LUIZ VICENTE DE MOURA LOPES

Avaliação das distribuições de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila, durante a fase de retração anterior por deslizamento, na mecânica ortodôntica

São Paulo
2011

LUIZ VICENTE DE MOURA LOPES

Avaliação das distribuições de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila, durante a fase de retração anterior por deslizamento, na mecânica ortodôntica

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez Morea

São Paulo

2011

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lopes LVM. Avaliação das distribuições de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila durante a fase de retração anterior por deslizamento, na mecânica ortodôntica. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2011

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pois sem fé e sem crença somos indivíduos sem rumos nessa vida.

Aos meus amados pais, **Vicente Lopes e Maria Cristina**, que são meus alicerces de vida. Exemplos de sucesso profissional e familiar. A eles devo muito mais do que somente minha educação, devo meu caráter, minha essência, meu Ser.

A minha amada esposa **Simone**, que sempre está com seu enorme coração aberto. Seu amor constante e sua palavra amiga me fazem seguir em frente. Obrigado pela sua compreensão nos momentos de ausência. Essa vitória é nossa.

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos, **Heloisa e Guilherme**, os quais acompanharam essa etapa da minha vida, sempre torcendo e acreditando em mim. Obrigado por vocês existirem.

Aos meus sobrinhos, **Gabriel, Rafaela, Renzo e Roberta**, por me fazerem lembrar desse lado criança que existe dentro de mim.

A minha tia, **Maria Elizabeth**, pela sua força e energia transmitida a mim durante essa fase.

A minha vó, **Maria Vitória**, pela sua preocupação e ajuda.

À **Profª. Drª. Gladys Cristina Dominguez Morea**, pela orientação e amizade. Seu dom, na arte de orientar, é um exemplo a ser seguido. Obrigado pelos momentos em que me estendeu a mão e pelos momentos em que foi obrigada a me dar limites. Impressionante foi observar a sua alegria durante cada etapa vencida durante esse processo. Graças a seus ensinamentos, estou pronto a seguir meu caminho na docência. Foi um privilégio receber sua orientação e amizade.

Ao **Prof. Dr. Júlio Wilson Vigorito**, pelo exemplo de coordenação e chefia e por me proporcionar o prazer de sua convivência.

Ao **Prof. Dr. João Batista de Paiva**, pela forma como conduz o departamento de Ortodontia e Odontopediatria. Seu empenho e compromisso moral são marcantes.

Ao **Prof. Dr. Jorge Abrão**, pela amizade e pelos ensinamentos transmitidos.

À **Profª. Drª. Solange Mongelli de Fantini**, por me transmitir sua visão extremamente detalhista da Ortodontia.

Ao **Prof Dr. José Rino Neto**, pela amizade e por dividir sua vasta experiência clínica de forma transparente.

Ao **Prof. Dr. André Tortamano**, pela amizade e conhecimentos clínicos transmitidos.

À **Profª. Drª. Lylian Kanashiro**, pelas orientações e preparações necessárias durante a graduação.

Aos meus colegas de mestrado**:**

A **Annelise N. C. Ribeiro**, pela amizade e por ser a referência que precisava ao longo do curso.

A **Carolina Pedrinha de Almeida**, pela amizade, carinho e confiança.

A **Edson Ilipronti Filho**, pelos momentos de incentivo e amizade.

Aos colegas de doutorado:

A **Priscila Chibebe Catharino**, pela amizade intensa e pela pessoa solicita que sempre é.

A **Siddhartha U. Silva**, pelo convívio fraterno e pela sólida amizade construída.

A **Tarcila Triviño Vidonscki**, por não medir esforços para me ajudar em tudo que estava ao seu alcance.

Aos demais colegas de doutorado: **Ana Cristina S. Santos, Fábio de A. Vigorito, e Soo Young Weffort**, por tornarem o ambiente de trabalho prazeroso.

Aos **estagiários** presentes em todas as clínicas, pela ajuda e atenção proporcionadas.

Aos colegas do mestrado antigo **André Abrão, Hiroshi Miasiro Júnior e Miguel Attizzani**, pela receptividade.

Aos funcionários do Departemento de Ortodontia e Odontopediatria da FOUSP **Viviane Passiano, Edna de Souza, Marinalva de Jesus, Antonio Edílson Rodrigues e Ronaldo Carvalho**, por fazerem do Departemento um ambiente familiar e se mostrarem extremamente prestativos e eficientes em suas funções.

À bibliotecária **Glauci E. D. Fidelis**, pela revisão desse trabalho de acordo com as normas da FOUSP.

Aos Prof. Dr. **Alexandre Moro e Ricardo Moresca,** os quais desde a época de graduação me acompanham na minha jornada profissional, acreditando em mim e me incentivando. Pessoas as quais aprendi não só Ortodontia, como postura profissional e competência.

À Prof**ª. Gilda Lück,** pela revisão da língua portuguesa.

Ao Instituto de Documentação Ortodôntica e Radiodiagnóstico - **INDOR– SP**, por gentilmente ceder a tomografia utilizada nesse estudo.

Aos engenheiros da empresa **Simce,** no auxílio do desenvolvimento desse trabalho.

Lopes LVM. Avaliação das distribuições de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila durante a fase de retração anterior por deslizamento, na mecânica ortodôntica. [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar, por meio do método dos elementos finitos, como ocorreram as distribuições de tensões nos dentes, osso e aparelho ortodôntico, durante a fase de retração por deslizamento (150g), em um caso com extrações. Simularam-se duas posições do gancho (mesial e distal de canino), duas alturas do gancho (4 e 9mm) e duas alturas posteriores (gancho do tubo do molar e no mini-implante, a 9mm do arco). A amostra consistiu do corte axial da TCFC, de uma mulher de 17 anos de idade, com dentes bem nivelados. Foi desenvolvido um modelo 3D, da geometria da hemi-maxila direita e um modelo numérico, para obter os regimes de tensões e deformações gerados em um sistema de movimentação ortodôntica, por meio do *software ANSYS*® versão 12.0. Os sólidos dos braquetes e do fio ortodôntico foram incluídos a partir das dimensões fornecidas pelo fabricante. A montagem de todos os componentes foi feita por meio do *SolidWorks 2009 SP4.1.* A partir do cálculo das respostas do modelo, às cargas a que foi submetido, verificou-se que, os dentes que sofreram maiores concentrações de tensões foram os justapostos aos ganchos, sendo mais intensas as do gancho mesial, particularmente nos incisivos laterais. Embora, a solicitação de tensões no arco tenha sido semelhante em todos os modelos, na posição distal do gancho, houve maior concentração de tensões na extensão imediatamente distal. Os modelos com ganchos de 4mm, diferente aos de 9mm, apresentaram distribuições de tensões mais uniformes, causando menos estresse aos dentes e osso e semelhante ao arco. O modelo com vetor de força direcionado do gancho da mesial do canino ao mini-implante foi o único que mostrou variações, mostrando distribuições de forças mais elevadas na região anterior e posterior ao ser comparado com o vetor de força direcionado ao tubo do primeiro molar.

Palavras-chave: Retração por Deslizamento . Método dos Elementos Finitos . Ancoragem Ortodôntica.

Lopes LVM. Evaluation of the tensions distributions, using the finite element analysis, in an hemi-maxilla during a sliding anterior retraction , in an orthodontic mechanics [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, by means of finite element analysis, the tensions distrubutions on the teeth, bone and orthodontic appliance, during en-masse retraction sliding mechanics (150g), in an extraction case. It was taken into account two hook positions (mesial and distal to the canine), two hook heights (4mm and 9mm) and two posterior heights (the first molar tube and the mini-implant, located 9mm from the archwire). The sample of this study consisted of an axial cut realized in a cone beam computed tomography of a 17 years old woman with leveling teeh. It was developed a 3D computed model of a right hemi-maxilla and a computed-numerical model capable of getting the systems tensions and deformations generated from an orthodontic moviment system, through a finite element software, *ANSYS*® 12.0. Observing manufactores specifications, brakets and archwire solids were included in this solid geometric model. The assembly of all componentes were made though the *SolidWorks 2009 SP4.1* software. The loads model responses were calculated. The bigger concentration of tension were on the teeth located between the hook. The model with the mesial hook, suffered more intense tensions, mainly on lateral incisors. Although, the tensions request on the archwire were similars in all models, when the hook was located distaly, there were more intense tensions in its immediately distal extension. The 4mm hook models, compared with the 9mm, presented more uniform tensions distribution causing less stress to the teeth and bone and similar to the archwire. The only model that demonstrated variations, was the model with the vector force from the mesial hook and to the mini-implant. This model, demostrated higher tensions distributions on the anterior and posterior region if compared to the first molar tube vector force.

Keywords: Sliding Mechanics . Finite Element Analysis . Orthodontics Anchorage.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1a - Vista coronal da tomografia..... 39

Figura 4.1b - Vista axial da tomografia..... 39

Figura 4.1c - Vista sagital da tomografia..... 39

Figura 4.1d - Seleção do primeiro pré-molar em várias imagens de tomografia..... 39

Figura 4.2a - Primeira renderização do primeiro pré-molar..... 40

Figura 4.2b - Primeira suavização do primeiro pré-molar..... 40

Figura 4.2c - Segunda suavização do primeiro pré-molar..... 41

Figura 4.3a - Imagem final do incisivo central..... 42

Figura 4.3b - Imagem final do incisivo lateral..... 42

Figura 4.3c - Imagem final do canino..... 42

Figura 4.3d - Imagem final do segundo pré-molar..... 43

Figura 4.3e - Imagem final do primeiro molar..... 43

Figura 4.3f - Imagem final do segundo molar..... 43

Figura 4.4a - Hemi-maxila em escala (osso trabecular)..... 45

Figura 4.4b - Corpos sobrepostos para a operação de subtração..... 45

Figura 4.4c - Osso cortical..... 45

Figura 4.4d –Alvéolosdentários..... 46

Figura 4.4e - Hemi-maxila – vista frontal..... 46

Figura 4.4f - Hemi-maxila – vista oclusal..... 47

Figura 4.4g - Hemi-maxila – vista lateral..... 47

Figura 4.5 - Materiais que foram utilizados para mensuração da geometria dos braquetes A = paquímetro digital e B = microscópio digital..... 48

Figura 4.6a - Braquete do incisivo central..... 48

Figura 4.6b - Braquete do incisivo lateral..... 48

Figura 4.6c - Braquete do1º pré-molar..... 49

Figura 4.6d - Braquete do 2º pré-molar..... 49

Figura 4.6e - Tubo do primeiro molar..... 49

Figura 4.6f - Tubo do segundo molar..... 49

Figura 4.7a - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista frontal..... 50

Figura 4.7b - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista oclusal..... 50

Figura 4.7c - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista lateral..... 50

Figura 4.8a - Gancho de 4mm de altura, posicionado na mesial e distal do canino..... 51

Figura 4.8b - Gancho de 9mm de altura posicionado na mesial e distal do canino..... 51

Figura 4.9a - Vista geral da malha de elementos finitos..... 55

Figura 4.9b - Vista detalhada da malha de incisivos e caninos..... 55

Figura 4.10a - Vista geral da malha de elementos finitos..... 56

Figura 4.10b - Vista detalhada da malha de elementos finitos..... 56

Figura 4.11a - Vista geral da malha de elementos finitos..... 57

Figura 4.11b - Vista detalhada da malha de elementos finitos..... 57

Figura 4.12a - Vista geral da malha de elementos finitos..... 58

Figura 4.12b - Vista detalhada da malha de elementos finitos..... 58

Figura 4.13 - Visualização de aplicação de força no gancho de 9mm..... 59

Figura 5.1 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,94N, 1,1N e 0,26N..... 62

Figura 5.2 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)..... 62

Figura 5.3 - Representação das Tensões de Von Mises..... 63

Figura 5.4a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X,Y e Z)..... 63

Figura 5.4b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 64

Figura 5.4c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 64

Figura 5.4d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 65

Figura 5.5a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão..... 65

Figura 5.5b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 66

Figura 5.6a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde claro com pontos azuis representam áreas de tração..... 66

Figura 5.6b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas nos alvéolos dentários. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 67

Figura 5.7 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,961N, 1,111N e 0,06N..... 67

Figura 5.8 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)..... 68

Figura 5.9 - Representação das Tensões de Von Mises..... 68

Figura 5.10a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 69

Figura 5.10b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 69

Figura 5.10c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 70

Figura 5.10d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 70

Figura 5.11a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão..... 71

Figura 5.11b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 71

Figura 5.12a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração..... 72

Figura 5.12b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 72

Figura 5.13 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,961N, 1,111N e 0,26N..... 73

Figura 5.14 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)..... 73

Figura 5.15 - Representação das Tensões de Von Mises..... 74

Figura 5.16a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 74

Figura 5.16b - Avaliação espacial do deslocamento no plano X (transversal)..... 75

Figura 5.16c - Avaliação espacial do deslocamento no plano Y (sagital)..... 75

Figura 5.16d - Avaliação espacial do deslocamento no plano Z (vertical).... 76

Figura 5.17a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a coloração verde com pontos amarelos representam áreas de compressão.. 76

Figura 5.17b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 77

Figura 5.18a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração..... 77

Figura 5.18b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 78

Figura 5.19 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,948N, 1,106N e - 0,2N 78

Figura 5.20 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)..... 79

Figura 5.21 - Representação das Tensões de Von Mises..... 79

Figura 5.22a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 80

Figura 5.22b - Avaliação espacial do deslocamento no plano X (transversal)..... 80

Figura 5.22c - Avaliação espacial do deslocamento no plano Y (sagital)..... 81

Figura 5.22d - Avaliação espacial do deslocamento no plano Z (vertical).... 81

Figura 5.23a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a coloração verde claro com pontos amarelos representam áreas de compressão..... 82

Figura 5.23b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 82

Figura 5.24a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas..... 83

Figura 5.24b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 83

Figura 5.25 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,58N, 1,31N e 0,33N 92

Figura 5.26 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)..... 92

Figura 5.27 - Representação das Tensões de Von Mises..... 93

Figura 5.28a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 93

Figura 5.28b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 94

Figura 5.28c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 94

Figura 5.28d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 95

Figura 5.29a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos representam áreas de compressão..... 95

Figura 5.29b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares - Vista axial. Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 96

Figura 5.30a - Hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração..... 96

Figura 5.30b - Hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas.... 97

Figura 5.31 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,6N, 1,341N e 0,06N 97

Figura 5.32 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)..... 98

Figura 5.33 - Representação das Tensões de Von Mises..... 98

Figura 5.34a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 99

Figura 5.34b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 99

Figura 5.34c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 100

Figura 5.34d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 100

Figura 5.35a – Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos representam áreas de compressão..... 100

Figura 5.35b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares - Vista axial. Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 101

Figura 5.36a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis representam áreas de tração..... 101

Figura 5.36b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 102

Figura 5.37 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,6N, 1,332N e 0,17N 103

Figura 5.38 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)..... 104

Figura 5.39 - Representação das Tensões de Von Mises..... 104

Figura 5.40a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 105

Figura 5.40b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 105

Figura 5.40c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 106

Figura 5.40d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 106

Figura 5.41a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos representam áreas de compressão..... 107

Figura 5.41b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares- Vista axial. Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 107

Figura 5.42a - Hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração..... 108

Figura 5.42b - Hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 108

Figura 5.43 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,572N, 1,331N e 0,25N..... 109

Figura 5.44 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)..... 109

Figura 5.45 - Representação das Tensões de Von Mises..... 110

Figura 5.46a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)..... 110

Figura 5.46b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal) 111

Figura 5.46c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)..... 111

Figura 5.46d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)..... 112

Figura 5.47a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos representam áreas de compressão..... 112

Figura 5.47b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais máximas nas regiões alveolares - vista axial. Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 113

Figura 5.48a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: tensões principais mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis representam áreas de tração..... 113

Figura 5.48b - Representação somente da hemi-maxila: tensões principais mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas..... 114

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 20
2 REVISÃO DA LITERATURA 22
3 PROPOSIÇÃO 34
4 MATERIAIS E MÉTODOS 35
4.1 MATERIAIS 35
4.2 MÉTODOS 36
5 RESULTADOS 61
6 DISCUSSÃO 123
7 CONCLUSÕES 133
REFERÊNCIAS 134
ANEXOS 140

1 INTRODUÇÃO

Aprimorar o estudo e entendimento da mecânica ortodôntica é de vital importância, porque permite planejar a forma mais vantajosa para obter a movimentação dentária requerida em cada caso a ser tratado.

O desenvolvimento de novas tecnologias possibilita hoje, simular, por meio de computadores, situações clínicas reais, que podem ser estudadas em vários aspectos, inclusive criando situações semelhantes, para serem comparadas com a original. Muito embora, estes recursos representem uma ferramenta prezada, exigem de conhecimento específico, para serem manipulados e analisados, o que exige aos investigadores, um esforço adicional, implicando entrar em um âmbito de entendimento, distante do habitual. Uma delas é o método de análise dos elementos finitos (MEF), que permite realizar um modelo 3D de sólidos geométricos com superfícies muito irregulares, como uma maxila. Para tanto, utiliza-se cálculos matemáticos extremamente complexos, incapazes de serem realizados sem o auxílio de computadores. Independente do *software* do MEF a ser utilizado, as propriedades dos materiais do sólido em questão, como o módulo de eslasticidade e o coeficiente de Poisson, devem ser inseridos. Como resultado, o MEF fornece, por meio de escala de cores, a análise de distribuições de tensões que ocorrem no sólido estudado, permitindo a visualização de regiões que sofrem maior estresse, durante a aplicação de uma determinada força.

Estudos relacionando a Odontologia, mais precisamente a Ortodontia, por meio do MEF estão se intensificando nos últimos anos e têm um grande potencial para se tornar um artifício no auxílio do tratamento de casos clínicos, na área da saúde.

Vários autores[1,2,3,4] fazem uso da mecânica por deslizamento, utilizada na fase de retração do tratamento ortodôntico, em casos com extrações. Conhecer como ocorre a distribuição de força durante essa etapa do tratamento faz-se necessário. A compreensão dos fenômenos físicos, químicos e biológicos envolvidos em um tratamento ortodôntico e nos planejamentos e ajustes a serem empregados, permitem um melhor domínio da mecânica aplicada, bem como a minimização dos efeitos colaterais inoportunos, eventualmente produzidos durante o tratamento.

Revisando a literatura especializada encontrou-se diferentes propostas a serem empregadas associadas à mecânica por deslizamento. Entre elas, as variações nas posições e alturas dos pontos de aplicação de forças, o que levam a questionar se existem combinações ideais para tornar a mecânica mais eficiente.

A grande preocupação do presente estudo foi tentar obter um entendimento mais apurado de como ocorre em uma hemi-maxila a distribuição de tensões de força e deformação ao longo dela, dos seus elementos dentários, osso e arco ortodôntico, durante a fase de retração anterior. Para isso, desenvolveu-se um sistema computacional 3D de uma hemi-maxila e de seus elementos dentários, a partir de uma tomografia computadorizada.

O trabalho visou idientificar vantagens entre as variações das origens dos vetores de força, para analisar a possibilidade de que estas, sejam colocadas em prática em situações clínicas reais, visando um maior controle mecânico por parte do ortodontista e um maior conforto por parte do paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 HISTÓRICO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Um estudo[1] relatou que o desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) teve suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Devido à dificuldade e à limitação existente no processamento de equações algébricas, o desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas. Em 1956, Turner, Clough, Martins e Topp, trabalhando em um projeto de aeronaves para a Boeing, propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de Método dos Elementos Finitos, descrevendo-o. A partir de então, seu desenvolvimento foi exponencial, sendo aplicado em diversas áreas da Engenharia, Medicina, Odontologia e áreas afins.

Alguns autores[5,6] escreveram que o MEF é utilizado há algum tempo em experimentos relacionados à Odontologia, em diversas especialidades, sendo a sua aplicação na Ortodontia de grande utilidade. O estudo do efeito da carga (força) aplicada ao dente apresenta grande interesse científico e pode ser encontrado em diversos trabalhos, envolvendo metodologias variadas.

2.2 CONCEITOS BÁSICOS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Um autor[6] descreveram que o método dos elementos finitos possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como os dentes e os diversos biomateriais usados em Ortodontia, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em

qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário, ou ao tecido analisado.

Além disso, outro estudo[7] constatou que se torna primordial que os ortodontistas clínicos conheçam os conceitos básicos do MEF para que os resultados das crescentes pesquisas, possam ser mais bem entendidos, interpretados e empregados no diagnóstico, planejamento e tratamento das maloclusões.

Ele também faz relatos, quanto às propriedades do modelo experimental, que uma característica de fundamental importância é o comportamento dos materiais frente a uma deformação. Nessas situações podem ocorrer fenômenos elásticos não-lineares, fenômenos plásticos, fenômenos elasto-plásticos, fenômenos viscoelástcos e fenômenos viscoplásticos. O movimento dentário se encaixa dentro dos fenômenos viscoplásticos, ou seja, ocorre deformação e o retorno à origem é considerado dependente do tempo, e após a remoção da força ele não retorna completamente a sua posição de origem.

Desta forma, estudos incluindo as propriedades viscoplásticas que consideram o fator tempo seriam ideais (principalmente as do ligamento periodontal), entretanto, não se conhecem plenamente estas características, limitando sua aplicação. Para a realização de uma pesquisa com estas características, seria necessário realizar estudos sistemáticos e precisos *in vivo* para determinar estas propriedades com precisão e validade, entretanto, os métodos existentes são invasivos. Por estes motivos, a maioria dos trabalhos utilizam apenas modelos linearmente elásticos em suas análises.

A utilização destes tipos de modelos, para determinado autor[8] permite apenas a avaliação do deslocamento inicial dos dentes (antes de ocorrer os fenômenos celulares levando à remodelação óssea), ou seja, sua tendência de movimento, desconsiderando o fator tempo.

Além destas propriedades de elasticidade, os materiais podem ser considerados como: isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos, segundo alguns autores[9,10]. Um material isotrópico significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas, em todas as direções, em um mesmo ponto do elemento estrutural. Em um material ortotrópico, suas propriedades mecânicas são as mesmas, em duas direções, e diferentes em uma terceira, enquanto em um material anisotrópico, as

propriedades diferem em todas as direções.

Por fim, determina-se o Coeficiente de Poisson e o Módulo de Young (Elasticidade) das estruturas. O Coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial, e o Módulo de Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material.

Dependendo do objetivo da pesquisa, nem sempre é necessário separar todas estas estruturas em um modelo experimental. Um autor[11] relataram que a polpa apresenta um suporte muito pequeno à carga e os valores de suas propriedades poderiam ser desconsiderados quando comparados aos dos outros tecidos. Portanto, sua modelagem não resultaria em diferenças significantes no resultado, não justificando sua inclusão na maioria dos casos. A divisão entre osso cortical e esponjoso também já foi discutida na literatura e chegou-se a conclusão que as alterações dos resultados, considerando ou não esta divisão, são muito pequenas, permitindo a simplificação do modelo em apenas um tipo de osso alveolar.

2.3 APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM ODONTOLOGIA

Um estudo[12] analisou os níveis de tensões que ocorrem nos dentes e estruturas de suporte de uma prótese fixa e como a adição de múltiplos dentes de suporte na prótese fixa pode modificar os níveis de tensões. Para tanto, foi utilizado o MEF. Os autores concluíram que mesmo aumentando o número de dentes de suporte, não ocorre uma redução na distribuição de tensões no periodonto.

Um autor[13] realizaram um estudo investigando as interações biomecânicas em próteses parciais fixas implanto-dento-suportadas, em diferentes condições mastigatórias, com número variado de dentes na prótese e utilizando-se de diferentes conectores (rígido e não rígido), por meio do MEF. Os autores concluíram que a variação da direção da carga mastigatória é o principal fator que afeta a tensão de distribuição de forças nos diferentes componentes.

Outro autor[3] estudaram a distribuição de tensões de forças, por meio do MEF, que ocorrem na prótese, no conector, no implante e no osso alveolar de suporte,

utilizando duas marcas comerciais diferentes de implante. A primeira marca consistia em um implante cilíndrico com conector hexagonal e a segunda marca apresentava um implante cônico com conector cônico. Como resultado, foi relatado que o implante cilíndrico com conector hexagonal obteve uma melhor distribuição de forças na prótese e no osso alveolar, enquanto que o implante cônico com conector cônico obteve uma melhor distribuição de forças sobre o conector.

Um autor[14] estudou por meio do MEF, a distribuição de tensões ao redor do osso que envolve os implantes que suportam uma prótese totalmente implanto-suportada, em uma mandíbula, segundo dois tipos diferentes de padrão oclusal: guia dos caninos e oclusão balanceada. O autor concluiu que: a oclusão balanceada apresentou distribuições de tensões mais homogêneas, os implantes posicionados mais distalmente foram os mais solicitados e o lado de trabalho absorveu maior concentração de tensões em ambas as simulações.

Um estudo[2] analisou, por meio do MEF, a tensão de distribuição de forças máximas na raiz dentária, utilizando pinos intra radiculares com diferentes módulos elásticos e submetidos a diferentes cargas mastigatórias, variando a direção entre 0º, 45º e 90º em relação ao longo eixo do pino intra radicular. Como resultado os autores encontraram que a tensão de força máxima gerada na raiz foi dependente da direção de força aplicada. Aos 45º e 90º ficaram registradas as menores tensões de força e a 0º ficaram registrados os valores mais altos, principalmente na região apical, sugerindo uma fratura radicular vertical.

Um autor[15] investigaram, por meio do MEF, a hipótese que a presença de pino intra radicular aumenta o risco de fratura vertical da raiz, nos pré-molares superiores, somente em casos em que o pino e a raiz não estão unidos. Também investigaram a hipótese do aumento do risco de fratura em casos em que o término do pino coincide com o menor diâmetro mesio-distal dos pré-molares superiores. A primeira hipótese foi parcialmente confirmada, uma vez que apresentaram baixa distribuição de tensão em alguns casos e a segunda hipótese foi totalmente confirmada.

Outro autor[16] relataram em seu estudo os benefícios dos modelos 3D na análise do MEF gerados por meio de tomografias computadorizadas, assim como a fidelidade da realidade reproduzida das estruturas orais do paciente, sugerindo o seu aceite clínico e fisiológico por parte dos clínicos e pesquisadores.

2.4 APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM ORTODONTIA

Diversos são os trabalhos encontrados na literatura utilizando o Método dos Elementos Finitos, como descritos abaixo.

Um autor[17] utilizaram técnicas histológicas e matemáticas (MEF) em um mesmo objeto de estudo, com o intuito de comparar os resultados, e encontraram similaridade entre as metodologias aplicadas. Além disso, os autores afirmaram que os resultados de uma análise tridimensional, quando comparada com uma bidimensional, foram melhor elucidados. Um modelo tridimensional permite uma avaliação dos três planos do espaço, e, como os movimentos ortodônticos são muito complexos, uma avaliação mais precisa dos resultados pode ser obtida.

Um exemplo interessante das aplicações do MEF pode ser constatado em um estudo, em que o autor[18] modelaram um incisivo central, seu respectivo ligamento periodontal e osso alveolar para o estudo da distribuição das tensões nestas estruturas, após a aplicação de uma força. Por meio deste método foi possível variar a altura do osso alveolar, simulando diferentes níveis de suporte periodontal, e comparar os resultados com diferentes comprimentos de raiz do mesmo elemento dentário, demonstrando a versatilidade do MEF em pesquisas científicas.

Um estudo[19] investigou por meio do MEF, utilizando um modelo em 3D, as respostas biomecânicas de um canino superior submetido à aplicação de forças em sua coroa. A investigação demonstrou que informações quantitativas em relação ao deslocamento inicial deste elemento dentário, além da distribuição das tensões ao seu redor, podem ser previstas de forma precisa e utilizadas para avaliar as respostas do tratamento ortodôntico. Os autores justificaram a hipótese de um comportamento linearmente elástico dos materiais, ou seja, o material deforma-se seguindo um padrão e é capaz de voltar à sua condição de origem. Portanto, somente o deslocamento inicial é avaliado, uma vez que, o fator tempo não tem como ser considerado em modelos linearmente elásticos.

Um autor[5] realizaram um estudo por meio do MEF, avaliando as tensões geradas no ligamento periodontal por aparelhos tipo *edgewise.* Os autores relataram que resultados reais são difíceis de serem determinados experimentalmente com o mesmo grau de exatidão *in vivo,* porém a precisão numérica obtida com o MEF pode

ser repetida e comparada com outros estudos, justificando sua aplicabilidade e eficiência em pesquisas científicas. As vantagens deste método em relação a outros, como por exemplo, modelos fotoelásticos, seriam inúmeras, dentre estas a relativa facilidade de se modelar estruturas geométricas complexas e irregulares de tecidos naturais e biomateriais de diferentes propriedades. Além disso, o programa permite a simulação de diversas magnitudes de força em diferentes pontos de aplicação.

Em outro estudo[20] foi utilizado o MEF para avaliar a resposta das suturas da face diante da aplicação de uma força ortopédica por um aparelho extra bucal cervical. Os autores modelaram o complexo craniofacial de um crânio seco, aplicaram as cargas necessárias e demonstraram, por meio deste método, o deslocamento do complexo maxilar e a distribuição das tensões sobre as suturas da face. Desta forma, pôde-se obter informações mais precisas sobre o comportamento dos tecidos analisados, contribuindo para a otimização do uso deste aparelho.

Foi realizado um estudo[21], utilizando-se superposições cefalométricas durante o tratamento e após o seu término. Os autores relataram que, com o MEF, as alterações em tamanho, forma e posição das estruturas da face são facilmente visualizadas, ajudando na interpretação dos resultados.

