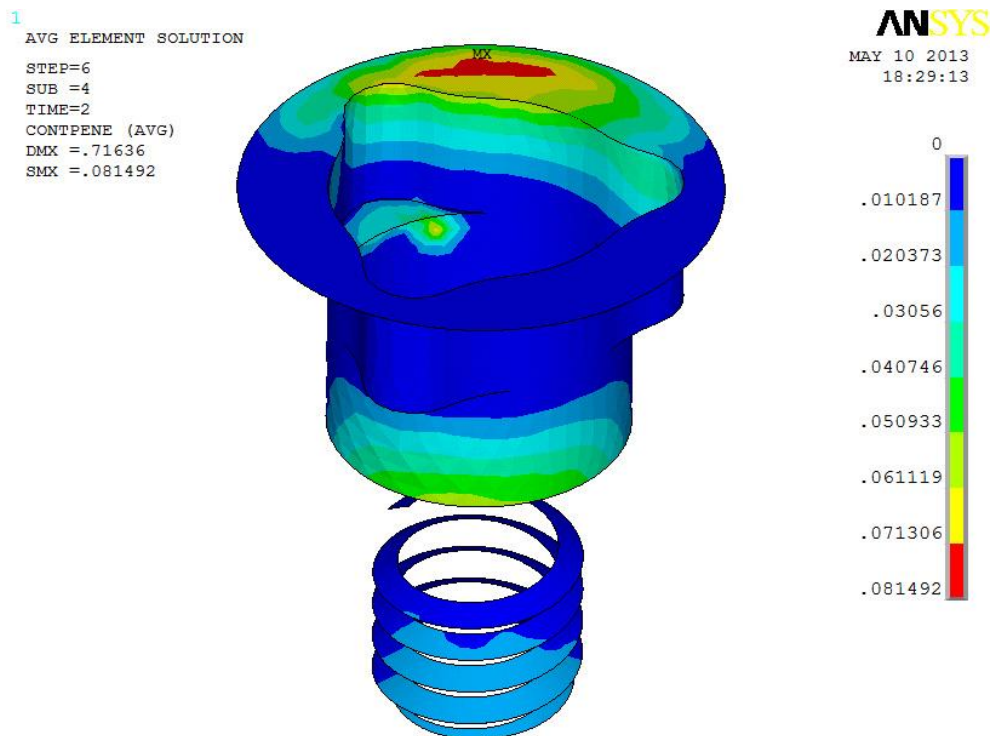


Figura 58 - Penetração das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.

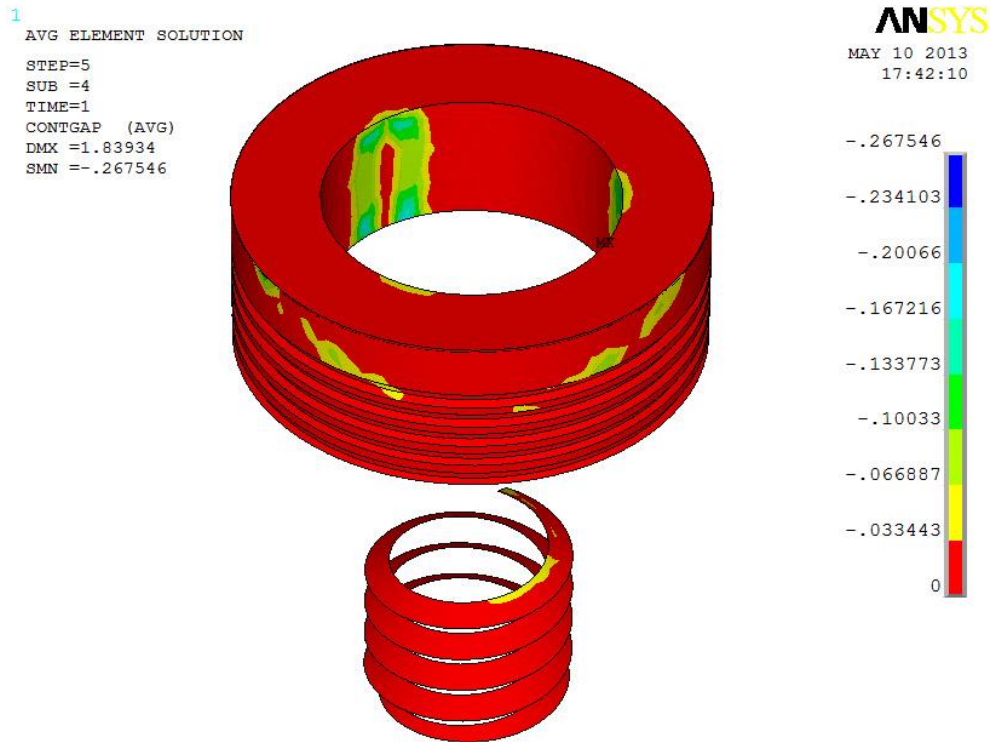


Figura 59 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.

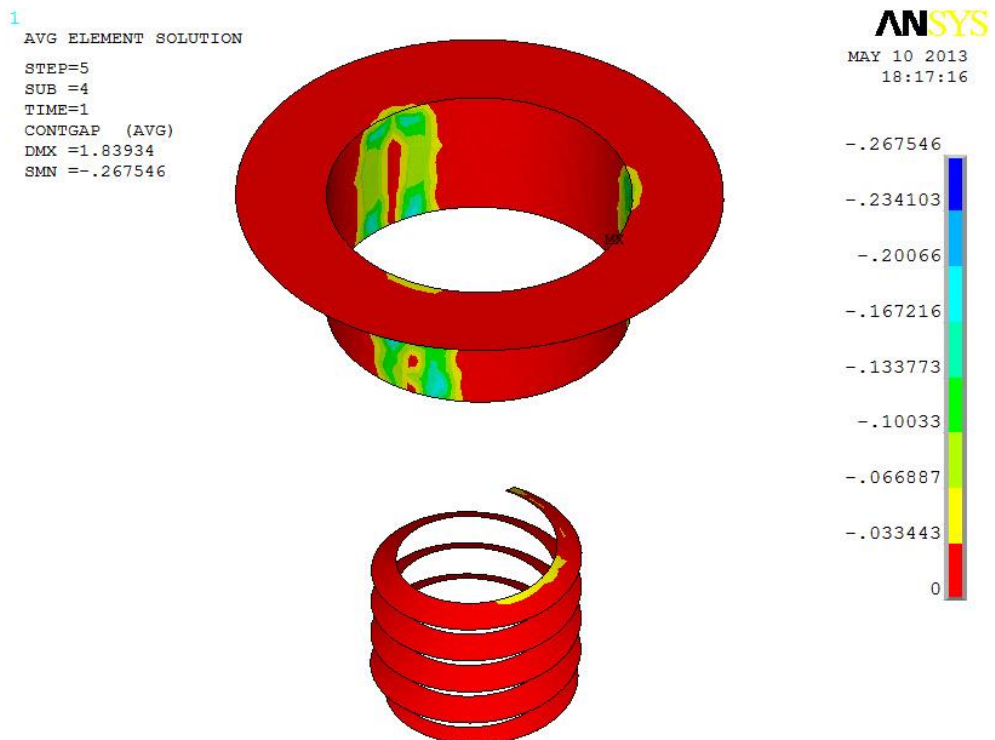


Figura 60 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese parafusada.

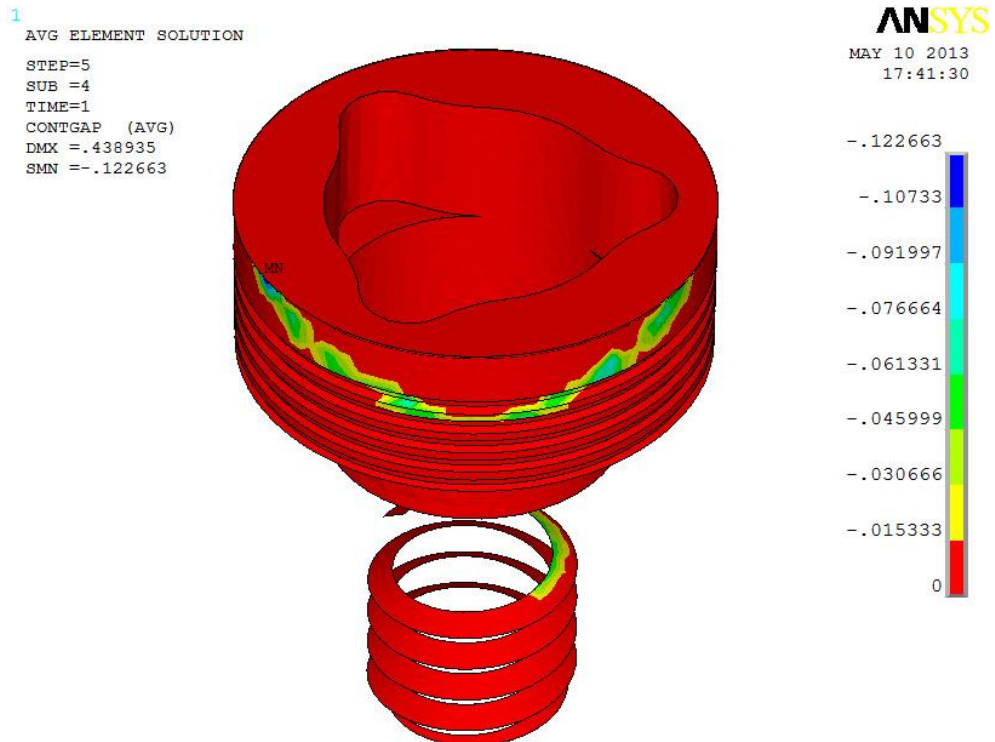


Figura 61 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.

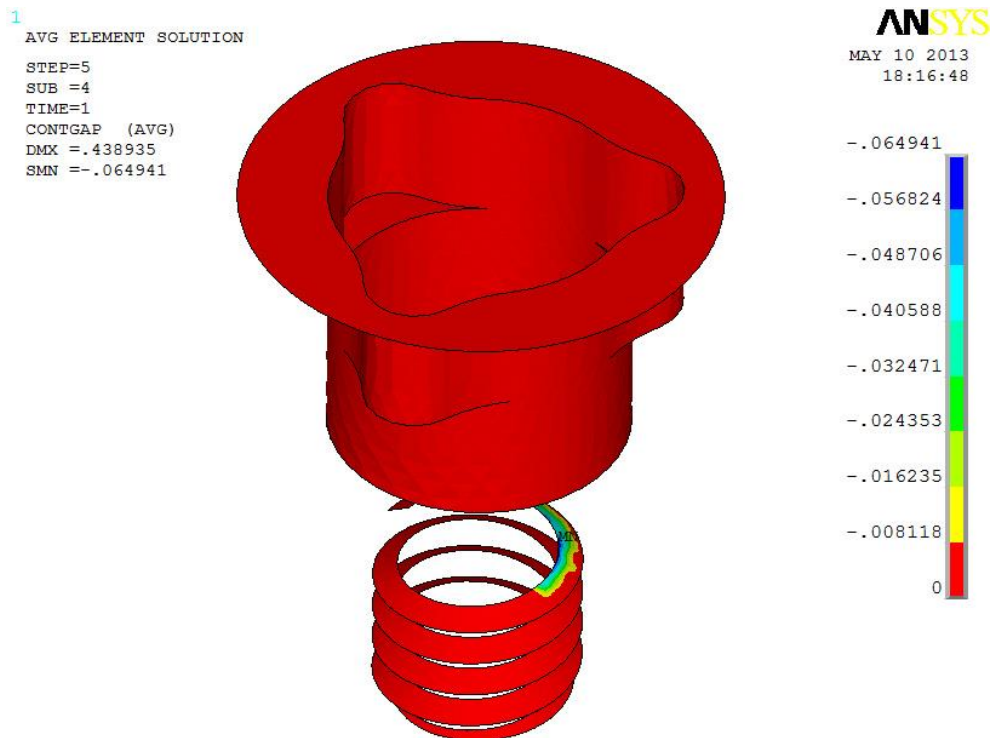


Figura 62 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga vertical. Vista vestibular da prótese cimentada.

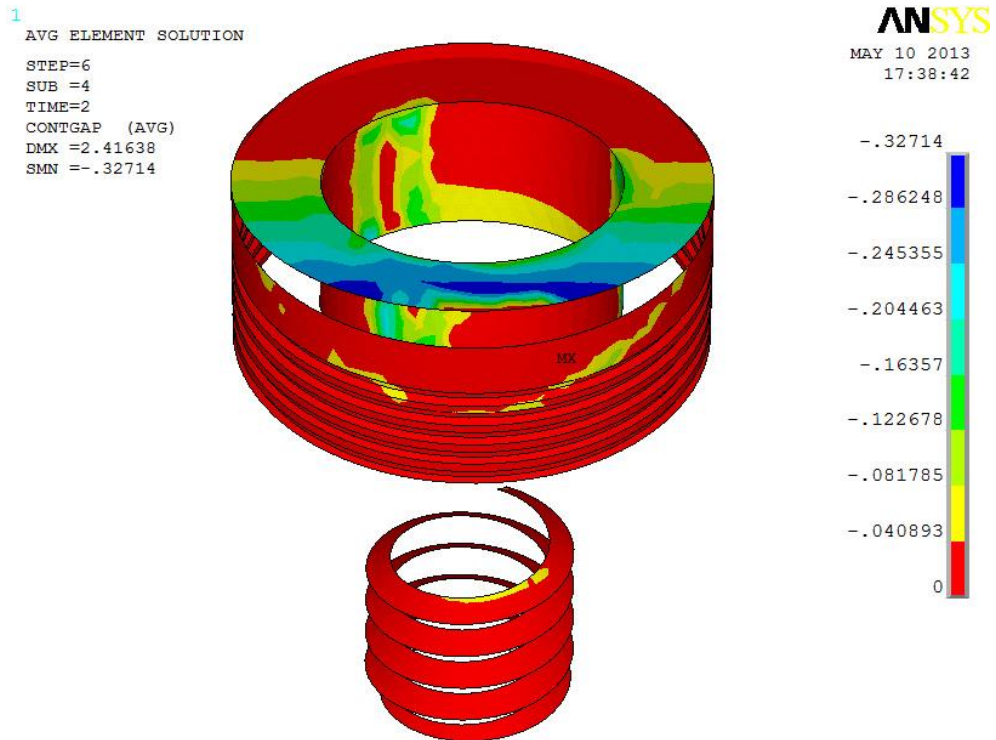


Figura 63 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.

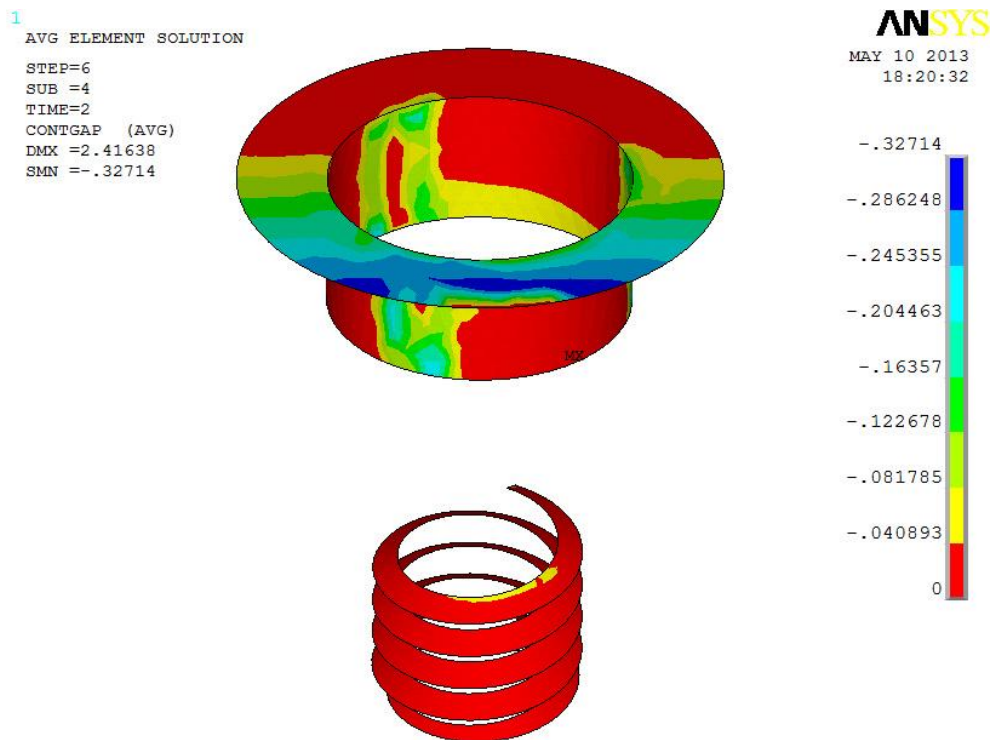


Figura 64 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.



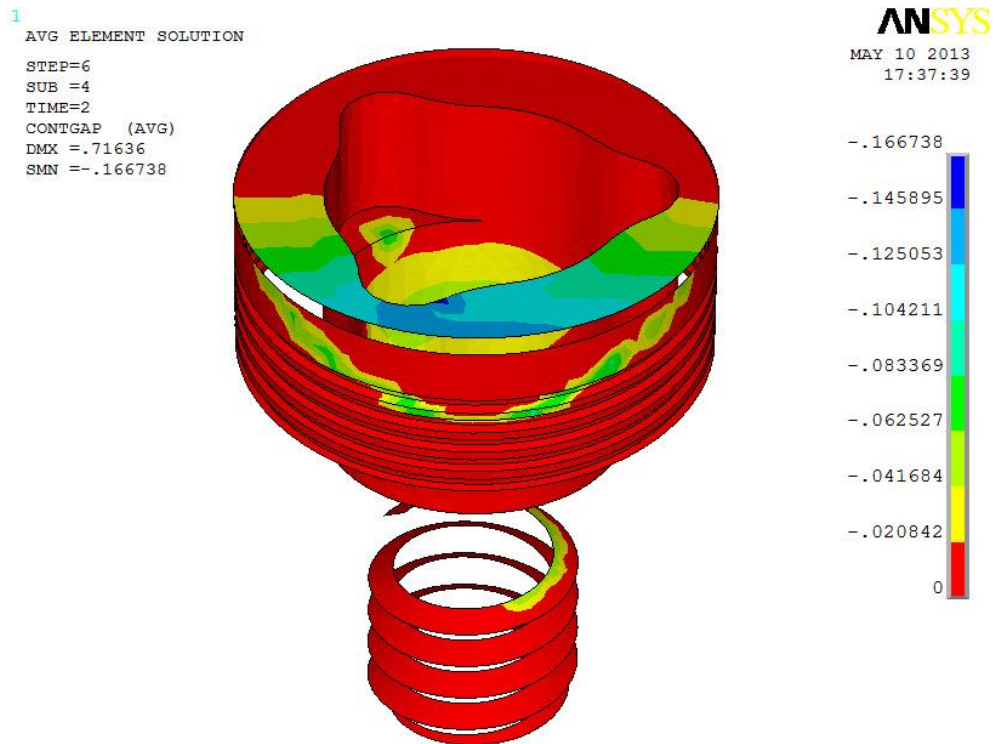


Figura 65 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do implante, *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.

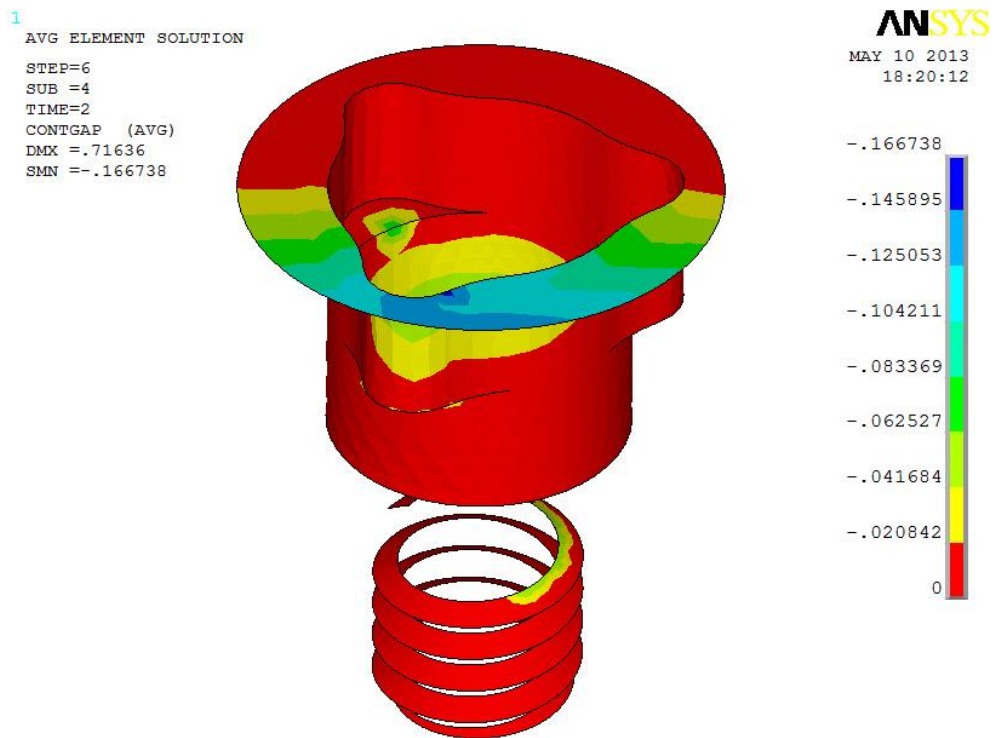


Figura 66 - *Gap* das superfícies de contato entre partes do *abutment* e parafuso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.

TABELA 9

Deslocamento máximo em mm (penetração) do *abutment* e parafuso dentro do implante. Diferença (%) entre os valores.

Tipo de prótese/ Carregamento	Parafusada	Cimentada	Diferença
Vertical	0,023	0,019	21%
Oblíqua	0,135	0,081	66%

TABELA 10

Deslocamento máximo em mm (*gap*) do *abutment* e parafuso dentro do implante. Diferença (%) entre os valores.

Tipo de prótese/ Carregamento	Parafusada	Cimentada	Diferença
Vertical	0,267	0,122	118%
Oblíqua	0,327	0,166	96%

## 6.2 Osso periimplantar

A importância de se avaliar biomecanicamente o osso periimplantar se relaciona ao fato de que cargas excessivas são capazes de induzir reabsorção óssea, podendo levar à falha biológica do implante e conseqüentemente de toda a reabilitação protética (ISIDOR, 1996; BRUNSKI, 1999; MIYATA *et al.*, 2000). Além disso, a perda óssea marginal periimplantar se relaciona à recessão gengival (MIYAMOTO *et al.*, 2011), gerando risco estético especialmente em próteses anteriores. O presente trabalho não se propôs a analisar o risco de fratura completa do osso ao redor de um implante osseointegrado, o que não é relatado pela literatura, mas sim o risco à reabsorção óssea cervical. Acredita-se que tensões e deformações constantes acima de certo limiar podem levar à micro fraturas ou micro deformações na estrutura óssea e, caso as micro fraturas ocorram mais rapidamente que o reparo em um processo de dano contínuo, a perda óssea pode se configurar antes de uma fratura completa do osso (FROST, 2004; ISIDOR, 2006).

Para análise do osso periimplantar, foram selecionadas as tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$ . Como o osso é uma estrutura frágil, que se comporta distintamente sob a ação de diferentes tipos de tensões, possuindo risco de falha maior sob cisalhamento e tração, comparado à compressão (VAN EIJDEN, 2000; KEAVENY, 2001), é importante analisá-lo utilizando as tensões de forma separada ou ponderada. O material falhará quando  $\sigma_1$  superar o limite de resistência à tração ( $\sigma_t$ ) e/ou  $\sigma_3$  superar o limite de resistência à compressão ( $\sigma_c$ ). Como referência, os valores de 135 MPa para o limite de resistência à tração ( $\sigma_t$ ) e 205 MPa para o limite de resistência à compressão ( $\sigma_c$ ) foram tomados (VAN EIJDEN, 2000).

As tensões trativas, que são predominantes na análise de  $\sigma_1$ , são plotadas com sinal positivo, enquanto as compressivas apresentam valores negativos. Na análise de  $\sigma_3$ , as tensões compressivas, que são predominantes, são plotadas com sinal negativo, ao passo que as trativas apresentam valores positivos. Portanto, na avaliação das imagens sob este último critério as áreas azuis correspondem às tensões de maior valor, enquanto as áreas em vermelho mostram as menores tensões.

Embora a literatura na área da saúde apresente frequentemente as tensões equivalentes de von Mises para a análise óssea, especialmente quando o osso é considerado isotrópico, essa medida não é indicada para materiais frágeis como o osso (DOBLARÉ *et al.*, 2004).

Qualitativamente, os resultados mostraram um padrão de localização semelhante entre as próteses parafusada e cimentada, quando observadas sob o mesmo carregamento e sob o efeito das mesmas tensões. Praticamente não se notam diferenças no padrão entre as plotagens da prótese cimentada e parafusada, sob um mesmo carregamento e tensões.

No carregamento vertical, em ambos os modelos, notou-se uma dispersão das tensões ao redor de toda área periimplantar cervical, com as maiores tensões concentradas na superfície vestibular, especialmente quando analisadas as tensões de compressão (FIG. 67 a 78).

No carregamento oblíquo, na análise das tensões  $\sigma_1$ , houve picos na área vestibular e áreas com concentrações de tensões de tração nas proximais distais ao elemento suspenso da prótese (FIG. 79 a 84). Já na análise das tensões  $\sigma_3$ , houve nítida concentração de tensões compressivas na área lingual, ou seja, na face

oposta à direção da carga. Essas tensões se localizaram tanto no topo quanto na superfície interna do osso cortical lingual (FIG. 85 a 90). Isto se deve ao fato da compressão devida à componente vertical da carga somar-se à compressão advinda da flexão da estrutura.

Com relação à intensidade das tensões principais  $\sigma_1$ , na comparação dos picos entre os modelos, praticamente não ocorreu diferença. A média dos picos de tensões, que considerou tanto a carga vertical e oblíqua, foi apenas 2% menor na prótese parafusada. Todavia, na avaliação das tensões principais  $\sigma_3$ , houve picos em média 28% maiores na prótese parafusada, considerando ambos os carregamentos. Houve uma maior diferença no carregamento oblíquo, com as tensões  $\sigma_3$  sendo 42% maiores na prótese parafusada (TAB. 11 e 12).

Em ambos os modelos, nos dois carregamentos, as tensões sempre se localizaram na crista óssea cervical, região de osso cortical, com tensões reduzidas ou ausentes em quase todo o leito do implante na área de osso medular.

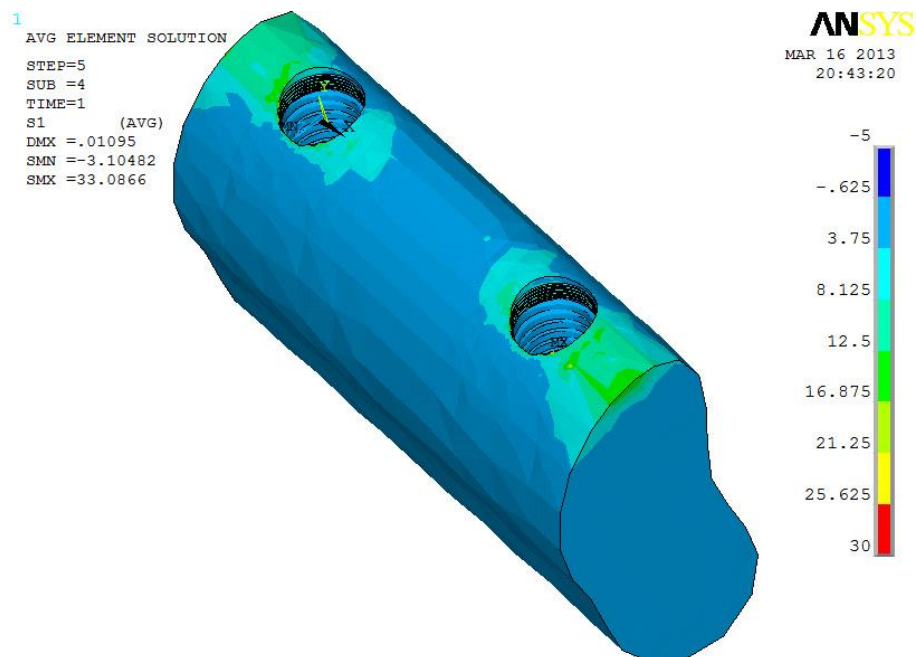


FIGURA 67 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .



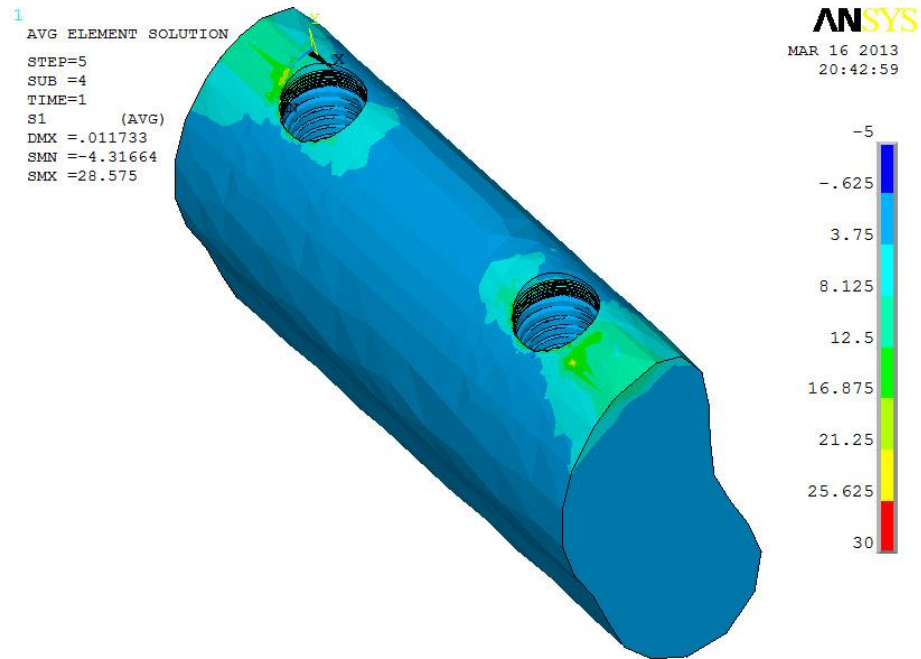


FIGURA 68 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .

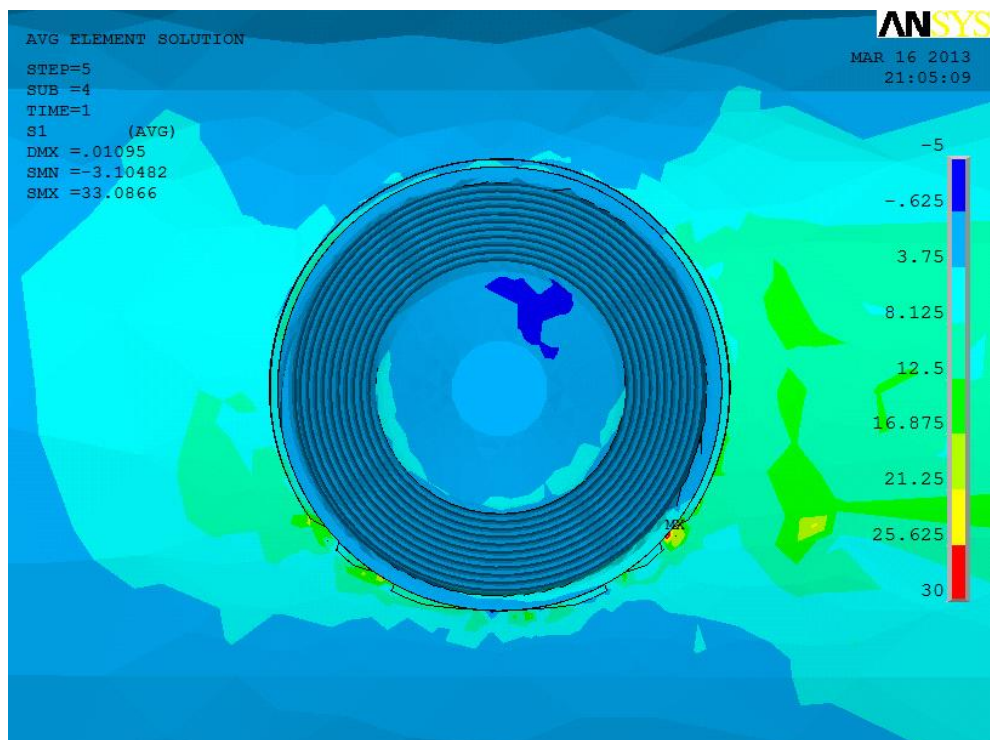


FIGURA 69 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .

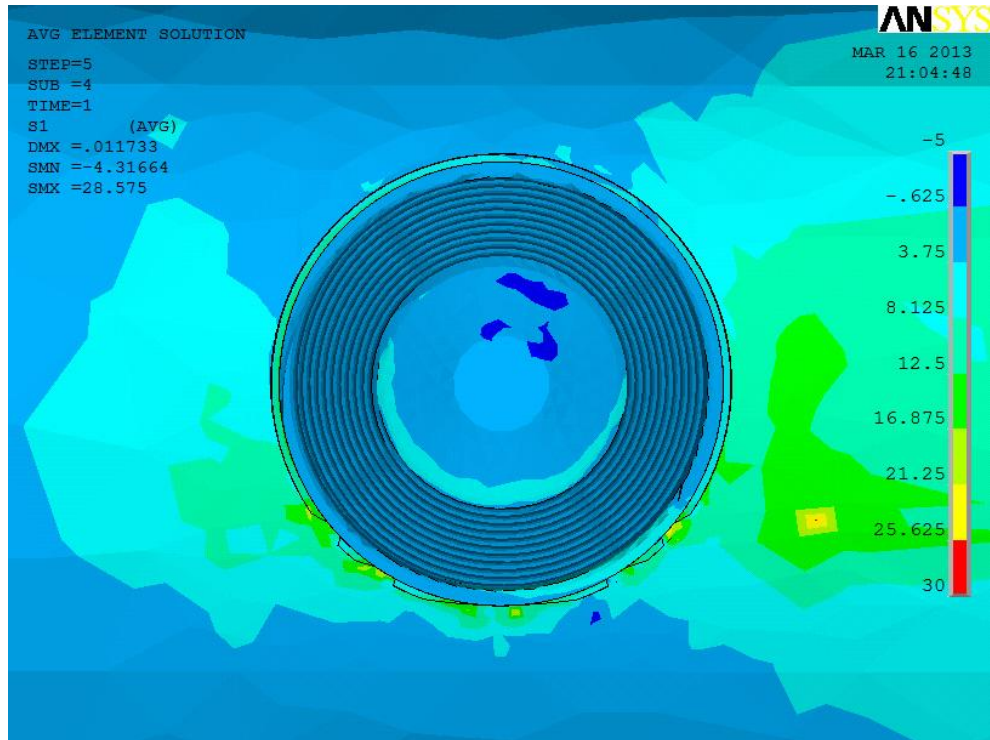


FIGURA 70 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .

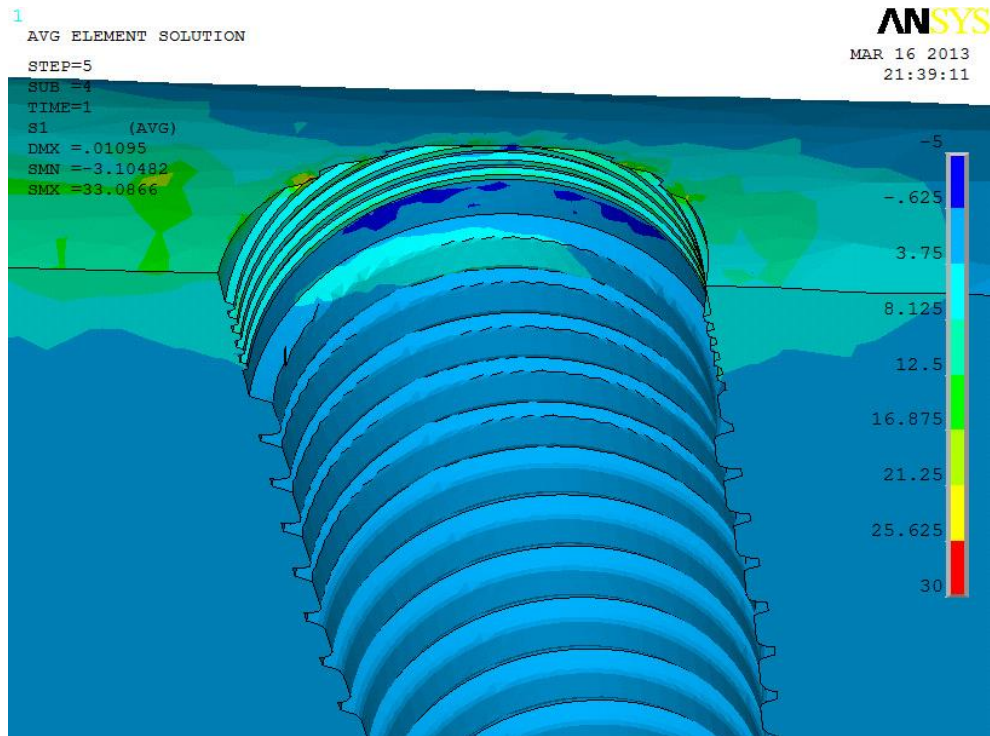


FIGURA 71 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .

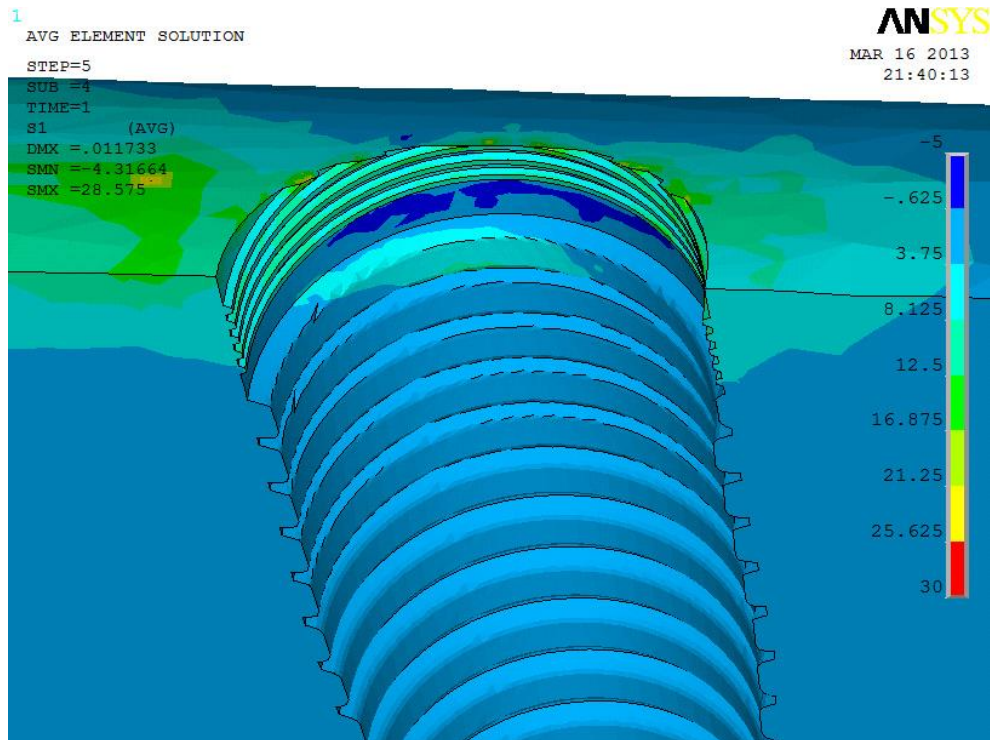


FIGURA 72 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_1$ .

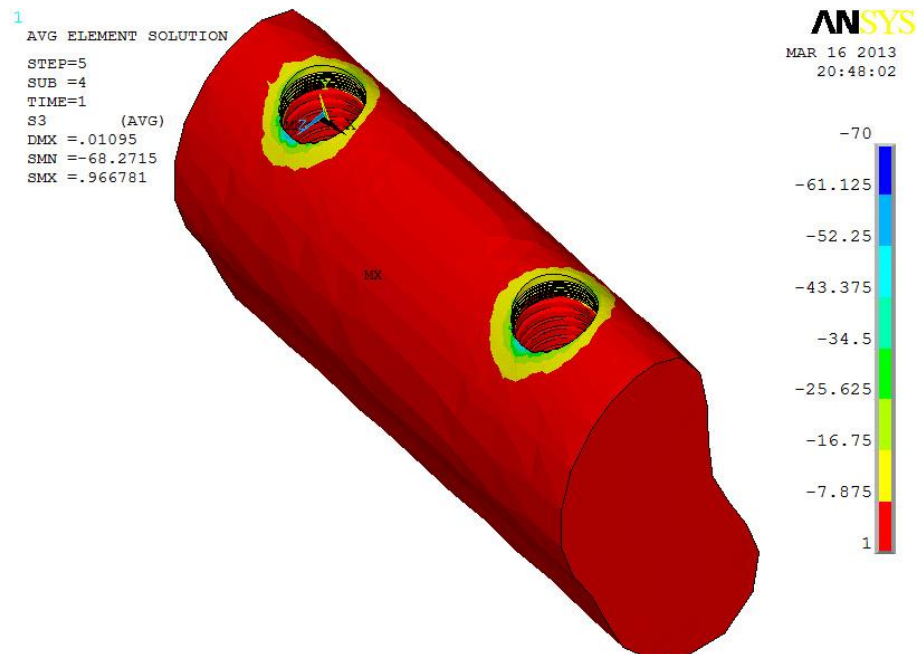


FIGURA 73 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.



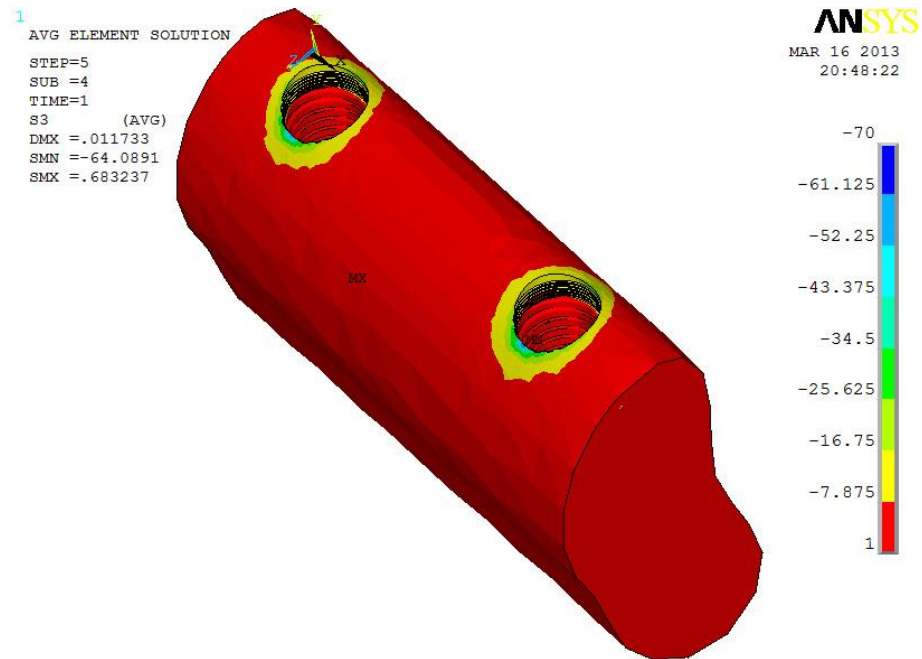


FIGURA 74 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

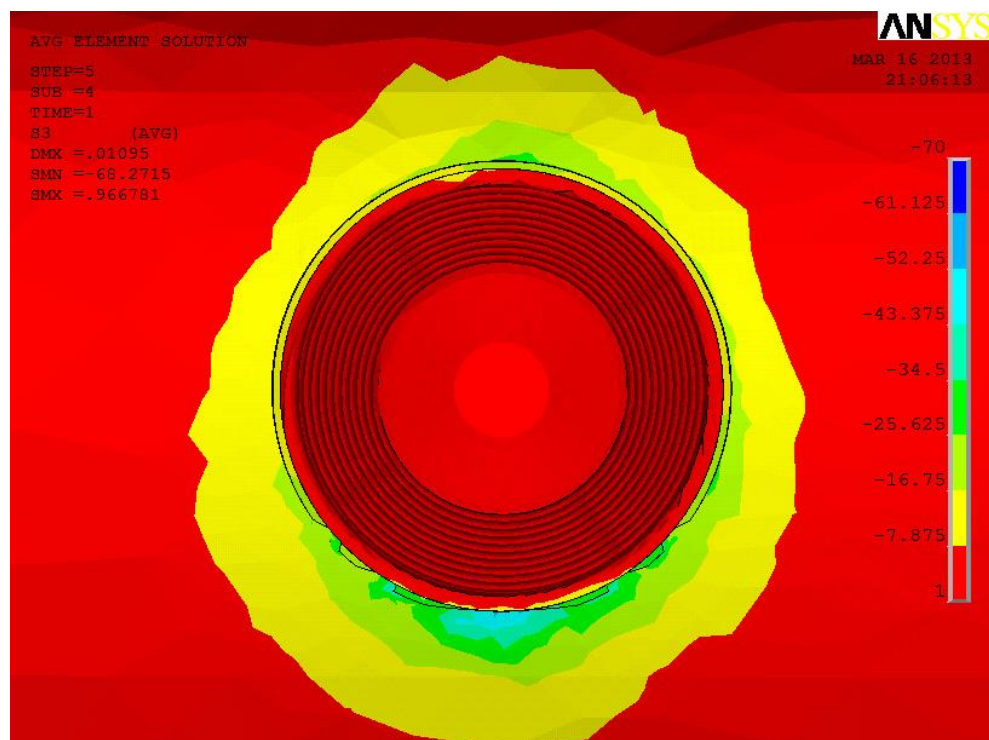


FIGURA 75 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.

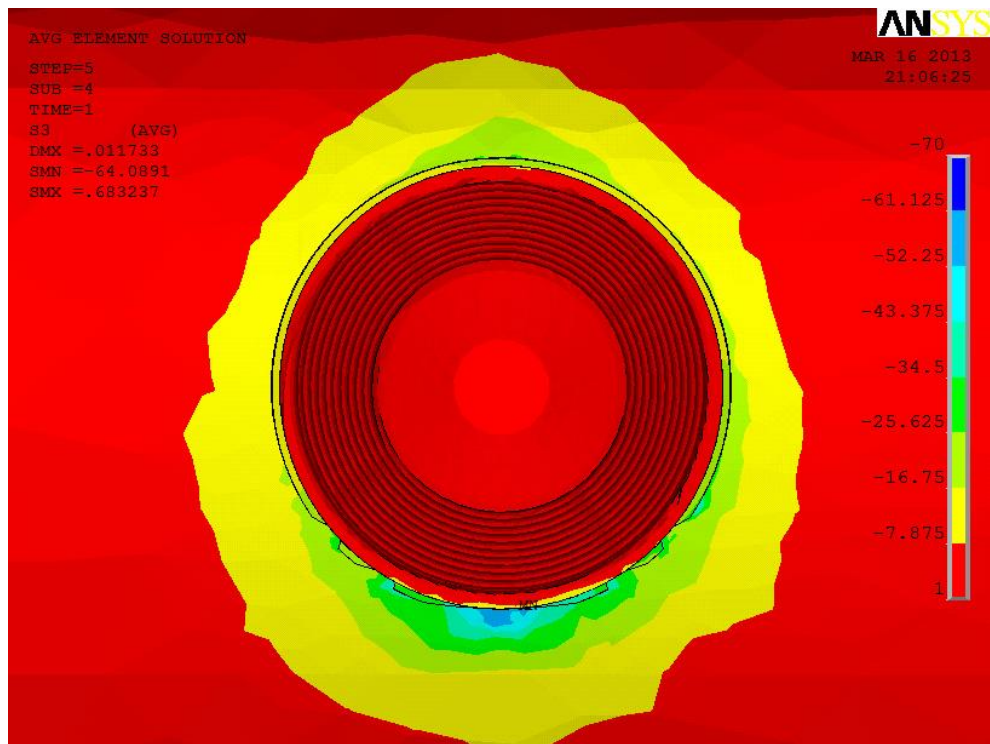


FIGURA 76 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.

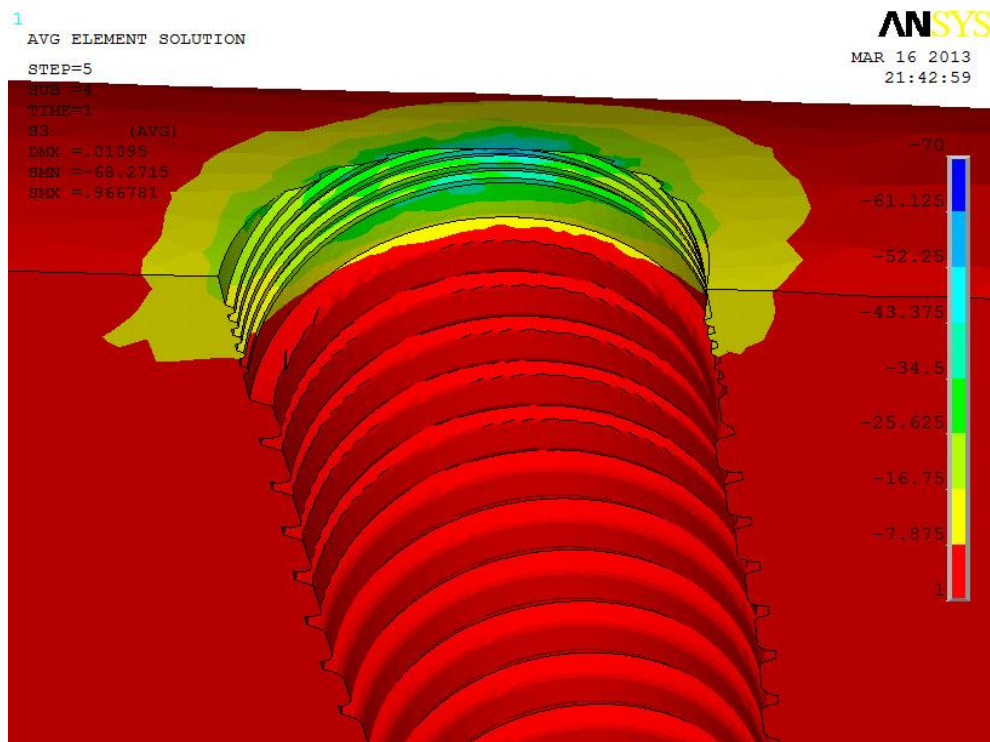


FIGURA 77 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.