Um autor[22] desenvolveu um modelo bidimensional de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em um incisivo central superior e regiões adjacentes. Após a aplicação de uma força ortodôntica horizontal no sentido vestibulo-lingual, o deslocamento do dente decorrente dessa força possibilitou concluir: que a distribuição das tensões apresentou-se com uma predominância de tensão de compressão no lado posterior do modelo e de tensão de tração no lado anterior do mesmo; a maior concentração de tensões ocorreu no osso cortical, face lingual, na altura do ápice radicular; as tensões no dente concentraram-se mais na porção lingual do que na porção vestibular, podendo-se notar dois acúmulos de tensões localizados, um no limite amelo-cementário e outro na borda da câmara pulpar, região da coroa; no ligamento periodontal, as tensões concentraram-se mais na região lingual e apical da raiz; as tensões no osso concentraram-se mais no osso cortical do que no esponjoso

Um autor[4] modelaram um implante na região posterior, e um canino superior, para avaliar as cargas impostas a estas estruturas e no ligamento periodontal do elemento dentário. Para tal, foram simulados dois sistemas de forças para a retração deste elemento dentário, o primeiro semelhante à mecânica de deslizamento e o

último similar à técnica segmentada. Aplicaram forças simples em ambas as estruturas (implante e canino) para similar a mecânica de deslizamento e sistemas de forças mais complexos (força e momento) para simular uma alça “T” segmentada. Compararam os resultados e verificaram os diferentes comportamentos das estruturas nas diferentes mecânicas empregadas.

Um estudo[23] avaliou por meio do MEF, a resistência ao deslocamento de quatro diferentes bases de braquetes ortodônticos, de diferentes marcas comerciais, durante a aplicação de forças de torção e cisalhamento. Com essa metodologia, foi possível obter respostas quanto ao comportamento das diferentes bases de braquetes, ao tipo de interface. A união braquete/adesivo, em comparação a união adesivo/esmalte se mostrou mais sujeita à falha, sendo, mais provável seu insucesso durante a união, quando submetido a uma carga.

Em outro estudo[24] dois autores, avaliaram por meio do MEF, o comportamento do primeiro pré-molar inferior ao ser submetido a uma força de intrusão (0,5N) e de torque (3Nmm), observando a reação do estresse hidrostático no ligamento periodontal. Os autores notaram que, o estresse hidrostático é um indicador significante de reabsorção radicular, causado pela aplicação de forças elevadas.

Um autor[25] analisaram, por meio do MEF a preservação da ancoragem proporcionada pela barra transpalatina (BTP), construída unindo os dois primeiros molares superiores. Os autores chegaram à conclusão que a BTP obteve uma boa preservação rotacional e transversa dos primeiros molares, porém, não se observou quase nenhum efeito de preservação de ancoragem.

Um autor[26] determinaram a localização e o tamanho da fratura que ocorre no esmalte após a remoção de braquetes ortodônticos. Para tanto, foram utilizados três diferentes métodos de remoção de braquetes (tensão, torção e cisalhamento) e analisados através de testes mecânicos, microscopia eletrônica e análise do MEF. Os autores puderam observar que a localização da área da fratura ocorreu na região em que a força foi exercida, sendo que não houve diferença significante no tamanho da fratura, quando comparado os três métodos de remoção. Os achados dos testes mecânicos coincidiram com os achados na microscopia eletrônica que coincidiram com os achados no MEF.

Outro autor[27] avaliaram a distribuição de tensão de forças, por meio do MEF, que ocorrem nas suturas do complexo crânio facial. Para isso, utilizou-se um crânio

humano seco, onde foi cimentado um dispositivo para realização da expansão rápida da maxila. Os achados foram comparados aos estudos clínicos e a um estudo *in vitro*, o qual foi utilizado o mesmo crânio seco. Foi relatado que a sutura maxilo-zigomática influenciou a resposta do complexo crânio facial em relação à expansão rápida da maxila, assim como a parte frontal da sutura sagital apresenta um papel importante na quantidade e na maneira que ocorre a separação maxilar.

Em um estudo[28] os autores objetivaram avaliar a estabilidade mandibular após a distração osteogênica, por meio do MEF. Para tanto, utilizaram-se de três dispositivos ortodônticos diferentes, o primeiro anexado ao primeiro molar e ao primeiro pré-molar, o segundo ao canino e ao osso basal e o terceiro somente ao osso basal. Ficou constatado que o primeiro e o segundo dispositivo oferecem um melhor controle por parte do ortodontista.

Um estudo[29] *in vitro*, realizado por meio do MEF visou testar a hipótese que mini-implantes posicionados bicorticalmente proporcionam ao ortodontista uma maior resistência às forças, as quais é submetido, assim, como uma maior estabilidade, quando comparado aos mini-implantes posicionados monocorticalmente. Concluiu-se que os mini-implantes posicionados bicorticalmente proporcionam ao ortodontista uma ancoragem melhor, reduzindo a tensão no osso cortical e uma estabilidade superior, quando comparado com os mini-implantes posicionados monocorticalmente.

Um autor[30] compararam o efeito de um arco multialças com um arco plano ideal, durante a movimentação distal dos dentes mandibulares. Um modelo tridimensional da dentição inferior, utilizando o MEF, foi construído sem a presença dos terceiros molares, com a inclusão do ligamento periodontal, osso alveolar e braquetes *edgewise*. A distribuição de tensões de forças foram analisadas como o uso de elásticos Classe III (300g). A movimentação dentária mostrou-se, mais uniforme e balanceada com o uso de arcos multialças quando comparado ao arco plano ideal.

Outro autor[31] analisaram a distribuição de tensões de forças que ocorrem ao redor de um mini-implante ortodôntico maxilar, quando submetidos a uma determinada força. Para tanto, variaram a largura dos mini-implantes utilizados e os níveis de ósseo-integração entre osso/implante. A análise fotoelástica foi utilizada para determinar como as tensões de forças se distribuíram na maxila e o MEF foi utilizada para verificar como esses padrões de tensões de forças se alteraram

quando foi variada a largura do mini-implante e os níveis de ósseo-integração. Os autores constataram que os mini-implantes de 9mm apresentaram tensões de forças menores e baixo risco de lesão a estruturas anatômicas, ao passo que o mini-implante de 14mm apresentou situações críticas de tensões e lesões.

Em seu trabalho[32], alguns autores estudaram a distribuição da pressão hidrostática no ligamento periodontal de um primeiro pré-molar superior, o qual foi extraído, para avaliar o risco de reabsorção radicular. Para tanto, utilizaram o MEF. O dente extraído foi o mesmo utilizado em um estudo *in vivo* prévio, onde se investigou a reabsorção radicular após a aplicação contínua de forças de intrusão. Quando foi utilizada uma força de 0,5N apareceram locais de pressões hidrostáticas perto do terço apical das raízes. Quando aumentada esta força para 1N aumentaram-se as áreas e a magnitude da pressão hidrostática.

Ao avaliar o local de colocação do mini-implante ortodôntico, em 65 pacientes um autor[33] descobriram que este fator esta diretamente relacionado à taxa de sucesso ou perda do mini-implante. Por meio do MEF, modelos foram construídos, variando a espessura do osso cortical de 0,5mm a 1,5mm, com intervalos de 0,25mm entre eles. Ficou constatado que uma espessura de osso cortical ≥ 1,0mm aumenta a chance de sucesso do mini-implante.

2.5 APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA MECÂNICA DE RETRAÇÃO ANTERIOR

Um autor[34] investigou o comportamento da retração de caninos inferiores por meio da técnica segmentada em um modelo tridimensional. Foi modelado o hemi-arco inferior esquerdo com o canino, segundo pré-molar, primeiro molar, espaço referente à extração do primeiro pré-molar e três alças “T” segmentadas ligando o canino ao molar. As disposições dessas alças diferiam e apresentavam-se em três situações: próxima ao canino, centralizada e próxima ao molar. Por meio do MEF, obtiveram-se respostas em relação à quantidade de deslocamento destes elementos dentários, bem como, magnitude de rotação, inclinação e extrusão.

Um autor[35] compararam , por meio do MEF, o utilização do arco de retração em massa *edgewise* multialças, com o arco plano ideal. Foram utilizados braquetes

com *slot* .018” e arcos .016” x .022”. A distribuição de tensão foi analisada durante o uso de elásticos de Classe II (300g). Os autores concluíram que o arco multialças obteve uma movimentação mais uniforme, apresentando movimento mínimo vertical e de rotação.

Em um estudo 3D utilizando o MEF para simular a retração anterior em massa na mecânica por deslizamento, um autor[36] avaliaram as distribuições de forças que ocorreram nos dentes anteriores, quando aplicada uma força no gancho soldado ao arco ortodôntico. O gancho sofreu variações de alturas (0mm, 5,5mm e acima de 5,5mm) e posicionamentos (mesial e distal de canino). Os resultados indicaram que o gancho soldado na mesial do canino fornece ao ortodontista maior controle de inclinação dos dentes anteriores.

Um outro autor[37], por meio do MEF avaliou a fase de retração em massa anterior, utilizando-se de mini-implantes como recurso de ancoragem. Simulações nas variações das alturas dos mini-implantes e dos ganchos soldados ao arco ortodôntico foram realizadas. Os autores concluíram que quando o implante e o gancho foram colocados a uma altura em que o vetor de força passa acima do centro de resistência dos dentes anteriores, 9mm superior e 13,5mm posterior do ponto na linha média do arco (na fece vestibular), não ocorre retração de corpo. Já com alturas menores consegue-se obter um maior controle de inclinação durante a fase de retração.

Visando obter a localização do centro de resistência dos dentes anteriores durante a fase de retração por deslizamento, um autor[38] analisaram, por meio do MEF a distribuição de forças na maxila. Para tanto, foram simuladas diferentes alturas na localização dos mini-implantes. A uma altura de 8mm foi possível realizar um movimento de corpo durante a retração, sendo que o centro de resistência foi estimado a 12,2 mm apical ao incisivo central.

No intuito de verificar as condições ideais para se realizar o movimento de retração anterior, um autor[39] desenvolveram um modelo 3D dos seis elementos anteriores e avaliou as distribuições de forças que ocorreram, por meio do MEF. Também foram realizadas variações no posicionamento do gancho soldado ao arco ortodôntico (mesial e distal de canino) e suas alturas foram sendo variadas até se chegar a uma altura considerada ideal para retração de corpo. Quando o gancho foi soldado na mesial do canino se chegou a uma altura ideal de 4,987mm, e quando

soldado na distal do canino, 8,218mm. Portanto, conclui-se que a altura do gancho deve ser maior a medida que este se move para distal.

Um autor[40] simularam, por meio do MEF, o movimento de retração por deslizamento de um canino superior. Aplicando-se uma força de 2N, e variando a espessura do arco ortodôntico quadrado entre 0.016" a 0.020", os autores constataram que conforme a espessura aumentou, menos inclinação o canino sofreu.

Outro autor[41] avaliaram pelo MEF, como ocorre a distribuição de forças durante a retração do canino superior, utilizando-se uma alça de retração ortodôntica. Uma dobra anti-rotacional e efeito Gable foram incorporados a alça. Como resultado, observou-se que as dobras realizadas fizeram com que o canino tivesse um movimento de corpo, sem apresentar rotações ou inclinações.

Um autor[42] estudaram por meio do MEF, o controle de inclinição dos dentes anteriores, durante a fase de retração em massa, utilizando um mini-implante como recurso de ancoragem. Para tanto, os autores utilizaram ganchos de 2mm e 5mm e uma curva compensatória de 4mm no arco ortodôntico. Foi observado que o gancho de 2mm não reduziu a inclinação lingual dos dentes anteriores, enquanto que com o gancho de 5mm, o incisivo lateral apresentou inclinação lingual e o canino um aumento da inclinação não controlada. Os 4mm da curva compensatória também induziram a uma inclinação lingual do incisivo lateral, porém, a inclinação não controlada do canino diminuiu.

Um estudo[43] investigou numericamente a possível combinação do centro de resistência dos quatro incisivos superiores, por meio do MEF, durante a fase de retração. Foi aplicado um torque de 10N/mm em cada incisivo lateral. Os autores, constataram que os incisivos se movimentaram de maneira independente. Os centros de resistência ficaram localizados a 5mm distal e 9mm e 12mm no incisivo lateral apical do centro dos braquetes dos incisivos laterais, direito e esquerdo, respectivamente. Foi descartada a hipótese de uma possível combinação do centro de resistência para os quatro incisivos superiores.

Um estudo[44] realizado teve como objetivo ressaltar a importância do MEF, para a movimentação ortodôntica. Para isso, os autores simularam a retração de um canino inferior com o uso de mini-implantes. O mini-implante atingiu 42 MPa e o osso ao seu redor 11MPa ao ser aplicado uma carga de 200N/mm. Aumentando a

altura do gancho, o estresse foi diminuindo gradativamente, atingindo o valor de 22kPa no ligamento periodontal do canino, com o gancho de 7mm.

Utilizando o MEF, um autor[45] avaliaram o controle do torque durante a fase de retração anterior em massa, utilizando sobrearco de intrusão e mini-implante. Utilizou-se diferentes alturas de ganchos no arco ortodôntico e o arco de intrusão ligado ao mini-implante de 0.8mm. A altura do gancho em combinação com o arco de intrusão mostrou um torque vestibular de coroa dos incisivos anterior.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio de análise dos elementos finitos, a distribuição das tensões de forças que ocorreram nas estruturas dos componentes envolvidos (dentes, osso e aparelho ortodôntico) de uma hemi-maxila, em um modelo 3D, desenvolvido com um arco deslizando livremente entre os braquetes e tubos, simulando a fase de retração anterior, com arco de aço .019” x .025” (como preconizado pela técnica MBT) e uma força de 150g. Visando estudar a influência das variações no posicionamento e altura da origem dos vetores de força, foram consideradas combinações entre:

1. duas posições do gancho soldado ao arco ortodôntico (mesial e distal de canino);
2. duas alturas do gancho soldado ao arco ortodôntico (4mm e 9mm), na região anterior;
3. duas alturas posteriores (no gancho do tubo do primeiro molar e no mini-implante, localizado a 9mm do arco).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento de um modelo numérico-computacional capaz de obter os regimes de tensões e deformações gerados em um sistema de movimentação ortodôntica em uma hemi-maxila, necessita-se primeiramente gerar o modelo sólido tridimensional no qual serão aplicadas forças e serão calculadas as variáveis de interesse utilizando o método dos elementos finitos.

4.1 MATERIAIS

A amostra do presente estudo consistiu de uma tomografia computadorizada de feixe cônico, realizada no aparelho iCat (Cone Beam 3D Dental Imaging System, Imaging Sciences International, Hatfield, USA), de um corte axial de uma maxila. A tomografia utilizada pertence ao banco de dados do Instituto de Documentação Ortodôntica e Radiodiagnóstico - INDOR– SP.

Após analisar diversas tomografias no banco de dados, escolheu-se uma referente a uma paciente do gênero feminino, 17 anos de idade, a qual teve a simulação de seu plano de tratamento realizado com extrações dos primeiros pré-molares superiores. Considerando critérios definidos previamente, a tomografia escolhida não apresentava qualquer tipo de aparatologia fixa, a fim de obter-se uma maior riqueza de detalhes da parte esquelética. Também não apresentava nenhuma restauração nos dentes referentes à hemi-maxila a ser escolhida. Os dentes encontravam-se alinhados e nivelados, livres de rotações e sem perda óssea evidente, simulando o início da fase de retração.

Levando-se em consideração que a mecânica é aplicada de forma igual em ambos os lados, foi suficiente avaliar a geometria apenas de uma hemi-maxila. Tal redução do modelo geométrico permitiu a inserção de um maior número de elementos na malha de elementos finitos, resultando em uma maior acurácia. Trabalhar somente com uma hemi-maxila foi possível, já que a distribuição de forças que acontece do lado direito é igual à distribuição de forças que acontece do lado

esquerdo, pois o vetor de força, a intensidade e a duração são exatamente as mesmas em ambos os lados, assim como os materiais utilizados.

Após a escolha da tomografia a ser utilizada, suas imagens foram capturadas, e arquivadas em formato DICOM. Em seguida, as imagens foram encaminhadas para a Simce - Consultoria e Engenharia LTDA, local em que estas imagens foram arquivadas em um computador Intel Core 2 Quad Q6600 2.40 GHz, memória 4GB, sistema operacional Microsoft Windows Vista Ultimate 64 bits. A partir dessas imagens foi gerado um sólido 3D, permitindo a simulação por meio do MEF.

Durante a simulação da montagem da aparatologia fixa foram utilizados para o presente estudo, braquetes metálicos *Victory*, da marca *3M Unitek, slot* .022", um arco ortodôntico .019"x.025" de aço inoxidável, também da *3M Unitek e* um gancho soldado ao arco das mesmas dimensões e material do arco

Para possibilitar a reconstrução fiel dos braquetes, componentes reais foram adquiridos e analisados através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital, modelo DM-130U com aumento de 10x - 200X e software de mensuração proprietário (Miview, China). Num primeiro momento, características de fácil análise com o paquímetro, foram mensuradas, para numa segunda etapa, as fotos do microscópio digital serem calibradas e analisadas quanto ao tamanho das suas diferentes caraterísticas e, dependendo do caso, calibrar o tamanho da foto para ser utilizada como esboço dentro do programa de reconstrução Solidworks 2009 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA).

4.2 MÉTODOS

Escolhida a tomografia, foi desenvolvido um modelo computacional 3D da geometria da hemi-maxila e um modelo numérico-computacional, capaz de obter os regimes de tensões e deformações gerados em um sistema de movimentação ortodôntica simplificado, por meio do *software* de Elementos Finitos *ANSYS*® versão 12.0.

4.2.1 Método dos elementos finitos

A modelagem de sólidos é uma técnica de representação de objetos sólidos adequada para o processamento no computador. Outros métodos de modelagem incluem modelos de superfície (usado extensivamente na citação automotivo e design dos produtos de consumo, bem como animação de entretenimento) e modelos de *wireframe* (armação de arame). [46,47,48]

Computer-Aided Design (CAD), ou desenho assistido por computador, é o nome genérico de sistemas computacionais (*softwares*) utilizados pela engenharia, geologia, arquitetura, e design para facilitar o desenvolvimento de um projeto e a produção de desenho técnicos. No caso do design, este pode estar ligado especificamente a todas as suas vertentes, de modo que em cada uma das áreas são desenvolvidas interfaces que são incorporadas em cada programa específico. [46,47,48]

Os principais usos da modelagem de sólidos são em CAD, nas análises de engenharia, na computação gráfica e animação, na prototipagem rápida, em testes médicos, na visualização do produto e na visualização científica. [46,47,48]

A modelagem de sólidos na área da odontologia e da ortodontia vem sendo desenvolvida utilizando-se como base a tomografia axial computadorizada e scanners de ressonância magnética. Esses processos podem ser usados para criar modelos sólidos com detalhes internos do corpo de interesse, a esse processo é dá-se o nome de renderização de volume.[5,16,19,46,50]

- Modelagem geométrica: foi criado um modelo geométrico sólido 3D da região direita de uma hemi-maxila, com os elementos dentários anteriores e posteriores, a partir da tomografia computadorizada. Foi utilizado o *software Mimics v.10.01*, próprio para esse tipo de procedimento. Nesse modelo geométrico sólido foram incluídos, através do mesmo *software*, os sólidos dos braquetes e do fio ortodôntico a partir das dimensões fornecidas pelo fabricante. A montagem de todos os componentes (dentes, hemi-maxila, braquetes e fio) foi feita através do *SolidWorks 2009 SP4.1.* O mini-implante localizado posteriormente, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar, a 9mm do arco ortodôntico, não foi discriminado, foi apenas utilizado para se estabelecer o vetor de força.

- Modelagem numérica: com a geometria definida, essa foi subdividida em elementos discretos. O conjunto de todos os elementos que formam a geometria é denominado malha de elementos finitos. O tipo de elemento utilizado pelo *software Ansys* será o *SOLID 65*, um elemento quadrático que possui características interessantes a esse modelo, como uma boa adaptação a superfícies irregulares provenientes do modelo sólido. Aos elementos da malha foram atribuídas propriedades iguais às dos materiais que esses representam no modelo físico real, propriedades essas retiradas da literatura. [46,47,48]
- Condições de contorno: nesta fase do processo, foram acrescentadas ao modelo as mesmas condições que se deseja estudar no modelo físico real. Foi acrescentado a existência de um gancho ao arco ortodôntico em suas diferentes posições (mesial e distal de canino), e com diferentes alturas (4mm e 9mm). O mini-implante, não foi discriminado, foi apenas utilizado para se estabelecer o vetor de força.[46,47,48]

Também foi acrescentada a posição do mini-implante (entre o segundo pré-molar e o primeiro molar superior), e logo em seguida, vetores de forças com cargas específicas foram aplicados, visando verificar a distribuição de tensão de forças ao longo da hemi-maxila e elementos dentários.

4.2.1.1 Geração do modelo 3D

Renderização de volume é uma técnica usada para mostrar uma projeção em 2D de um conjunto de dados 3D discretos. Nas figuras 4.1a até 4.1d, são apresentadas imagens da tomografia utilizada para a criação do sólido 3D. Essa tomografia foi importada no programa *Mimics*, onde foram classificadas de acordo com a densidade do osso em graus de cinza.

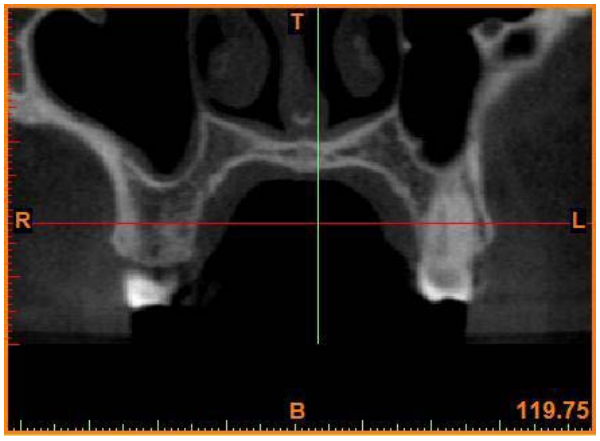

Figura 4.1a - Vista coronal da tomografia

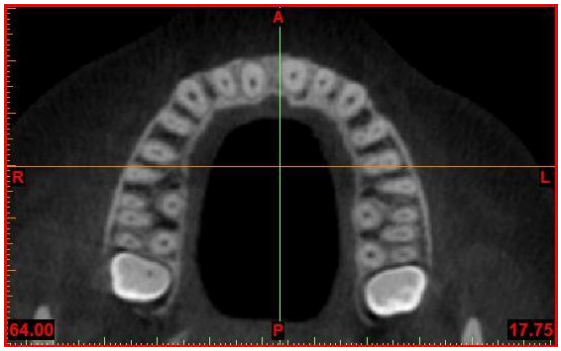

Figura 4.1b - Vista axial da tomografia

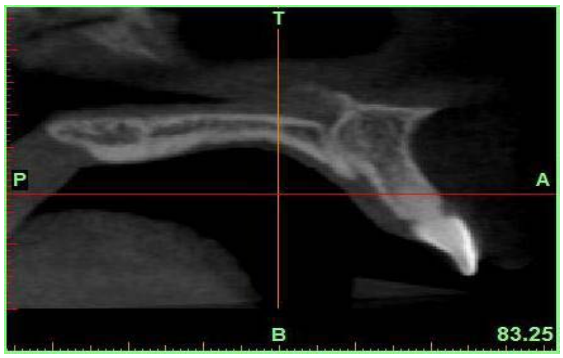

Figura 4.1c - Vista sagital da tomografia

A etapa de suavização e correção de falhas no *software Mimics* está exemplificada nas três figuras a seguir. A primeira figura mostra a seleção do primeiro pré-molar com a cor amarela em três imagens da tomografia. Esta etapa de seleção consiste em pintar e apagar com uma cor a região de um dente ou osso que é caracterizada como um corpo independente.

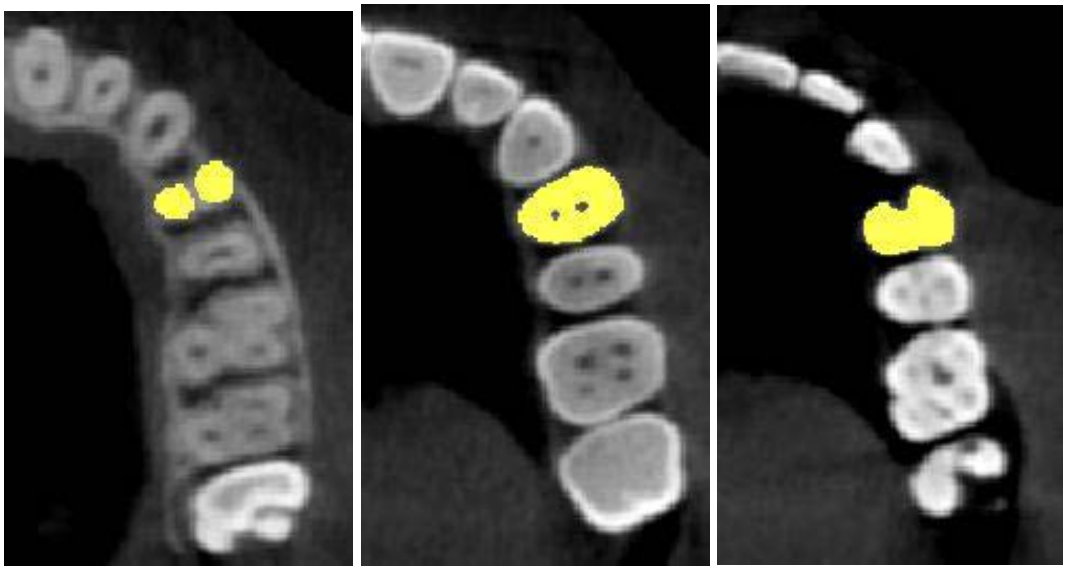

Figura 4.1d - Seleção do primeiro pré-molar em várias imagens de tomografia

Após a seleção do dente completo nas imagens 2D da tomografia o *software Mimics* fez a renderização de um volume.

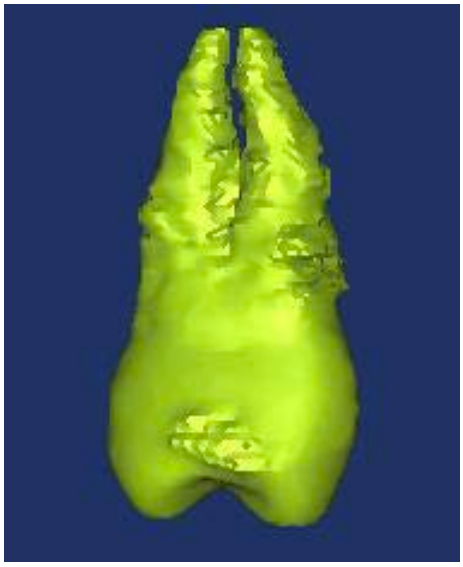

Figura 4.2a - Primeira renderização do primeiro pré-molar

Como a tomografia não possui uma qualidade e resolução adequada para representar os detalhes de um dente, e considerando que a região da raiz é circundada por osso trabecular, o primeiro modelo foi criado apresentando algumas imperfeições. Tornou-se necessário, uma interpolação dos dados de superfície de algumas regiões do dente para que uma suavização aproximasse o formato do dente com o dente real.

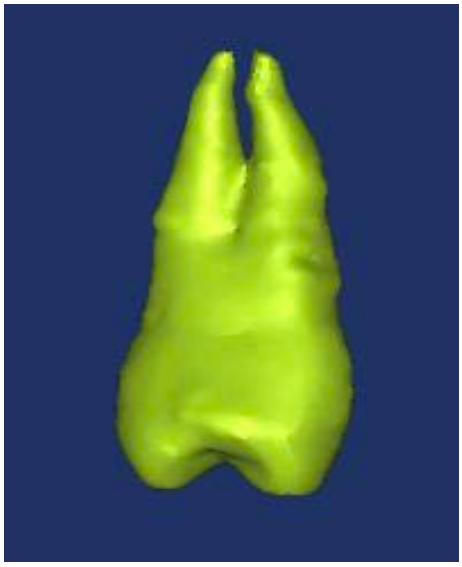

Figura 4.2b - Primeira suavização do primeiro pré-molar

Após essa primeira suavização notou-se que as raízes apresentaram uma ligação que não correspondia à realidade. Assim foi necessário retornar a primeira etapa, selecionar as áreas que não deveriam estar interligadas e apagá-las. O modelo então passou por mais um processo de suavização com o intuito de retirar os “ruídos” gerados durante o processo. Dessa forma foi possível criar uma representação virtual do dente mais próxima da realidade.

Figura 4.2c - Segunda suavização do primeiro pré-molar

Findado o processo de geração dos modelos tridimensionais no *software Mimics,* eles foram salvos em extensão *.stl, ou seja, os volumes foram representados através de milhares de triângulos de dimensão bastante reduzida.

A fim de aperfeiçoar o modelo, ele foi exportado para o *software SolidWorks*. Nesse *software* foi possível juntar grupos de triângulos que compõem a superfície, em superfícies curvas denominadas *“Nurbs”.*

A seguir encontram-se algumas imagens da modelagem da superfície *Nurbs*, criada no *software Solidworks* após a exportação do arquivo *.stl do *software Mimics*.