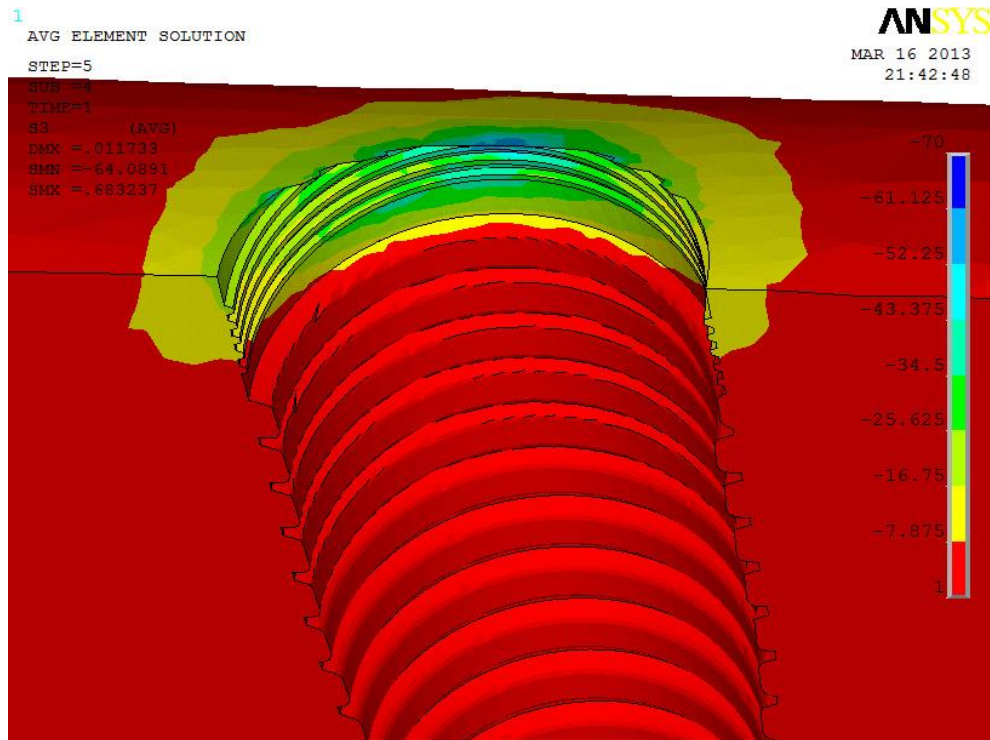


FIGURA 78 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga vertical: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor na face vestibular.

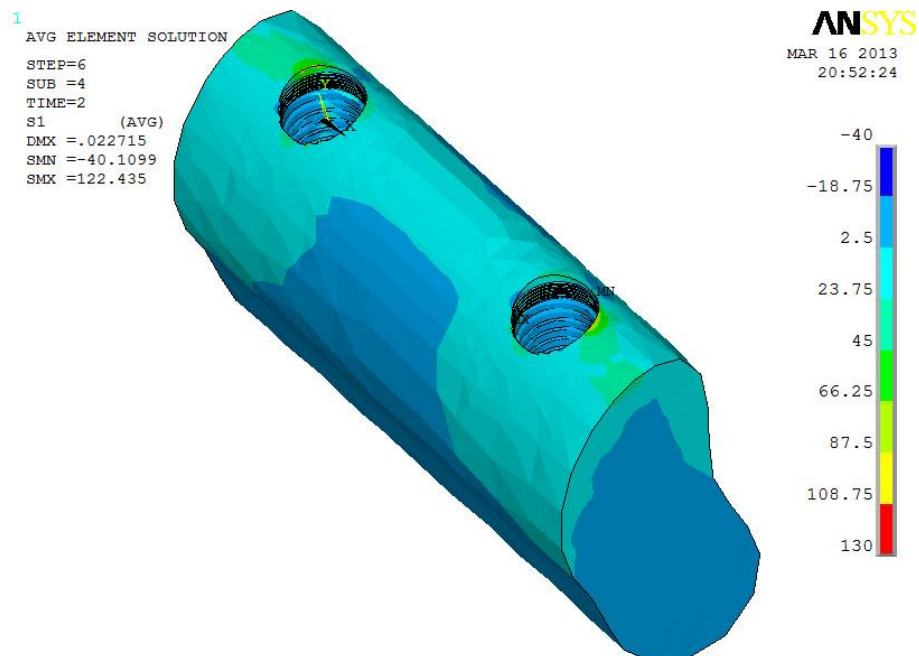


FIGURA 79 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .

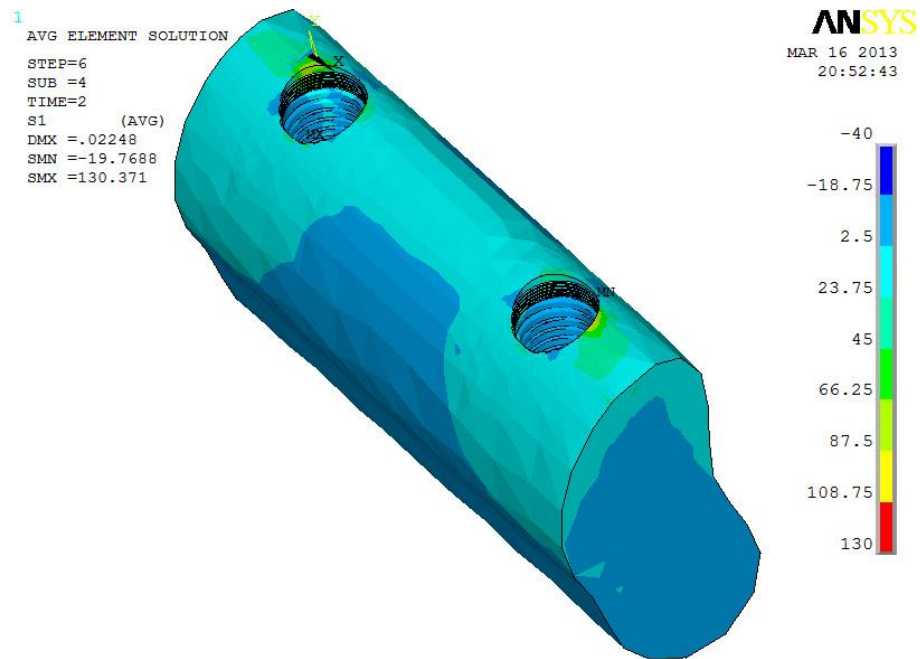


FIGURA 80 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .

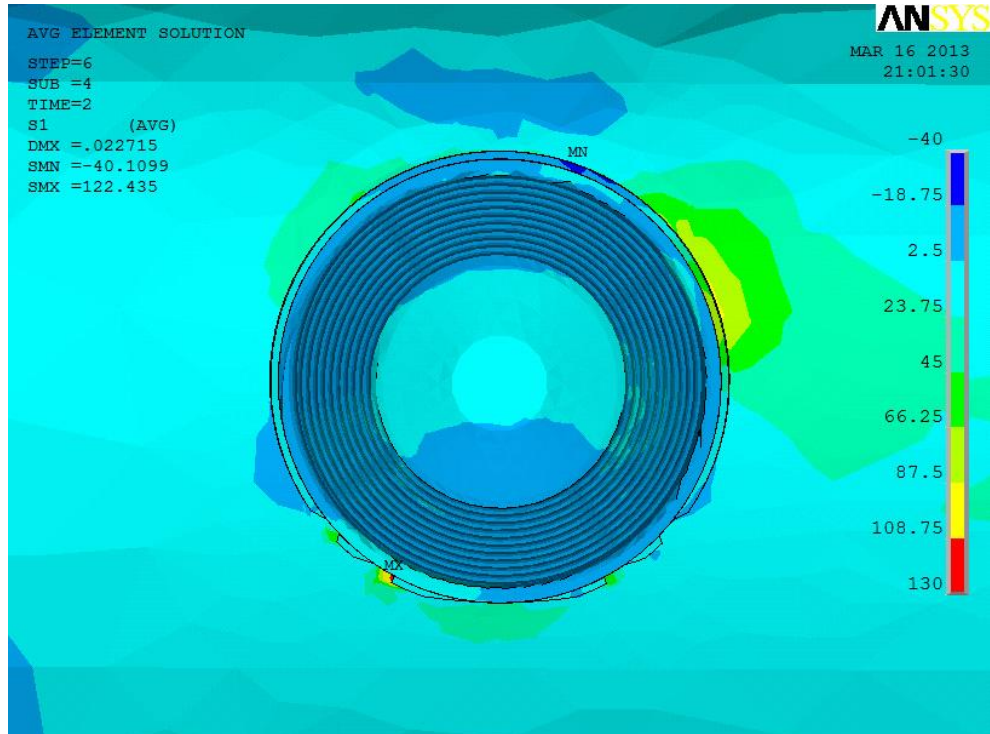


FIGURA 81 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .



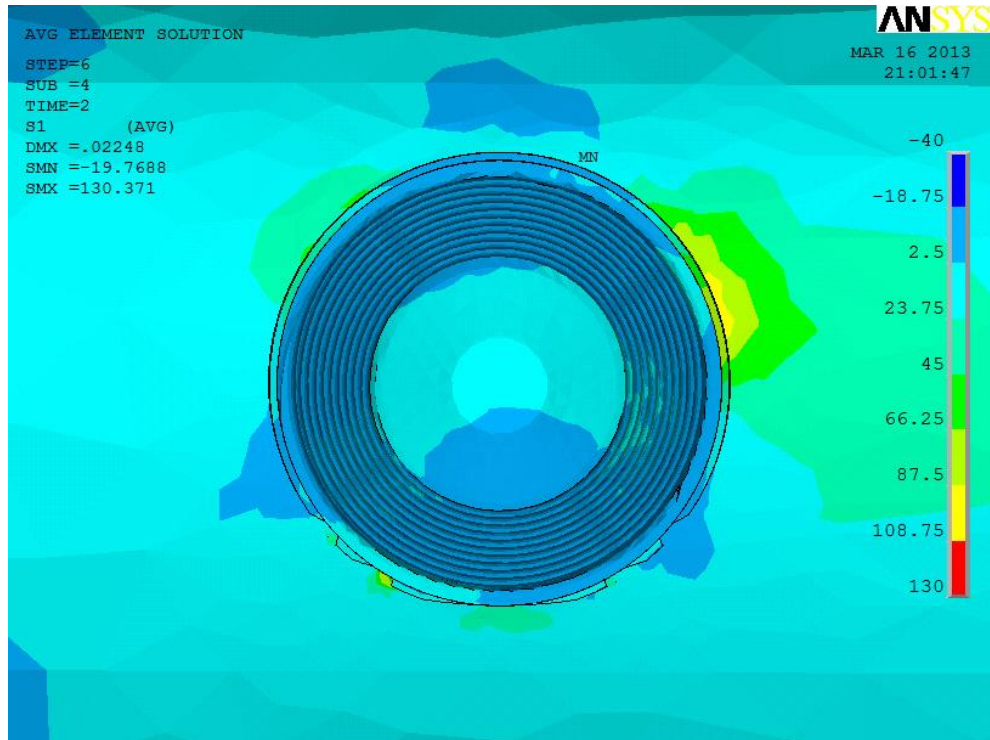


FIGURA 82 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .

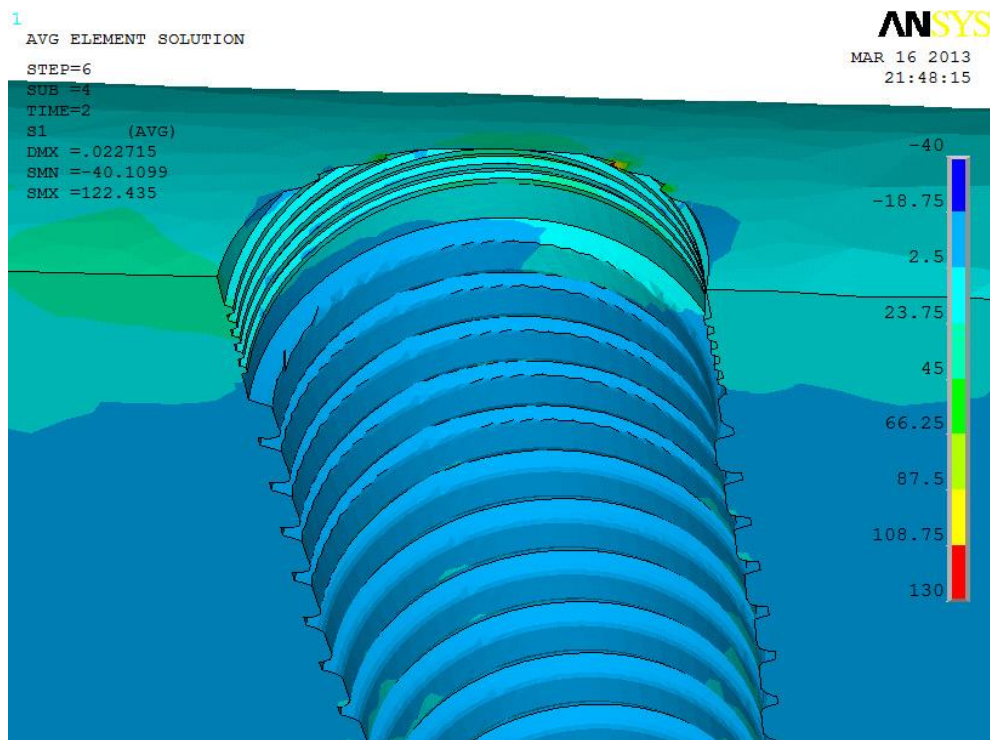


FIGURA 83 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .



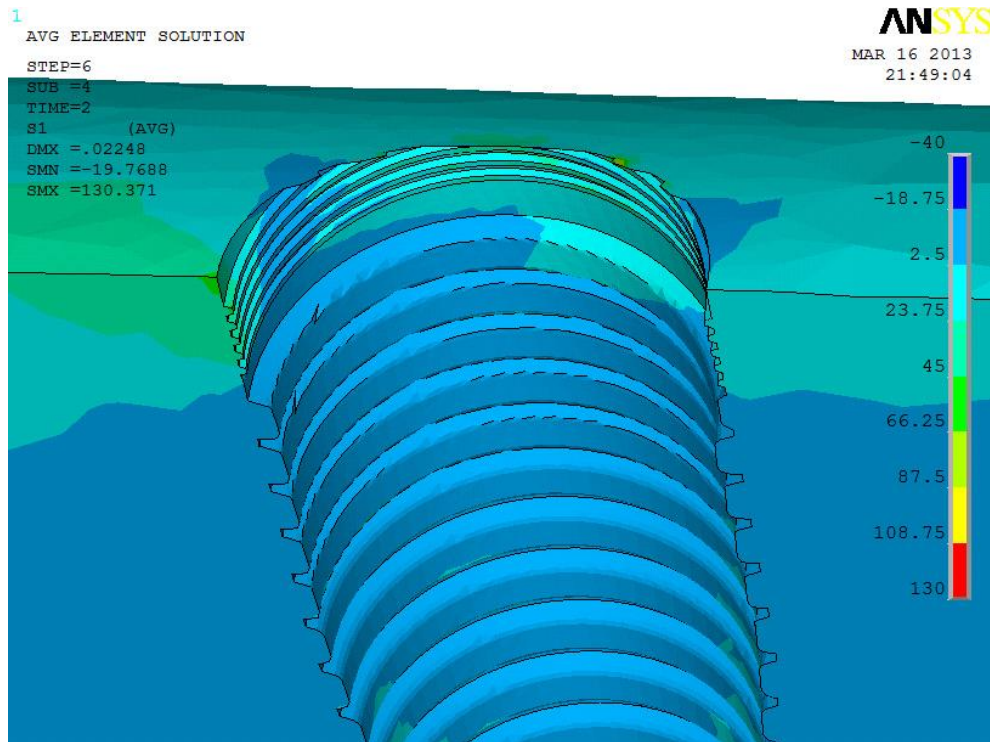


FIGURA 84 - Vista de corte coronal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_1$ .

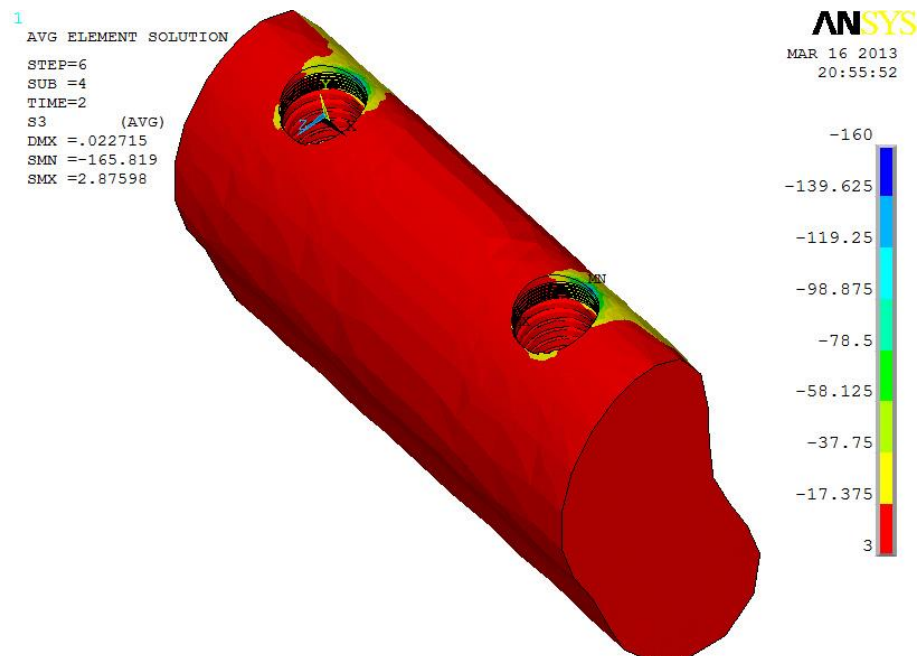


FIGURA 85 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

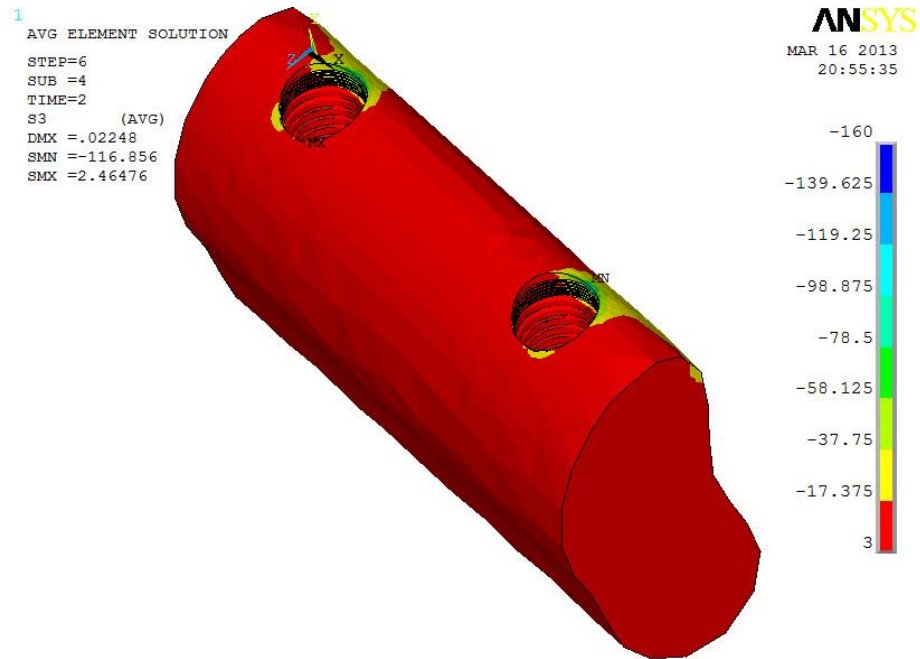


FIGURA 86 - Vista oclusal da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

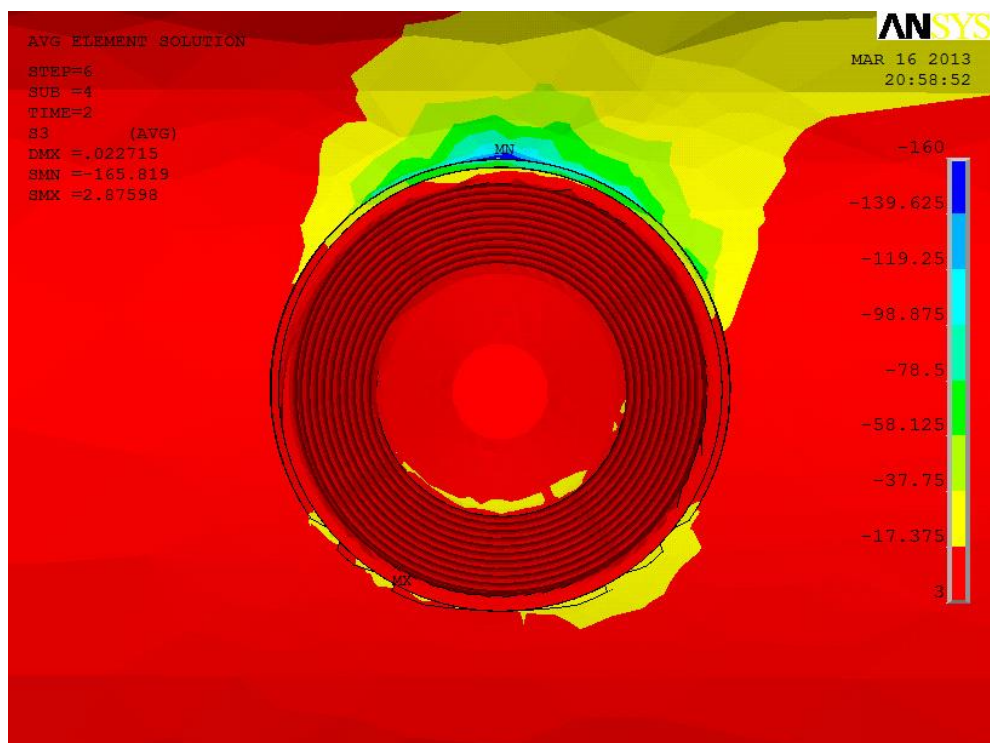


FIGURA 87 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

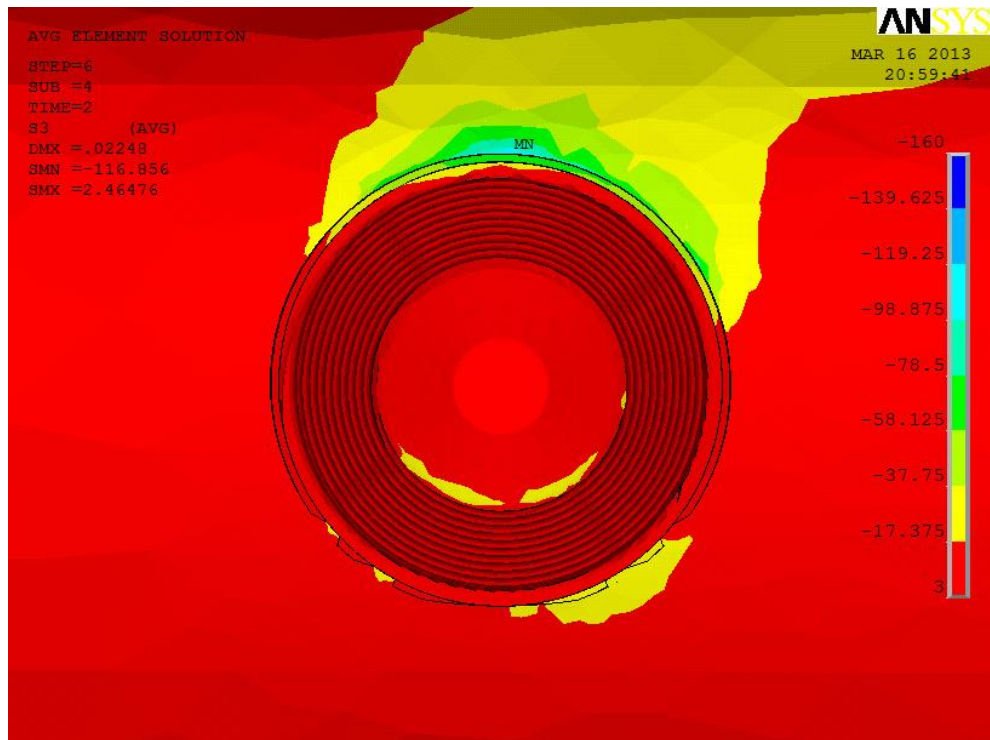


FIGURA 88 - Vista oclusal aproximada da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

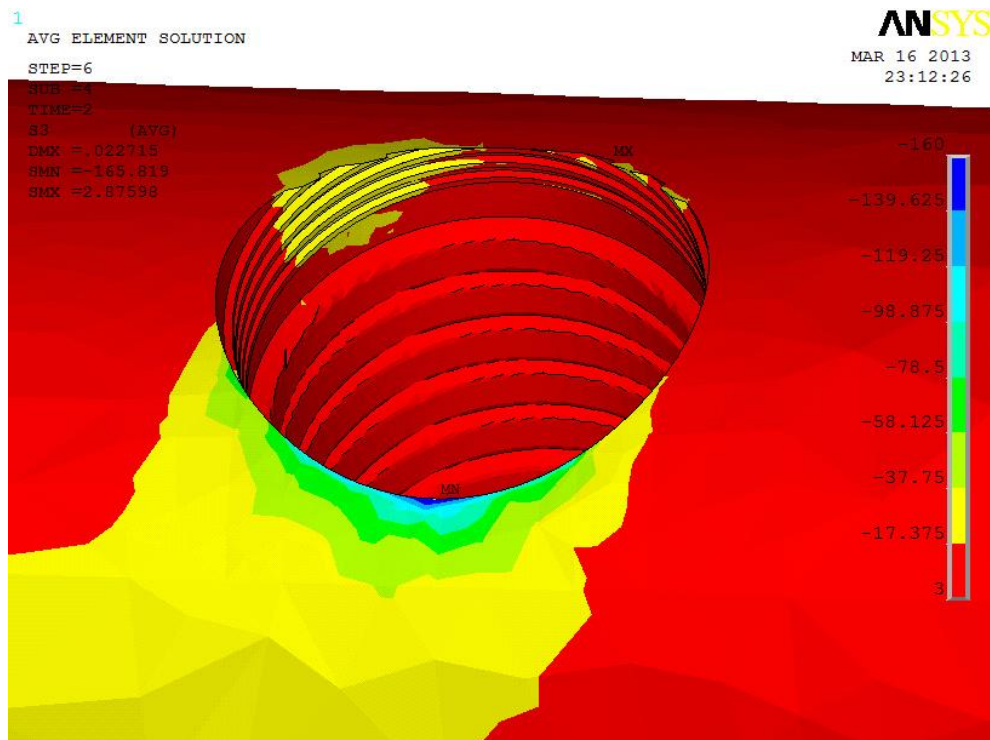


FIGURA 89 - Vista oclusal aproximada com destaque para a face lingual da estrutura óssea da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

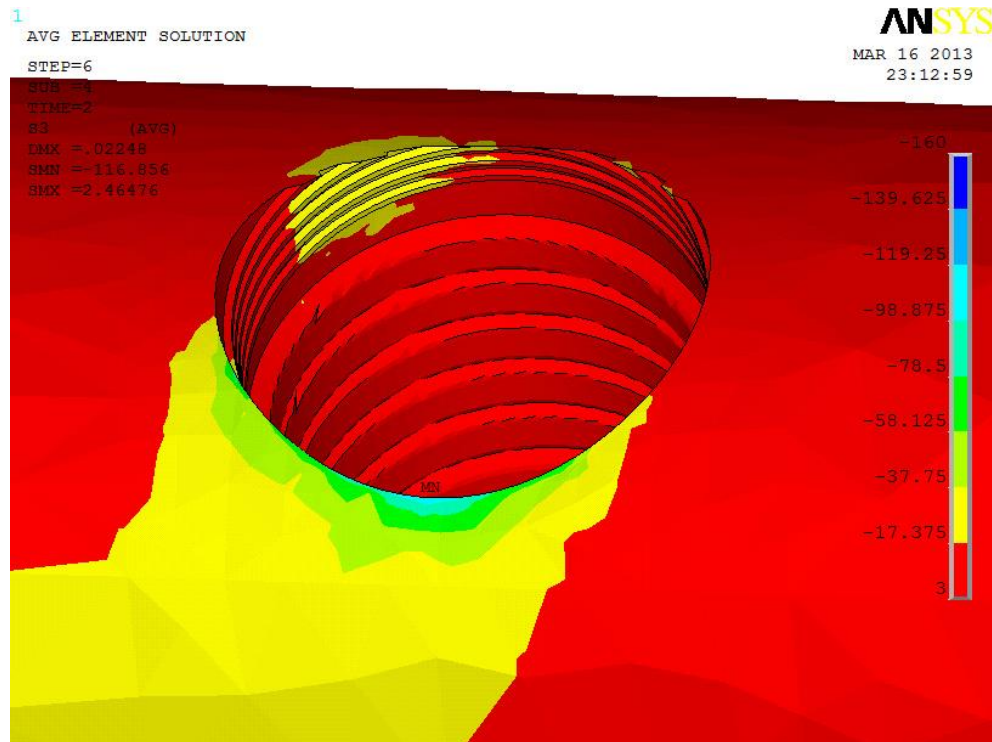


FIGURA 90 - Vista oclusal aproximada com destaque para a face lingual da estrutura óssea da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões principais  $\sigma_3$ . Áreas em azul representam tensões de maior valor.