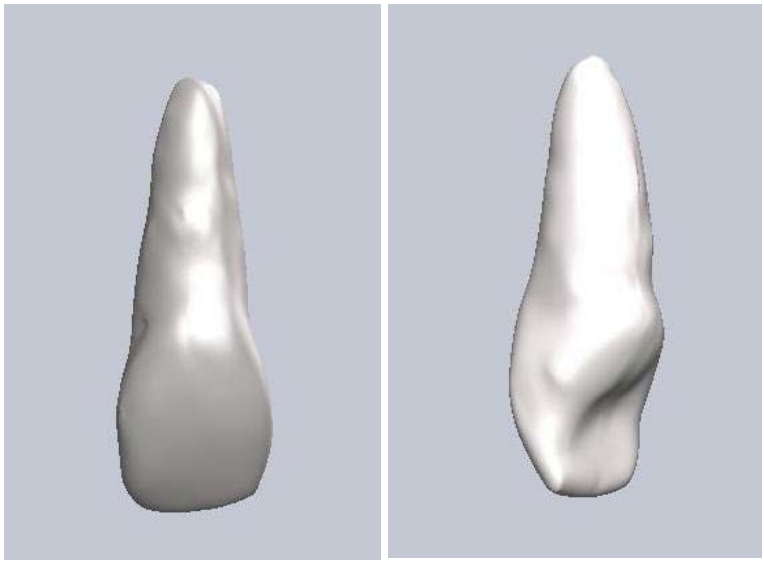

Figura 4.3a - Imagem final do incisivo central

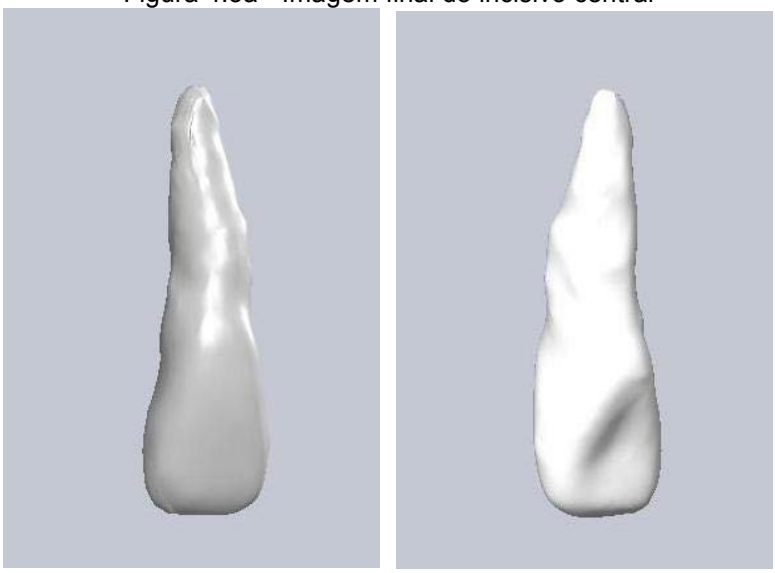

Figura 4.3b - Imagem final do incisivo lateral

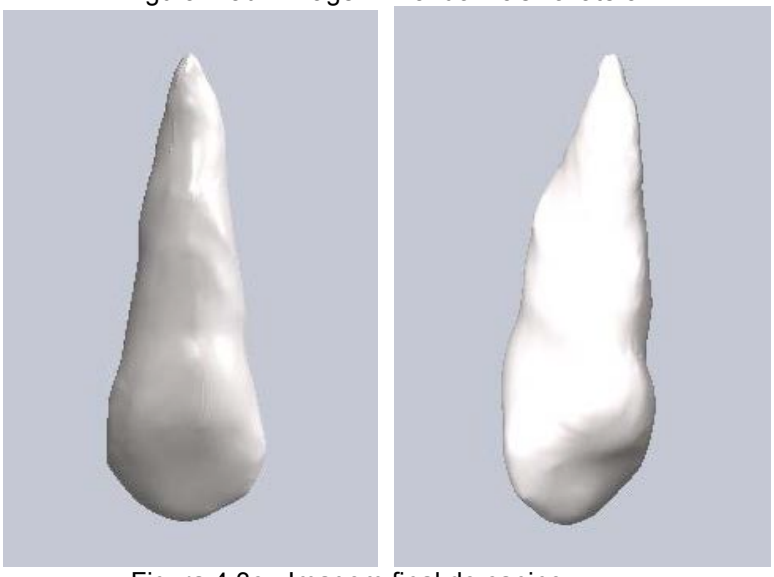

Figura 4.3c - Imagem final do canino

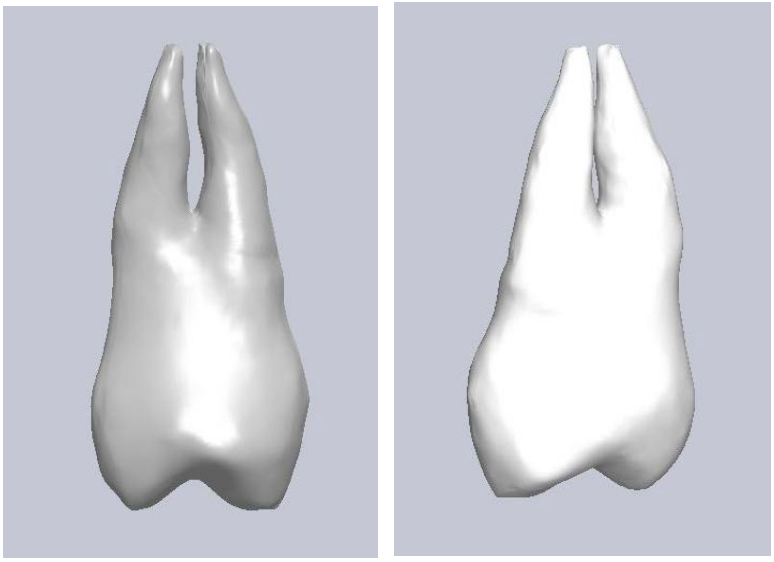

Figura 4.3d - Imagem final do segundo pré-molar

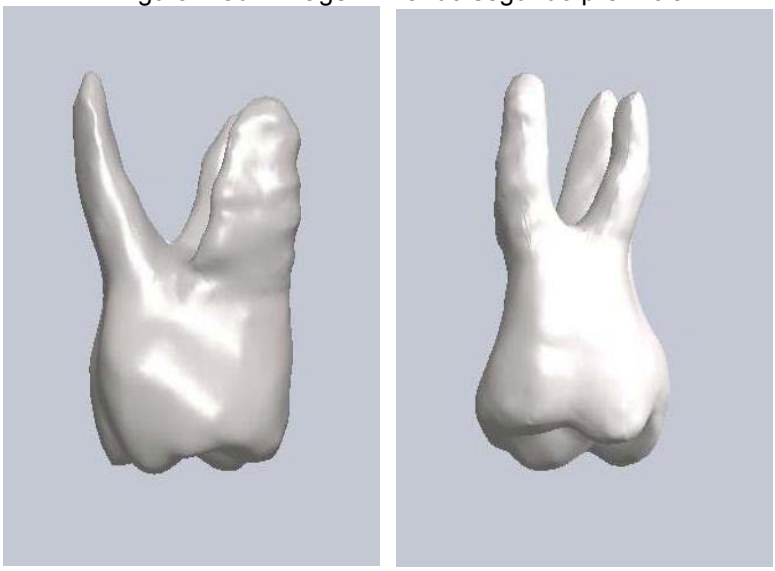

Figura 4.3e - Imagem final do primeiro molar

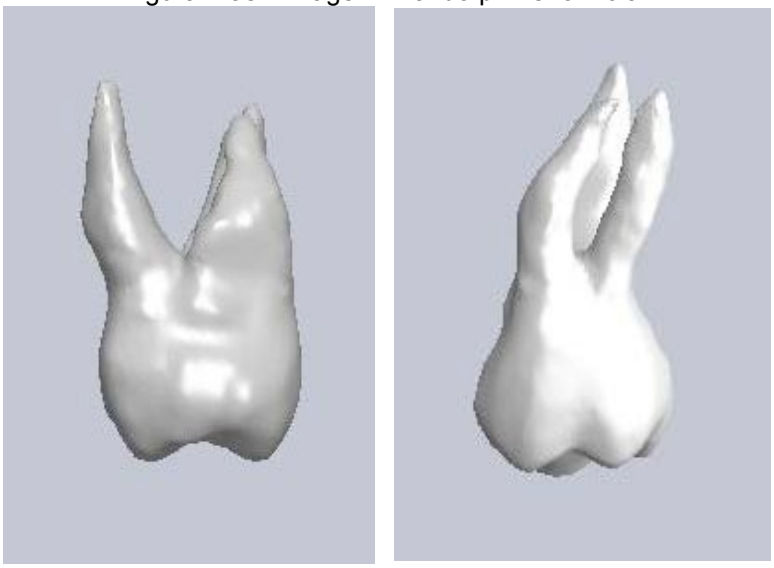

Figura 4.3f - Imagem final do segundo molar

4.2.1.2 Posicionamento dos dentes

Após a etapa de otimização das superfícies, os dentes foram posicionados na maxila também com o auxílio do *software SolidWorks*. Uma vez que, as coordenadas originais da tomografia não são perdidas durante o processo, o posicionamento de todos os corpos se dá de forma natural, obedecendo às características do paciente.

Nesse momento a montagem nada mais é do que um amontoado de sólidos se interpenetrando. Para que o conjunto funcione como uma montagem propriamente dita, os alvéolos dentários foram criados.

4.2.1.3 Criação da montagem

É importante salientar que, por meio das tomografias, ainda não é possível diferenciar os tecidos moles, ou o osso cortical de um trabecular. Dessa forma, por meio de manipulações dos corpos em escala foram criadas as estruturas faltantes, como os ossos trabecular e cortical, os alvéolos dentários e o ligamento periodontal.

4.2.1.4 Subtração de sólidos para criação do osso trabecular e cortical

Por meio de um comando de escala o corpo da hemi-maxila foi reduzido adequadamente produzindo a estrutura que irá compor o osso trabecular.

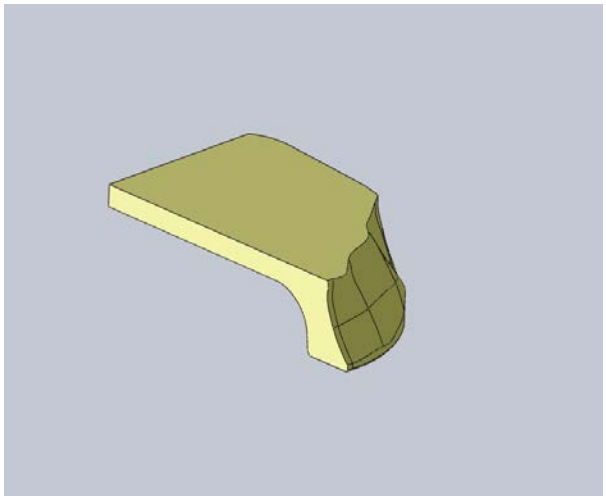

Figura 4.4a - Hemi-maxila em escala (osso trabecular)

Esse sólido foi posicionado sobre o corpo original para então realizar-se a operação de subtração, o resultado dessa operação é o osso cortical.

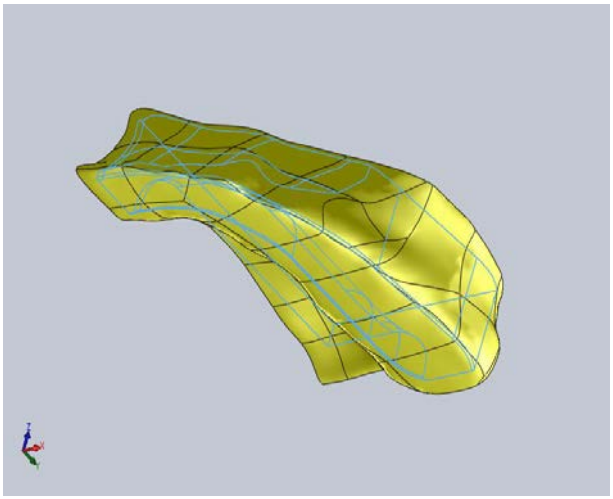

Figura 4.4b - Corpos sobrepostos para a operação de subtração

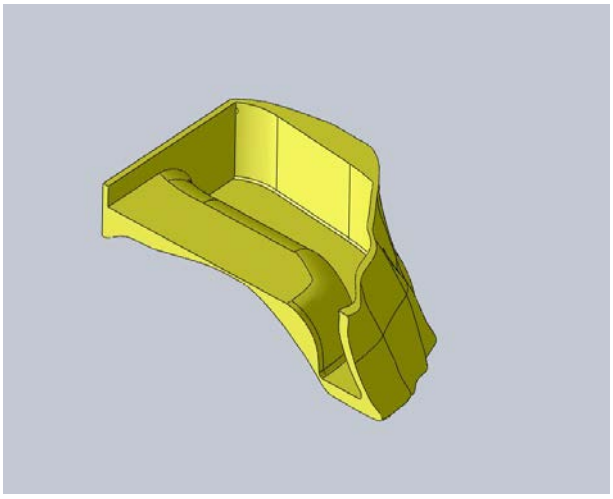

Figura 4.4c - Osso cortical

4.2.1.5 Criação dos alvéolos dentários

De posse dos corpos, do ligamento periodontal e dos posicionamentos definidos, mais uma vez foram efetuadas as operações de subtração de corpos, criando assim os alvéolos dentários.

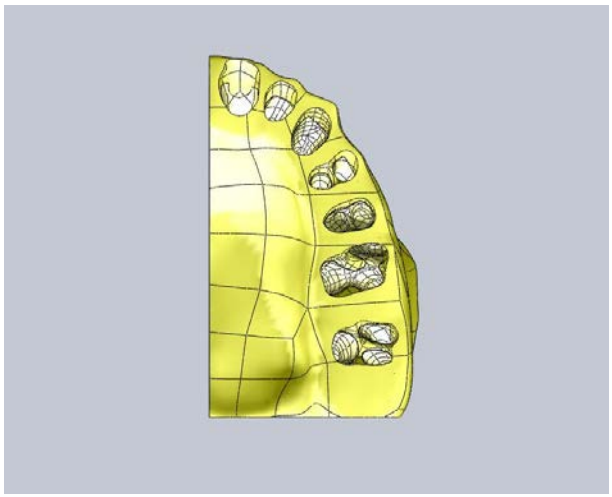

Figura 4.4d - Alvéolos dentários

4.2.1.6 Montagem final da hemi-maxila

Por fim todos os componentes foram unidos formando a hemi-maxila.

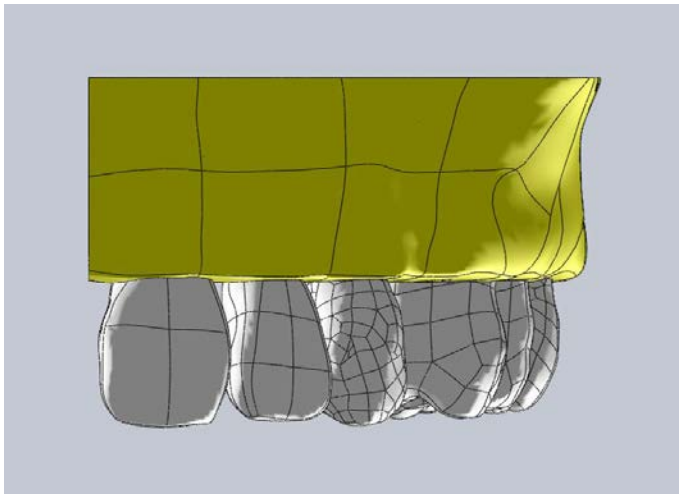

Figura 4.4e - Hemi-maxila – vista frontal

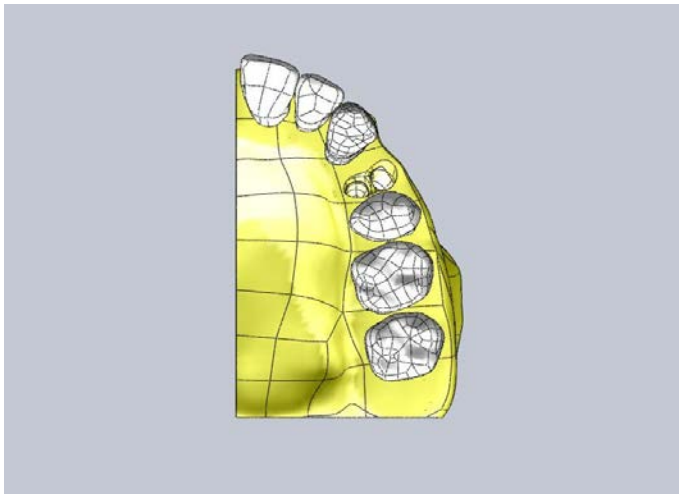

Figura 4.4f - Hemi-maxila – vista oclusal

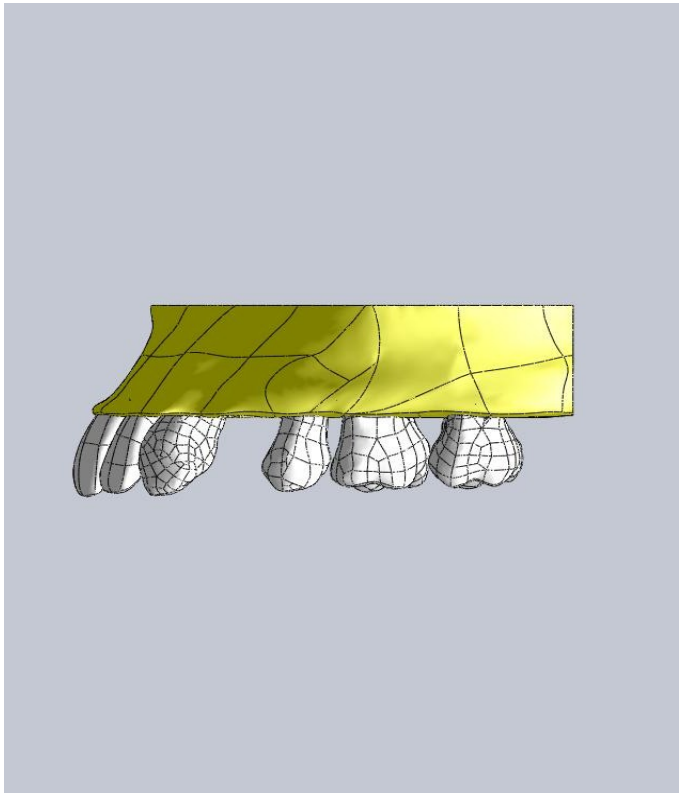

Figura 4.4g - Hemi-maxila – vista lateral

Nessa montagem foram incluídos os elementos responsáveis pela movimentação ortodôntica.

4.2.1.7 Inserção dos elementos responsáveis pela movimentação ortodôntica

Nesse item foi descrito o processo de inserção dos braquetes, do arco e dos ganchos.

4.2.1.7.1 Inserção dos Braquetes

Dando sequência à modelagem, foram importados para a montagem da hemi-maxila, os braquetes. Um por vez, estes foram posicionados, respeitando a técnica preconizada. As figuras a seguir mostram a sequência de reconstrução dos braquetes e seus respectivos posicionamentos.

Figura 4.5 - Materiais que foram utilizados para mensuração da geometria dos braquetes. A = paquímetro digital e B = microscópio digital

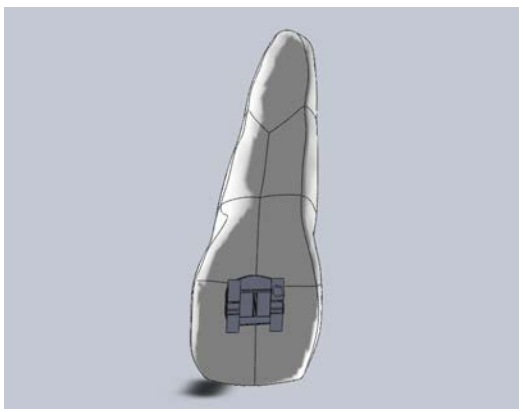

Figura 4.6a - Braquete do Incisivo Central

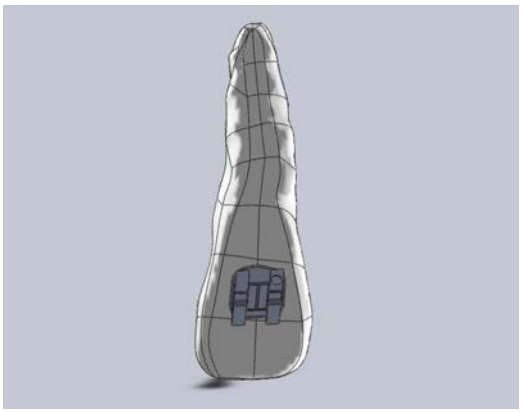

Figura 4.6b - Braquete do Incisivo Lateral

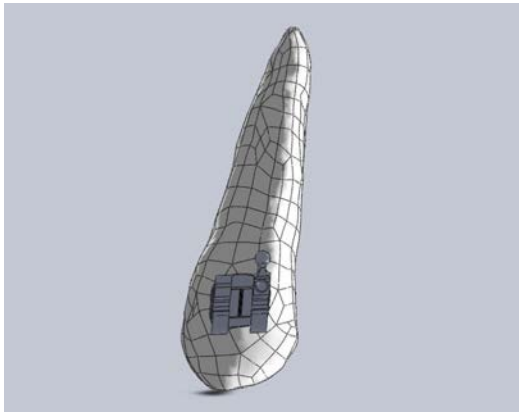

Figura 4.6c - Braquete do Canino

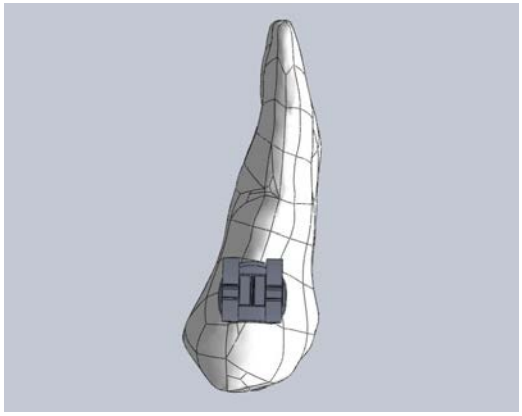

Figura 4.6d - Braquete do 2º Pré-Molar

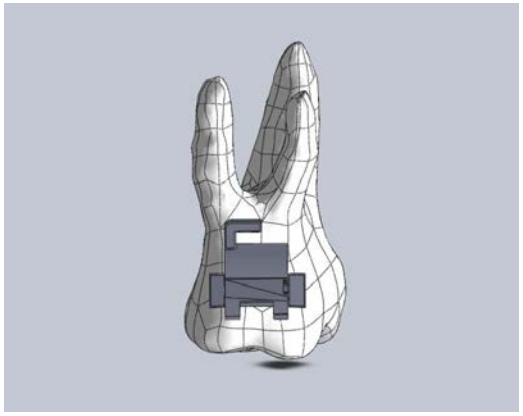

Figura 4.6e - Tubo do Primeiro Molar

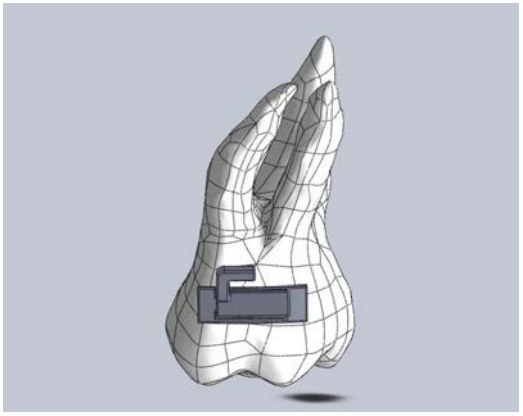

Figura 4.6f - Tubo do Segundo Molar

4.2.1.7.2 Criação do arco

A partir das canaletas presentes nos braquetes foram definidos pontos de referência em que o arco foi posicionado. As dimensões da seção transversal do arco são .019”x .025”, ou, 0,4836 mm x 0,635 mm.

Nas figuras abaixo são apresentadas imagens com o posicionamento do arco.

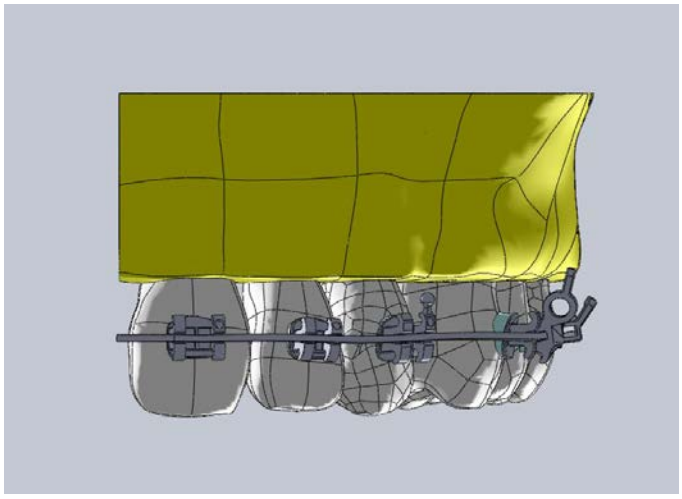

Figura 4.7a - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista frontal

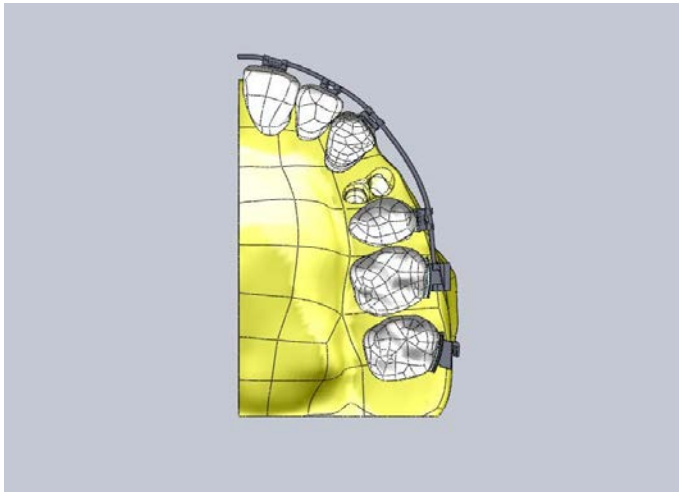

Figura 4.7b - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista oclusal

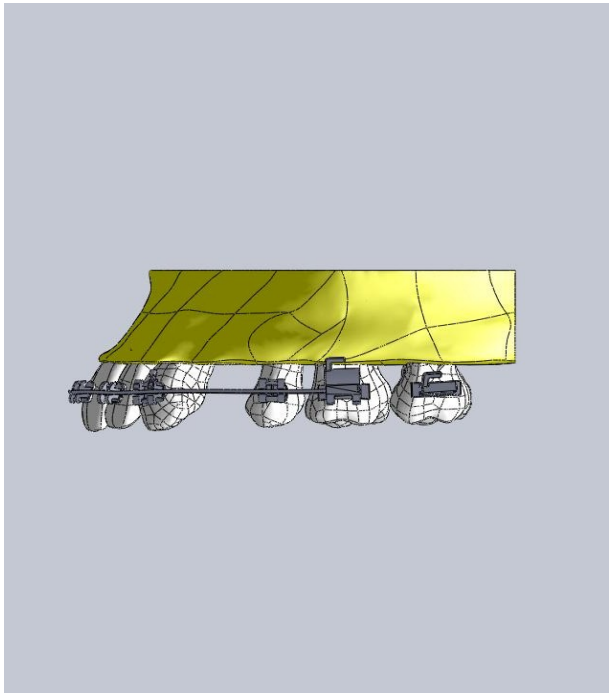

Figura 4.7c - Montagem do arco nas canaletas dos braquetes – vista lateral

4.2.1.7.3 Ganchos de 4 mm e 9 mm

Conforme descrito anteriormente os ganchos são posicionados na mesial e distal do canino, conforme mostrado nas figuras abaixo.

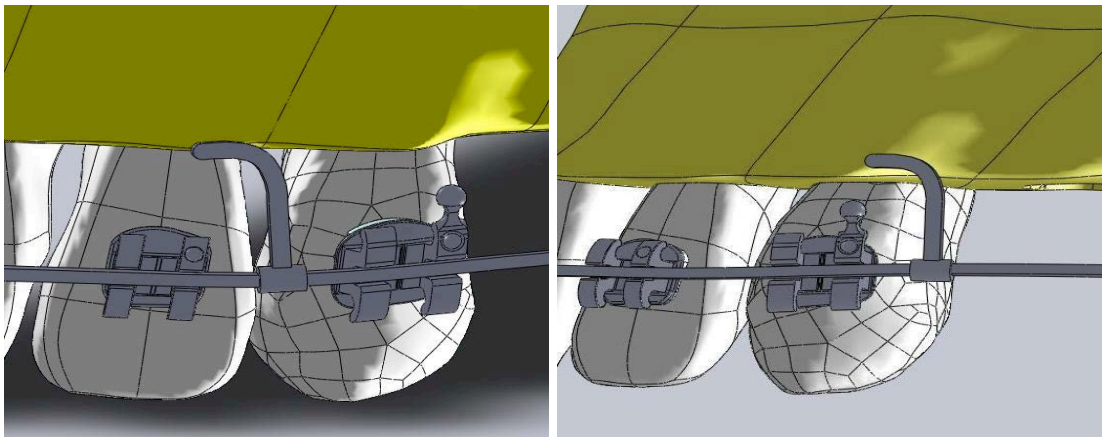

Figura 4.8a - Gancho de 4mm de altura, posicionado na mesial e distal do canino

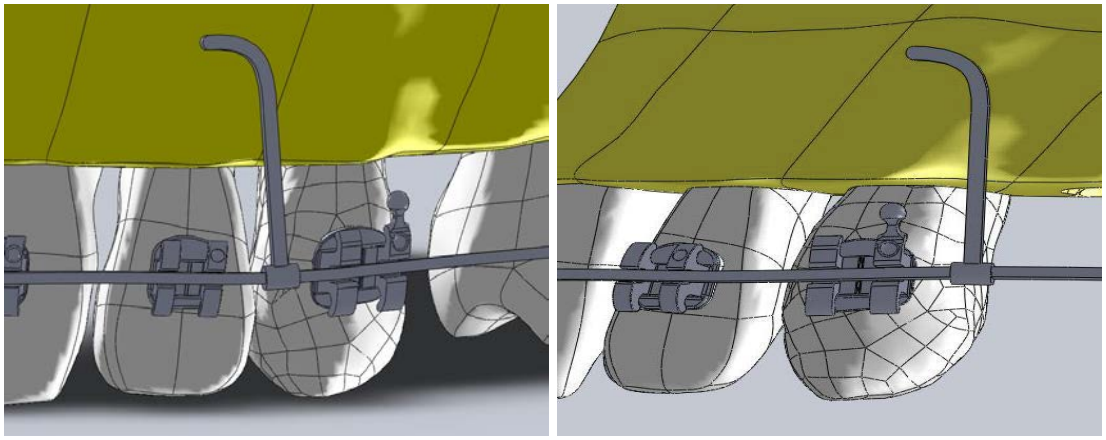

Figura 4.8b - Gancho de 9mm de altura posicionado na mesial e distal do canino

4.2.2 Propriedades dos materiais

Os materiais considerados na análise foram: o dente, o osso trabecular, o osso cortical, os braquetes, os arcos metálicos. Não foram considerados outros componentes do sistema fisiológico e estrutural por não serem considerados relevantes à simulação de interesse. [5,11,21,28]

A seguir foi apresentada uma tabela com os parâmetros elásticos dos materiais que foram utilizados na simulação. Os valores foram retirados da literatura[7], os números mais constantes entre os trabalhos pesquisados. O tipo de análise realizado foi estrutural, estática e elástica.

Tabela 4.1 – Módulo de Young e coeficiente de Poisson dos materiais

Material Propriedade	E (GPa) Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Dente	18,6	0,31
Osso Trabecular	1,37	0,3
Osso Cortical	13,7	0,3
Braquetes	210	0,3
Arcos Metálicos	210	0,3

4.2.3 Aplicação do método dos elementos finitos neste estudo

Para a análise da hemi-maxila do modelo computacional representando a fase inicial na movimentação ortodôntica, da técnica de fechamento de espaços, foi utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF).

O MEF é uma técnica para resolução de equações diferenciais. A idéia central do MEF consiste em subdividir, inicialmente, o domínio do problema, em subdomínios de dimensões finitas, tais que, o conjunto de todos os subdomínios seja igual ao domínio original. Em seguida, sobre cada subdomínio, isoladamente, adota-se um comportamento aproximado, local, para as incógnitas do problema. Em geral, esse comportamento local é descrito com o emprego de funções simples. A característica principal desse procedimento consiste em utilizar aproximações locais nos subdomínios, nos quais o domínio original foi dividido, em vez de utilizar aproximações de caráter global. Para a obtenção de respostas cada vez melhores, aumenta-se o número de subdomínios, mantendo-se o mesmo comportamento local adotado em cada subdomínio. Esses subdomínios são denominados elementos finitos.[46,47,48]

Os elementos finitos são definidos por sua forma geométrica, pelas funções de aproximação adotadas e pelos tipos de problemas para os quais foram

desenvolvidos. Cada elemento possui um número determinado de pontos nodais, ou nós, que podem ser internos ou externos. Os nós externos fazem conexão com os elementos vizinhos.[46,47,48]

Após a definição do tipo de elemento (dentre eles linear, triangular, quadrático, hexaédrico) e da malha de elementos finitos (que é a definição dos elementos na geometria analisada), as matrizes características correspondentes a cada elemento podem ser formadas e, em seguida, agrupadas, formando um sistema global de equações. A solução deste sistema fornece os valores das incógnitas do problema nos pontos nodais.[46,47,48]

Estudos utilizando essa metodologia com aplicações na odontologia são muito interessantes para o mercado. Com a utilização desse tipo de ferramenta, pode-se, por exemplo, simular o efeito que mudanças em propriedades dos materiais e na geometria de componentes podem causar em tratamentos ortodônticos. E, ainda, a indústria pode desenvolver novos produtos, ou testar otimizações em produtos já existentes, com muita facilidade. Esse método possibilita fazer análises de diversas estruturas geométricas, carregamentos aplicados e propriedades de materiais conhecidos [1,3,8,11,] .

As bases teóricas do Método foram mais bem definidas no início da década de 60, com o estudo aprofundado dos Métodos Energéticos e de Técnicas Variacionais.

4.2.4 Geração da malha final dos elementos finitos

Um passo fundamental na metodologia do MEF é a construção da malha. Na análise desenvolvida pela SIMCE, a malha utilizada possui elementos tridimensionais quadráticos com funções de interpolação. A quantidade de elementos e nós utilizados nos modelos simulados são apresentados na tabela 4.2 e 4.3.

Tabela 4.2 - Número de nós e de elementos que constituíram a malha final, ao ser desenvolvido os modelos com ganchos de 4mm e 9mm, posicionado na mesial do canino

Simulação	Número de Nós	Número de Elementos
Modelo com gancho de 4 mm	144484	137712
Modelo com gancho de 9 mm	138964	102727

Tabela 4.3 - Número de nós e de elementos que constituíram a malha final, ao ser desenvolvido os modelos com ganchos de 4mm e 9mm, posicionado na distal do canino

Simulação	Número de Nós	Número de Elementos
Modelo com gancho de 4 mm	108198	71140
Modelo com gancho de 9 mm	108868	71326

4.2.4.1 Gancho localizado na mesial do canino

4.2.4.1.1 Modelo com gancho de 4 mm

A seguir são apresentadas algumas imagens da malha final de elementos finitos do modelo com ganho de 4 mm:

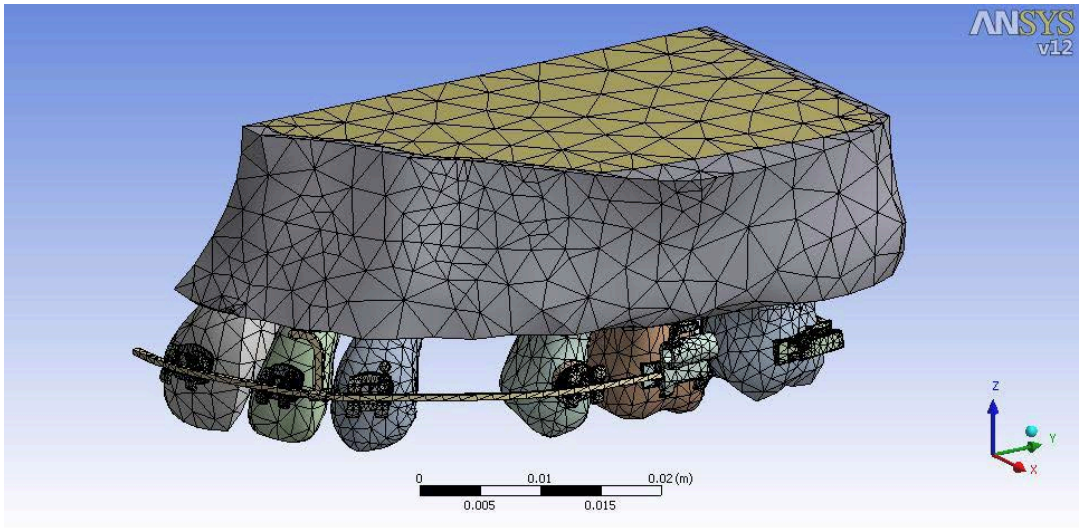

Figura 4.9a - Vista Geral da Malha de Elementos Finitos

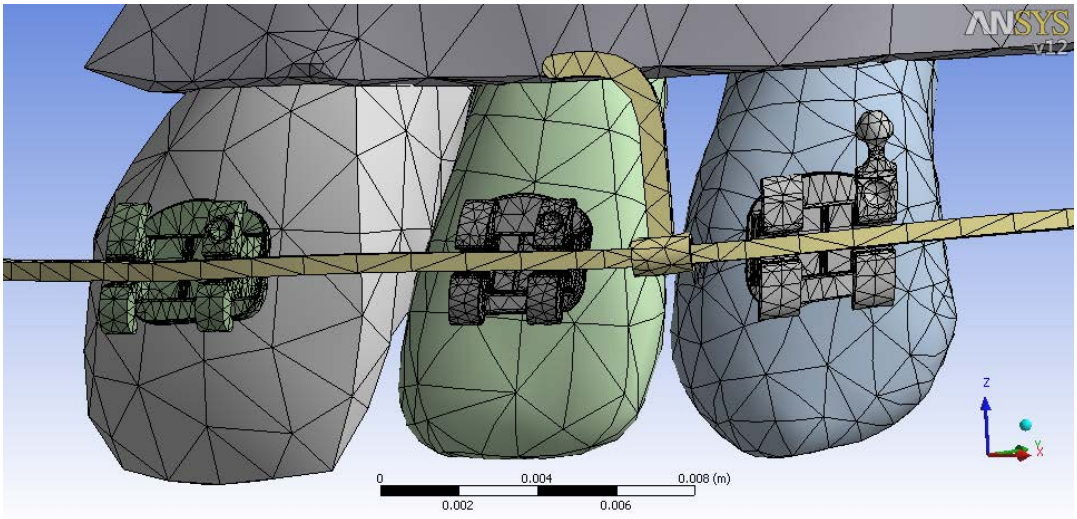

Figura 4.9b - Vista detalhada da malha de incisivos e caninos

4.2.4.1.2 Modelo com gancho de 9mm

A seguir são apresentadas algumas imagens da malha de elementos finitos do modelo com ganho de 9 mm:

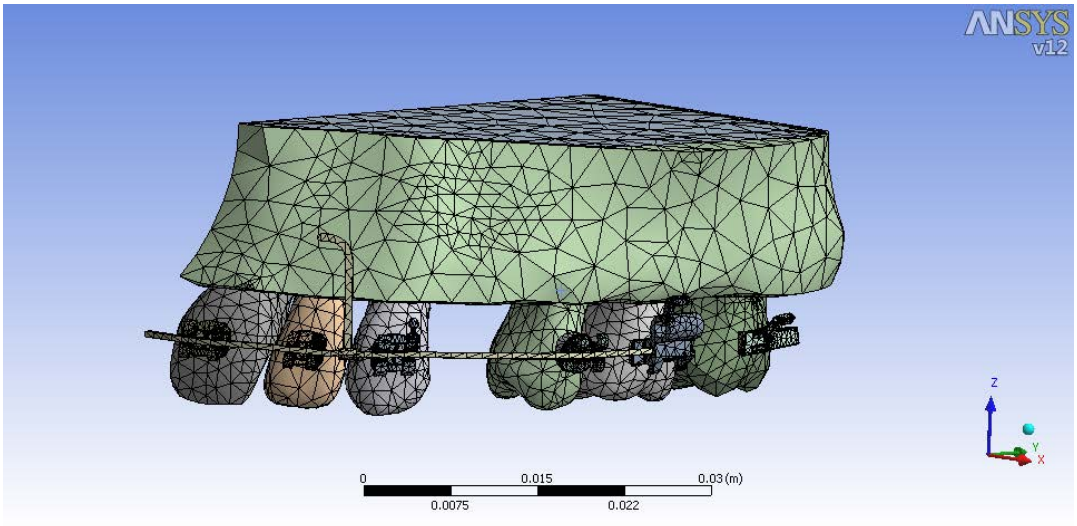

Figura 4.10a - Vista geral da malha de elementos finitos

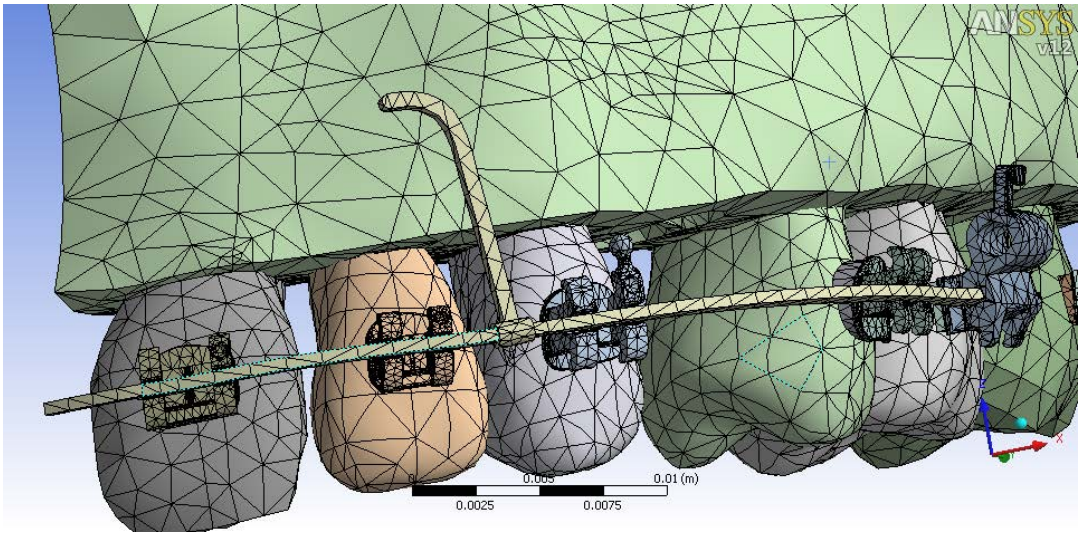

Figura 4.10b - Vista detalhada da malha de elementos finitos

4.2.4.2 Gancho localizado na distal do canino

4.2.4.2.1 Modelo com gancho de 4 mm

A seguir, são apresentadas algumas imagens da malha final de elementos finitos do modelo com ganho de 4 mm:

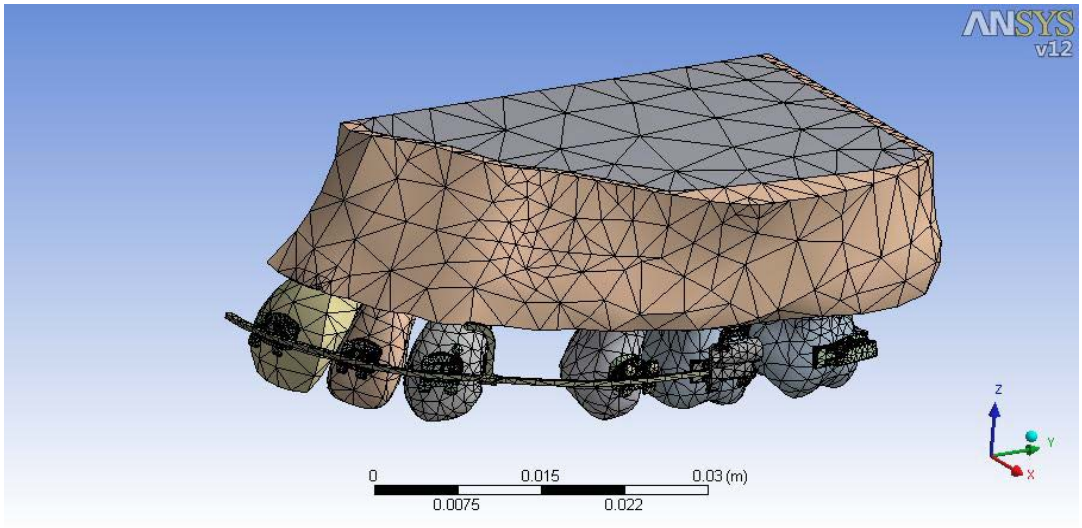

Figura 4.11a - Vista Geral da Malha de Elementos Finitos

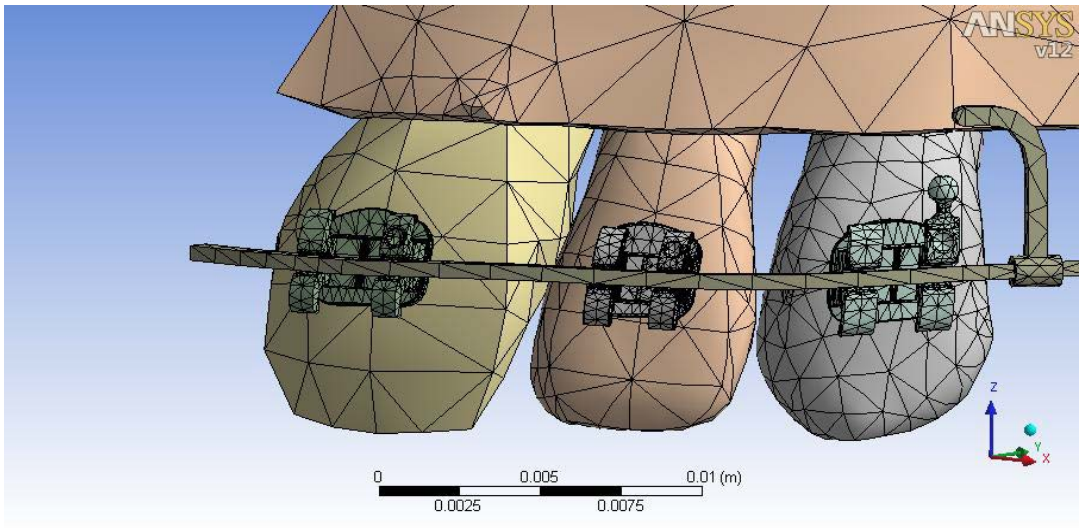

Figura 4.11b - Vista detalhada da malha de elementos finitos

4.2.4.2.2 Modelo com gancho de 9mm

A seguir, são apresentadas algumas imagens da malha de elementos finitos do modelo com ganho de 9 mm:

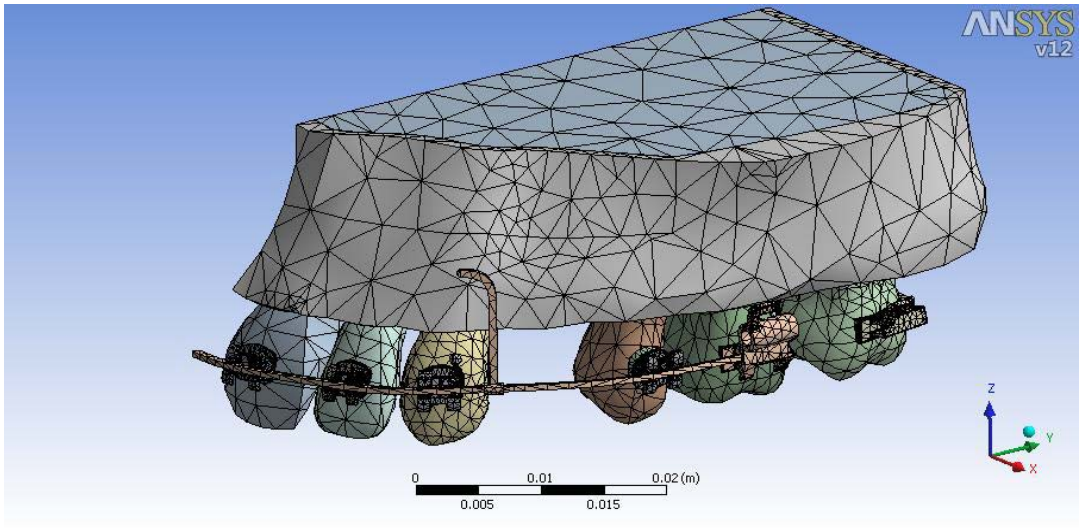

Figura 4.12a - Vista Geral da Malha de Elementos Finitos

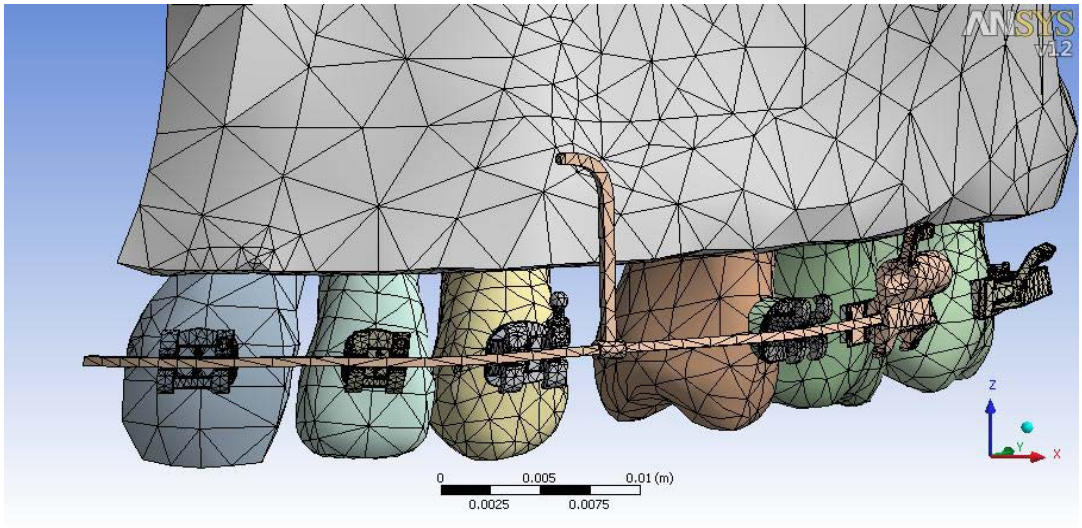

Figura 4.12b - Vista detalhada da malha de elementos finitos

4.2.5 Aplicação de forças

A força aplicada no modelo foi de 150g (grama força) = 0,15 Kgf (Kilograma força). Para garantir unicidade e uniformidade na análise foi adotado o sistema internacional de unidades (SI), no qual a unidade de força é o Newton (N). Portanto, o valor da força aplicado foi 1,47 Newtons, segundo a conversão de Kgf para N:

1	Kgf =	9,81	N
0,15	Kgf =	1,47	N

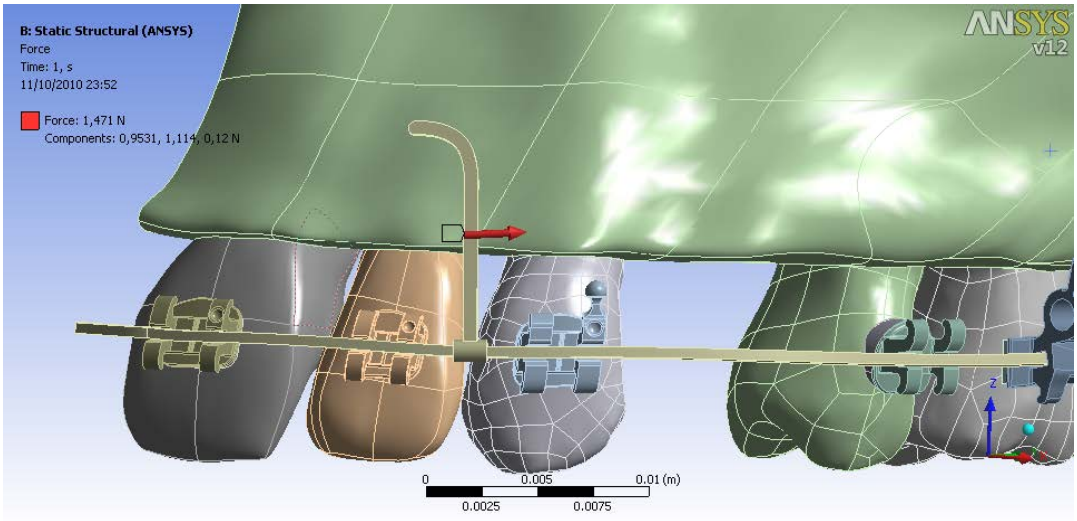

Figura 4.13 - Visualização de aplicação de força no gancho de 9mm

4.2.6. Análise das tensões

No presente estudo, as distribuições de tensões foram os resultados de interesse, podendo ser analisadas por meio dos gráficos de cores criados pelo *software* de elementos finitos. O conhecimento das tensões possibilitou a avaliação do grau de solicitação de força a que cada elemento ósseo ou ortodôntico foi submetido.[46,47,48]

A análise das tensões obtidas pelo MEF não foi algo simples de ser interpretado, uma vez que forneceu tensões de tração e compressão nos eixos X, Y e Z (por ser um modelo tridimensional) em cada ponto dos elementos que compôs a malha.[46,47,48]

Existem diversos critérios de tensões, os quais foram criados, a fim de se verificar situações específicas, como por exemplo, quando um material irá apresentar deformações permanentes ou quando irá falhar. Entre estes critérios pode-se destacar o critério de maior utilização na literatura odontológica, chamado Critério de Von Mises. Este critério, apesar de muito utilizado, não corresponde à realidade dos modelos envolvendo tecidos vivos, uma vez que foi criado para

fornecer as tensões em materiais que apresentam propriedades dúcteis, como o aço. Na área odontológica, esse critério vem sendo utilizado erroneamente, principalmente quando se estuda remodelação óssea, uma vez que o osso é material frágil e não possui as mesmas propriedades físicas do aço inoxidável. No presente estudo foram avaliadas as tensões principais de forma geral, principalmente nas áreas contendo tecidos vivos e o Critério de Tensões de Von Mises foi utilizado para avaliar as áreas de tensões no arco ortodôntico, uma vez que este é feito de aço inoxidável.[46,47,48]

5 RESULTADOS

Para calcular as respostas do modelo às cargas a que esse foi submetido, foram avaliados os campos de deslocamentos, de tensões e de deformações.
Os resultados são apresentados em forma de figuras, referente ao gancho (nas alturas de 4mm e 9mm), localizado na mesial e na distal do canino.

Gancho localizado na mesial do canino

Gancho de 4 mm

As figuras mostram a aplicação das forças no modelo estudado, diferenciando as tensões principais (tecidos vivos) das tensões de Von Mises (materiais dúcteis). As diferentes cores (correspondentes às da escala da coluna à esquerda) estão evidenciando os graus de variações das partes que compõem o modelo geométrico. A cor vermelha evidencia os locais de maior intensidade, enquanto que o azul escuro os locais de intensidade mínima. Os valores numéricos correspondentes a cada cor, encontram-se ao lado esquerdo de cada figura.

Vetor da força em direção ao mini-implante (não paralelo ao arco ortodôntico) – Figuras 5.1 a 5.6b

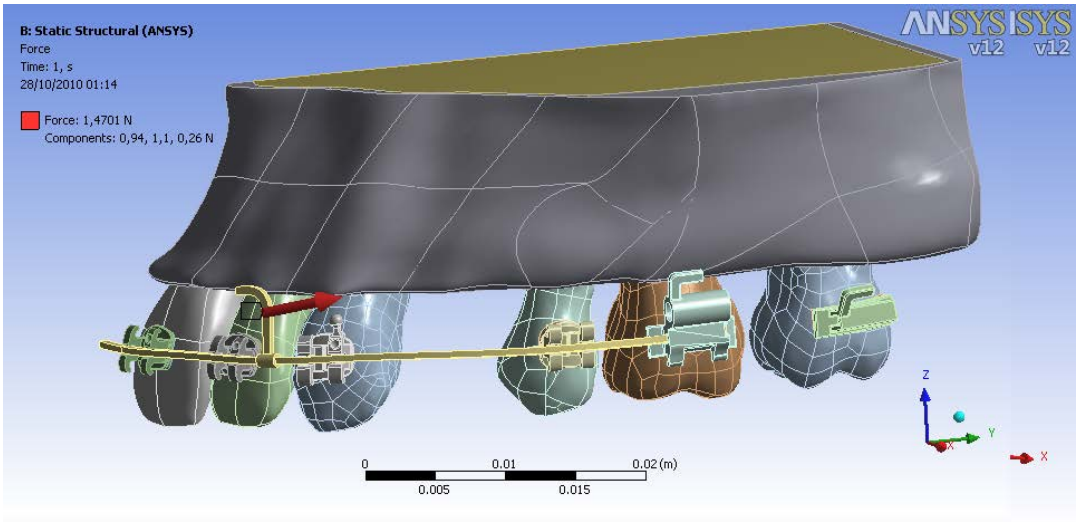

Figura 5.1 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo, simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,94N, 1,1N e 0,26N

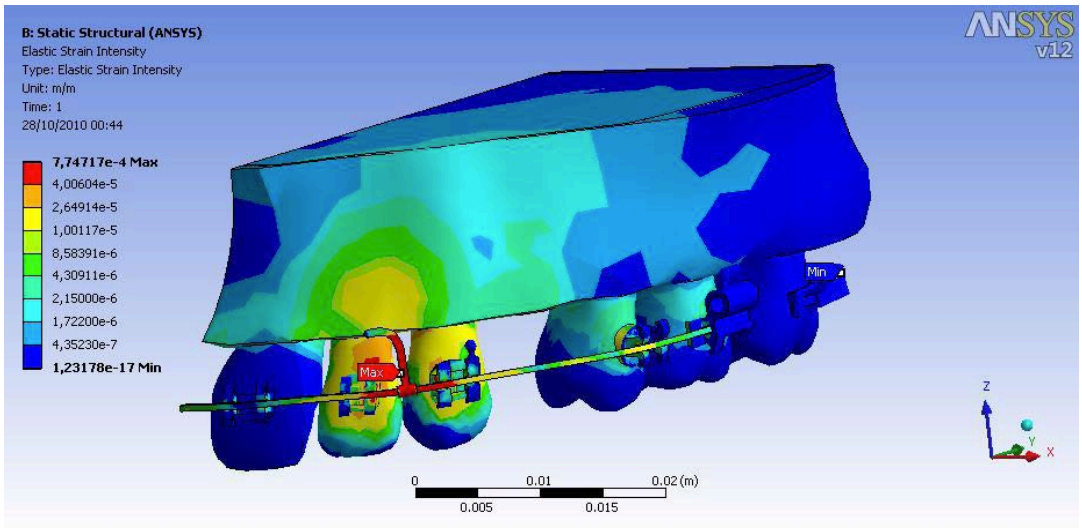

Figura 5.2 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)