TABELA 11

Comparação entre a prótese parafusada e cimentada considerando-se as tensões máximas principais  $\sigma_1$ , sob carregamento vertical e oblíquo. Sinal negativo significando diferença em favor da cimentada.

Tipo de carregamento	Prótese parafusada: tensões principais $\sigma_1$ em MPa	Prótese cimentada: tensões principais $\sigma_1$ em MPa	Diferença
Carga Vertical	33	28	17%
Carga Oblíqua	122	130	-6%
Média	77	79	-2%

TABELA 12

Comparação entre a prótese parafusada e cimentada considerando-se as tensões máximas principais  $\sigma_3$ , sob carregamento vertical e oblíquo.

Tipo de carregamento	Prótese parafusada: tensões principais $\sigma_3$ em MPa	Prótese cimentada: tensões principais $\sigma_3$ em MPa	Diferença
Carga Vertical	68	64	6%
Carga Oblíqua	165	116	42%
Média	116	90	28%

Além das tensões, foram identificados e mensurados os deslocamentos entre as superfícies de contato do implante e osso. A penetração e o afastamento (*gap*) do implante em relação ao osso foram plotados nos diferentes carregamentos. Nas plotagens dos *gaps*, os valores negativos, representados em azul na figura e escala, identificam os maiores deslocamentos (FIG. 91 a 102).

Sob carga vertical, notou-se a maior penetração na região do ápice do implante no sentido corono-apical, em ambas as próteses, com este deslocamento sendo 25% maior na prótese cimentada. Na análise do *gap*, o padrão também foi bastante semelhante entre as próteses, com a região do maior deslocamento na face vestibular, no sentido vestibulo-lingual, da região cervical do implante. A diferença da medida do *gap* foi menor que 1%.

No carregamento oblíquo, as áreas de maior penetração foram observadas no bordo cervical lingual da plataforma do implante, no sentido vestibulo-lingual, em ambas as próteses, sendo o deslocamento nesta região 11% maior na prótese cimentada. Visualizou-se ainda, também nas duas próteses, um deslocamento maior nas roscas vestibulares, no sentido linguo-vestibular, do corpo do implante comparado às roscas linguais. Na análise do *gap*, as áreas de maior deslocamento se encontraram em uma faixa na cervical vestibular do implante, no sentido vestibulo-lingual, nas duas próteses, com o *gap* máximo sendo 9% maior na prótese parafusada. Notou-se ainda, em ambas as próteses, um *gap* maior nas roscas linguais, no sentido linguo-vestibular, do corpo do implante comparado às roscas vestibulares (TAB. 13 e 14).



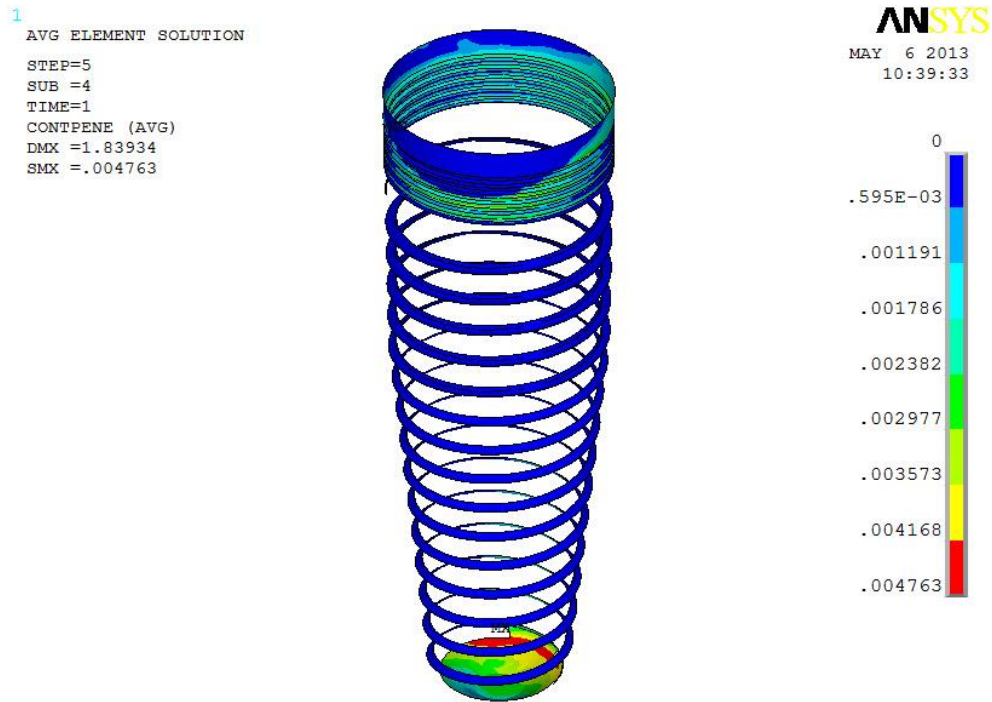


Figura 91 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese parafusada.

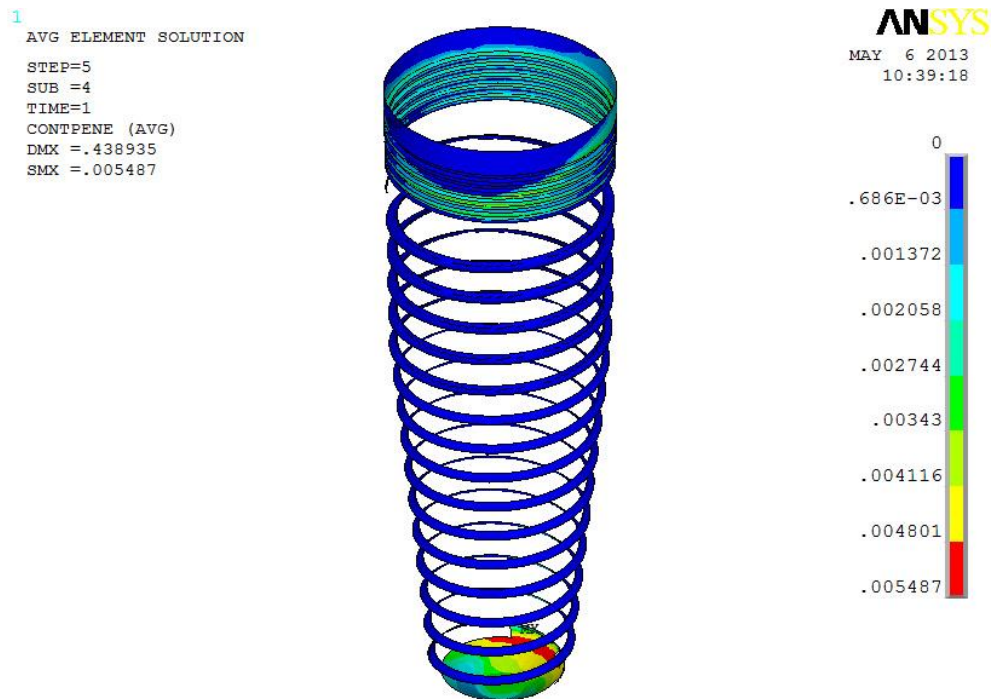


Figura 92 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese cimentada.

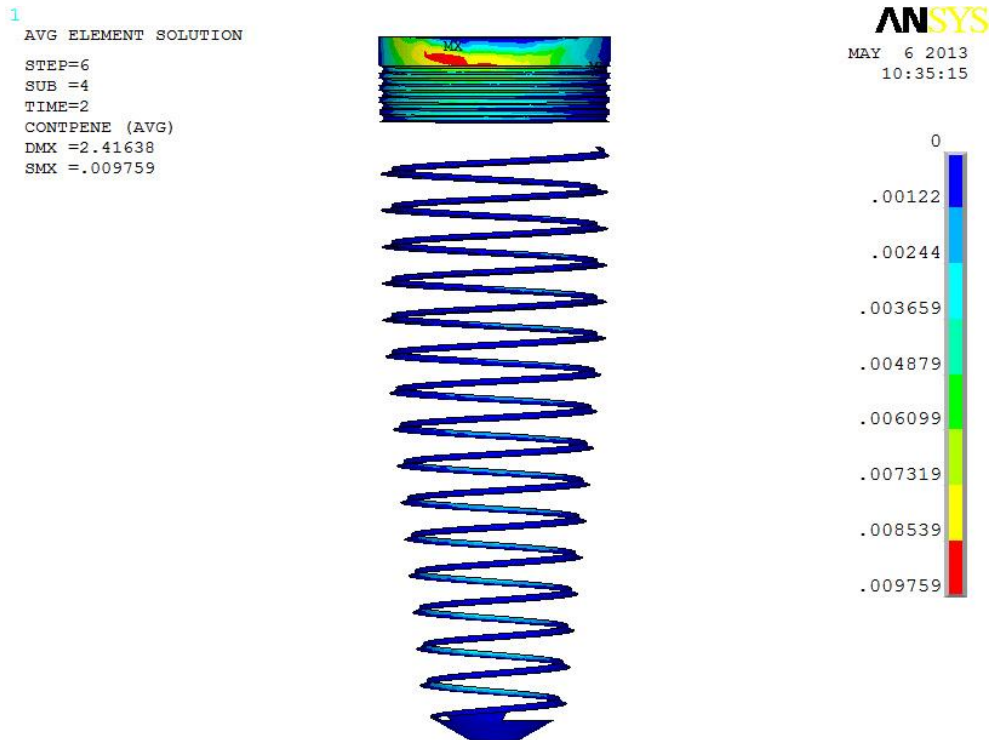


Figura 93 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lingual da prótese parafusada.

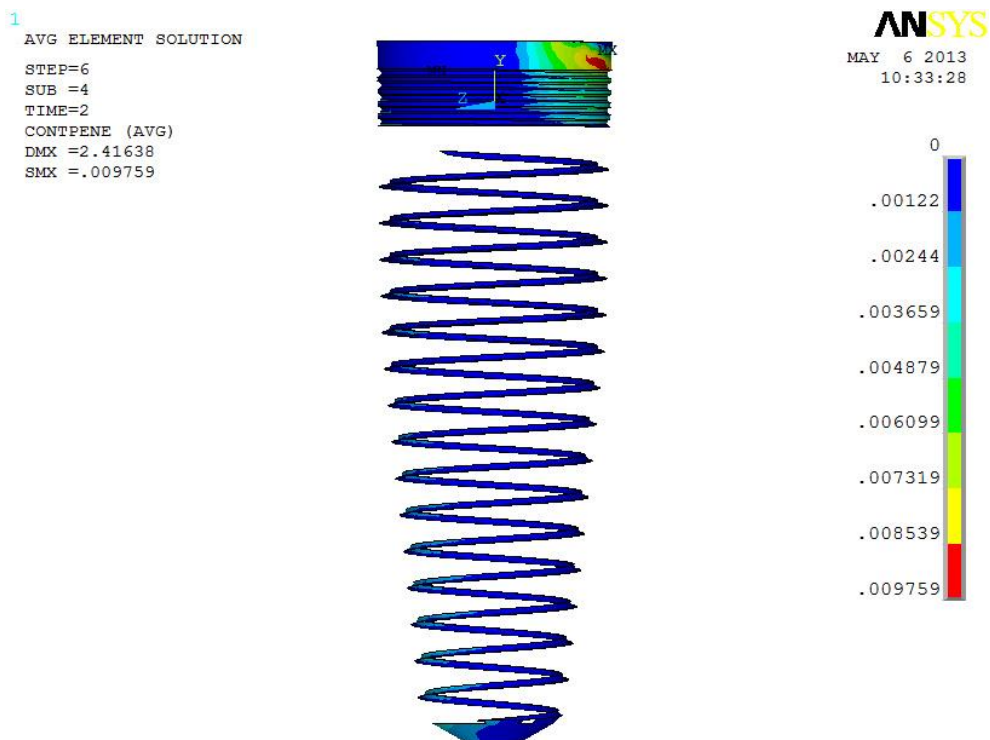


Figura 94 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese parafusada.

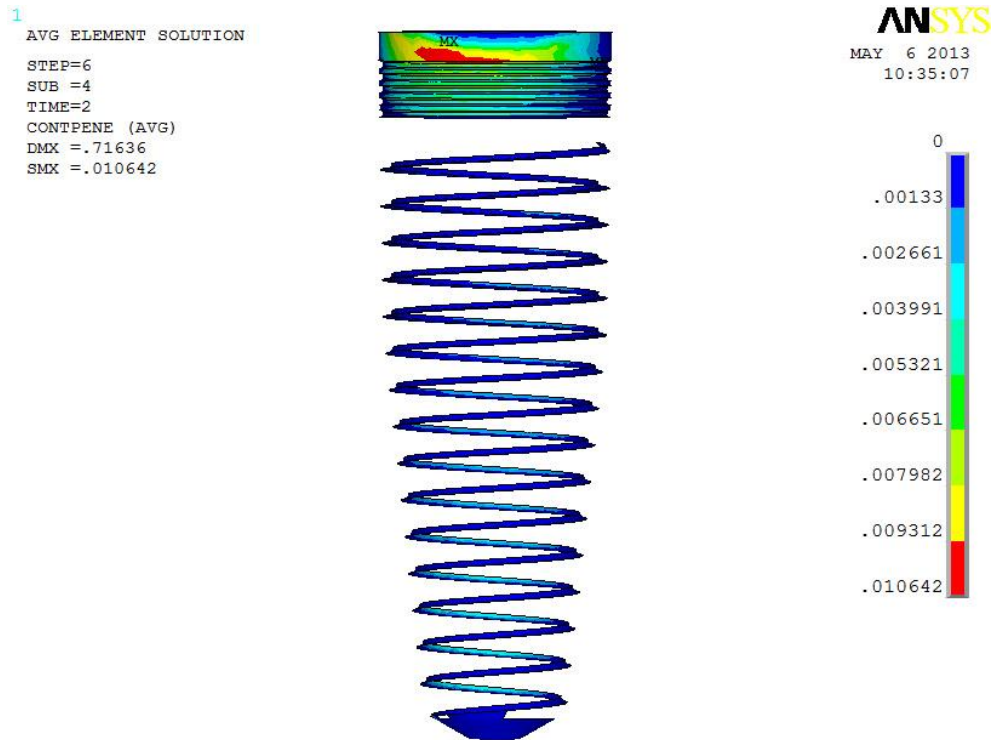


Figura 95 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lingual da prótese cimentada.

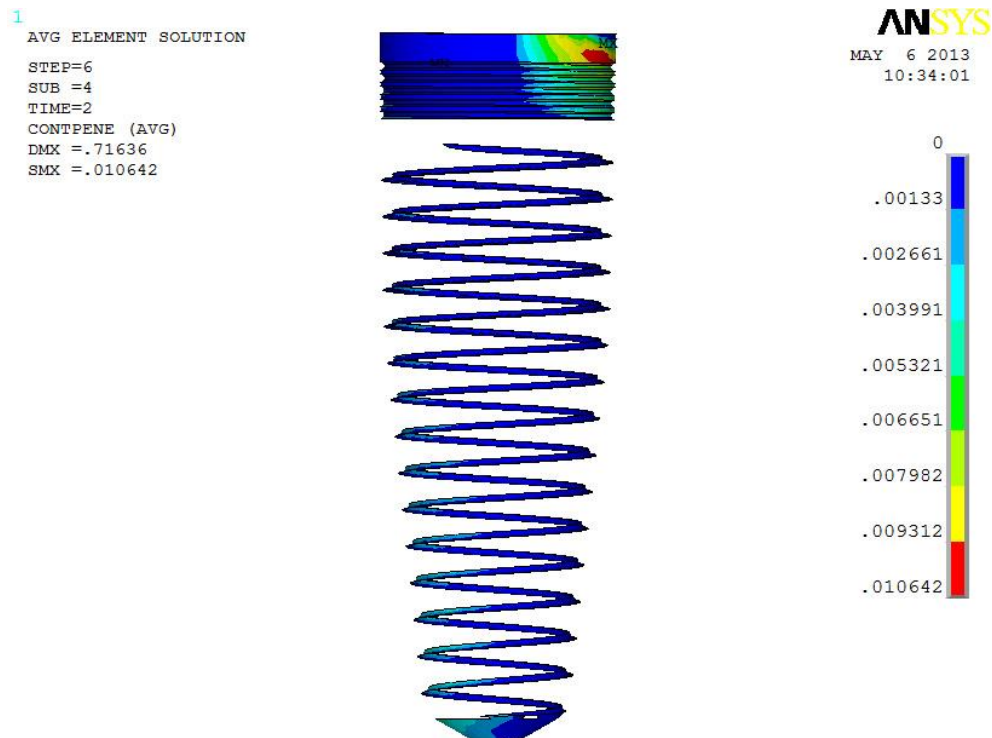


Figura 96 - Penetração das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese cimentada.



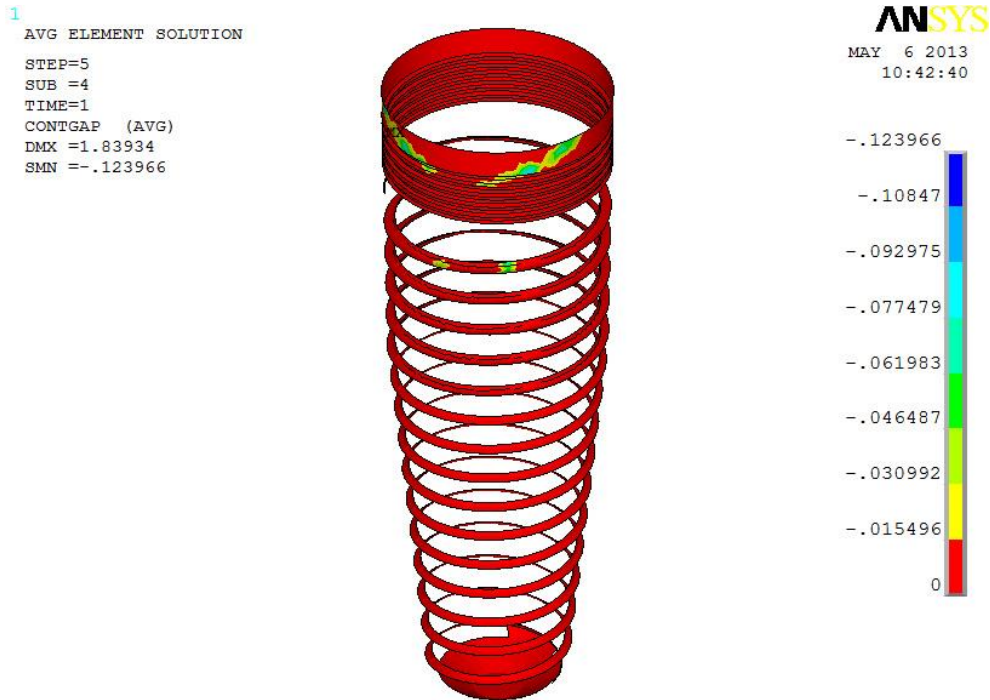


Figura 97 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese parafusada.

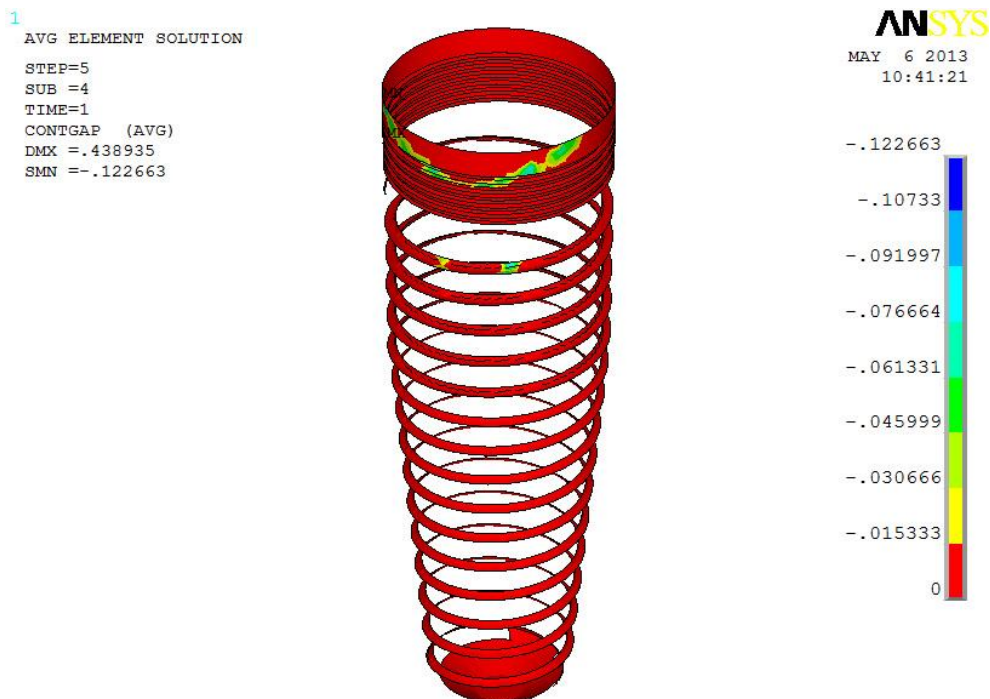


Figura 98 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga vertical. Prótese cimentada.

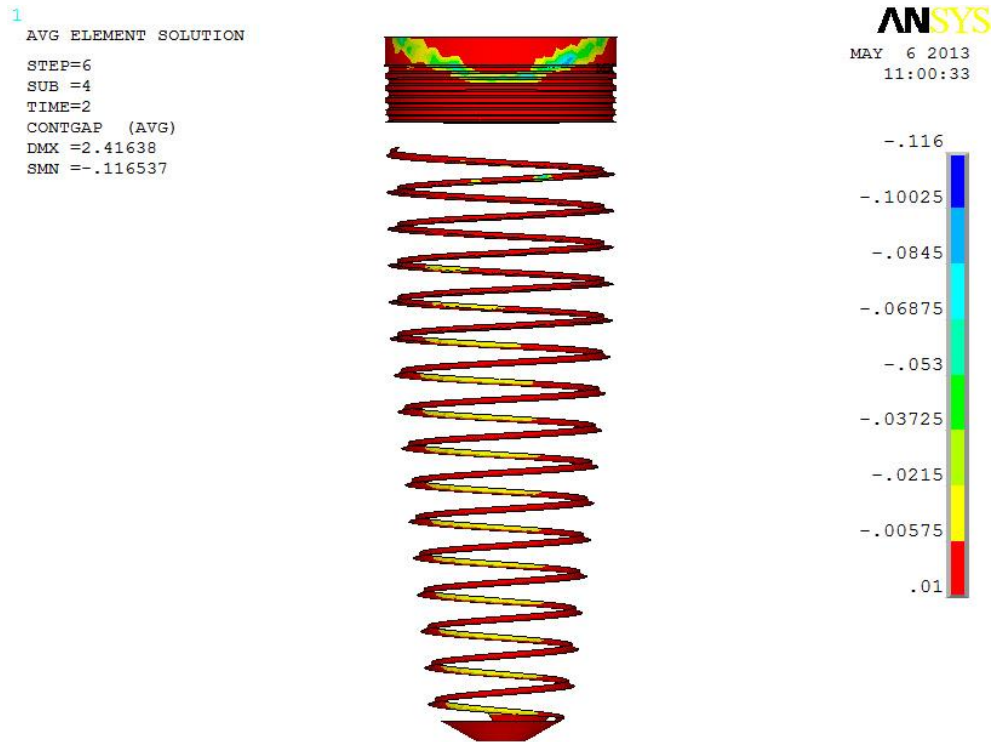


Figura 99 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese parafusada.

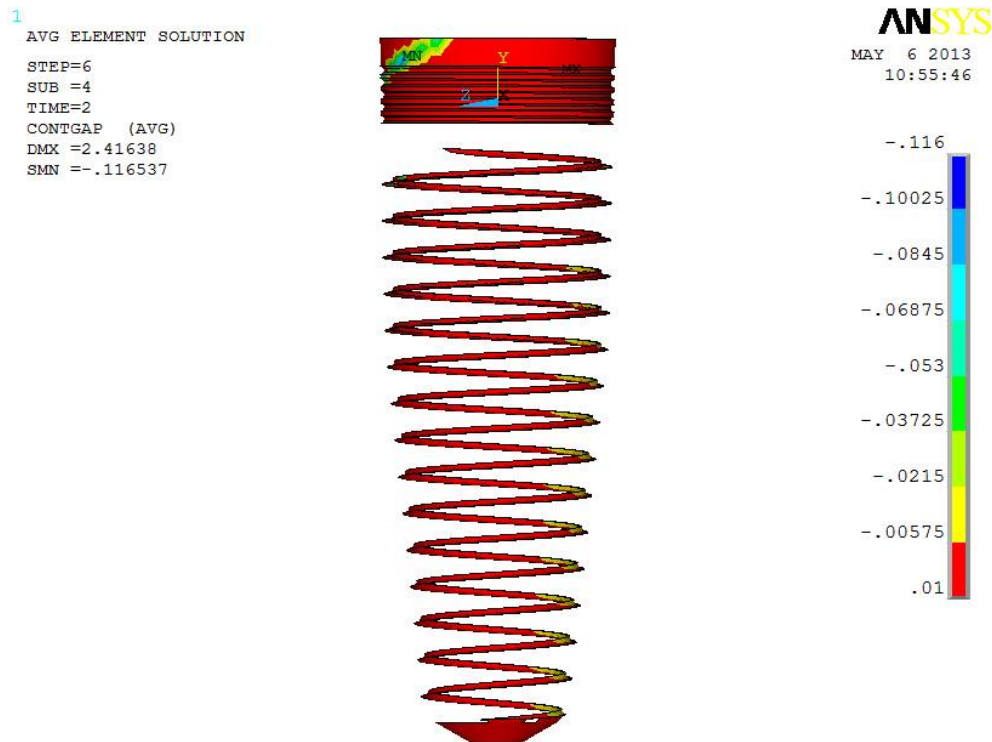


Figura 100 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese parafusada.

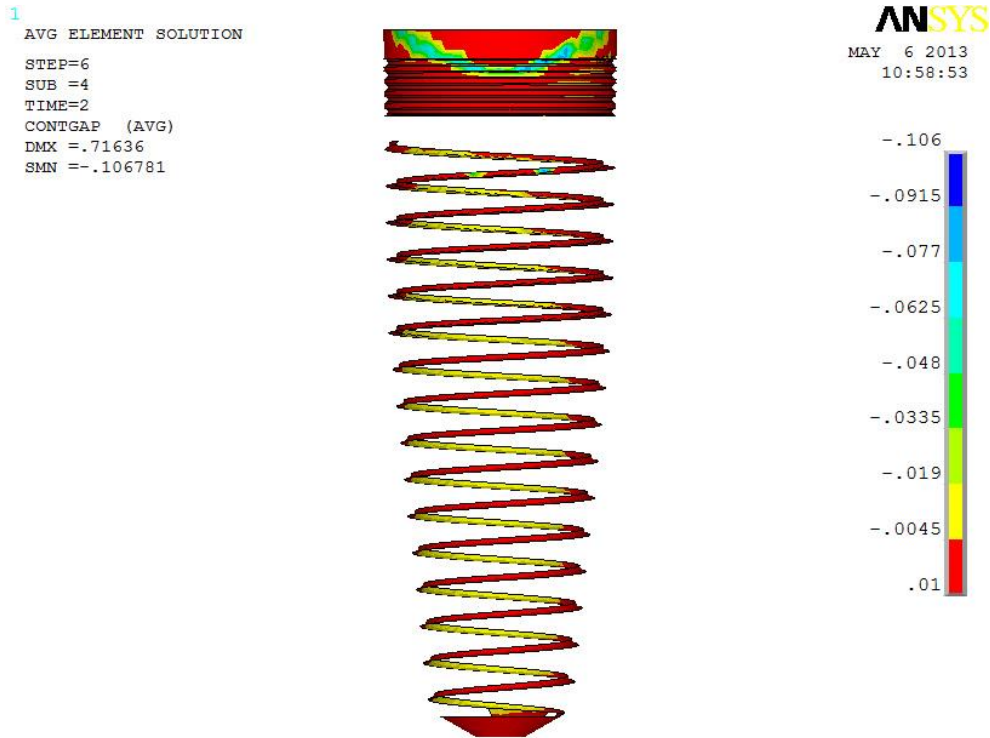


Figura 101 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista vestibular da prótese cimentada.

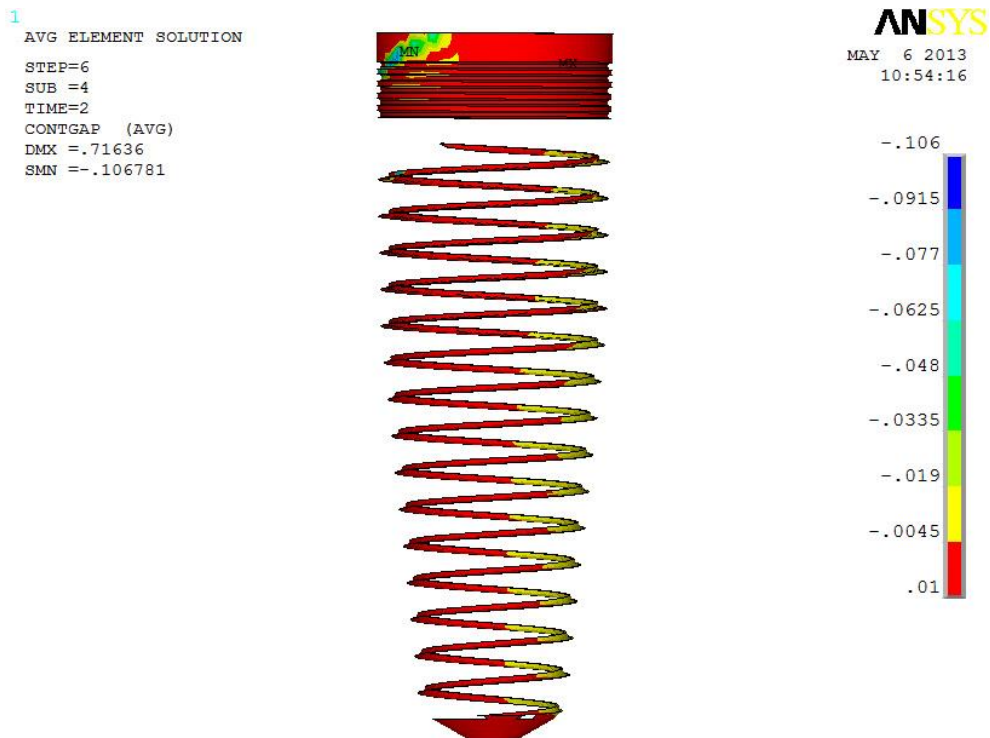


Figura 102 - *Gap* das superfícies de contato entre implante e osso sob carga oblíqua. Vista lateral da prótese cimentada.

TABELA 13

Deslocamento máximo em mm (penetração) entre implante e osso. Diferença (%) entre os valores.  
Sinal negativo indicando diferença em favor da prótese cimentada.

Tipo de prótese/ Carregamento	Parafusada	Cimentada	Diferença
Vertical	0,004	0,005	-25%
Oblíqua	0,009	0,010	-11%

TABELA 14

Deslocamento máximo em mm (*gap*) entre implante e osso. Diferença (%) entre os valores.

Tipo de prótese/ Carregamento	Parafusada	Cimentada	Diferença
Vertical	0,123	0,122	0,8%
Oblíqua	0,116	0,106	9%

### 6.3 Implantes, *abutments*, camada de cimento e conjuntos

Os implantes, *abutments* e volumes plotados em conjunto foram analisados pelo critério das tensões equivalentes de von Mises. A falha clínica dos implantes e *abutments* se dá pela fratura. Entretanto, sabe-se que os sistemas atuais de implantes e *abutments* possuem risco à fratura extremamente pequeno (HSU *et al.*, 2012; PAPASPYRIDAKOS *et al.*, 2012), chegando a menos de 0,2% (SANCHÉS-PERÉZ *et al.* 2010; JUNG *et al.*, 2012). Antes de se chegar à fratura dessas estruturas, sinais de alerta como fratura no material de recobrimento da prótese e falhas no parafuso aparecem, o que leva o paciente e o profissional à tentativa de resolução dos problemas. Portanto, a análise dessas estruturas possui caráter mais descritivo e ilustrativo e não será discutida. A camada de cimento foi analisada utilizando-se as tensões principais  $\sigma_1$ , uma vez que este material frágil usualmente falha sob tração, causando falta de retenção à prótese.

Os implantes mostraram uma concentração de tensões ao redor de toda a área cervical na região das micro roscas, envolvendo o pescoço do implante até a região da primeira rosca do corpo, com padrão bem semelhante em ambos os

modelos sob carga vertical. Quanto mais para apical, menor foi a tensão observada. O pico de tensão, localizado na superfície da plataforma dos implantes, foi de 127 MPa e 85 MPa para as próteses parafusada e cimentada, respectivamente (FIG. 103 e 104).

Sob carga oblíqua, notou-se também uma concentração de tensões, em ambos os modelos, na região cervical do implante, se estendendo até a região da primeira rosca do corpo. No entanto, essa concentração não foi uniforme ao redor da plataforma do implante, já que as maiores tensões localizaram-se na região cervical lingual, ou seja, no lado oposto ao da aplicação da carga. Houve uma intensidade maior de tensões nos implantes da prótese parafusada, com o pico de tensão de 647 MPa contra 529 MPa da prótese cimentada (FIG. 105 e 106).

As tensões máximas de von Mises foram 49% e 22% maiores na prótese parafusada, no carregamento vertical e oblíquo, respectivamente (TAB. 15).

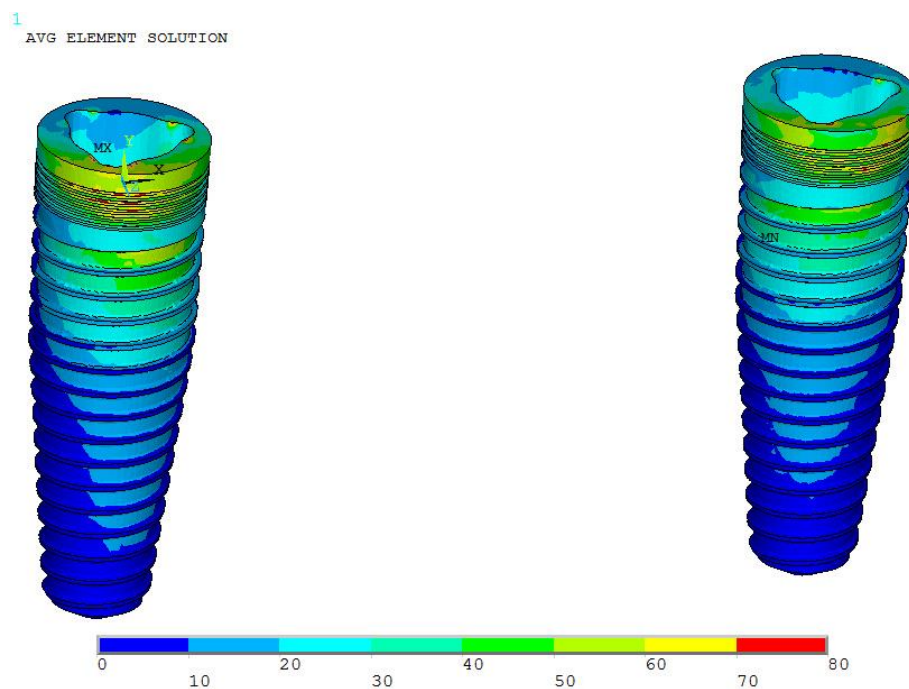


FIGURA 103 - Vista vestibular dos implantes da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes.

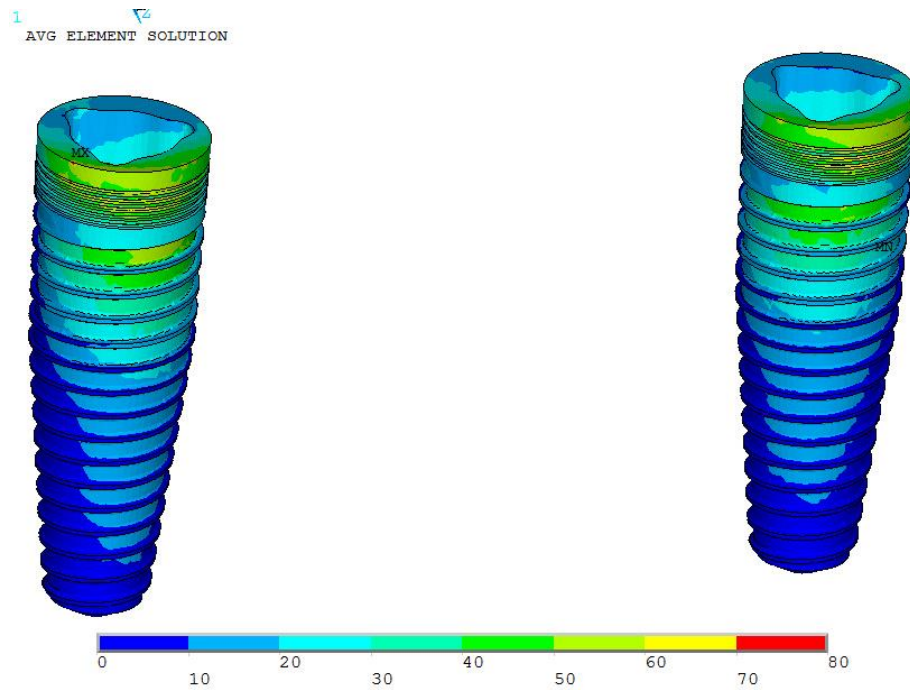


FIGURA 104 - Vista vestibular dos implantes da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes.

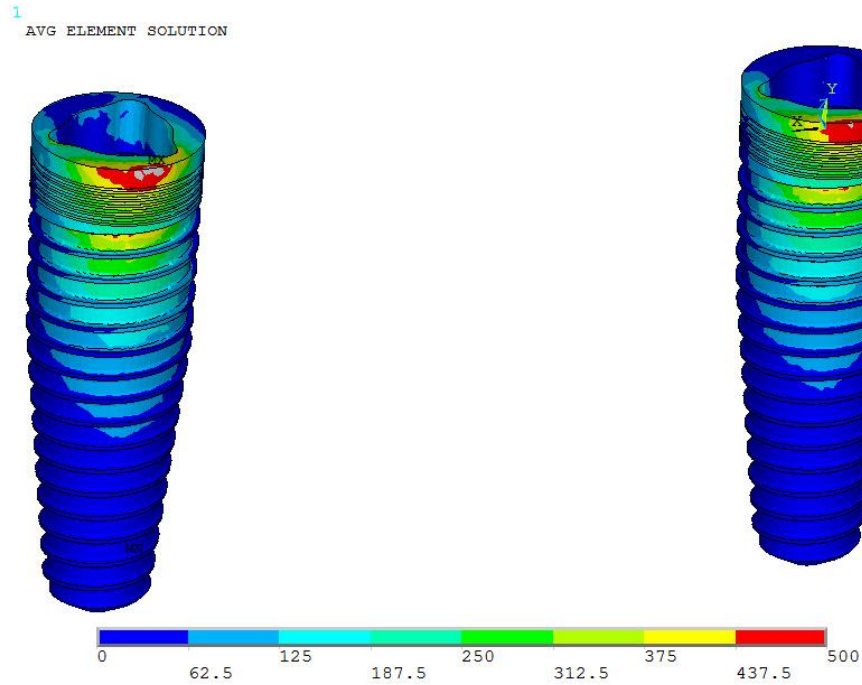


FIGURA 105 - Vista lingual dos implantes da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. Área em cinza representa tensões acima do limite máximo da escala.



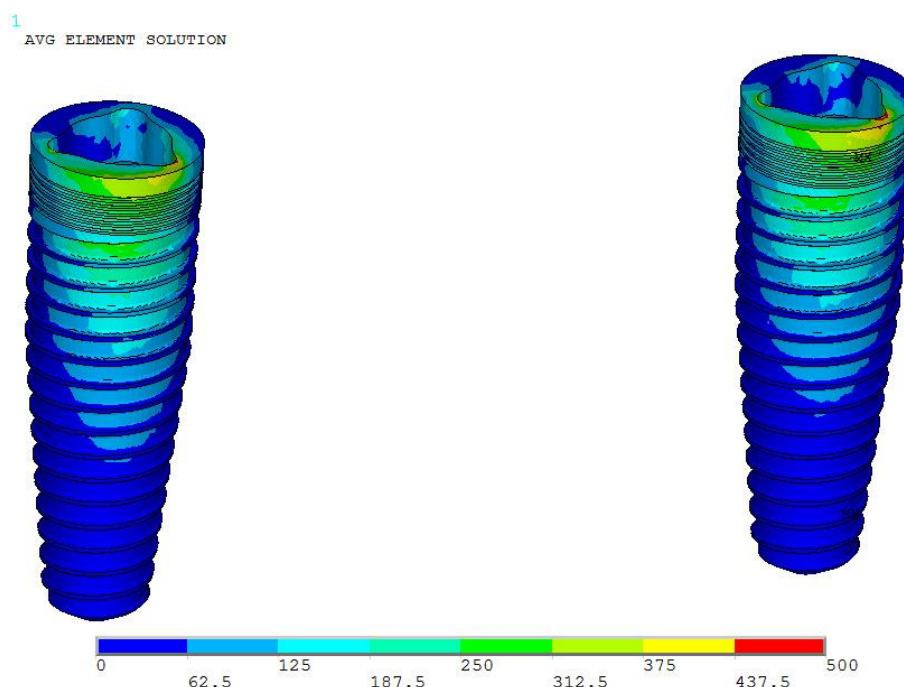


FIGURA 106 - Vista lingual dos implantes da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes.

TABELA 15

Valores das tensões máximas de von Mises no implante em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.

Tipo de carregamento	Prótese parafusada: Tensões em MPa	Prótese cimentada: Tensões em MPa	Diferença
Carga Vertical	127	85	49%
Carga Oblíqua	647	529	22%

Os *abutments* foram plotados em separado para facilitar a visualização dos mesmos, inclusive os da prótese parafusada, que originalmente estão fundidos à infraestrutura protética. O padrão de dispersão das tensões foi um pouco distinto entre a prótese parafusada e cimentada. Notou-se na prótese parafusada uma concentração ao redor de toda a base do *abutment*, mas com poucas tensões no encaixe que penetra no implante. Já no *abutment* da prótese cimentada, as tensões foram observadas distribuídas pela base e no encaixe. No entanto, o pico de tensão sempre se localizou na plataforma interna dos *abutments*, no local onde se assenta a cabeça do parafuso e onde é gerada a compressão causada pela pré-carga (FIG. 107 a 110).

Com relação à intensidade máxima das tensões, houve valores superiores nos *abutments* da prótese parafusada, 51% e 13% maiores quando comparada à prótese cimentada, no carregamento vertical e oblíquo, respectivamente (TAB. 16).

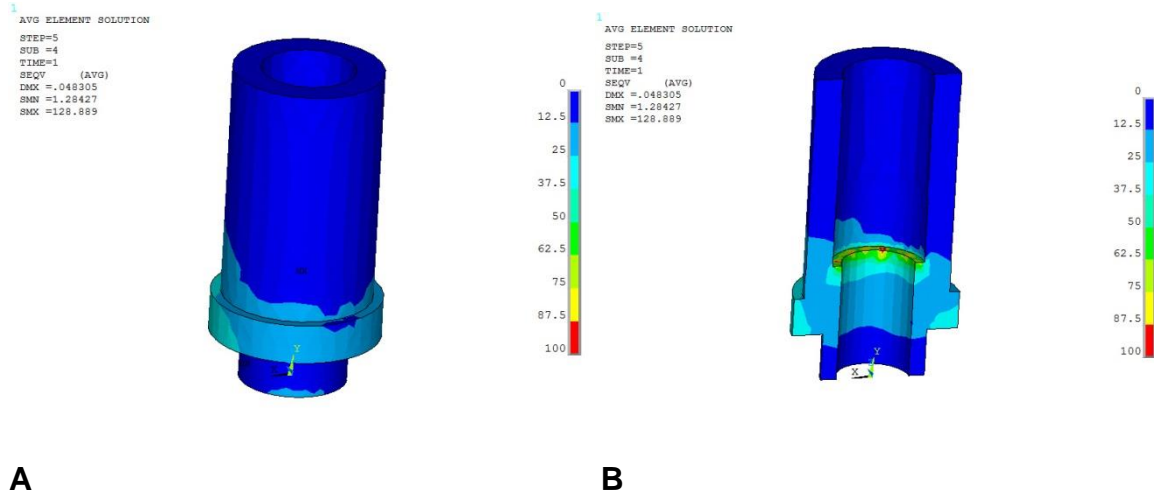


FIGURA 107 - *Abutment* da prótese parafusada sob carga vertical: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do *abutment* seccionado no plano coronal.

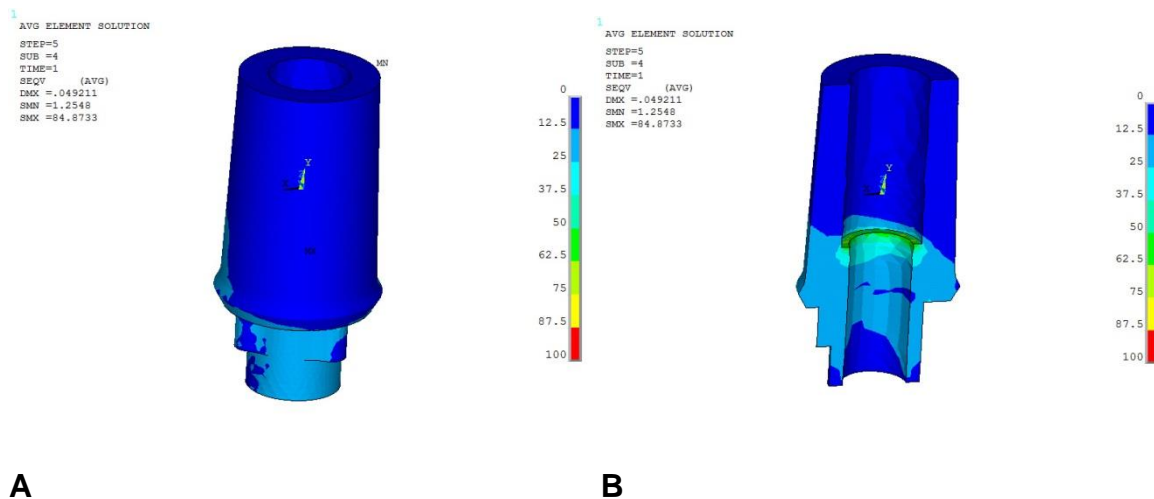


FIGURA 108 - *Abutment* da prótese cimentada sob carga vertical: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do *abutment* seccionado no plano coronal.



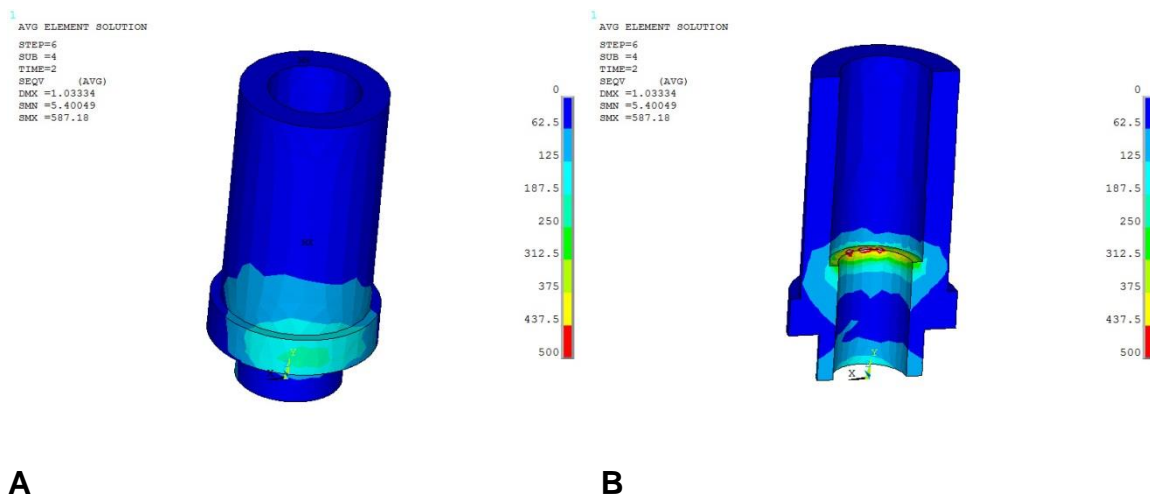


FIGURA 109 - *Abutment* da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do *abutment* seccionado no plano coronal.