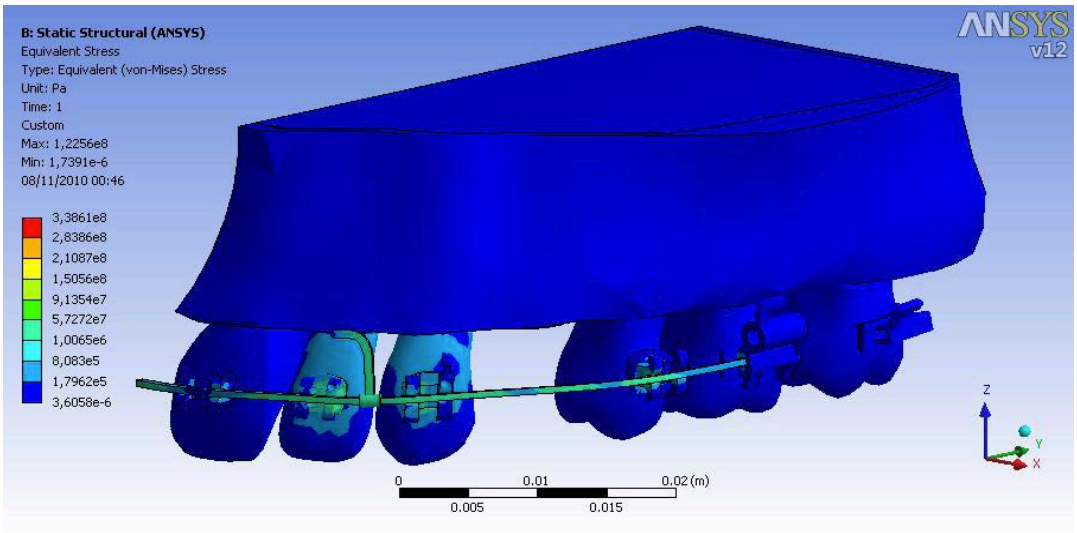

Figura 5.3 - Representação das Tensões de Von Mises

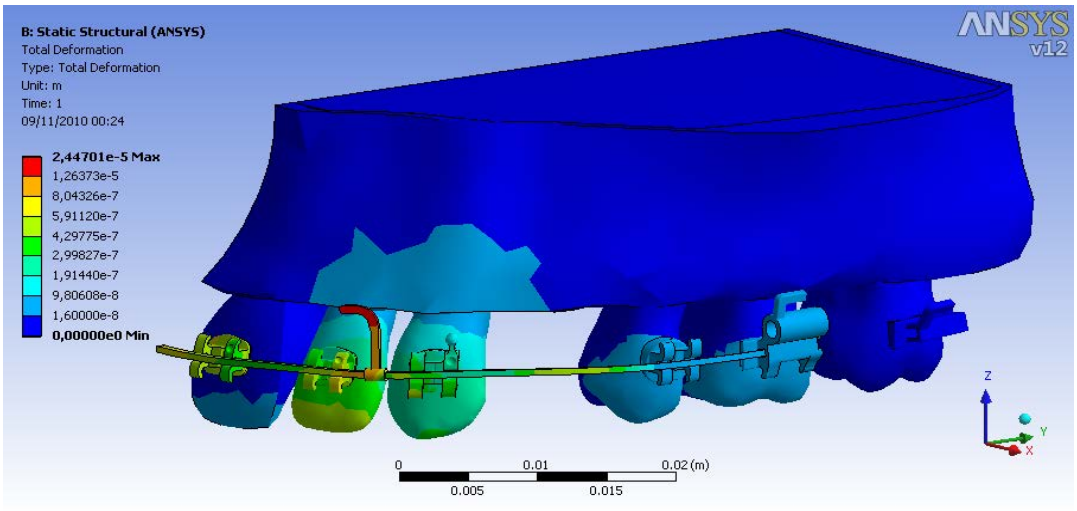

Figura 5.4a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X,Y e Z)

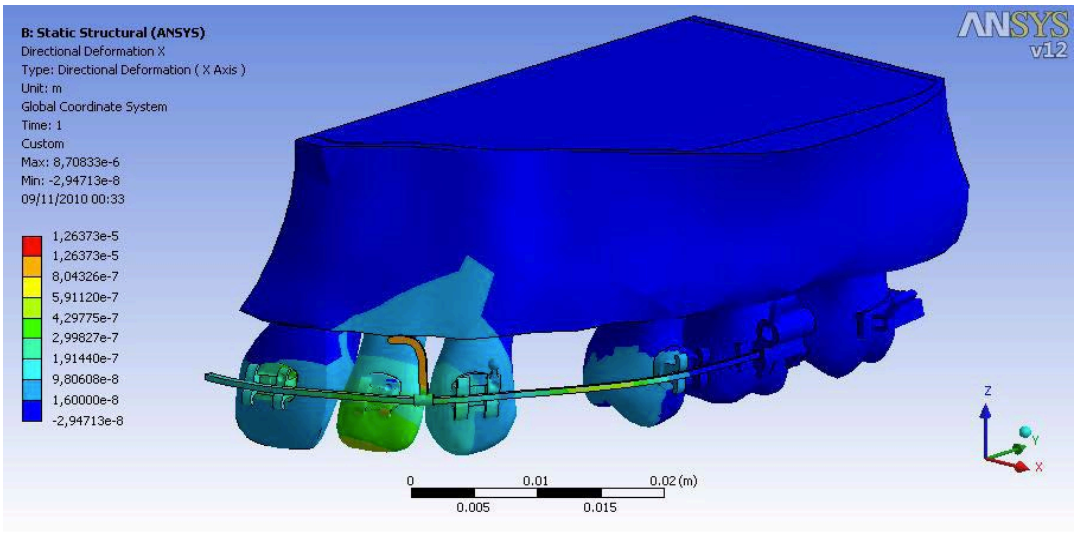

Figura 5.4b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

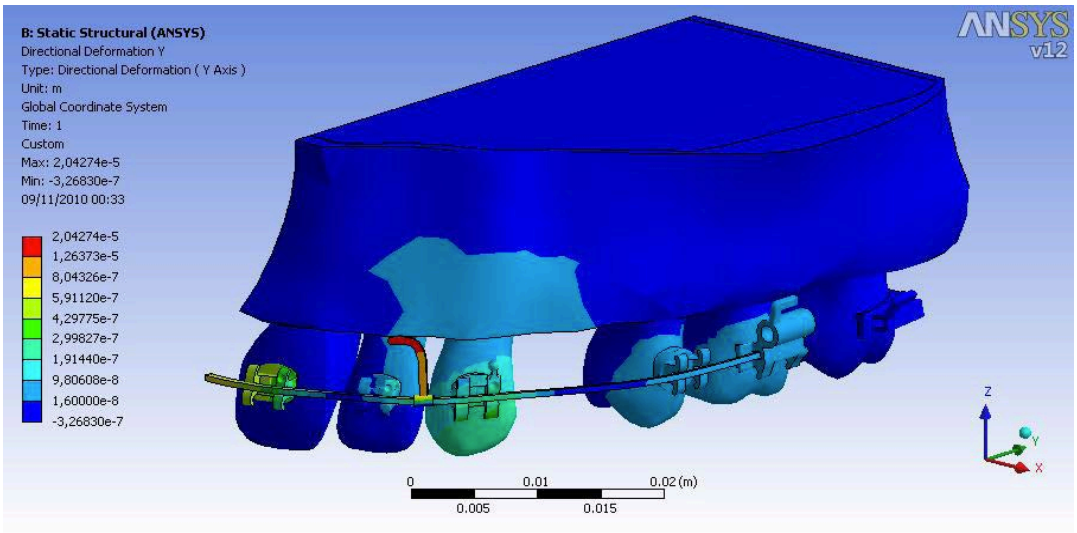

Figura 5.4c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

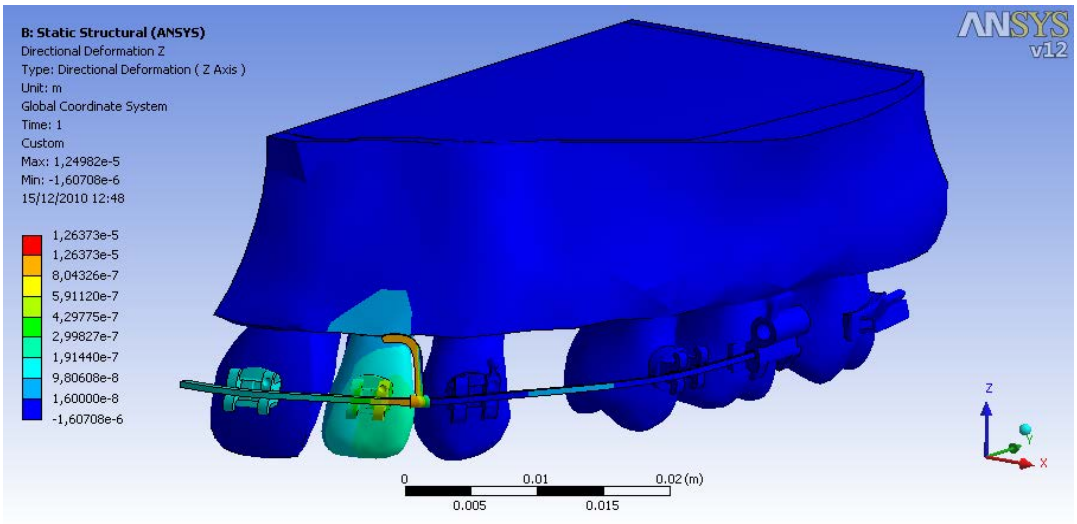

Figura 5.4d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

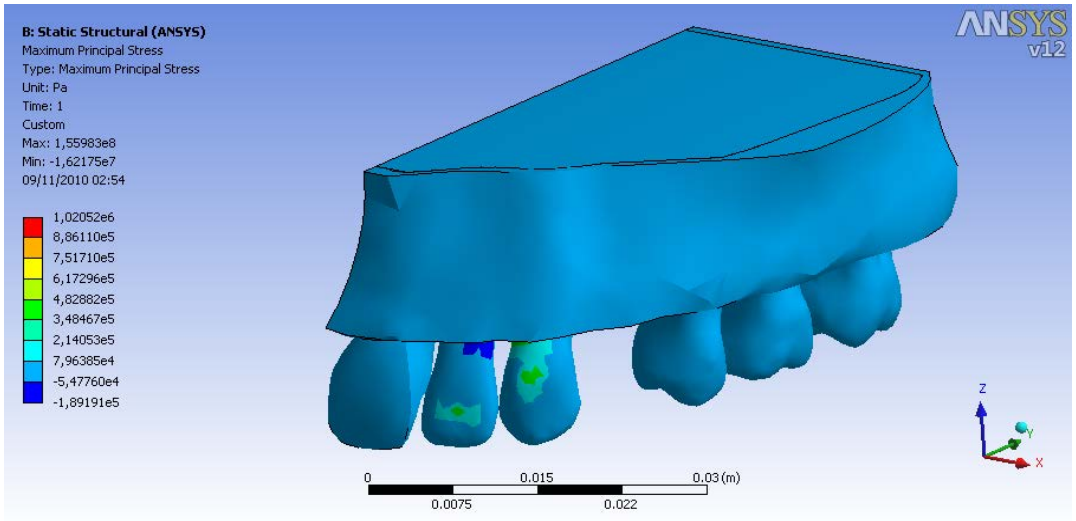

Figura 5.5a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

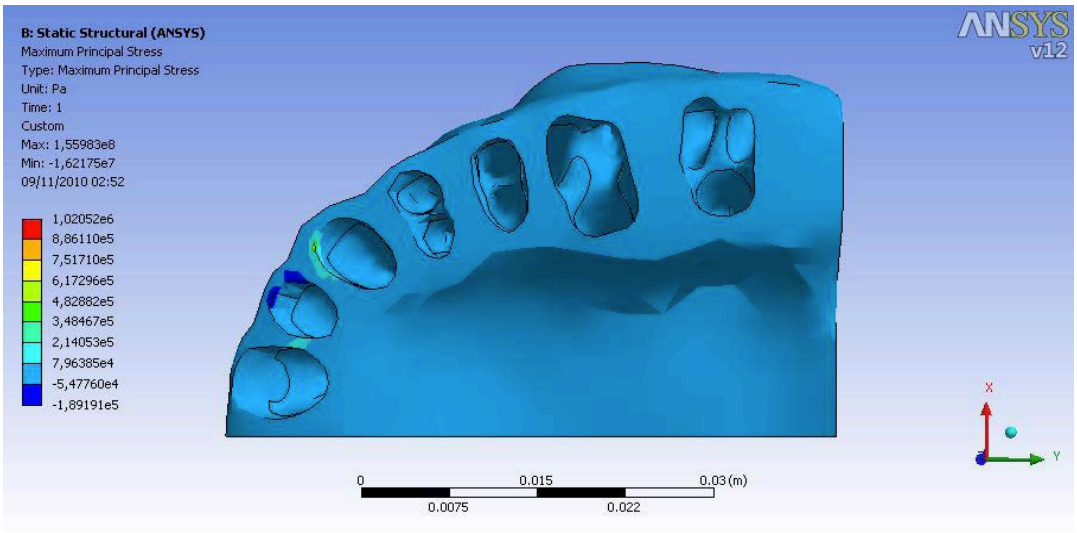

Figura 5.5b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

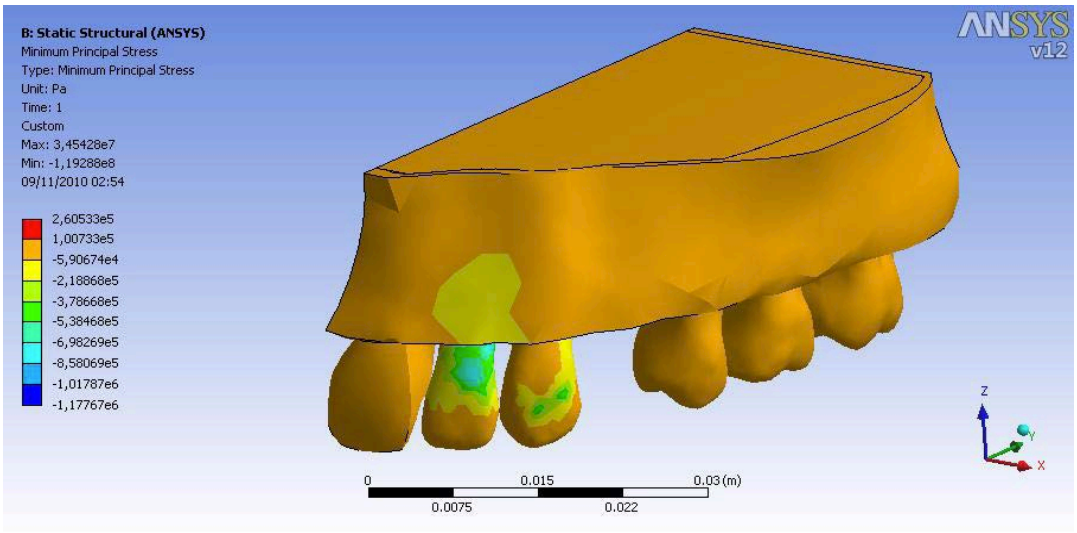

Figura 5.6a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde claro com pontos azuis, representam áreas de tração

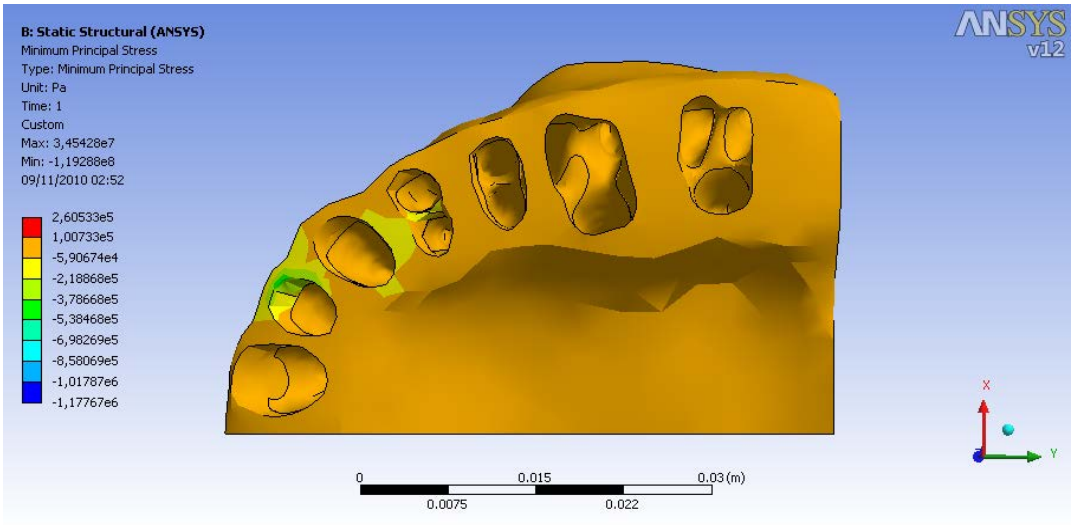

Figura 5.6b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas nos alvéolos dentários. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Vetor de força em direção ao gancho do primeiro molar (paralela ao arco ortodôntico) – Figuras 5.7 a 5.12b

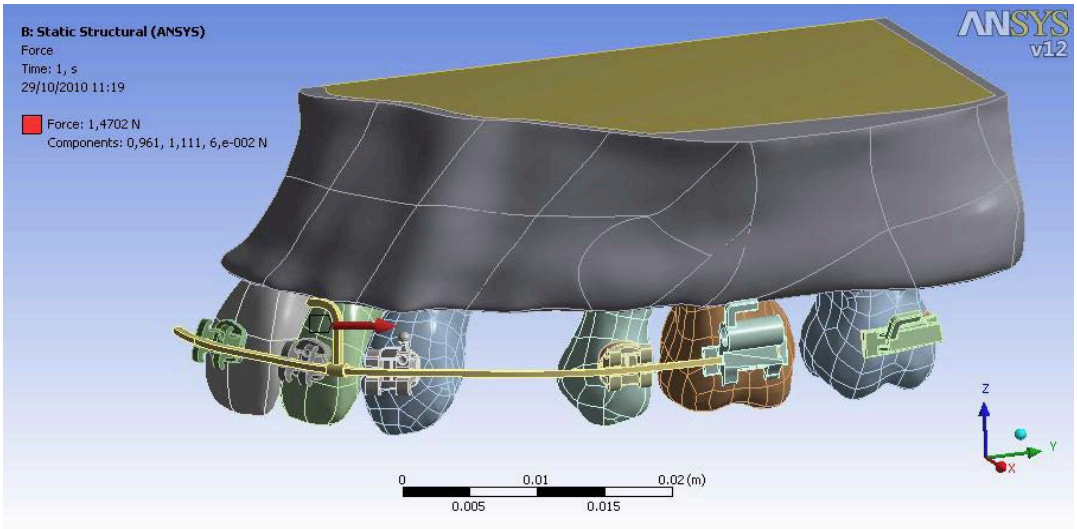

Figura 5.7 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,961N, 1,111N e 0,06N

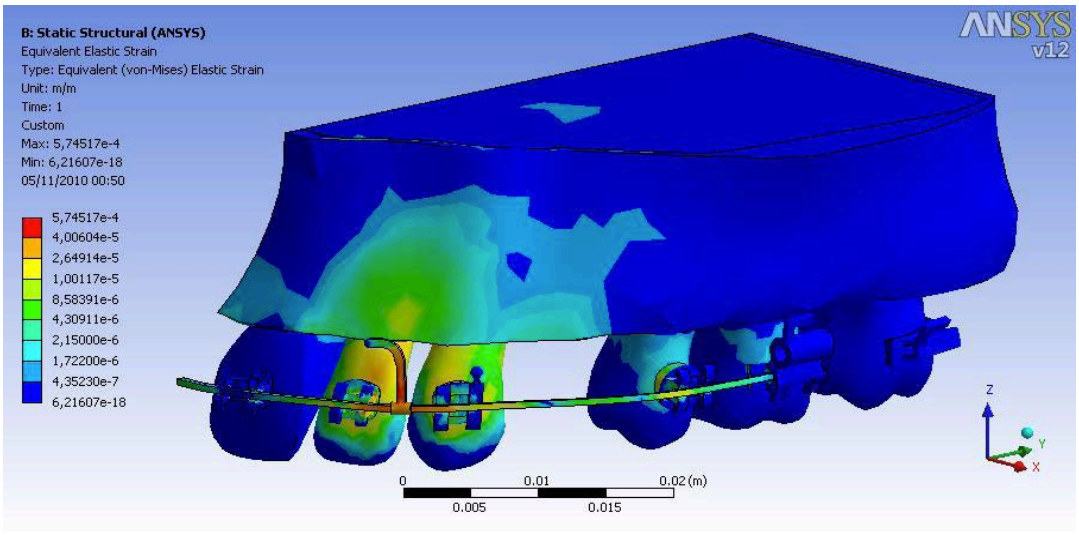

Figura 5.8 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)