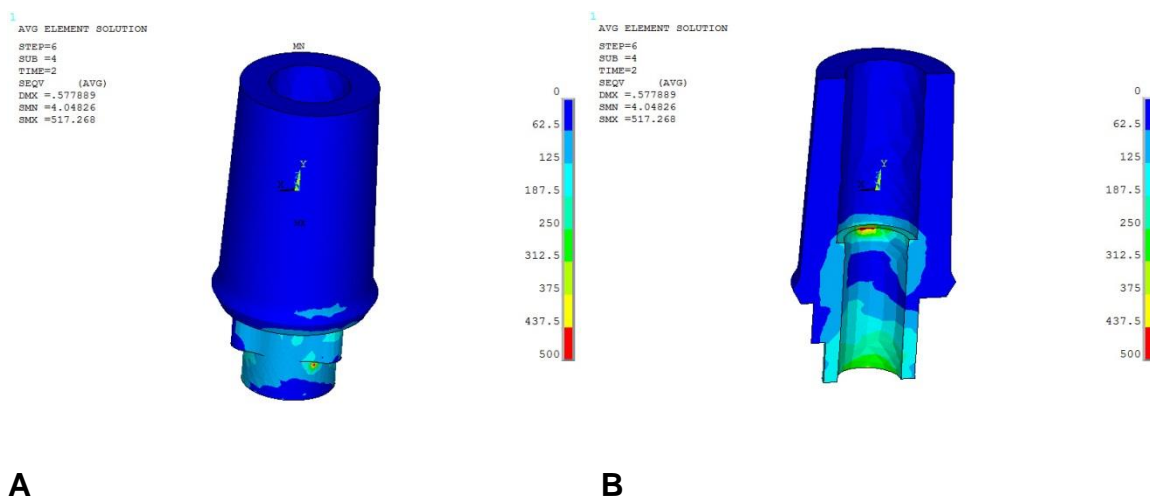


FIGURA 110 - *Abutment* da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões equivalentes. A: vista vestibular. B: vista do *abutment* seccionado no plano coronal.

TABELA 16

Valores das tensões máximas de von Mises no *abutment* em ambas as próteses, nos diferentes carregamentos e diferença (%) entre os valores.

Tipo de carregamento	Prótese parafusada: Tensões em MPa	Prótese cimentada: Tensões em MPa	Diferença
Carga Vertical	128	84	51%
Carga Oblíqua	587	517	13%

A camada de cimento exibiu um padrão uniforme na distribuição das tensões principais  $\sigma_1$ , predominantemente trativas, com as mesmas aumentando gradativamente da área mais coronal para a região cervical. O padrão diferiu entre a carga vertical e oblíqua. No carregamento vertical os picos se encontraram nas faces proximais cervicais do cimento, enquanto no carregamento oblíquo as máximas tensões se localizaram no bordo vestibular do cimento. Houve uma diferença de 700% na intensidade do pico de tensão entre a carga oblíqua, 16 MPa, e a vertical, 2 MPa, indicando risco maior de falha do cimento no carregamento oblíquo (FIG. 111 e 112).

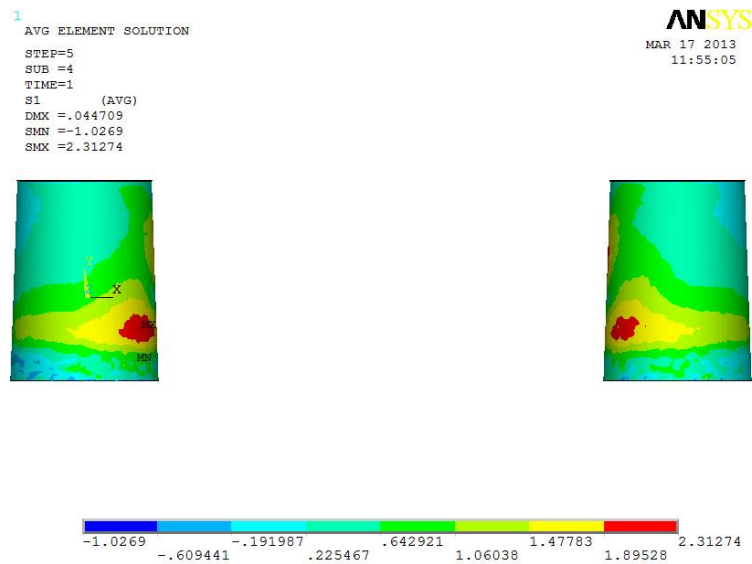


FIGURA 111 - Camada de cimento da prótese cimentada sob carga vertical. Tensões principais  $\sigma_1$ .

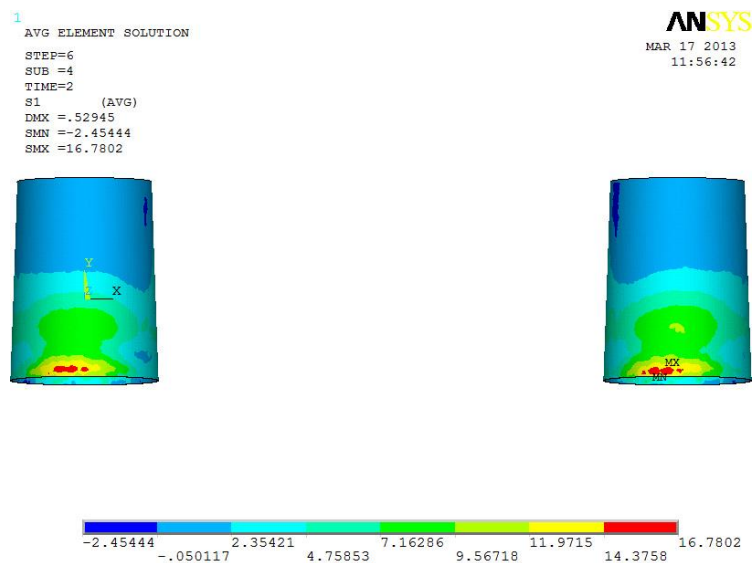


FIGURA 112 - Camada de cimento da prótese cimentada sob carga oblíqua. Tensões principais  $\sigma_1$ .

As plotagens dos conjuntos completos mostraram a concentração de tensões na região onde o implante penetra no osso, tanto na prótese parafusada quanto na cimentada. Praticamente não se observam tensões na base e no centro da estrutura óssea. O padrão foi semelhante entre as próteses. Notam-se também tensões nas áreas dos conectores protéticos, sugerindo um local de risco na estrutura da prótese (FIG. 113).

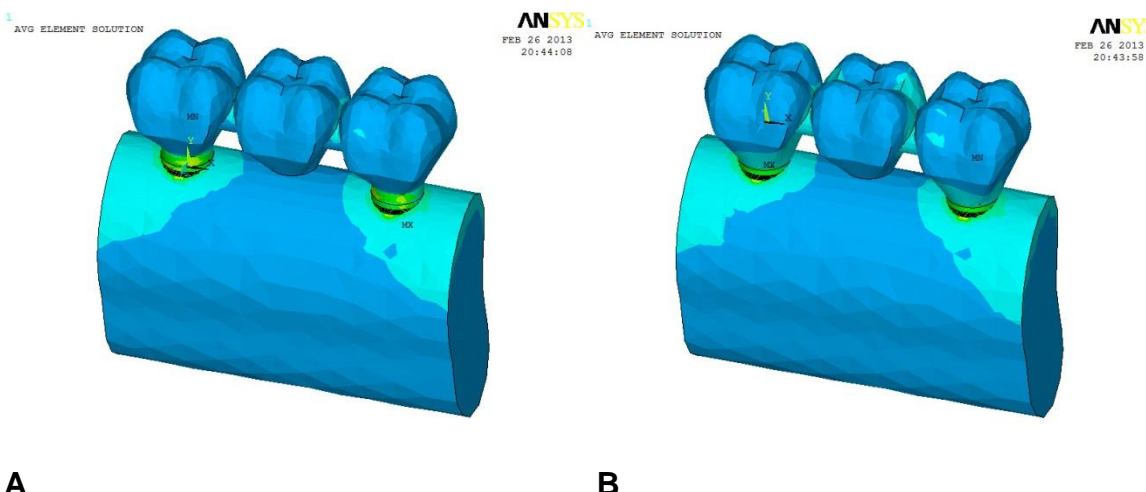


FIGURA 113 - Vista geral vestibular da prótese sob carga vertical: tensões de von Mises. A: parafusada. B: vista cimentada.

Observou-se também a tendência ao deslocamento das próteses quando submetidas ao carregamento oblíquo. Essa deformação é ilustrativa, apontando apenas uma tendência. O *gap* formado entre a prótese parafusada e o implante foi maior do que o da prótese cimentada (FIG. 114 e 115). Essa tendência ao deslocamento menor na prótese cimentada pode ser explicada pelo fato de que seus *abutments* possuem uma extensão mais profunda para dentro do implante, além de possuírem um mecanismo de travamento antirrotacional, possuindo um embricamento mecânico maior que o dos *abutments* da prótese parafusada.

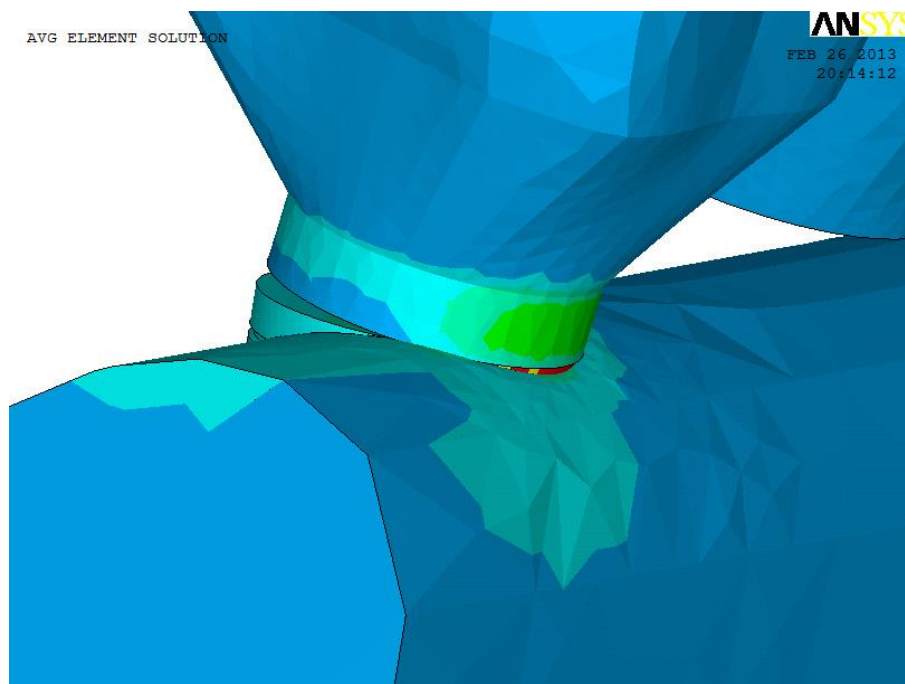


FIGURA 114 - Vista aproximada lateral da prótese parafusada sob carga oblíqua: tensões de von Mises. Notar a clara tendência à formação de *gap* entre a estrutura protética e o implante.

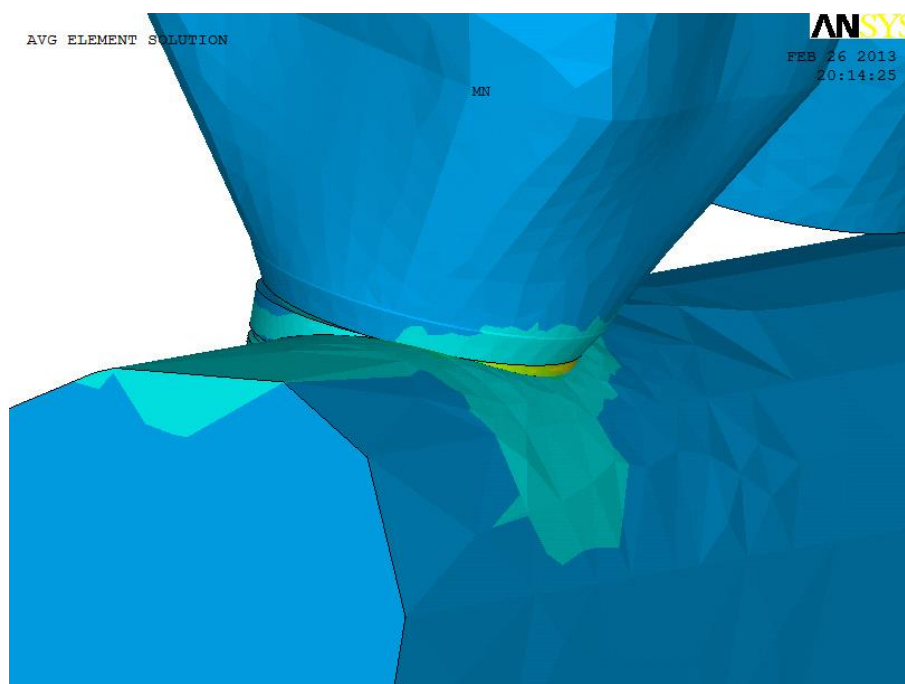


FIGURA 115 - Vista aproximada lateral da prótese cimentada sob carga oblíqua: tensões de von Mises. Notar a tendência à formação de *gap*, menor que na prótese parafusada, entre a estrutura protética e o implante.

Os cortes coronais dos conjuntos completos da simulação do torque de apertamento dos parafusos, carga vertical e oblíqua mostraram que o padrão das

tensões foi semelhante entre os dois tipos de próteses quando comparadas sob o mesmo critério. Notou-se que durante o torque do parafuso, as tensões se dissiparam por toda estrutura protética sem, no entanto, chegar ao tecido ósseo, mostrando uma adaptação passiva e perfeita da estrutura (FIG. 116 a 127). O valor dos picos de tensões variou bastante, chegando a ser até 51% maior no *abutment* da prótese parafusada sob carga vertical comparada ao *abutment* da prótese cimentada.

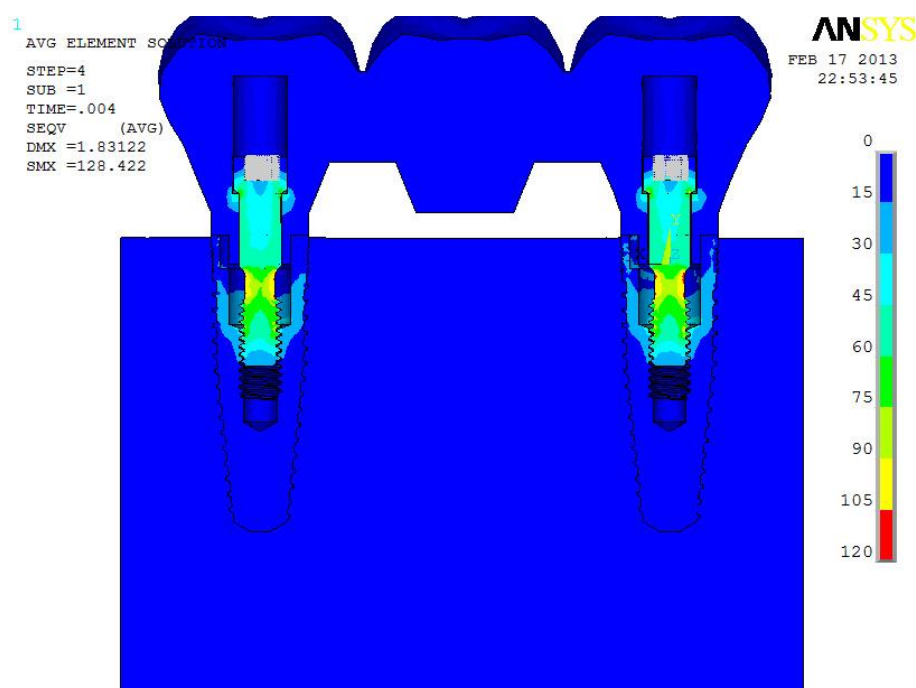


FIGURA 116 - Corte coronal da prótese parafusada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises.

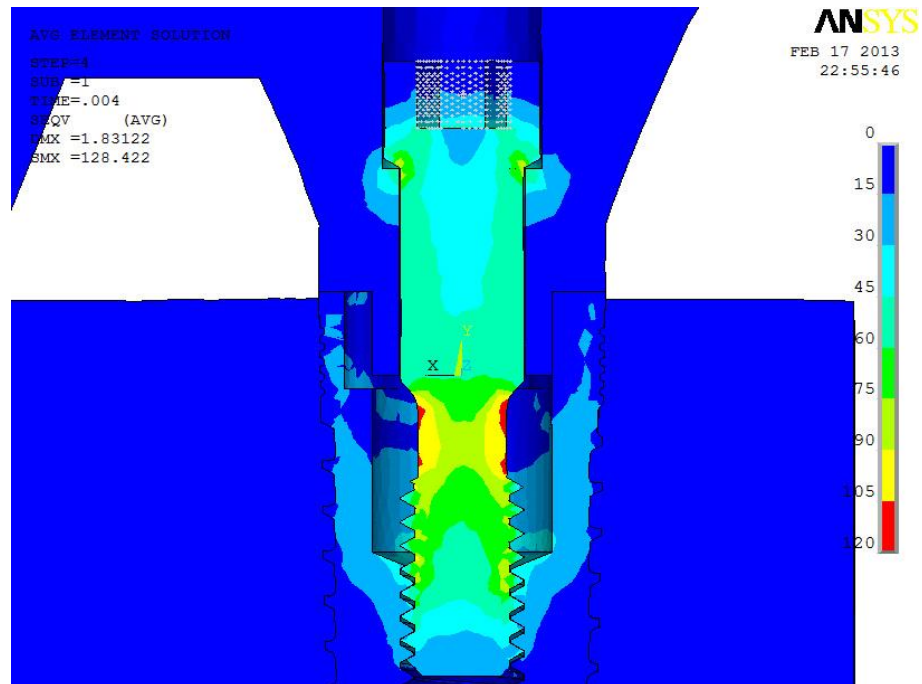


FIGURA 117 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises.

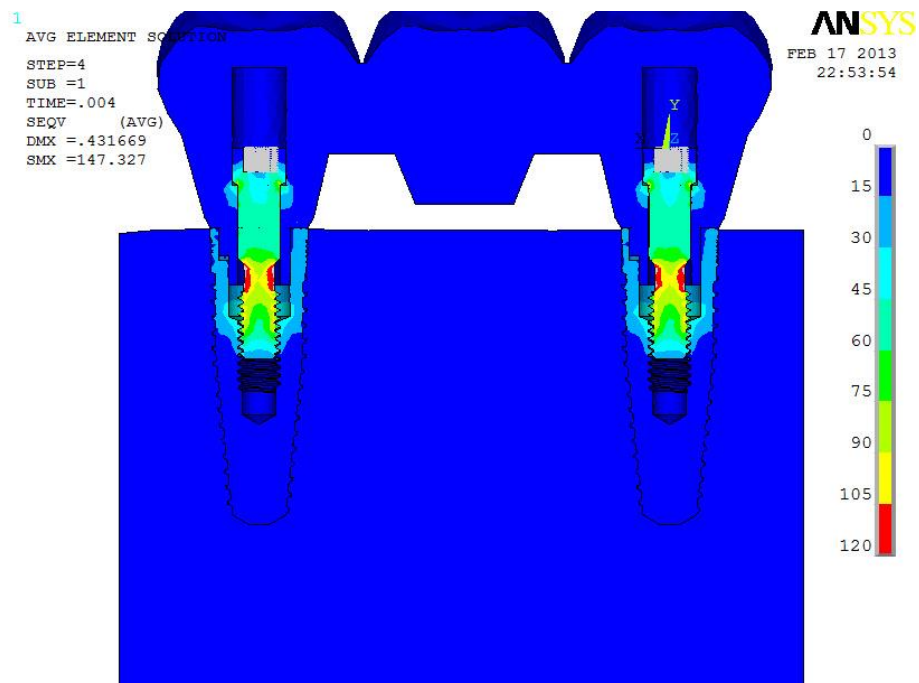


FIGURA 118 - Corte coronal da prótese cimentada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises.

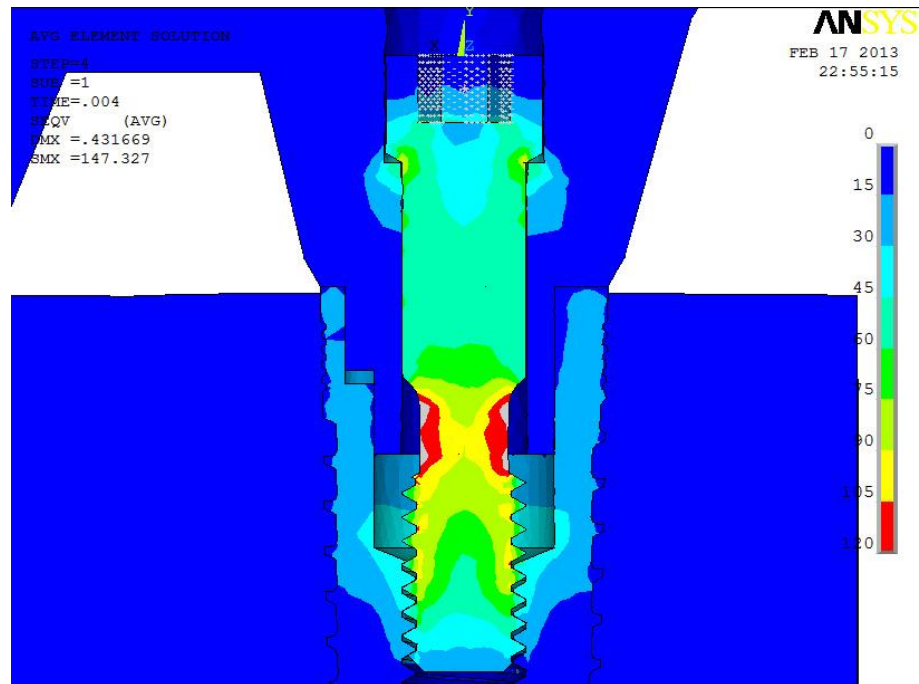


FIGURA 119 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Torque nos parafusos. Tensões de von Mises. Áreas em cinza representam tensões acima do limite máximo da escala.

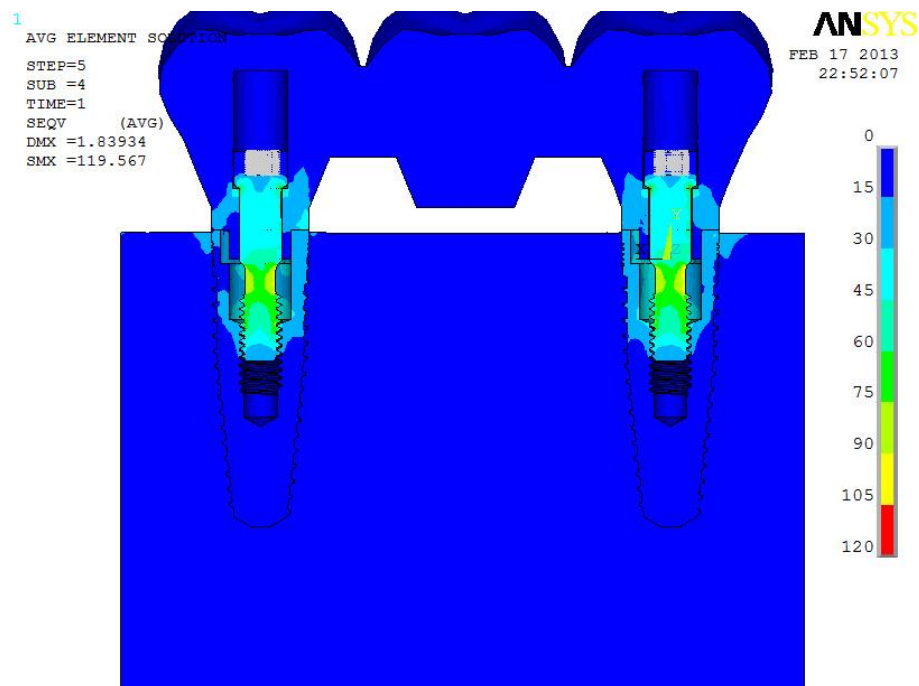


FIGURA 120 - Corte coronal da prótese parafusada. Carga vertical. Tensões de von Mises.



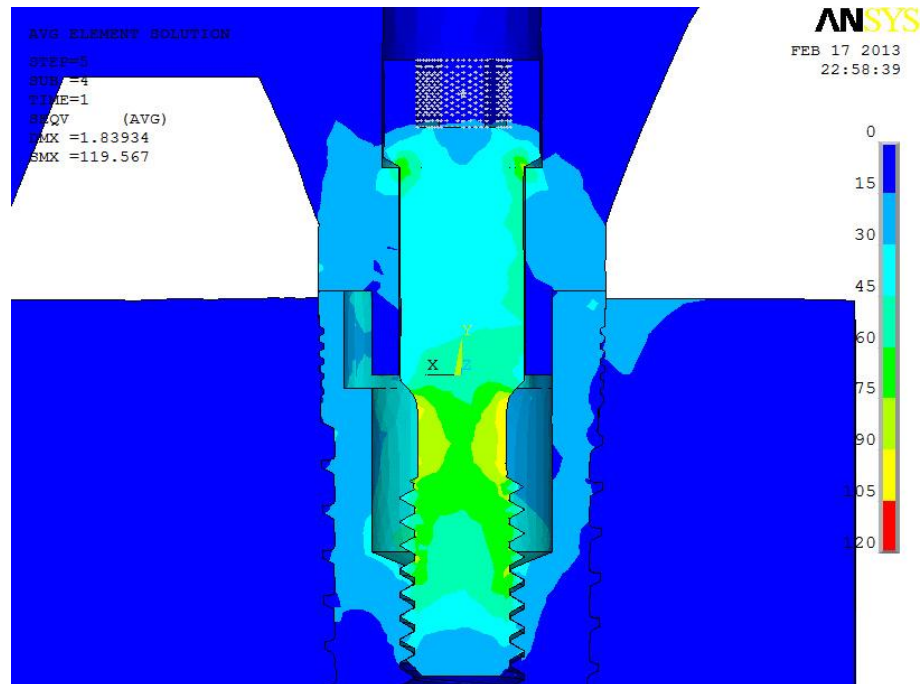


FIGURA 121 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Carga vertical. Tensões de von Mises.

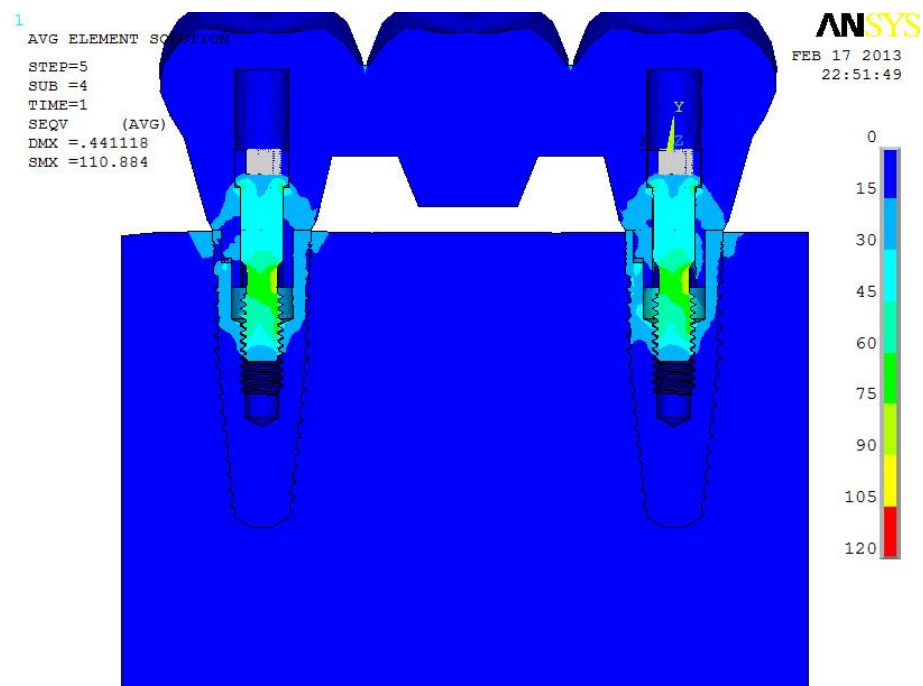


FIGURA 122 - Corte coronal da prótese cimentada. Carga vertical. Tensões de von Mises.



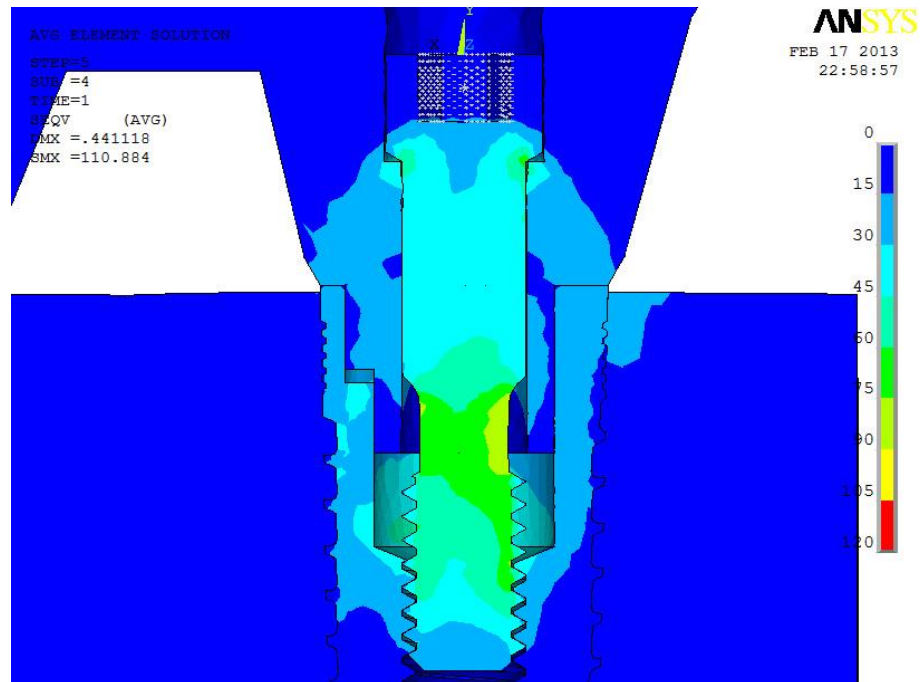


FIGURA 123 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Carga vertical. Tensões de von Mises.

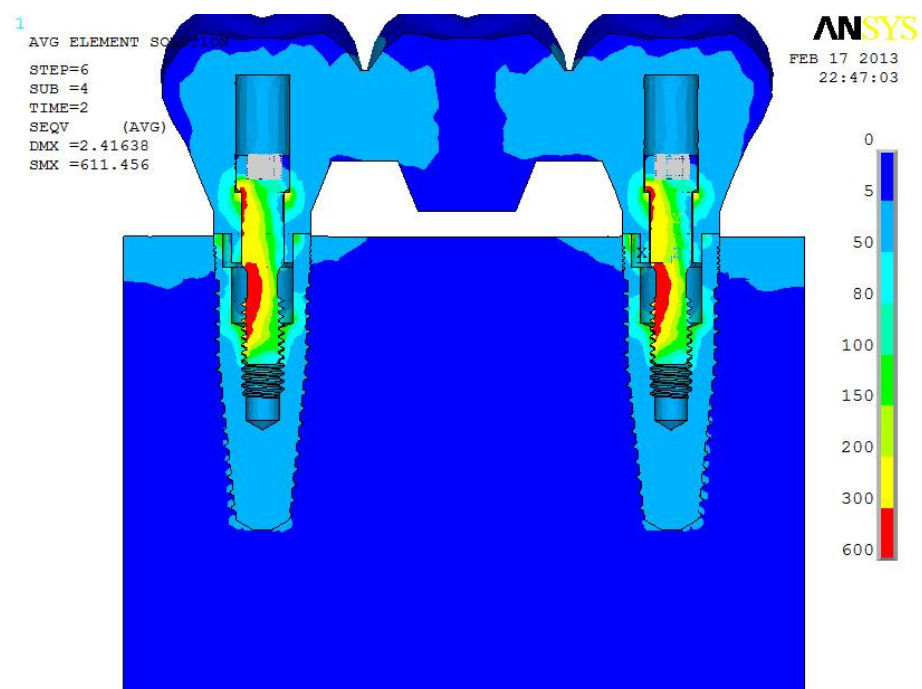


FIGURA 124 - Corte coronal da prótese parafusada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.

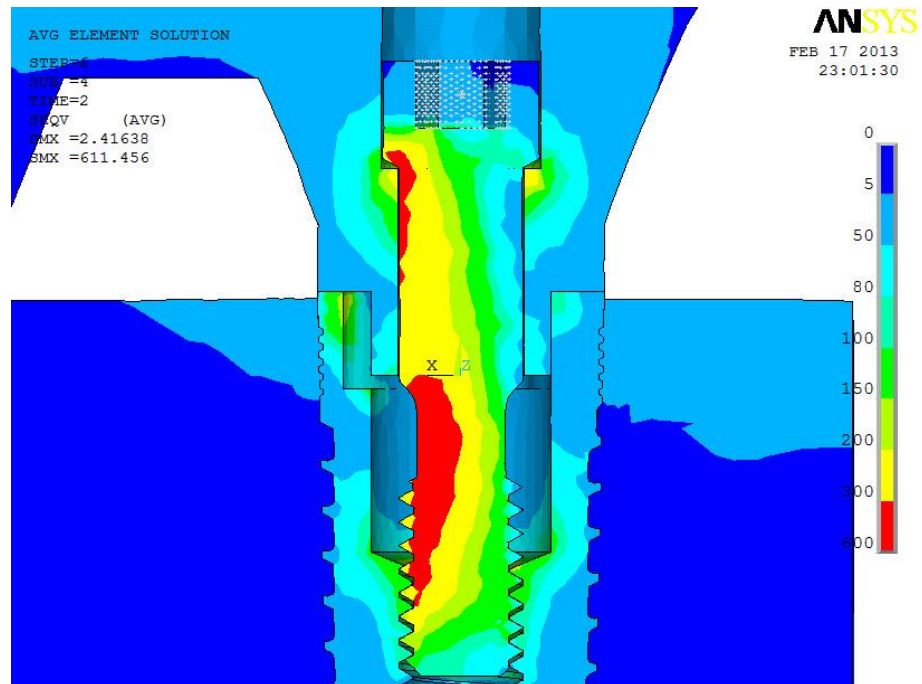


FIGURA 125 - Vista aproximada de corte coronal da prótese parafusada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.

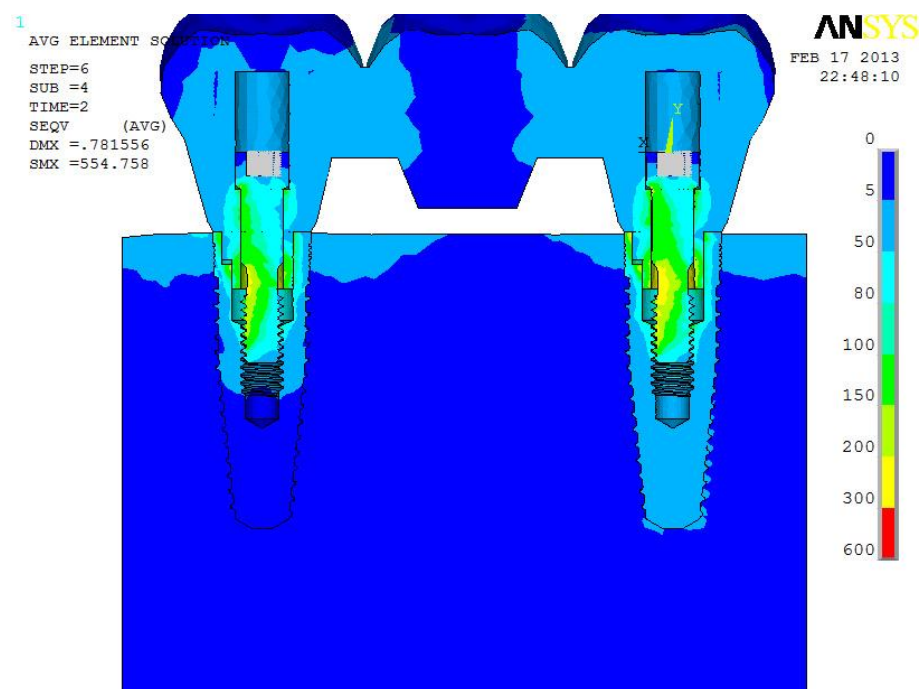


FIGURA 126 - Corte coronal da prótese cimentada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.

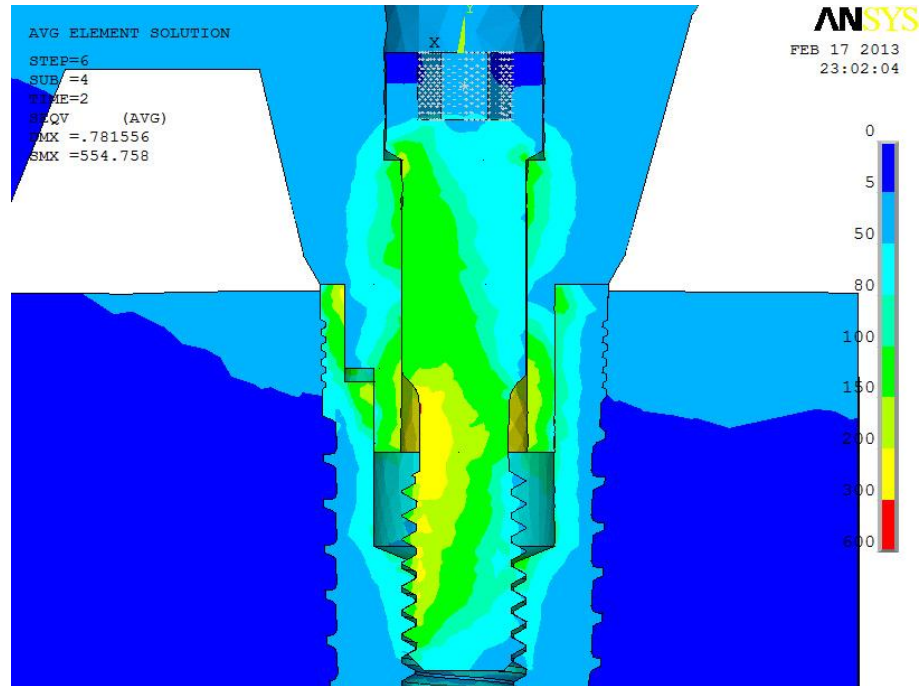


FIGURA 127 - Vista aproximada de corte coronal da prótese cimentada. Carga oblíqua. Tensões de von Mises.

## 7 DISCUSSÃO

### 7.1 Simplificações e definições adotadas no estudo

O método dos elementos finitos foi selecionado para a presente análise comparativa por se tratar de uma técnica computacional, portanto não invasiva e/ou destrutiva, que permite a análise de diversos tipos de tensões, deformações e deslocamentos, entre outras aplicações, em quaisquer áreas da estrutura estudada, sejam essas internas ou externas. Com isso, é possível verificar padrões e picos de tensões e deslocamentos em áreas do complexo prótese-implante-osso que são inacessíveis por outros métodos de estudos biomecânicos. Atualmente é um método bastante popular na implantodontia, sendo aplicado em uma grande variedade de simulações (GENG *et al.*, 2001; NATALI *et al.*, 2006; VAN STADEN *et al.*, 2006; WANG *et al.*, 2009; STRECKBEIN *et al.*, 2012; BAL *et al.*, 2013). Apesar disto, ressalta-se que este método de pesquisa, como qualquer outro, apresenta limitações, especialmente quando se tenta extrapolar os resultados desta técnica numérica para o campo clínico. Como o método carrega simplificações e atualmente é impossível se gerar um modelo virtual que represente perfeitamente uma situação clínica generalizada para uma população, os resultados devem ser interpretados com prudência. Inferências clínicas podem ser realizadas como, por exemplo, a observação de que um tipo de prótese é biomecanicamente mais favorável que outro, ou a identificação do local mais propenso à falha mecânica.

Quando o método de elementos finitos é utilizado, em qualquer área do conhecimento, procura-se gerar um modelo geométrico virtual fiel da estrutura a ser estudada, visando à obtenção de resultados capazes de prever com segurança falhas nas situações reais (GENG *et al.*, 2001; VAN STADEN *et al.*, 2006). No entanto, especialmente na área biomédica, existem limitações e dificuldades que obrigam os estudos a utilizarem algumas simplificações nos modelos.

O osso, por exemplo, sendo um tecido vivo complexo e dinâmico, sem padrão definido, cujas características variam de indivíduo a indivíduo e também no mesmo indivíduo, frequentemente aparece nos estudos de maneira simplificada (VAN EIJDEN, 2000; DOBLARÉ *et al.*, 2004; NATALI *et al.*, 2010). No presente trabalho, optou-se pela redução da dimensão da mandíbula, remanescendo apenas

a região de interesse, ou seja, a área compreendida entre os implantes. Além disso, convencionou-se a cortical óssea como uma área homogênea e de espessura constante envolvendo de maneira uniforme a medular óssea. Também se considerou um contato do osso com toda a superfície do implante, um estado de osseointegração completa irreal.

Outra situação simplificada foi relacionada ao carregamento. As cargas mastigatórias são cíclicas e dinâmicas, variando em intensidade, direção, área e tempo de aplicação. Portanto, não há um padrão bem definido e reproduzível. Adotou-se então uma carga estática vertical de 100 N para se simular os contatos axiais dentários e uma carga oblíqua de 100 N em 45° para se simular vetores oblíquos que ocorrem durante a dinâmica mandibular, já que são valores que se encontram dentro do padrão da mastigação humana (CARLSSON, 2012).

A adaptação perfeita sem a ocorrência de *gaps* entre os *abutments* e o implante e entre a prótese e os *abutments* adotada no presente trabalho também é uma condição virtual, já que mínimos espaços usualmente ocorrem na adaptação destas estruturas. No entanto, essa simplificação foi importante para a análise, uma vez que a comparação foi independente da qualidade de adaptação, já que a desadaptação *per se* induz tensões (WASKEWICZ *et al.*, 1994; JEMT e LEKHOLM, 1998; PIETRABISSA *et al.*, 2000b; KUNAVISARUT *et al.*, 2002). A precisão de adaptação é dependente de inúmeras variáveis inerentes ao processo laboratorial de confecção da prótese, como tipo de liga metálica, fundição, solda, experiência do técnico, técnica de moldagem, entre outros (HECKMANN *et al.*, 2004; KARL *et al.*, 2006; OYAGUE *et al.*, 2009; OYAGUE *et al.*, 2012). Ou seja, todos os fatores dependentes da confecção laboratorial foram excluídos, buscando-se exclusivamente o efeito de meio de retenção: parafusada *versus* cimentada.

Apesar destas simplificações, acredita-se que elas não comprometem os resultados, uma vez que os mesmos critérios foram assumidos em ambos os modelos, sem o favorecimento de um deles. Também vale ressaltar que atualmente parece ser impossível o desenvolvimento de um modelo numérico que represente perfeitamente uma condição clínica envolvendo o carregamento de próteses implantossuportadas, devido à infinidade de variáveis e à complexidade das estruturas envolvidas. Por tudo isso, frisa-se que os resultados coletados não visam ao relato de valores absolutos de tensões para comparação com os limites de

escoamento ou fratura dos materiais envolvidos no estudo, mas sim a um confronto entre os modelos, buscando o padrão biomecânico mais favorável.

Por outro lado, implantes e componentes protéticos como *abutments* e parafusos possuem padrão determinado pelo fabricante, propriedades mecânicas bem definidas e geometria reproduzível. Por isso, deveriam ser modelados exatamente de acordo com as especificações do fabricante, sem simplificações (NATALI *et al.*, 2006). Nas situações onde o objetivo é a análise ou comparação de um novo sistema ou desenho de implante, no estudo de tensões entre os componentes protéticos, na determinação de pré-carga no parafuso, na interação entre implante e tecido ósseo periimplantar, entre outros, é desejável a modelagem fiel do implante e seus componentes (ALKAN *et al.*, 2004; NATALI *et al.*, 2006; WANG *et al.*, 2009; STRECKBEIN *et al.*, 2012; BAL *et al.*, 2013). Por tal motivo, empregou-se bastante cuidado na modelagem do implante e componentes protéticos no presente trabalho, utilizando-se de técnicas de engenharia reversa. Além disso, apresentou-se um método para visualização, sem deformação importante da estrutura estudada, de partes internas de implantes, o que é importante especialmente em implantes de conexão interna, que possuem detalhes muitas vezes inalcançáveis sem a secção da peça (CARVALHO SILVA *et al.*, 2013). Atualmente, existem técnicas mais rápidas e diretas para se reproduzir peças de geometrias complexas utilizando-se de equipamentos de escaneamento tridimensional a laser ou máquinas de medição de coordenadas (JEMT e HJALMARSSON, 2012). No entanto, são dispositivos indisponíveis em muitos centros de pesquisa. Ainda buscando uma análise o mais próxima possível da realidade clínica, diferentemente de boa parte dos estudos com elementos finitos em implantodontia que consideram todas as partes unidas perfeitamente, as interações entre alguns dos diferentes componentes do sistema osso-implante-prótese foram simuladas por meio de elementos de contatos. Tais elementos, apesar de deixarem a solução do problema mais crítica e computacionalmente mais pesada, simulam uma interação mais realista entre diferentes estruturas quando em contato. Muitas das partes em contato do sistema osso-implante-prótese como osso e implante, implante e *abutment*, *abutment* e parafuso, parafuso e implante, *abutment* e cimento, cimento e infraestrutura metálica, não possuem união coesiva perfeita. Portanto, é

importante a incorporação de elementos na interface entre essas estruturas que permitem a ocorrência de micro movimentações, deslizamentos e micro espaços.

## 7.2 A escolha do sistema de implantes e da prótese parcial fixa

A escolha de se utilizar um implante de conexão interna trilobular (Nobel Replace), ao invés de, por exemplo, um implante de hexágono externo que possui modelagem simplificada, se deu por dois motivos. Primeiramente, se conhecem algumas superioridades mecânicas e biológicas dos implantes de conexão interna (GRACIS *et al.*, 2012; KOO *et al.*, 2012), fazendo com que o uso clínico dos implantes de hexágono externo tenha diminuído atualmente. Em segundo lugar, o implante em questão é fabricado por um dos líderes no segmento de implantes orais, sendo comercializado em mais de 70 mercados internacionais, portanto considerado um tipo de implante de abrangência global (NOBEL BIOCARE, 2013). A opção do presente estudo por se trabalhar com próteses múltiplas, em detrimento de coroas unitárias que possuem modelagem mais simples e peso computacional menor, também se deveu a duas razões. A primeira é que coroas unitárias parafusadas e cimentadas possuem comportamento clínico bastante semelhante (JEMT, 2009; SHERIF *et al.*, 2011; JUNG *et al.*, 2012). O segundo ponto refere-se ao *abutment*. Coroas unitárias, tanto parafusadas e cimentadas, obrigatoriamente possuem *abutments* do tipo antirrotacional, ou seja, *abutments* que penetram no implante e promovem um travamento por meio de uma geometria triangular, hexagonal ou octogonal, dependendo do sistema de implante, impedindo a rotação da coroa. Portanto, no caso da análise de coroas unitárias, o *abutment* modelado seria basicamente o mesmo para os dois tipos de próteses. Em próteses múltiplas, quando se trabalha com conexões ao nível da plataforma do implante, como apresentado no trabalho, as próteses cimentadas ainda necessitam de *abutments* antirrotacionais, já que eles serão parafusados individualmente aos implantes. Por outro lado, as próteses parafusadas exigem *abutments* rotacionais, que possuem a parte que penetra no implante com geometria cilíndrica lisa e não provocam travamento. Isto é necessário para que os *abutments* possam ser inseridos de forma simultânea em vários implantes, já que todos os *abutments* estarão unidos na prótese. Ao final, o que impedirá a rotação de uma prótese múltipla parafusada, será

a ação do apertamento do parafuso, juntamente com o pequeno embricamento dos *abutments* dentro de múltiplos implantes. Portanto, como os *abutments* são distintos entre as próteses múltiplas parafusadas e cimentadas, ao contrário das coroas unitárias, optou-se pela simulação utilizando próteses múltiplas visando observar se a diferença dos *abutments* seria determinante no padrão de tensões e deslocamentos.

### **7.3 Risco mecânico: análise no parafuso e no conjunto parafuso-*abutment*-implante**

Na análise do risco mecânico, inicialmente comparou-se o efeito das cargas vertical e oblíqua sobre as tensões e a pré-carga no parafuso protético tensionado pelo torque de apertamento. Em seguida, verificou-se o deslocamento entre as superfícies móveis do complexo parafuso-*abutment*-implante por meio da mensuração da penetração e *gap*. Sabe-se que uma das falhas técnicas mais comuns em próteses implantossuportadas é o afrouxamento ou fratura do parafuso (JEMT *et al.*, 1991; DUNCAN *et al.*; 2003; ASSENZA *et al.*, 2005; NISSAN *et al.*, 2011; CHAAR *et al.*, 2011; PJETURSSON *et al.*, 2012; PAPASPYRIDAKOS *et al.*, 2012; HSU *et al.*, 2012; GRACIS *et al.*, 2012; SAILER *et al.*, 2012; JUNG *et al.*, 2012). A fratura do parafuso, usualmente precedida pelo afrouxamento, se dá por fadiga, processo iniciado por micro trincas e muito dependente das tensões e deslocamentos que atuam no parafuso (YOKOYAMA *et al.*, 2002). Trata-se de um evento indesejável que gera custos e desconforto ao clínico e paciente. Ainda, se não corrigido rapidamente, pode promover acúmulo bacteriano na interface desadaptada com consequente mucosite periimplantar.