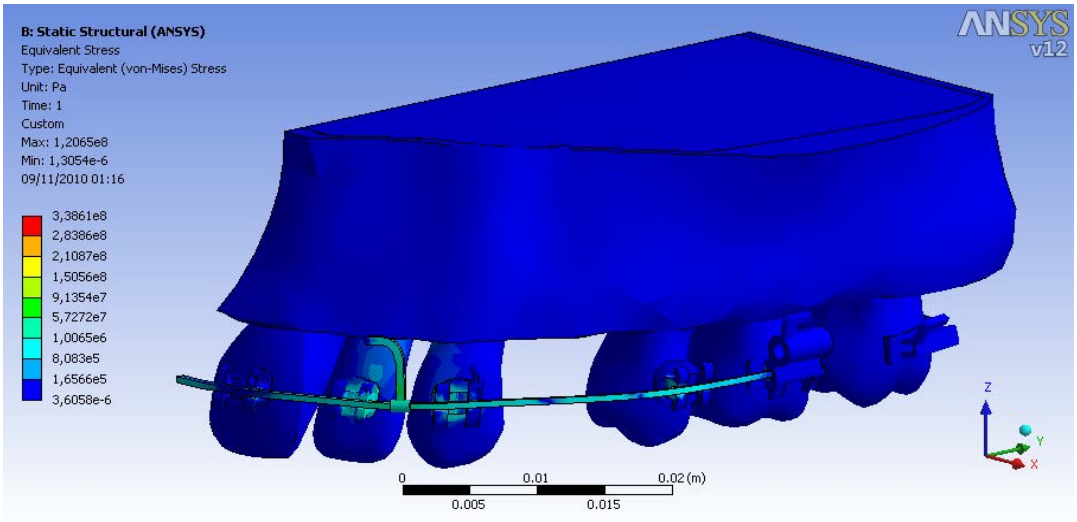

Figura 5.9 - Representação das Tensões de Von Mises

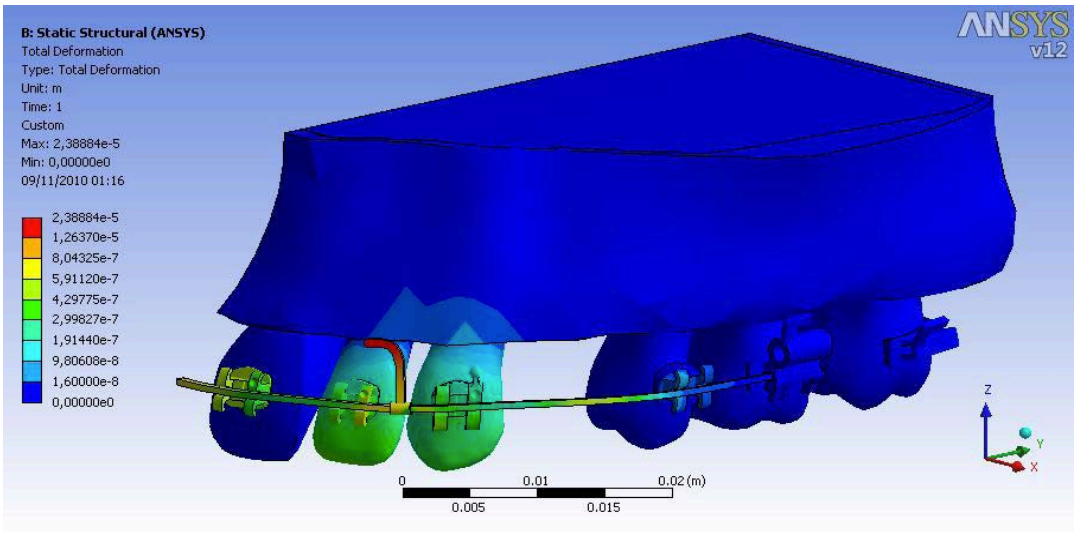

Figura 5.10a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

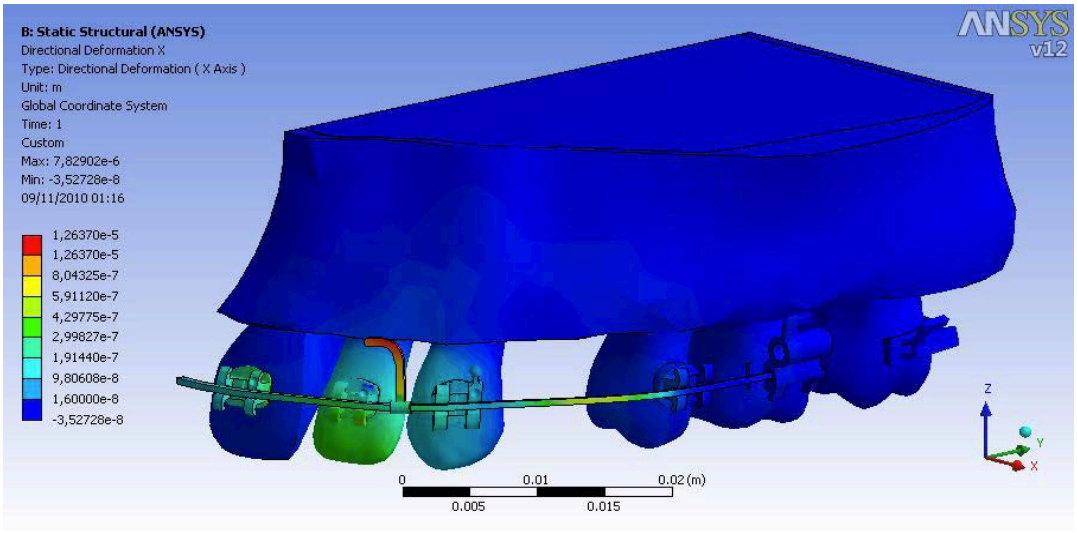

Figura 5.10b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

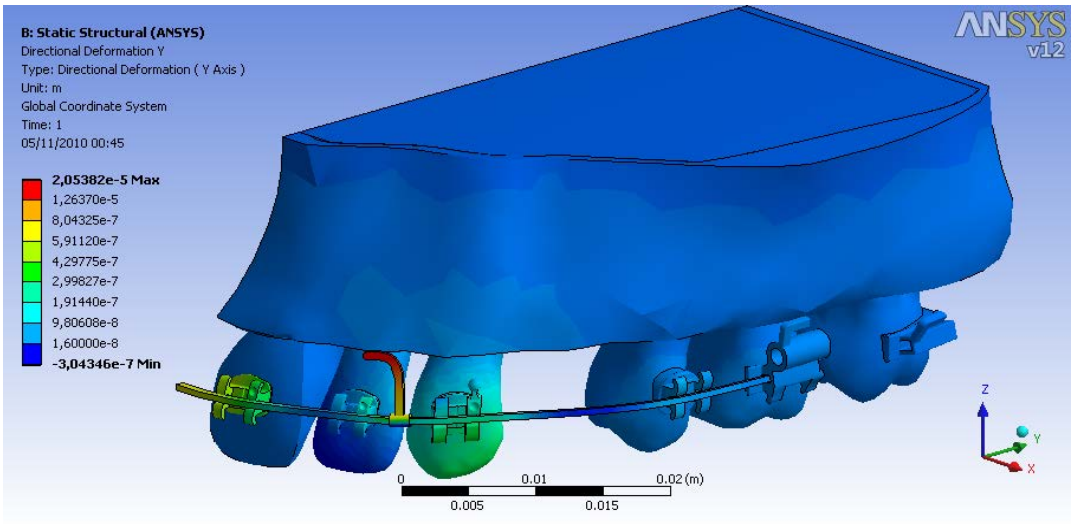

Figura 5.10c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

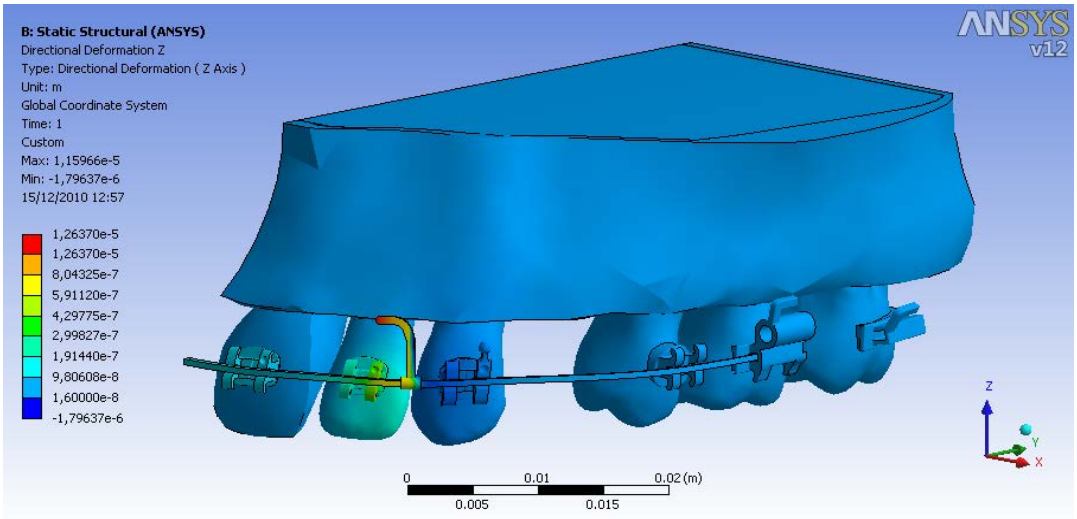

Figura 5.10d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

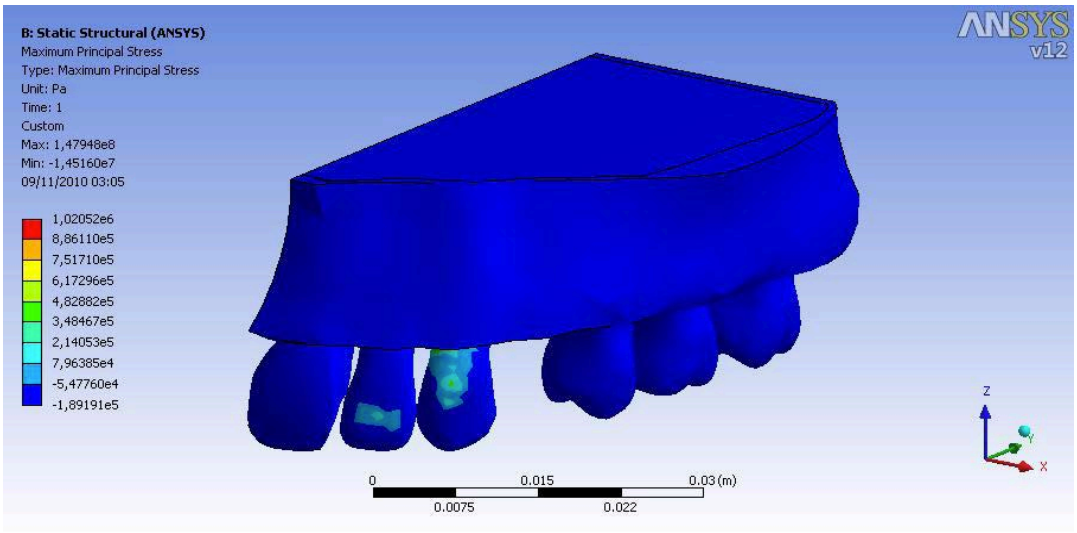

Figura 5.11a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

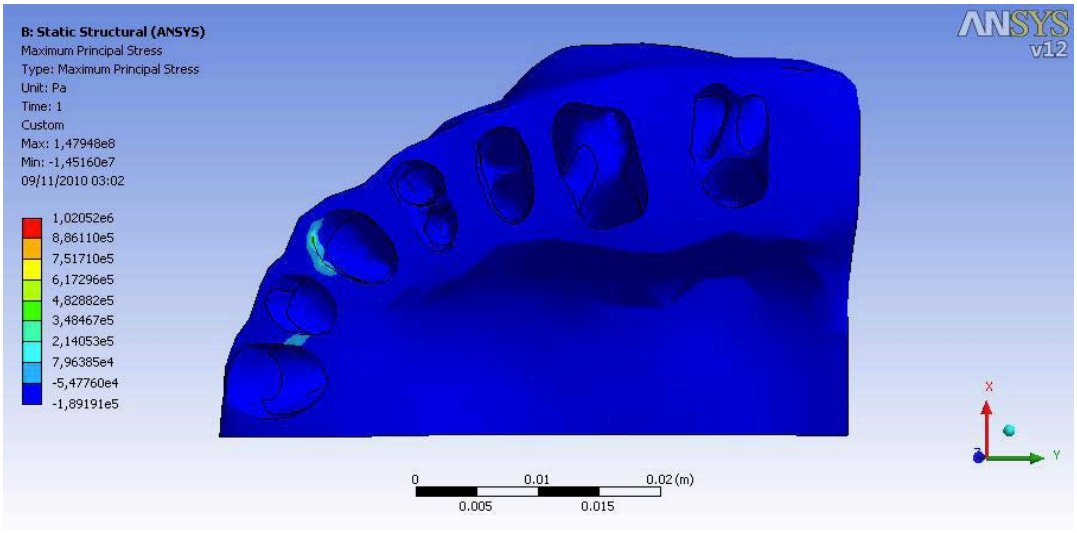

Figura 5.11b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

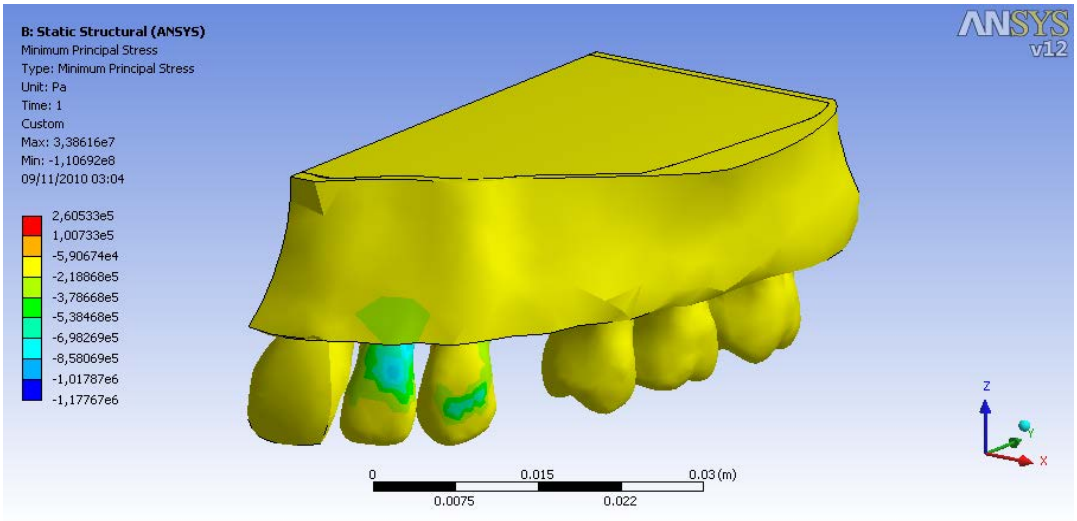

Figura 5.12a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

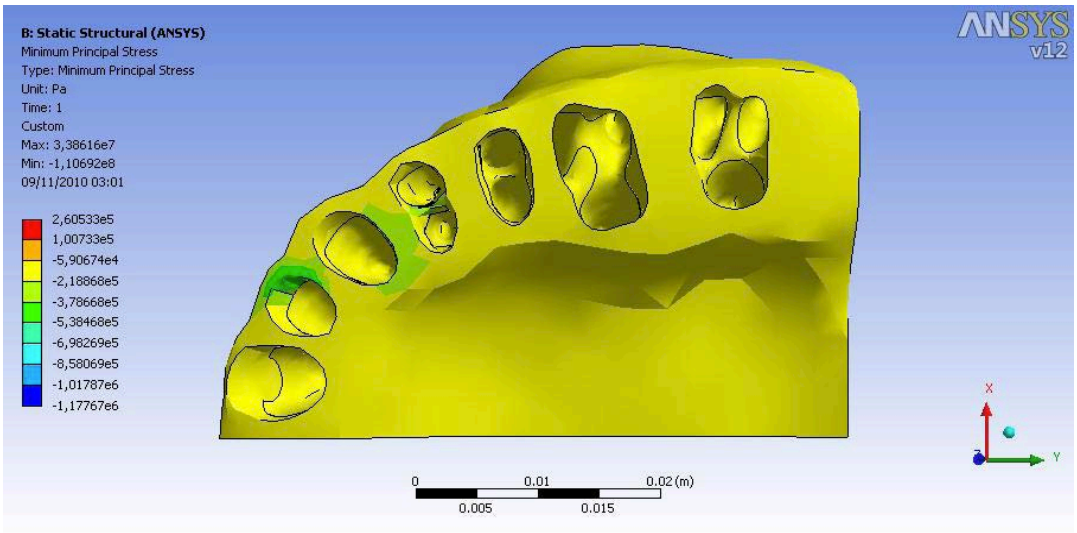

Figura 5.12b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Gancho de 9 mm

Vetor de força em direção ao mini-implante (paralela ao arco ortodôntico) – Figuras 5.13 a 5.18b

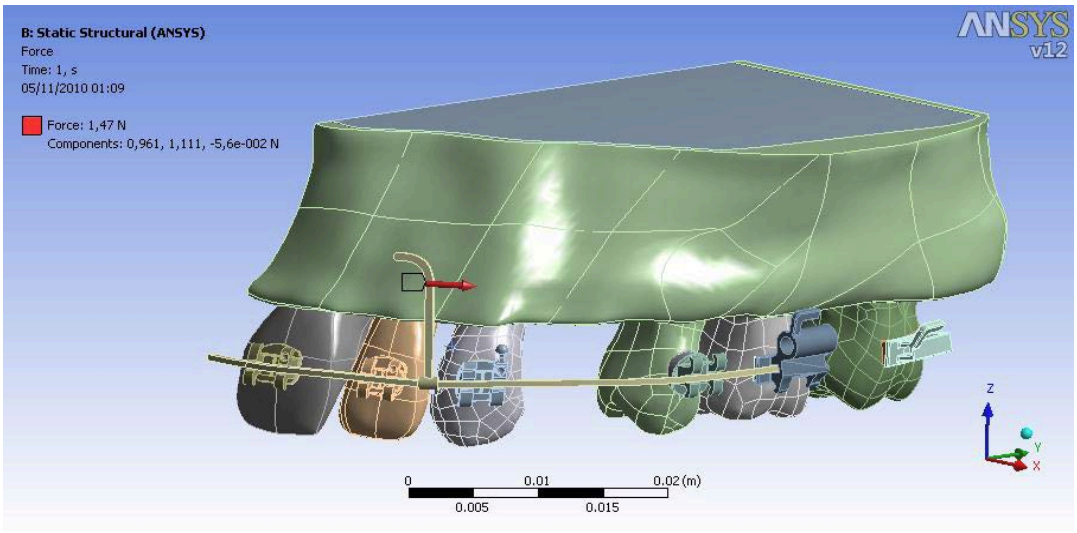

Figura 5.13 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,961N, 1,111N e 0,06N

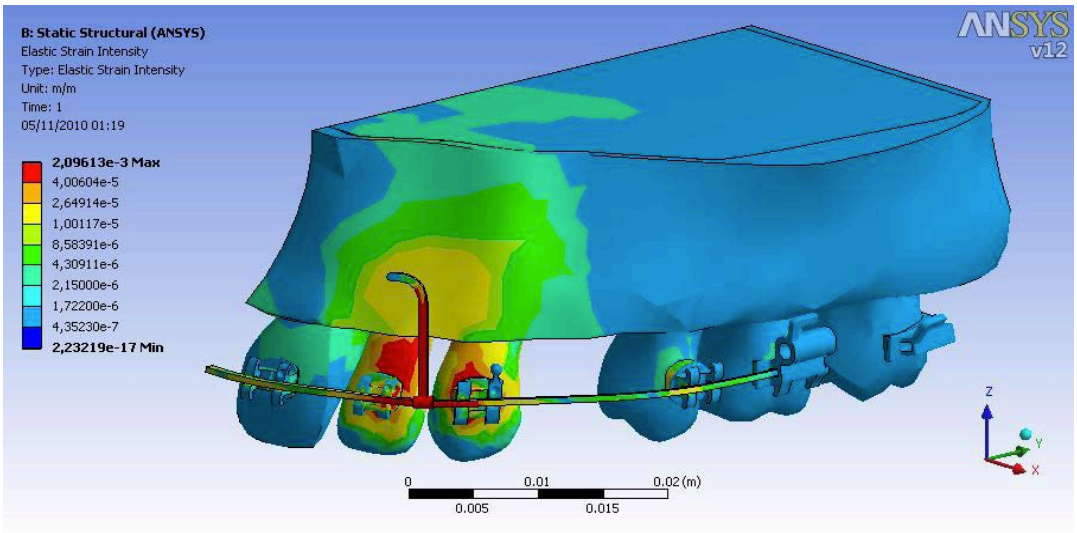

Figura 5.14 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)

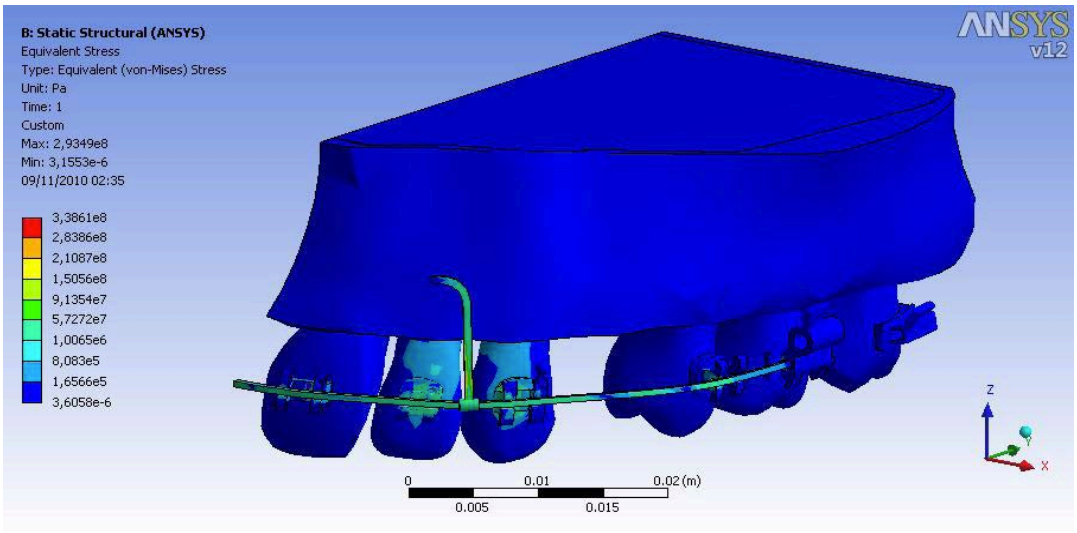

Figura 5.15 - Representação das Tensões de Von Mises

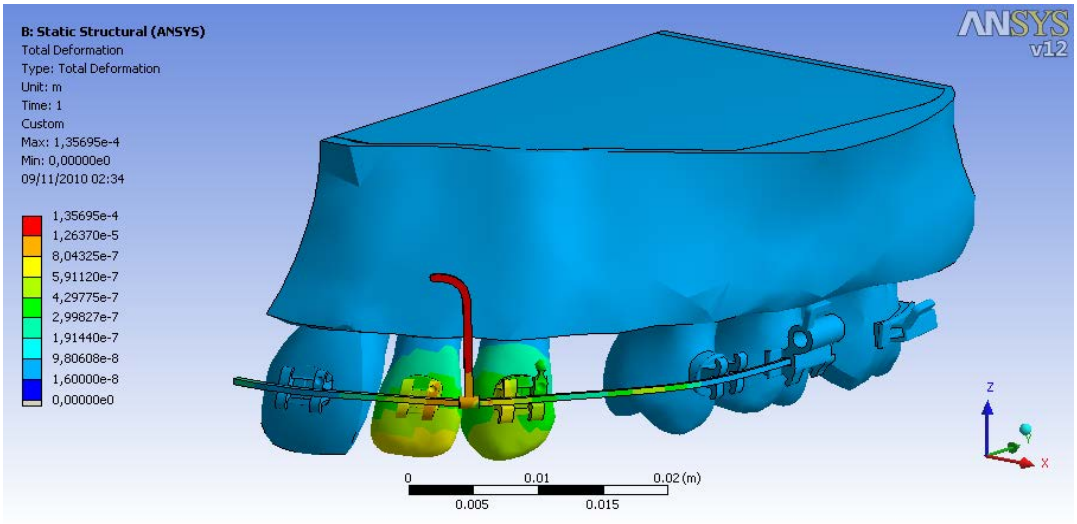

Figura 5.16a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

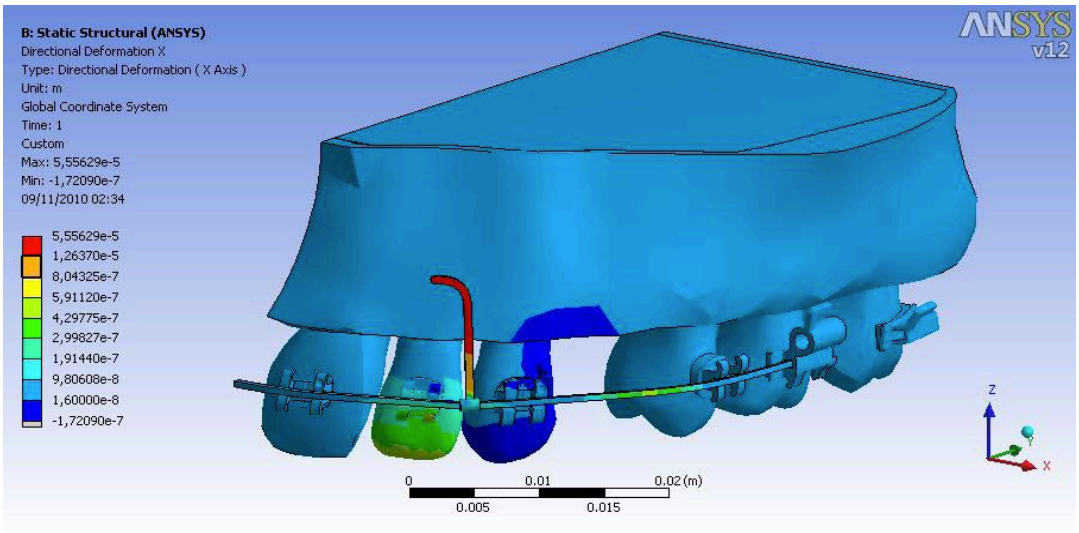

Figura 5.16b - Avaliação espacial do deslocamento no plano X (transversal)

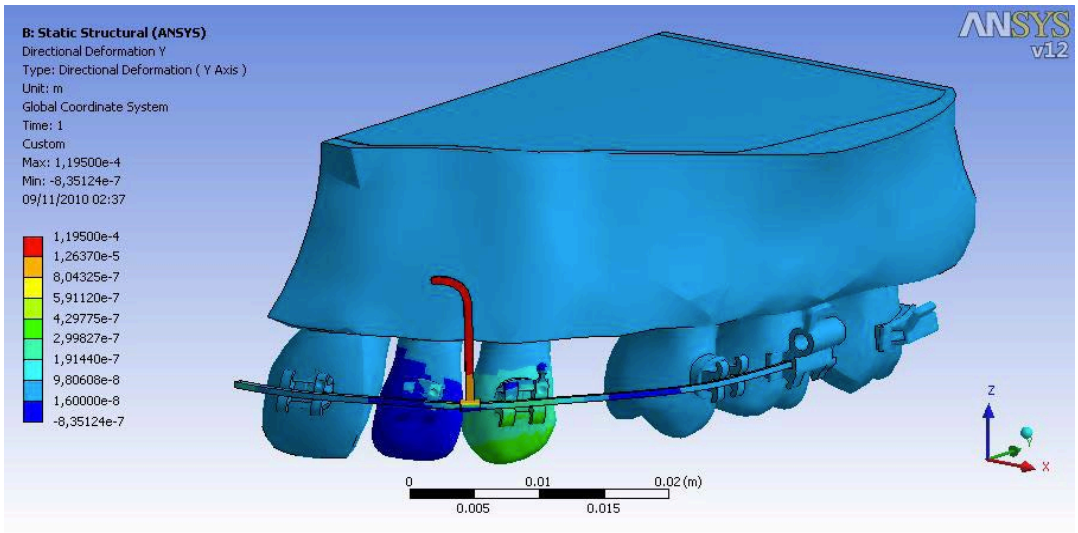

Figura 5.16c - Avaliação espacial do deslocamento no plano Y (sagital)

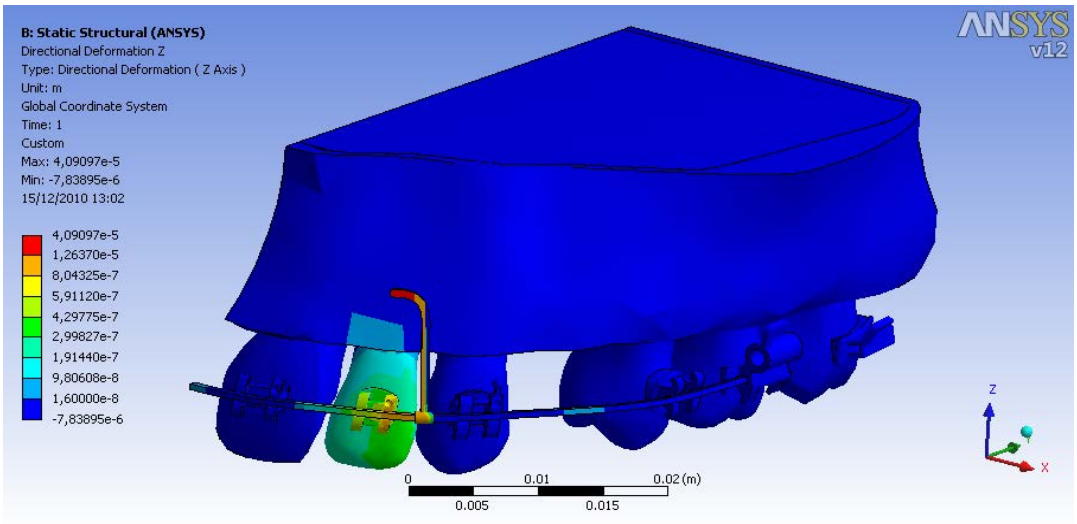

Figura 5.16d - Avaliação espacial do deslocamento no plano Z (vertical)

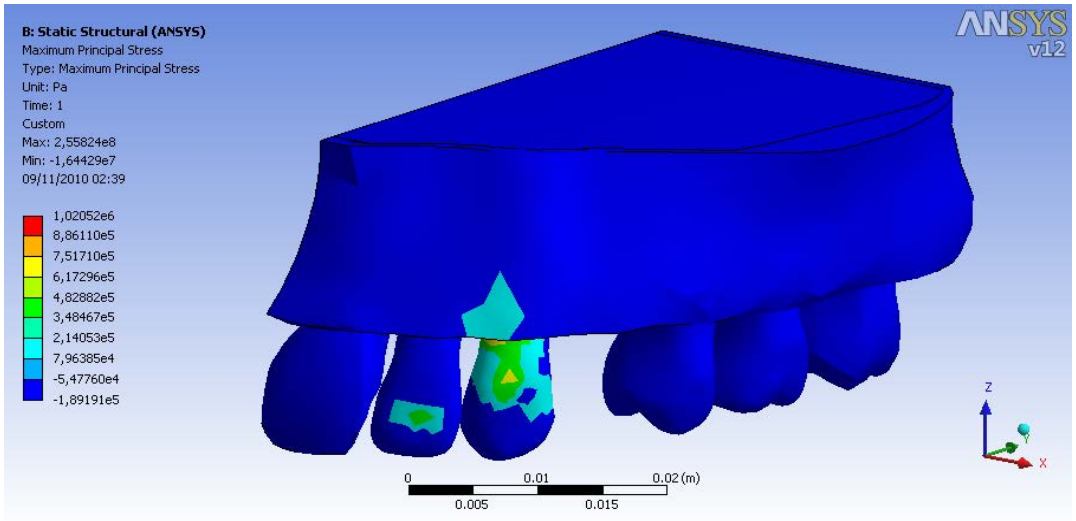

Figura 5.17a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a coloração verde com pontos amarelos, representam áreas de compressão

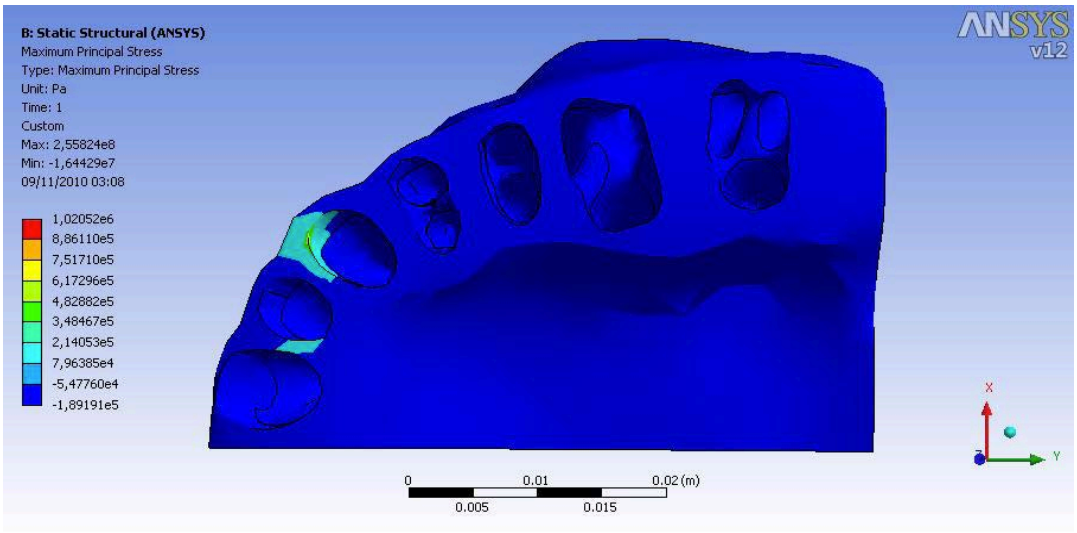

Figura 5.17b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

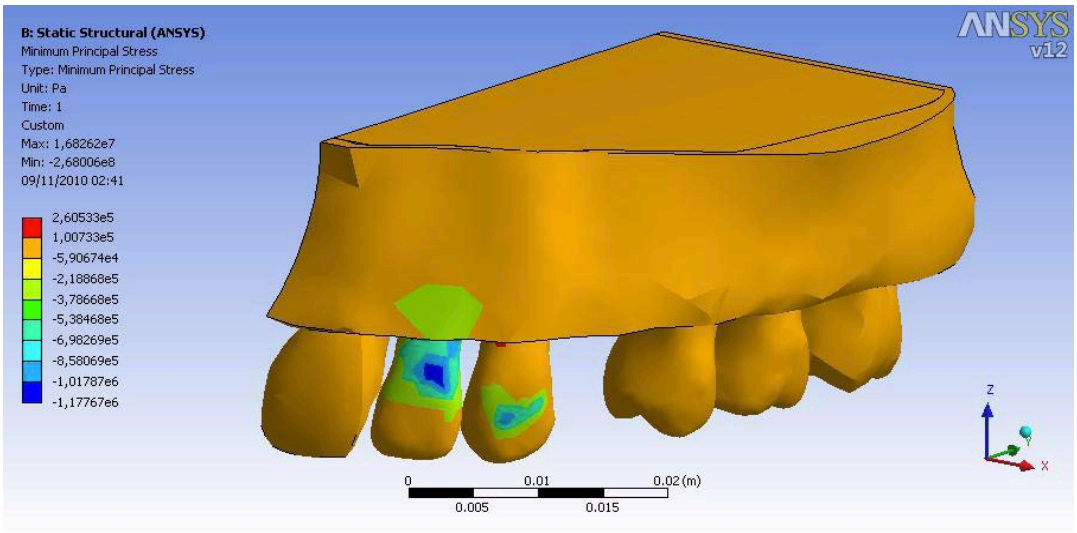

Figura 5.18a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

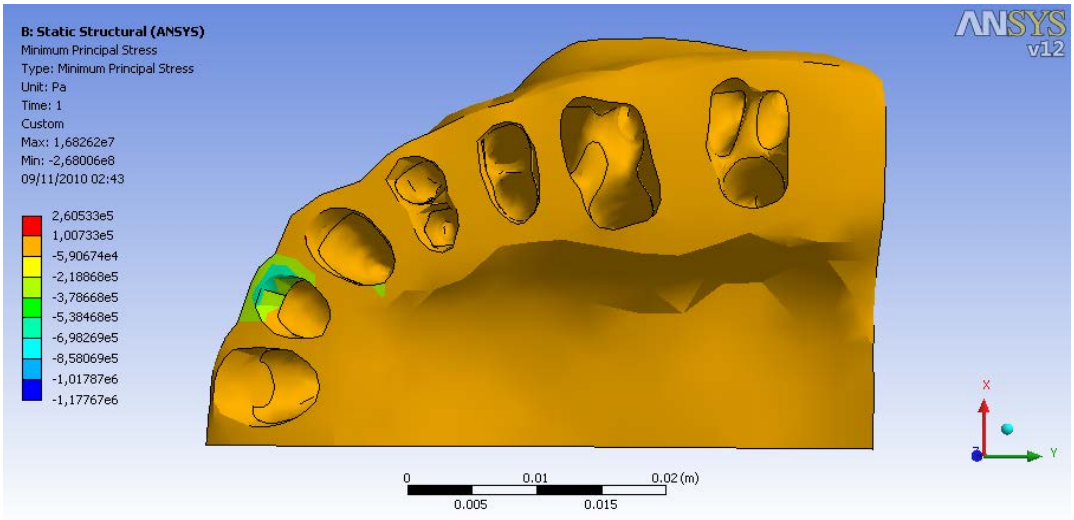

Figura 5.18b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Vetor de força em direção ao gancho do primeiro molar (não paralela ao arco ortodôntico) – Figuras 6.19 a 6.24b

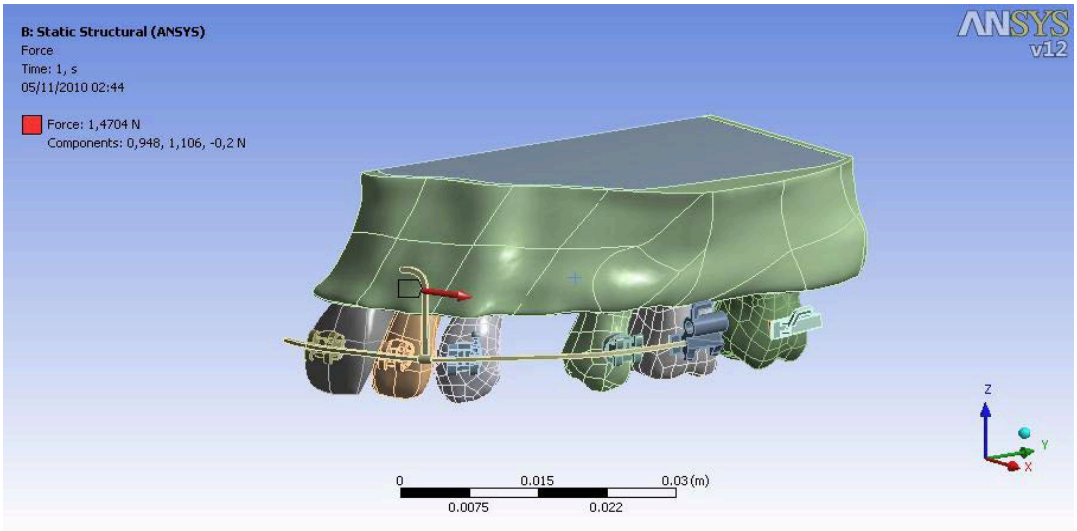

Figura 5.19 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1,47N aplicada, decomposta em 0,948N, 1,106N e - 0,2N