Quando o *abutment* é parafusado ao implante por meio do torque no parafuso, tensões são geradas provocando um alongamento nesse parafuso. Essa tensão gera uma pré-carga, isto é, uma força de união (*clamping force*) entre o implante e o *abutment*, sendo responsável pela manutenção da estabilidade protética do sistema. Para que os componentes permaneçam unidos, a pré-carga deve ser maior que as forças que tendem a separar os componentes. A manutenção da pré-carga é dependente de vários fatores, como quantidade de torque, qualidade de fabricação das partes, lubrificação do parafuso e principalmente das cargas



externas que atuam no sistema da junta (*bolt-joint*) (BICKFORD, 2007b; WANG *et al.*, 2009). Estas podem diminuir a pré-carga no parafuso, contribuindo para afrouxamento ou deformação do mesmo (SAKAGUCHI e BORGERSEN, 1995; ALKAN *et al.*, 2004). Daí a importância de se comparar o comportamento dos parafusos das próteses parafusadas e cimentadas sob cargas. O presente estudo demonstrou valores de tensões no parafuso torqueado e de pré-carga semelhantes entre as próteses, o que era esperado, uma vez que os componentes do sistema da junta são basicamente os mesmos entre as duas próteses, além do valor do torque ter sido o mesmo. No entanto, quando a carga vertical foi aplicada na oclusal das próteses, houve diminuição do valor da tensão máxima no parafuso de ambos os modelos, como observado em outro estudo pelo método dos elementos finitos (ALKAN *et al.*, 2004), especialmente na prótese parafusada. Com isso, houve também redução no valor da pré-carga. Quando o sistema se encontra sob cargas axiais compressivas, é esperada uma diminuição das tensões no parafuso, devido à diminuição da fricção das roscas do parafuso em contato com a parede interna do implante, facilitando seu deslocamento rotacional, com conseqüente perda de pré-carga. Sob carga vertical, o valor máximo da tensão no parafuso diminuiu 23% na prótese parafusada e apenas 6% na cimentada e a pré-carga foi reduzida em 31% na parafusada e em 19% na cimentada. Na análise do deslocamento, notou-se na prótese parafusada uma maior penetração entre as roscas linguais do parafuso e a parede interna do implante. Já na prótese cimentada, constatou-se a maior penetração entre a base do *abutment* e o implante, coerente com a compressão que tende a unir os componentes da prótese. Na verificação do *gap*, a prótese parafusada mostrou os maiores deslocamentos na extensão lisa do *abutment* (*non-engaging feature*) que penetra no implante na região dos três lóbulos, enquanto na cimentada as maiores áreas foram observadas em uma faixa extensa na cervical do implante. O *gap* foi 118% maior na prótese parafusada. Interessante observar que praticamente não houve deslocamento do tipo *gap* entre a extensão do *abutment* da prótese cimentada e os lóbulos do implante, indicando a importância dos lóbulos antirrotacionais (*engaging feature*) do *abutment* para a estabilidade mecânica do conjunto. Tais situações observadas sob o carregamento vertical podem indicar um risco maior ao afrouxamento de parafusos nas próteses parafusadas, já que a pré-

carga foi menor comparada à prótese cimentada e o deslocamento se concentrou nas roscas do parafuso e no *abutment*, diferentemente da prótese cimentada.

Quando a carga oblíqua foi aplicada, foram verificadas tensões aumentadas no parafuso em até quase 300%, quando comparadas às tensões geradas pelo torque isolado. A carga oblíqua aplicada tende a deslocar o parafuso no sentido da carga, mas como ele se encontra engajado na estrutura interna do implante e *abutment*, é gerada uma tendência ao dobramento e deformação que indica um risco à fratura. A tensão máxima no parafuso da prótese parafusada foi 24% maior que o pico da prótese cimentada no carregamento oblíquo, sugerindo um risco maior de fratura. No estudo do deslocamento, observou-se um padrão bastante semelhante entre as próteses, com diferenças apenas na magnitude da penetração e do *gap*. Observou-se a penetração da face lingual da base do *abutment* na plataforma do implante, ao mesmo tempo da formação do *gap* entre o *abutment* e o implante na vestibular, coerente com a alavanca causada pela carga oblíqua aplicada no sentido vestibulo-lingual. A penetração na lingual e o *gap* vestibular foram 66% e 96% maiores respectivamente na prótese parafusada. Tal diferença na magnitude das tensões e dos deslocamentos também pode ser explicada pelo desenho da conexão do *abutment* dentro do implante. Parece que o travamento da conexão trilobulada *non-engaging* do *abutment* proporciona uma maior estabilidade mecânica com menores deslocamentos, sendo também capaz de distribuir melhor as tensões por todo o conjunto, minimizando as tensões no parafuso. Um estudo laboratorial, utilizando o mesmo sistema de implantes do presente trabalho, avaliou o efeito de se utilizar um *abutment* antirrotacional em próteses fixas esplintadas juntamente com *abutments* rotacionais. Demonstrou-se que a presença de um *abutment* antirrotacional na prótese aumentava significativamente a força necessária para a fratura do parafuso protético (DOGUS *et al.*, 2011).

Os resultados encontrados na presente simulação que indicam um comportamento mais favorável do parafuso da prótese cimentada podem se relacionar à literatura clínica que aponta uma frequência maior de complicações no parafuso em próteses parafusadas (DUNCAN *et al.*, 2003; ASSENZA *et al.*, 2005; NISSAN *et al.*, 2011; SAILER *et al.*, 2012). Com relação aos outros estudos mecânicos que compararam o comportamento das próteses cimentadas e parafusadas, o confronto com os resultados aqui observados é limitado, uma vez

que as técnicas utilizadas nesses trabalhos não permitiram a análise de tensões no parafuso, apenas uma visualização mais ampla e generalizada, especialmente no osso ou material que simulou o osso, além de não identificarem os deslocamentos (KIM *et al.*, 1999; PIETRABISSA *et al.*, 2000a; GUICHET *et al.*, 2000; HECKMANN *et al.* 2004; KARL *et al.*, 2006; KARL *et al.*, 2008; AKÇA *et al.*, 2009; PELLIZZER *et al.*, 2010; AGUIAR JR. *et al.*, 2012).

Ressalta-se que, caso o objetivo do estudo fosse apenas relatar valores absolutos dos picos de tensão, ambas as próteses não seriam consideradas seguras, pois o resultado obtido no parafuso para a carga oblíqua, 611 MPa para a parafusada e 490 MPa para a cimentada, supera o limite de escoamento do titânio, referenciado em 462 MPa (ALKAN *et al.*, 2004). Entretanto, as simplificações impostas aos modelos impede uma comparação direta entre o valor encontrado e o limite de resistência dos materiais. Como a prótese cimentada apresentou tensões menores e deslocamentos mais favoráveis, a mesma foi considerada biomecanicamente mais adequada comparada à prótese parafusada.

#### **7.4 Risco biológico: análise no tecido ósseo periimplantar**

Com relação ao risco de complicações biológicas, o presente estudo comparou os valores encontrados das tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  no osso periimplantar dos dois modelos, bem como o deslocamento - penetração e *gap* - entre o implante e o osso periimplantar. O desempenho satisfatório funcional e estético em longo prazo de uma reabilitação implantossuportada é condicionado à manutenção do tecido ósseo periimplantar. Do ponto de vista biomecânico, excluindo-se nesta discussão os aspectos relacionados à doença inflamatória induzida por bactérias (periimplantite), a preservação da estrutura óssea é dependente do grau de tensão e deformação ao qual o osso está sujeito. De acordo com a teoria do mecanostato (FROST, 1987; 2004), o osso é um tecido dinâmico capaz de se remodelar frente a um estímulo mecânico. Estímulos abaixo de certo limiar (50-100 micro deformações) poderiam provocar reabsorção óssea por desuso, estímulos dentro do limite fisiológico (1000-1500 micro deformações) remodelariam o osso a fim de preservá-lo, estímulos próximos ao limite fisiológico (3000 micro deformações) poderiam levar a uma hipertrofia óssea, e um limite bem acima,

considerado patológico (25000 micro deformações), resultaria em fratura (FROST, 2004). Portanto, o osso pode operar sob condições de altas cargas, sujeito a grandes tensões e deformações que podem até causar danos, já que ele possui um mecanismo complexo e ainda não totalmente compreendido de reparação (TAYLOR *et al.*, 2007). Obviamente, as cargas impostas à prótese e transmitidas ao implante ancorado ao osso devem resultar em tensões dentro de seu limite fisiológico, permitindo a manutenção e remodelação óssea. No entanto, os efeitos deletérios de excesso de carga e tensões no osso periimplantar já foram demonstrados. Estudos em animais mostraram que a sobrecarga oclusal é capaz de promover perda óssea periimplantar, levando até a falha total da osseointegração (ISIDOR, 1996; MIYATA *et al.*, 2000). Alguns estudos têm mostrado uma relação positiva entre força elevada de mordida, ou sobrecarga oclusal, e perda óssea periimplantar (QUIRYNEN *et al.*, 1992; GECKILI *et al.*, 2012). Todavia, ainda não se pode afirmar uma relação direta de causa e efeito entre sobrecarga oclusal, conseqüentemente grandes tensões, e falha do implante por total reabsorção óssea (ISIDOR, 2006). De qualquer forma, as tensões e deslocamentos devem ser minimizados buscando a diminuição de riscos de falhas.

A maneira de assentamento da prótese também influencia o comportamento das tensões no osso e os deslocamentos entre o osso e implante. Na análise desenvolvida, não se demonstrou a superioridade de nenhuma das próteses quando as tensões  $\sigma_1$ , predominantemente trativas, foram comparadas, uma vez que a diferença entre os valores dos picos de tensão foi de apenas 2% entre os modelos, considerando ambos os carregamentos. Na análise do deslocamento, os padrões sempre foram semelhantes entre as próteses. Sob carga vertical, em ambas as próteses, o maior ponto de penetração, sugerindo compressão, se localizou no ápice do implante, com valores absolutos pequenos. Já o *gap* se distribuiu pela cervical vestibular do implante, com os valores apenas 0,8% maiores na prótese parafusada. No carregamento oblíquo, o padrão do deslocamento também foi muito similar entre as próteses, com a maior penetração na lingual da plataforma do implante e o maior *gap* na vestibular. Nas roscas do implante, observou-se penetração em toda a área vestibular e *gap* na lingual, coerente com o sentido da carga. Os valores foram próximos, com diferenças em torno de 10% e com os valores absolutos de penetração bastante baixos. Por outro

lado, na análise das tensões  $\sigma_3$ , predominantemente compressivas, a prótese parafusada exibiu picos 28% maiores, levando-se em conta os carregamentos vertical (6%) e oblíquo (42%). Essa tensão maior no osso periimplantar ao redor da prótese parafusada também foi encontrada em outros estudos experimentais mecânicos comparativos (GUICHET *et al.*, 2000; KARL *et al.*, 2006; PELLIZZER *et al.*, 2010; AGUIAR JR. *et al.*, 2012). Pode ter havido uma influência positiva da camada de cimento, da separação do *abutment* da estrutura protética da prótese cimentada e do tipo de *abutment* na transferência das tensões, neste caso de tensões predominantemente compressivas, até o osso. No entanto, outros estudos comparativos mecânicos não encontraram diferenças entre os dois tipos de próteses com relação às tensões geradas (KIM *et al.*, 1999; PIETRABISSA *et al.*, 2000a; HECKMANN *et al.* 2004; KARL *et al.*, 2008; AKÇA *et al.*, 2009). Além disso, o menor risco à falha do osso nas próteses cimentadas quando sujeitas a tensões compressivas observado no presente estudo não encontra relação com achados clínicos relatados pela literatura. É importante ressaltar que os resultados de estudos clínicos obviamente também consideram o papel microbiológico na reabsorção óssea marginal periimplantar, além do possível efeito biomecânico. De qualquer forma, é importante tentar traçar um paralelo especulativo do resultado numérico com os achados clínicos. Enquanto apenas um estudo clínico reportou uma maior preservação do osso marginal ao redor de próteses parciais fixas cimentadas comparadas às parafusadas (NISSAN *et al.*, 2011), revisões sistemáticas e estudos clínicos de longo período não conseguiram observar diferenças no nível ósseo marginal periimplantar de próteses parafusadas e cimentadas, sejam elas unitárias ou parciais (JEMT, 2009; SHERIF *et al.*, 2011; JUNG *et al.*, 2012; de BRANDÃO *et al.*, 2013). Ainda, uma revisão sistemática recente relatou nível ósseo marginal superior para as próteses parafusadas (SAILER *et al.*, 2012). Além disso, alguns estudos reportaram uma resposta gengival superior das próteses parafusadas comparadas às cimentadas (WEBER *et al.*, 2006; SHERIF *et al.*, 2011). Provavelmente, a resposta óssea e gengival periimplantar mais favorável observada nesses estudos refere-se à ausência de cimento subgengival nas próteses parafusadas e não a algum fator biomecânico. Sabe-se que o excesso de cimento pode induzir periimplantite e conseqüente perda óssea marginal (THOMAS, 2009). Portanto, os resultados do deslocamento e da análise das tensões

predominantemente trativas do presente estudo que não apontaram vantagens para um tipo de prótese parecem ir ao encontro da maior parte dos estudos clínicos e mecânicos que não conseguem apontar, de forma definitiva, um tipo de prótese como superior ao outro no que se refere à manutenção do osso periimplantar.

Ressalta-se que, caso o objetivo do estudo fosse apenas relatar valores absolutos dos picos de tensão, ambas as próteses poderiam ser consideradas seguras, pois as tensões  $\sigma_1$  foram menores que o limite de resistência à tração do osso, e as tensões  $\sigma_3$  foram menores que o limite de resistência à compressão do osso. Entretanto, as simplificações impostas aos modelos impede uma comparação direta entre o valor encontrado e o limite de resistência dos materiais. Além disso, se avaliou o risco à reabsorção óssea e não o risco à fratura. Como os resultados foram muito próximos na avaliação das tensões  $\sigma_1$  e deslocamentos, considerou-se a prótese cimentada biomecanicamente mais favorável apenas quando analisadas as tensões  $\sigma_3$ .

## 7.5 Considerações gerais

Os resultados do presente trabalho confirmaram parcialmente a hipótese de que a prótese cimentada apresentaria comportamento biomecanicamente mais favorável. Do ponto de vista mecânico, tanto a análise das tensões como deslocamento demonstraram vantagens na prótese cimentada. Já na análise do risco de reabsorção óssea, as tensões predominantemente trativas e o deslocamento não puderam mostrar vantagens para uma determinada prótese, enquanto para as tensões predominantemente compressivas houve um comportamento superior da prótese cimentada. Tais fatos sugerem que o comportamento biomecânico distinto entre as próteses parafusadas e cimentadas iria além da simples questão da passividade de adaptação. A presença de um intermediário e uma camada de cimento entre o implante e a prótese, além da diferença da extensão do *abutment*, parece alterar favoravelmente o comportamento biomecânico das próteses cimentadas quando confrontadas às parafusadas, especialmente na parte da junção *abutment*-parafuso-implante. Um estudo de fotoelasticidade que comparou coroas unitárias parafusadas e cimentadas, ambas com adaptação precisa, também encontrou um padrão de tensão mais favorável nas

próteses cimentadas (AGUIAR Jr. *et al.*, 2012). Dentre os estudos que consideraram a desadaptação inerente ao processo de confecção das próteses, alguns também encontraram resultados superiores para as próteses cimentadas (GUICHET *et al.*, 2000; KARL *et al.*, 2006; PELLIZZER *et al.*, 2010), enquanto não houve diferenças em outros (KIM *et al.*, 1999; PIETRABISSA *et al.*, 2000a; HECKMANN *et al.* 2004; KARL *et al.*, 2008; AKÇA *et al.*, 2009). Em termos biológicos, as tensões predominantemente compressivas menores encontradas no osso poderiam indicar um comportamento mais favorável das próteses cimentadas, o que foi observado em um estudo clínico que mostrou menor perda óssea marginal nas próteses cimentadas (NISSAN *et al.*, 2011). Entretanto, a maior parte dos estudos clínicos comparativos que avaliaram a perda óssea marginal entre próteses cimentadas e parafusadas não encontrou resultados superiores para um dos tipos de prótese (JEMT, 2009; SHERIF *et al.*, 2011; JUNG *et al.*, 2012; de BRANDÃO *et al.*, 2013), o que corrobora o encontrado na análise das tensões trativas e de deslocamento do presente estudo, e o que poderia indicar que as tensões maiores observadas nas próteses parafusadas ainda estariam dentro do limite fisiológico reparador do osso. Ainda, uma revisão sistemática encontrou resultados superiores para o nível ósseo periimplantar para as próteses parafusadas (SAILER *et al.*, 2012), indicando, provavelmente, uma perda óssea periimplantar causada pela dificuldade na remoção de excesso de cimento subgingival nas próteses cimentadas. Portanto, ainda não se pode correlacionar as tensões menores observadas no osso periimplantar como uma vantagem biológica importante das próteses cimentadas. Com relação aos problemas mecânicos, a maior diminuição da pré-carga, a maior intensidade das tensões no parafuso sob carga oblíqua e o deslocamento maior e concentrado nas roscas do parafuso na carga vertical, podem indicar um risco maior ao afrouxamento de parafusos e outras complicações técnicas na prótese parafusada, o que é observado em estudos clínicos (DUNCAN *et al.*, 2003; NISSAN *et al.*, 2011; SAILER *et al.*, 2012; NODA *et al.*, 2013, em animais (ASSENZA *et al.*, 2005) e laboratorial (FREITAS *et al.*, 2011). Desta maneira, parece clara a relação entre o comportamento biomecânico menos favorável das próteses parafusadas e problemas técnicos mais frequentes, como afrouxamento e fratura dos parafusos protéticos.

## 8 CONCLUSÕES

Considerando o presente estudo, que comparou por meio do método dos elementos finitos 3D o comportamento biomecânico de próteses de três elementos parafusadas e cimentadas do sistema Replace (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), e dentro das limitações do método, pode-se concluir que:

- A carga vertical diminuiu de maneira mais intensa as tensões no parafuso, assim como a pré-carga na prótese parafusada.
- O parafuso da prótese parafusada exibiu maiores tensões sob carga oblíqua.
- O deslocamento entre as interfaces metálicas do sistema protético foi maior na prótese parafusada.
- No osso periimplantar a prótese parafusada exibiu maiores tensões  $\sigma_3$ , mas não houve diferença importante na análise das tensões  $\sigma_1$  e nos deslocamentos.



## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):347-59.

Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*. 1997 Jul;78(1):43-7.

Aguiar FA Jr, Tiozzi R, Macedo AP, Mattos MG, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(7 Suppl 1):2019-23.

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys*. 2009 Sep;31(7):758-63.

Al Nazer R, Lanovaz J, Kawalilak C, Johnston JD, Kontulainen S. Direct in vivo strain measurements in human bone-a systematic literature review. *J Biomech*. 2012 Jan 3;45(1):27-40.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):319-25.

---

<sup>1</sup> De acordo com o International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements ([http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)). Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados Medline – National Library of Medicine, EUA.

Andersson B, Odman P, Carlsson L, Branemark PI. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Spring;7(1):105-11.

Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont*. 1998 May-Jun;11(3):212-8.

de Araujo CRP. Formas e características das infraestruturas para próteses metalocerâmicas. In: Pegoraro LF, ed. *Prótese fixa*. Porto Alegre:Artes Médicas;1998. 205-312.

Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, Piattelli A. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol*. 2005;31(5):242-6.

Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. *J Periodontol*. 2012 Apr;83(4):491-7.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004 Jul-Aug;17(4):417-24.

Bal BT, Caglar A, Aydin C, Yilmaz H, Bankoglu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jan;28(1):e27-38.

Bickford JH. Basic concepts. In: Bickford JH, ed. *Introduction to the design and behavior of bolted joints*. 4<sup>th</sup> ed. Boca Raton:CRC Press;2007a. 1-9.

Bickford JH. Materials. In: Bickford JH, ed. Introduction to the design and behavior of bolted joints. 4<sup>th</sup> ed. Boca Raton: CRC Press; 2007b. 11-37.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996 Mar-Apr;9(2):149-60.

de Brandão ML, Vettore MV, Vidigal Júnior GM. Peri-implant bone loss in cement- and screw-retained prostheses: Systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2013 Mar;40(3):287-95.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.

Buser DA, Schroeder A, Sutter F, Lang NP. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988 Fall;3(3):173-81.

Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999 Jun;13:99-119.

Çaglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):36-44.

Carlsson GE. Early in contrast to recent methods to evaluate masticatory function in implant patients. *J Prosthodont Res*. 2012 Jan;56(1):3-10.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500-9.

Carvalho Silva G, Cornacchia TPM, Las Casas EB, Magalhães CS, Moreira AN. A method for obtaining a three-dimensional geometric model of dental implants for analysis via the finite element method. *Implant Dent*. 2013 Jun;22(3):309-314.

Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011 Sep;38(9):697-711.

Doblaré M, García JM, Gómez MJ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics.* 2004;71(13-14):1809-40.

Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, Griggs JA. Effect of engaging abutment position in implant-borne, screw-retained three-unit fixed cantilevered prostheses. *J Prosthodont.* 2011 Jul;20(5):348-54..

Doring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):198-209.

Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Mar-Apr;18(2):273-8.

Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002 Jan;87(1):112-4.

Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jul-Aug;18(4):561-5.

Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(3):150-8.

Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003 Nov-Dec;16(6):602-8.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci*. 2011 Aug;119(4):323-30.

Frost HM. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporosis and the bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. *Bone Miner*. 1987;2(2):73-85.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004 Feb;74(1):3-15.

Geckili O, Mumcu E, Bilhan H. The effect of maximum bite force, implant number, and attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May;14 Suppl 1:e91-7.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vultvon Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997 Jan;77(1):28-35.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):466-73.

Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul-Aug;27(4):894-904.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun;7(2):143-52.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Spring;6(1):29-36.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Fall;6(3):270-6.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Aug;9(4):272-80.

Jemt T. Cemented CeraOne and porcelain fused to TiAdapt abutment single-implant crown restorations: A 10-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec;11(4):303-10.

Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 May;14 Suppl 1:e175-82.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:2-21.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;15(1):20-4.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2008 Jan;17(1):3-8.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009 Jun;17(2):50-7.

Keaveny TM. Strength of trabecular bone. In: Cowin SC, ed. *Bone mechanics handbook*. 2<sup>nd</sup> ed. Boca Raton: CRC Press;2001. 16:1-16:42.

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 May-Jun;14(3):369-78.

Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Aug;9(4):209-17.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent*. 1999;8(2):141-51.

Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, Lee YM, Ku Y, Wikesjö UM, Rhyu IC. The effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *J Periodontol*. 2012 Sep;83(9):1104-9.

Krishnamurthy N. Finite element method. In: Geng J, Yan W, Xu W, eds. *Application of the finite element method in implant dentistry*. Berlin: Springer;2008. 1-48.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002 Mar;11(1):30-40.

Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*. 2010 Feb;19(1):8-15.

Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence: Chicago;1985. 199-210.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988 Fall;3(3):183-9.



Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J 3rd. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Summer;4(2):147-52.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):597-609.

Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech*. 2010 Jan 19;43(2):287-93.

Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Dec;7(4):329-36.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial*. 2006;11(2):35-43.

Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997 Feb;83(2):198-205.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):719-28.

Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995 Nov-Dec;7(9):15-8.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):425-31.

Miyamoto Y, Obama T. Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial bone thickness in maxillary anterior implants: comparing immediate and delayed implant placement. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011 Jun;31(3):215-25.

Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Sep-Oct;26(5):1102-7.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Feb;17(1):67-74.

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics. *Comput Methods Programs Biomed*. 2010 Nov;100(2):158-65.

Noda K, Arakawa H, Maekawa K, Hara ES, Yamazaki S, Kimura-Ono A, Sonoyama W, Minakuchi H, Matsuka Y, Kuboki T. Identification of risk factors for fracture of veneering materials and screw loosening of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases. *J Oral Rehabil*. 2013 Mar;40(3):214-20.

Nobel Biocare. Our company. Disponível em: <http://corporate.nobelbiocare.com/en/our-company/Nobel-Biocare-at-a-glance/default.aspx>. Acesso em: 04 de fev. 2013.

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Dec;12(6):648-57.

Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent*. 2009 Jan;37(1):52-8.

Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Suárez-García MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent.* 2012 Feb;40(2):123-30.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jan-Feb;27(1):102-10.

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Nov-Dec;14(6):865-8.

Pellizzer EP, Tonella BP, Ferração R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg.* 2010 Jul;21(4):1110-3.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001 Sep;72(9):1146-50.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2000a Oct;11(5):448-57.

Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech.* 2000b Nov;33(11):1489-95.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:22-38.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Sep;3(3):104-11.

Reher VGS. Grupo dos molares. In: Teixeira LMS, Reher P, Reher VGS. *Anatomia aplicada à odontologia.* Rio de Janeiro:Guanabara Koogan; 2001. 292-304.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301.

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):295-302.

Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-Garcia A, Gomez S. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010 May 1;15(3):e504-8.

Schwedhelm ER, Lepe X, Aw TC. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2003 Jan;89(1):89-90.

Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clin Oral Investig.* 2011 Dec;15(6):993-9

Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implanto-suportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News*. 2008;5(4):393-97.

Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):645-9.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.

Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Accuracy of elastic property measurement in mandibular cortical bone is improved by using cylindrical specimens. *J Biomech Eng*. 2002 Dec;124(6):714-23.

Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP, Flach M. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res*. 2012 Dec;91(12):1184-9.

Taylor D, Hazenberg JG, Lee TC. Living with cracks: damage and repair in human bone. *Nat Mater*. 2007 Apr;6(4):263-8.

Taylor RC, Ghoneim AS, McGlumphy EA. An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses. *J Oral Implantol*. 2004;30(6):384-5.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):66-75.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2002 Jul;88(1):89-95.

Thomas GW. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*. 2009 Sep;80(9):1388-92.

Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res.* 1971 Jan-Feb;50(1):149-54.

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):532-7.

Tosches NA, Brägger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jan;20(1):79-86.

Valbao FP Jr, Perez EG, Breda M. Alternative method for retention and removal of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2001 Aug;86(2):181-3.

Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):123-36.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-70.

Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Mar-Apr;19(2):260-5.

Waerhaug J. Effect of rough surfaces upon gingival tissue. *J Dent Res.* 1956 Apr;35(2):323-5.

Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009 Jun;101(6):359-71.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Jul-Aug; 9(4): 405-11.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Aug;17(4):375-9.

Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. 2002 Jun;23(12):2459-65.

Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater*. 2007 Mar;23(3):296-301.