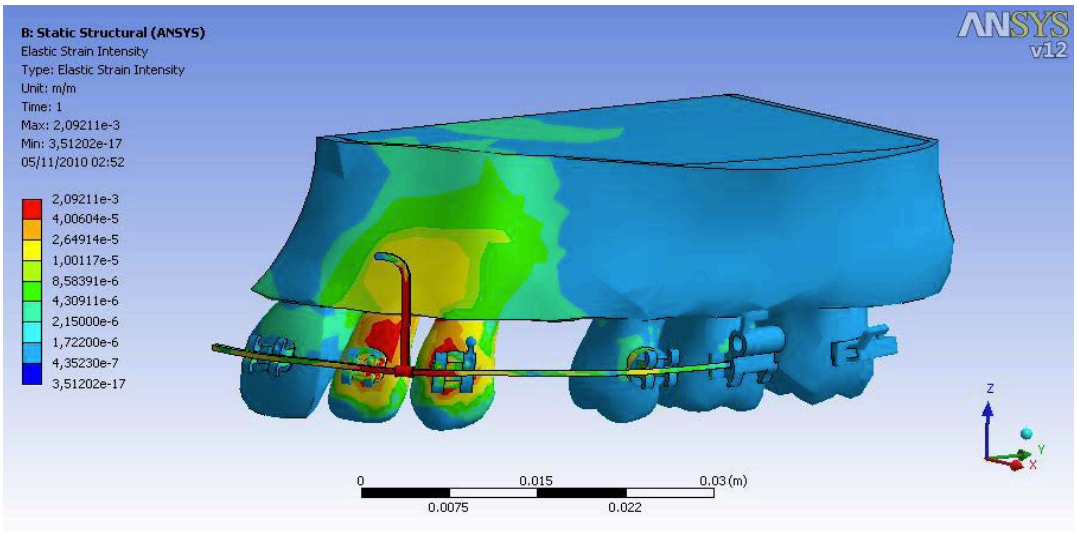

Figura 5.20 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)

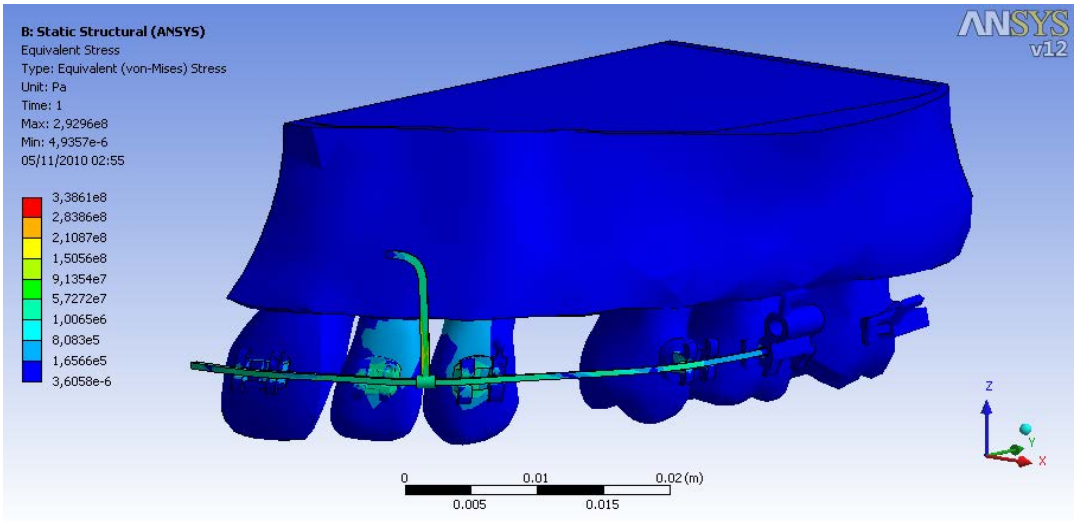

Figura 5.21 - Representação das Tensões de Von Mises

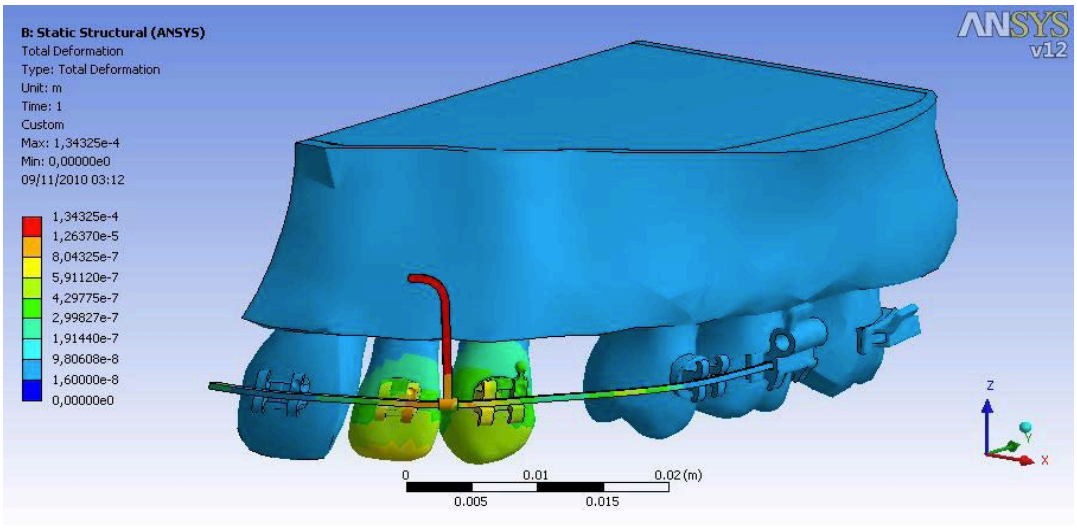

Figura 5.22a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

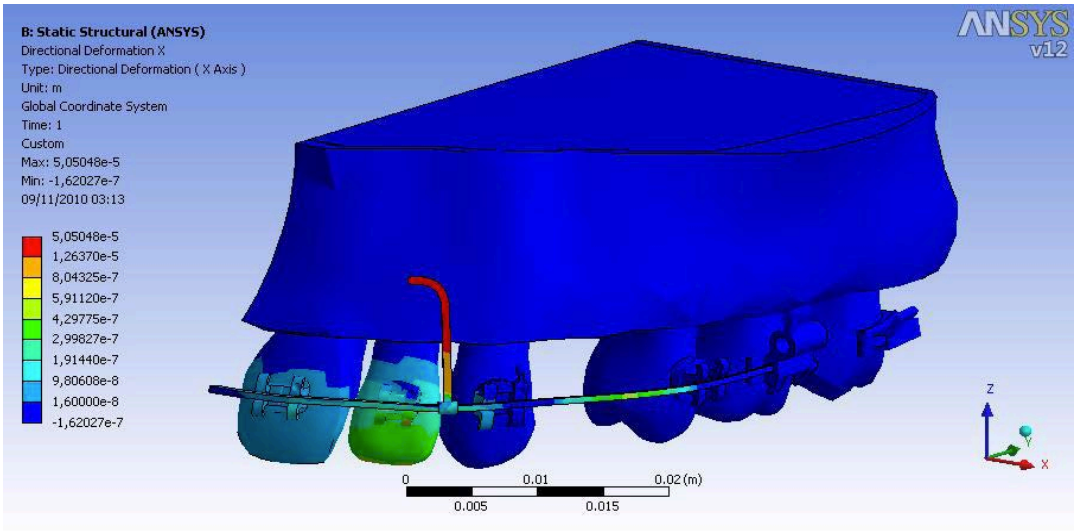

Figura 5.22b - Avaliação espacial do deslocamento no plano X (transversal)

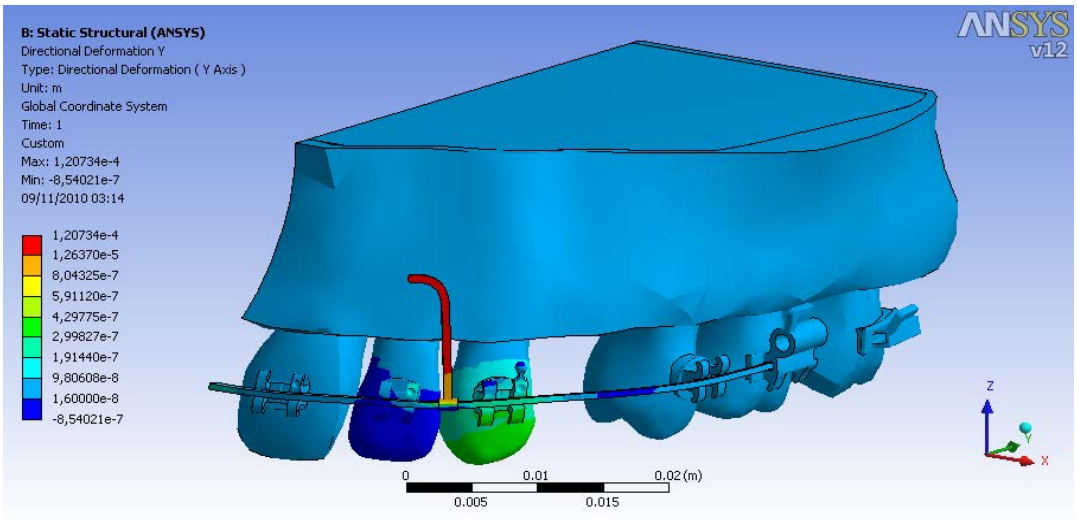

Figura 5.22c - Avaliação espacial do deslocamento no plano Y (sagital)

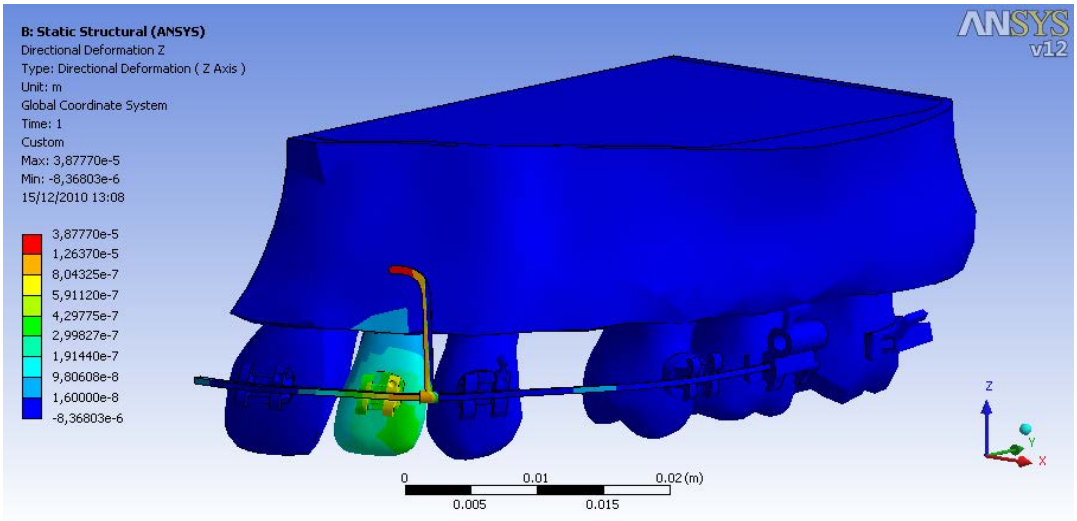

Figura 5.22d - Avaliação espacial do deslocamento no plano Z (vertical)

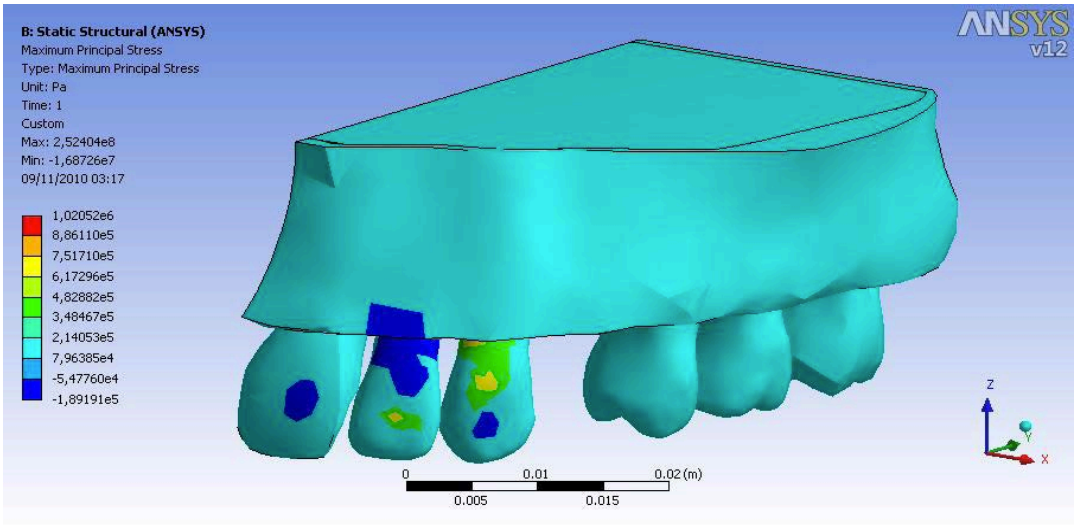

Figura 5.23a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a coloração verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

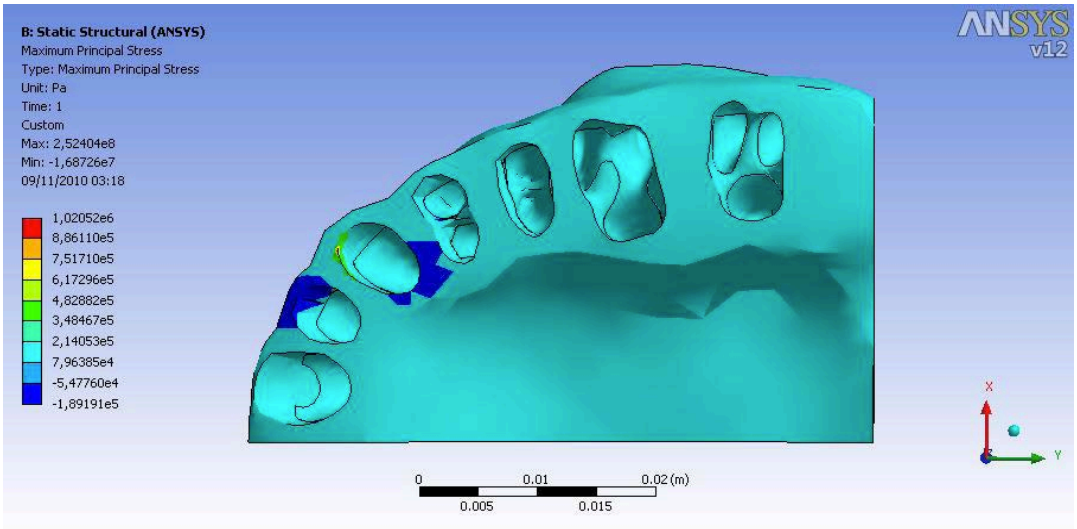

Figura 5.23b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

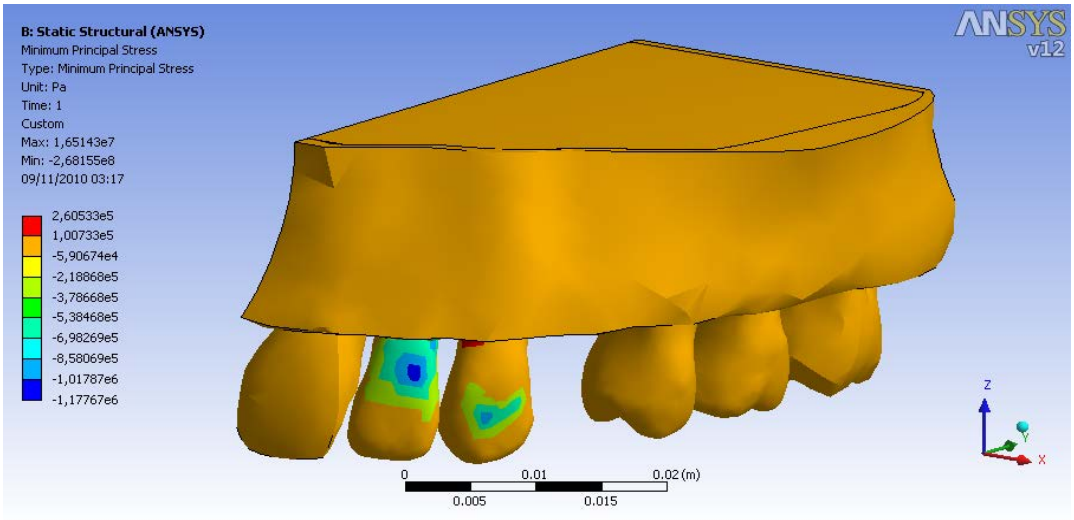

Figura 5.24a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas

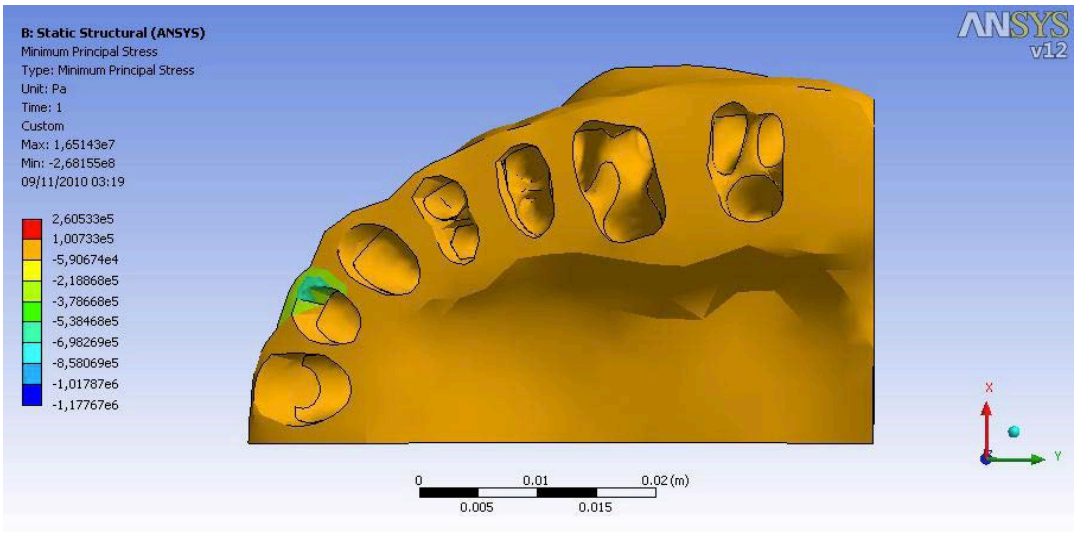

Figura 5.24b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Para facilitar a visualização e descrição dos resultados, obtidos, com base na leitura da variação das cores, as figuras foram divididas em categorias de A a H:

A - Comparação entre as deformações ocorridas nos quatro modelos, sob o efeito dos diferentes vetores de força: do gancho de 4 mm ao mini-implante (figura 5.2), do gancho de 9 mm ao mini-implante (figura 5.8), do gancho de 4 mm ao tubo do primeiro molar (figura 5.14) e do gancho de 9 mm ao tubo do primeiro molar (figura 5.20).

Este trabalho não teve como objetivo verificar as distribuições de forças que ocorreram levando em consideraçãoo a força de reação, se atendo somente a dissipação de forças ocasionada pela aplicação de força na região anterior.

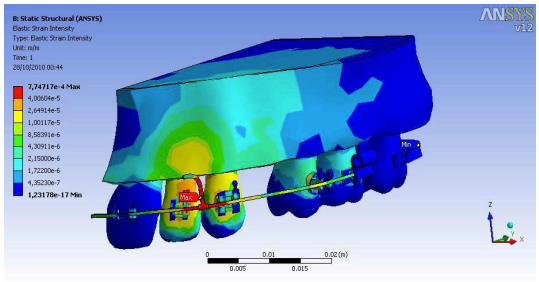

Figura 5.2

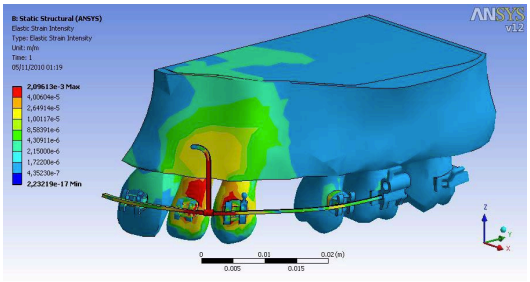

Figura 5.14

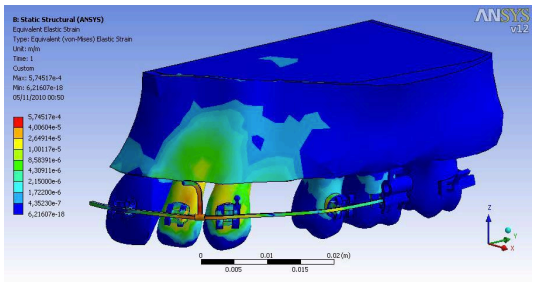

Figura 5.8

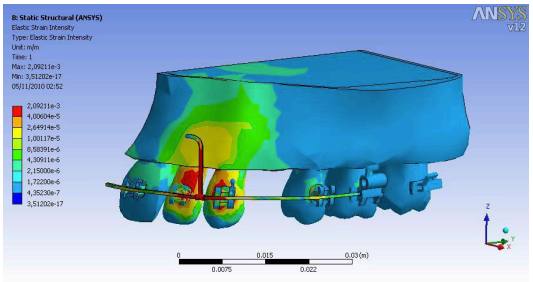

Figura 5.20

Na região anterior os modelos com gancho de 9 mm apresentaram deformações mais intensas que os de 4mm (os quais apresentaram níveis próximos a zero no incisivo central), independente da direção do vetor de força (ao mini-implante ou ao gancho do tubo do primeiro molar). Notou-se também nos quatro modelos, principalmente os que apresentavam gancho de 9mm, que houve maiores concentrações de deformações na região cervical do incisivo lateral e no centro da coroa do canino. Foi possível ainda observar que a hemi-maxila também apresentou deformações maiores no modelo com o gancho de 9 mm, representadas pelas áreas amarelas.

Na região posterior, os modelos apresentaram concentrações de deformações na região média e cervical do pré-molar e primeiro molar,

principalmente na figura 5.2. Foi possível ainda observar que a hemi-maxila também apresentou deformações maiores na figura 5.2, se comparada às outras situações.

B - Comparação entre as Tensões de Von Mises

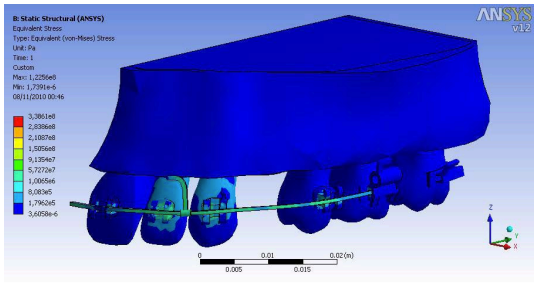

Figura 5.3

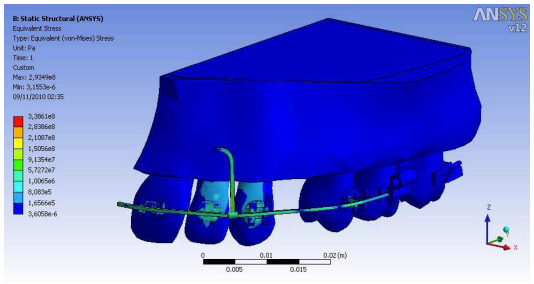

Figura 5.15

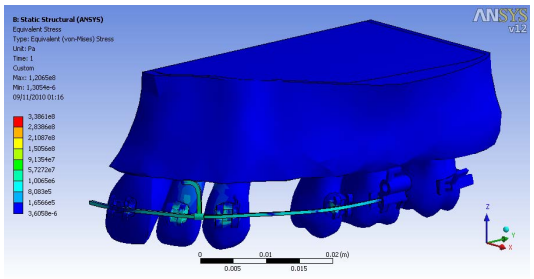

Figura 5.9

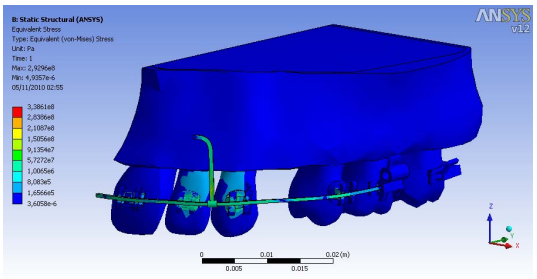

Figura 5.21

O critério de Von Mises, devido à sua formulação, não leva em conta se as tensões são de tração ou de compressão, sua função é determinar qual região do material em análise sofre maior solicitação. Considerando os vetores de força, notou-se que a solicitação no arco e nos braquetes foi muito similar, sofrendo apenas pequenas alterações, sendo que a força utilizada não foi capaz de produzir deformações permanentes nos componentes metálicos, porque todos os valores possuem grandezes de magnitudes menores que 10^{-2} (deformação permanente).

C - Comparação entre os Deslocamentos Totais nos três eixos (X, Y e Z)

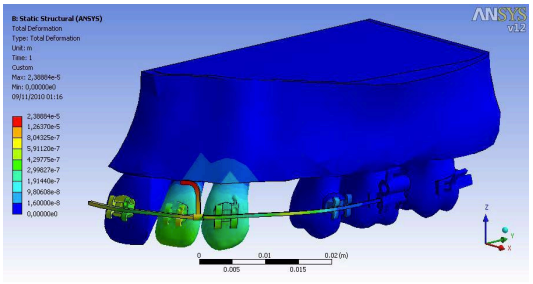

Figura 5.4a

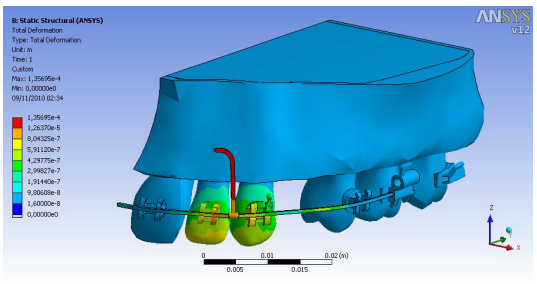

Figura 5.16a

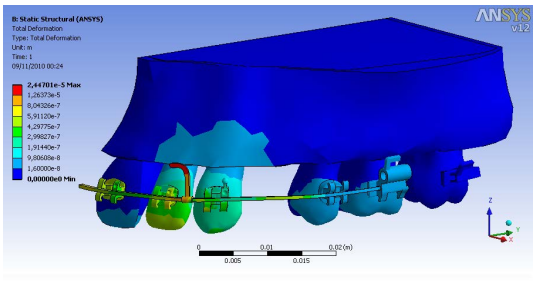

Figura 5.10a

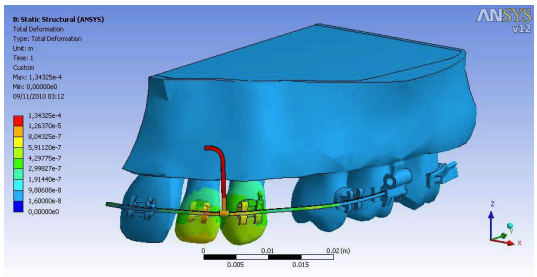

Figura 5.22a

Pelas características apresentadas, pode-se inferir sobre a quantidade de movimento dos dentes, ainda que não seja possível determinar a direção desse movimento. Constata-se que, segundo a sequência das figuras: 5.4a, 5.10a, 5.16a e 5.22a, houve maior deslocamento dos dentes anteriores, da figura 5.22a (gancho de 9mm ao tubo do primeiro molar) e menor deslocamento nos da figura 5.4a (gancho de 4mm ao mini-implante). Adicionalmente, foi possível perceber nos modelos ainda que em níveis baixos, a hemi-maxila sofreu deslocamentos mínimos em toda sua extensão.

Na região posterior, os quatro modelos apresentaram leves deslocamentos, sendo os da figura 5.4a, os mais próximos a zero.

O arco ortodôntico deslocou-se de forma similar em todos os modelos, sendo seu deslocamento muito baixo na região posterior.

D - Comparação entre os Deslocamentos no eixo X (transversal)

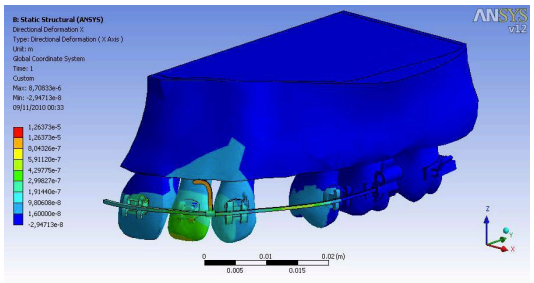

Figura 5.4b

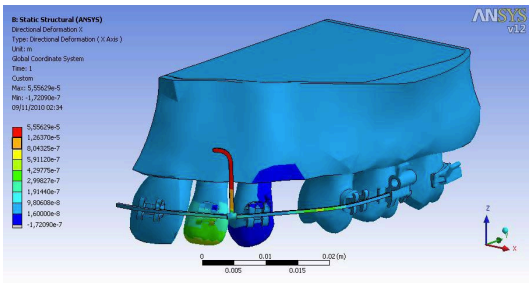

Figura 5.16b

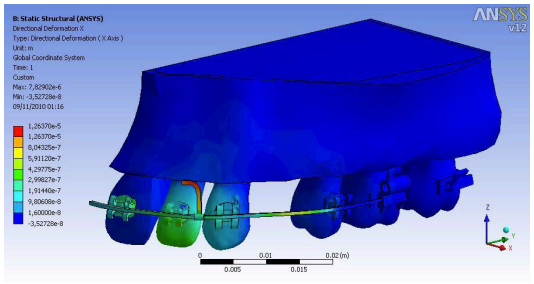

Figura 5.10b

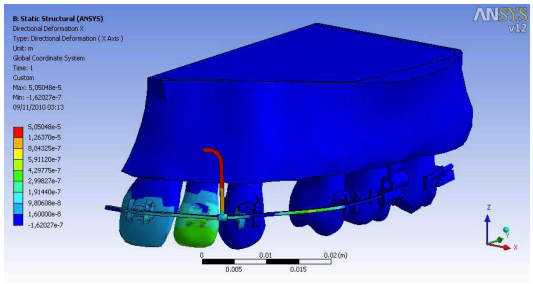

Figura 5.22b

A altura dos ganchos influenciou a movimentação dos incisivos e canino. Os modelos com os ganchos de 4mm, apresentaram, além do deslocamento do incisivo lateral, leve deslocamento do canino, enquanto que os de 9mm, apresentaram um deslocamento do incisivo lateral mais intenso e do canino praticamente nulo. Apenas no modelo da figura 5.10b, o incisivo central apresentou deslocamento próximo a zero.

Aqui novamente constata-se, que no setor posterior, o deslocamento foi insignificante em todos os modelos, sendo que na figura 5.16b o deslocamento foi discretamente maior. O mesmo deslocamento observado na figura 5.16b observou-se na região do segundo pré-molar, na figura 5.4b.

Ao longo do arco ortodôntico observou-se um deslocamento similar em todos os modelos, sendo mínimo na região posterior. Muito embora, os ganchos de 4mm e de 9mm tenham sofrido deslocamentos elevados, principalmente em suas extremidades, esses valores estiveram abaixo de 10^{-2} (deformação permanente).

E - Comparação entre os Deslocamentos no eixo em Y (sagital)

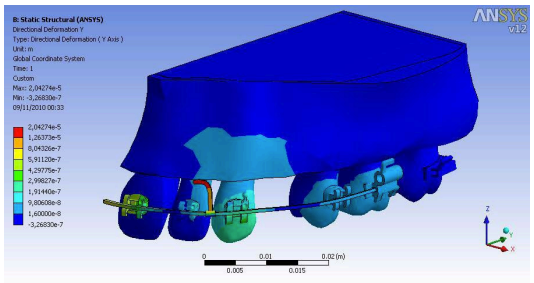

Figura 5.4c

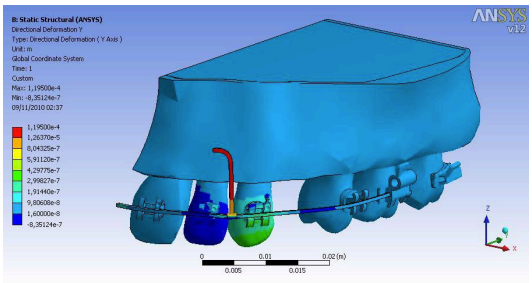

Figura 5.16c

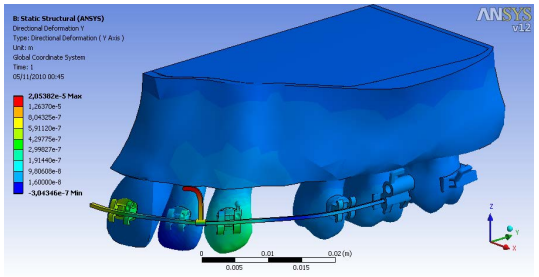

Figura 5.10c

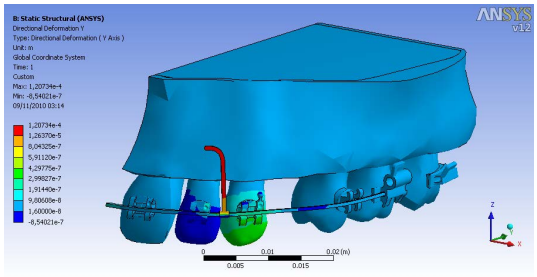

Figura 5.22c

Os deslocamentos observados foram relativamente uniformes em todos os modelos. Na região anterior, os deslocamentos dos incisivos foram insignificantes e o canino apresentou maior deslocamento na região média e incisal da coroa.

Os deslocamentos na região posterior foram uniformes em todos os modelos, com deslocamentos próximos a zero. A figura 5.10c mostra o menor deslocamento de todos.

Ao longo do arco ortodôntico observou-se um deslocamento similar em todos os modelos, sendo mínimo na região posterior. Os ganchos sofreram deslocamentos elevados em todos os modelos, principalmente em suas extremidades. A hemi-maxila, sofreu deslocamentos mínimos em toda sua extensão.

F - Comparação entre os Deslocamentos no eixo Z (Vertical)

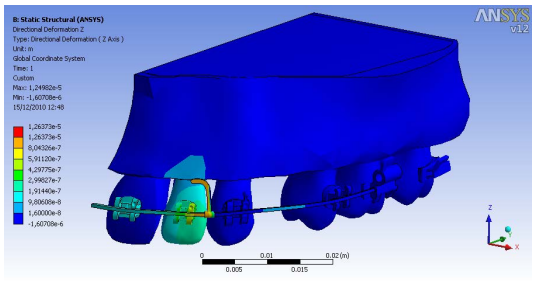

Figura 5.4d

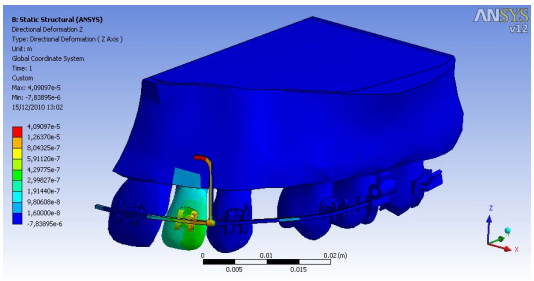

Figura 5.16d

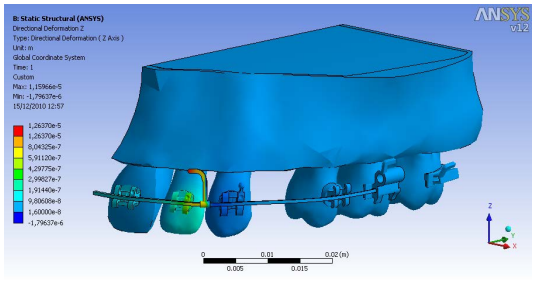

Figura 5.10d

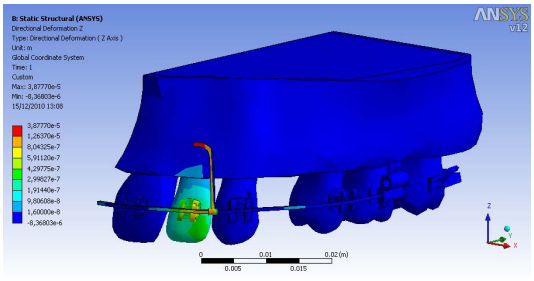

Figura 5.22d

Os deslocamentos observados foram relativamente uniformes em todos os modelos. Na região anterior, o único dente que apresentou o maior deslocamento foi o incisivo lateral, sendo esse deslocamento ainda mais expressivo quando utilzado o gancho de 9mm (presença de coloração amarela). Os incisivos centrais e caninos sofreram deslocamentos praticamente nulos, com exceção do modelo da figura 5.10d, que apresentou uma discreta diferença.

Os deslocamentos na região posterior foram próximos a zero em todos os modelos, novamente, com exceção da figura 5.10d.

Ao longo do arco ortodôntico observou-se um deslocamento similar em todos os modelos, sendo mais intenso na região imediatamente anterior à fixação dos ganchos. A hemi-maxila, sofreu deslocamentos mínimos em toda sua extensão.

G - Comparação entre as Máximas Tensões Principais na Hemi-Maxila e Dentes

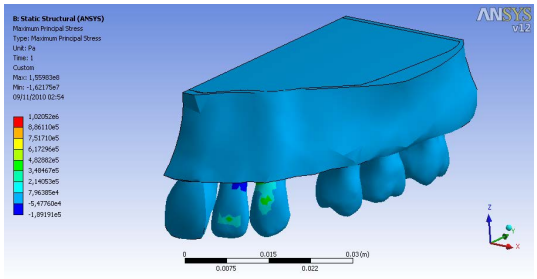

Figura 5.5a

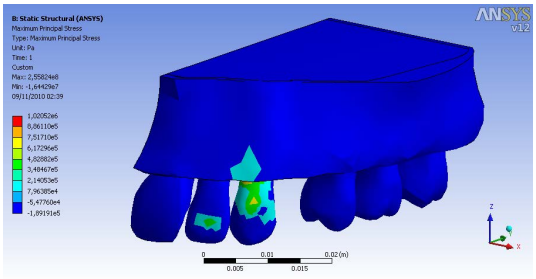

Figura 5.17a

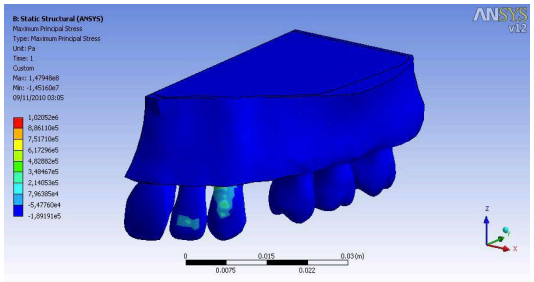

Figura 5.11a

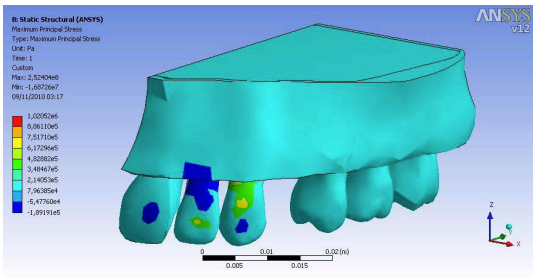

Figura 5.23a

Nos quatro modelos, os braquetes, o arco e o gancho foram suprimidos apenas da visualização a fim de permitir uma melhor análise dos materiais frágeis (dente e osso). As tensões principais máximas permitem distinguir as regiões em que o modelo sofre as maiores solicitações de tração. Pode-se perceber que as regiões de concentração de tensões de tração, nos quatro modelos, recaem nas seguintes posições: entre o terço médio e incisal no incisivo lateral e entre o terço médio e cervical no canino, próximas às regiões em que os braquetes foram colados, variando tão somente a intensidade das tensões. As regiões em amarelo representam as regiões mais tracionadas e estão presentes apenas nos modelos com o gancho de 9 mm.

Ocorreram concentrações de tensões mais expressivas, nos dois modelos em que o vetor de força era não paralelo (figura 5.5a: do gancho de 4mm ao mini-implante e figura 5.23a: do gancho de 9mm ao tubo do primeiro molar).

H - Comparação entre as Mínimas Tensões Principais na Meia Maxila e Dentes

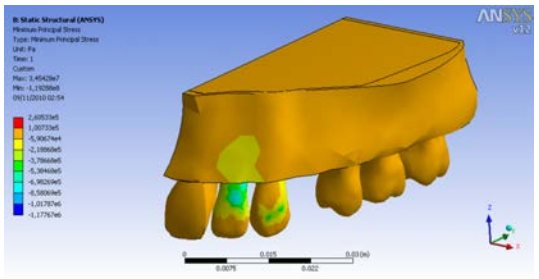

Figura 5.5b

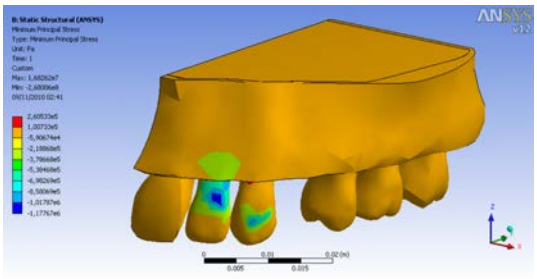

Figura 5.17b

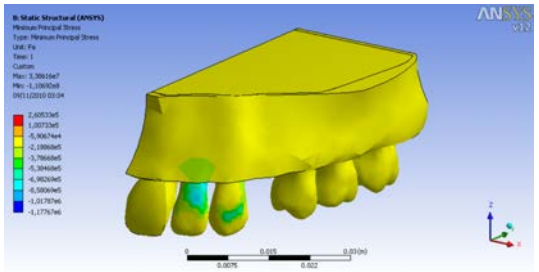

Figura 5.11b

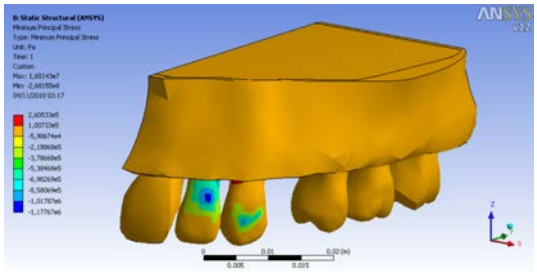

Figura 5.23b

Nos quatro modelos, da mesma forma que na figura anterior, os braquetes, o arco e o gancho foram suprimidos apenas da visualização, a fim de permitir uma melhor análise dos materiais frágeis (dente e osso). As tensões principais mínimas permitem distinguir as regiões em que o modelo sofreu as maiores solicitações de compressão. Pode-se perceber que as regiões de concentração de tensões de compressão nos quatro modelos recaem em posições semelhantes, próximas às regiões em que os braquetes foram colados, variando apenas a intensidade das tensões. A região em azul escuro, que representa a região mais comprimida, está presente apenas nos modelos com o gancho de 9 mm. Em análise conjunta com as figuras da categoria G, percebe-se que as regiões tracionadas, estão entre o terço médio e cervical do canino, enquanto que, na presente categoria as regiões comprimidas estão entre o terço médio e incisal do canino. No incisivo lateral, as regiões tracionadas estão entre o terço médio e incisal, enquanto que, na presente categoria as regiões comprimidas estão entre o terço médio e cervical.

Assim, como nas tensões principais máximas, ocorreram concentrações de tensões menos expressivas nos quatro modelos, no setor posterior.

Gancho localizado na distal do canino

Gancho de 4 mm

Vetor da força em direção ao mini-implante (não paralelo ao arco ortodôntico) – Figuras 5.25 a 5.30b

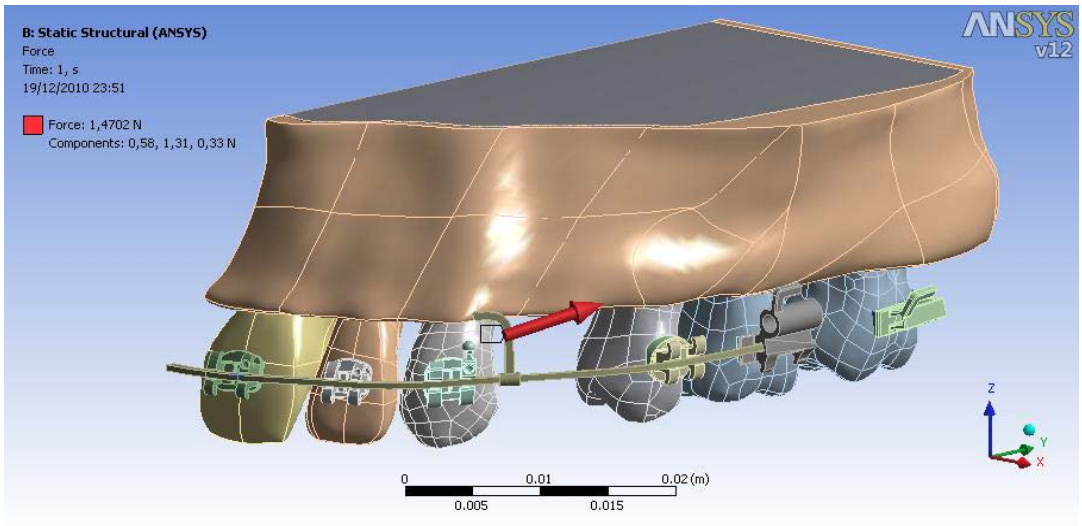

Figura 5.25 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,58N, 1,31N e 0,33N

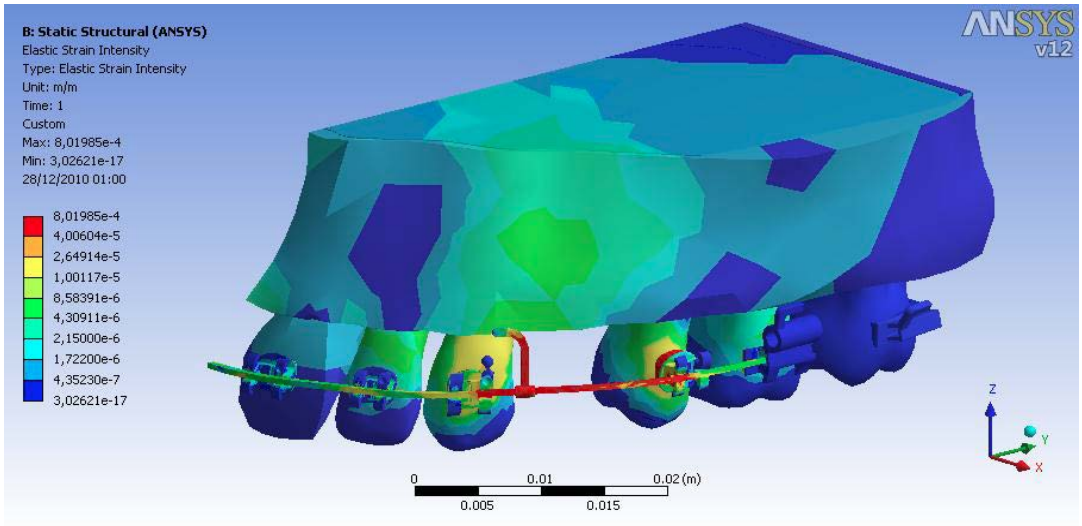

Figura 5.26 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X,Y e Z)

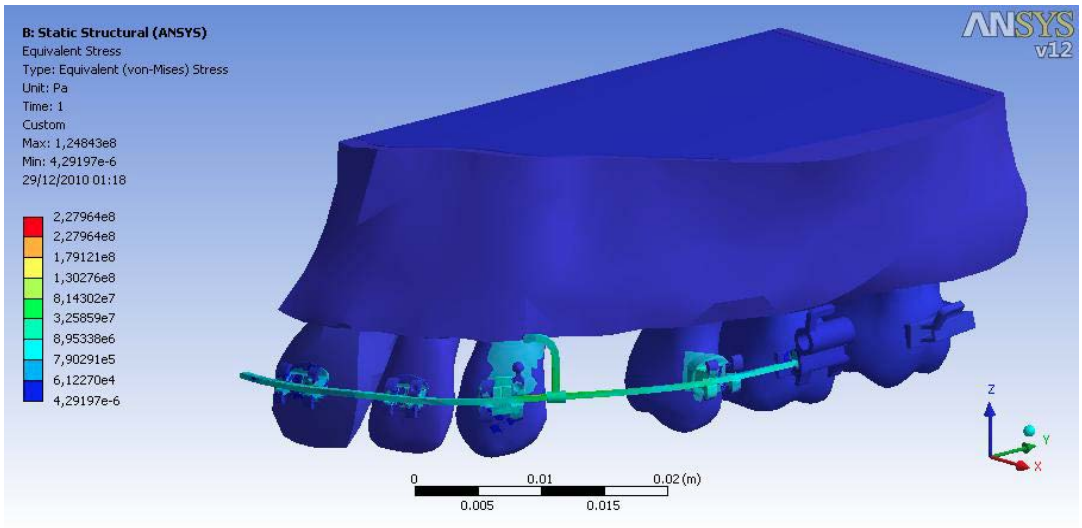

Figura 5.27 - Representação das Tensões de Von Mises

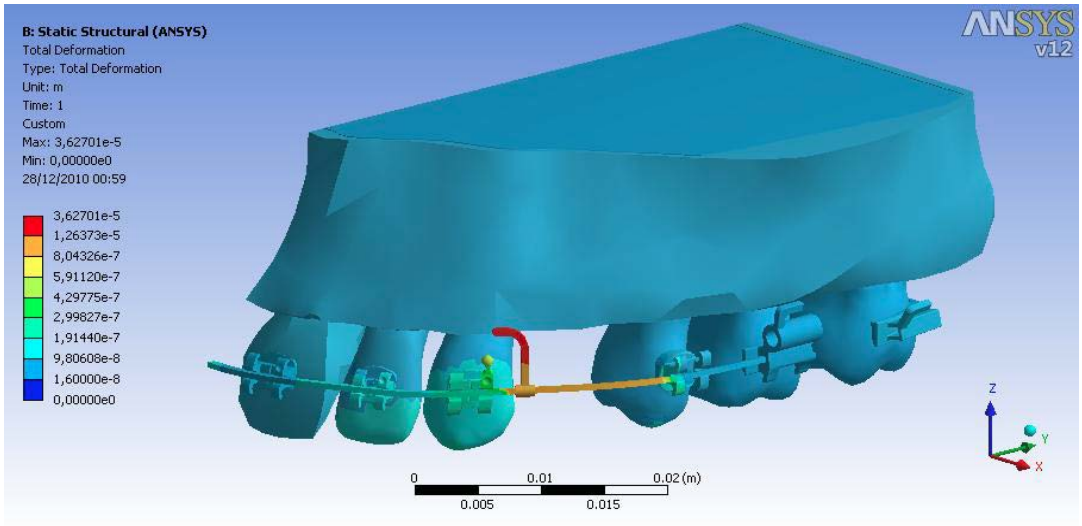

Figura 5.28a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

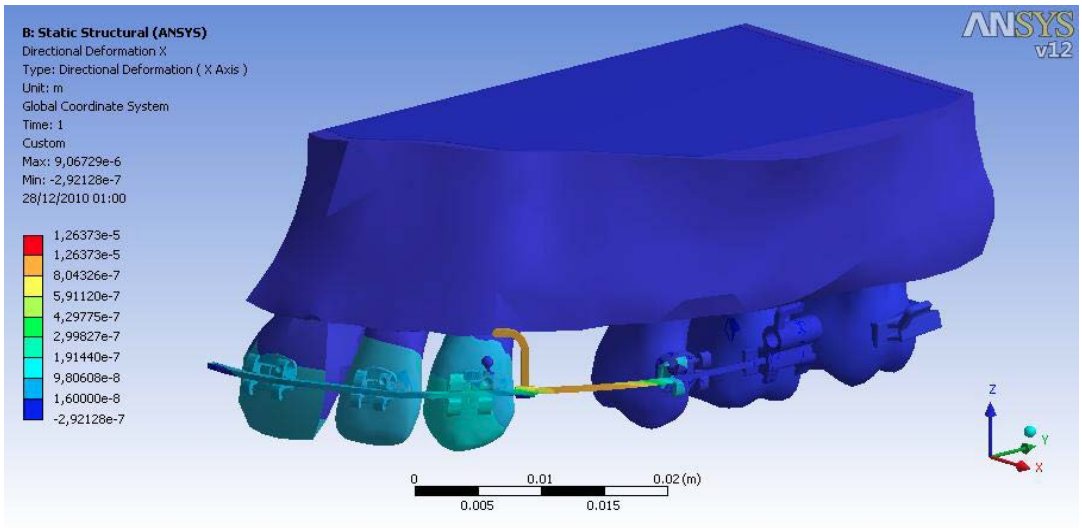

Figura 5.28b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

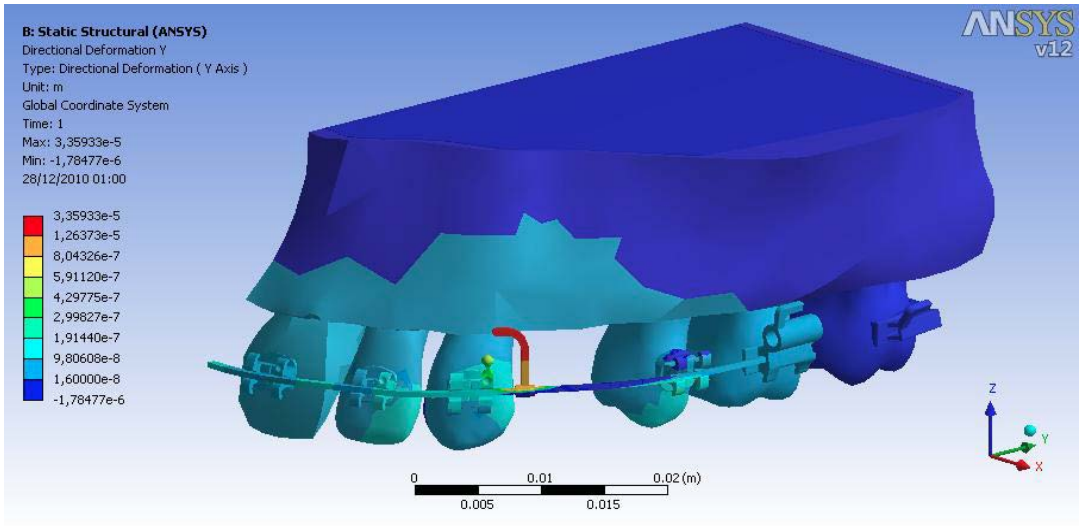

Figura 5.28c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

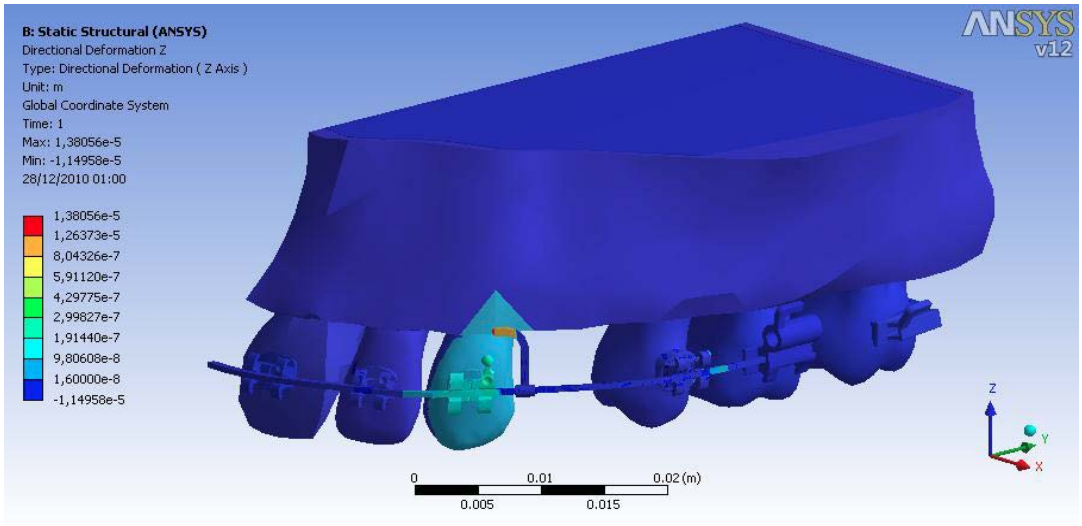

Figura 5.28d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

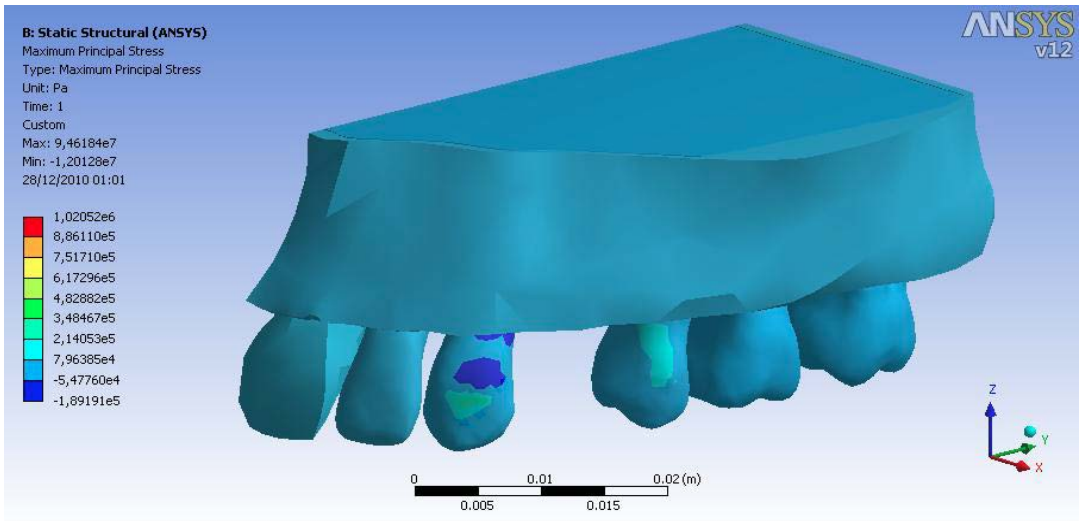

Figura 5.29a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

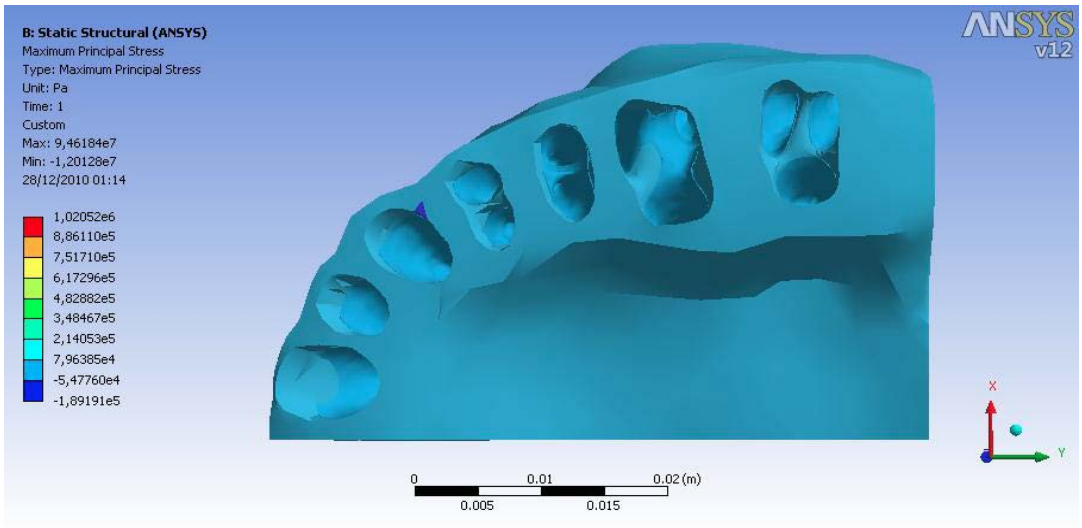

Figura 5.29b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares- Vista axial . Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

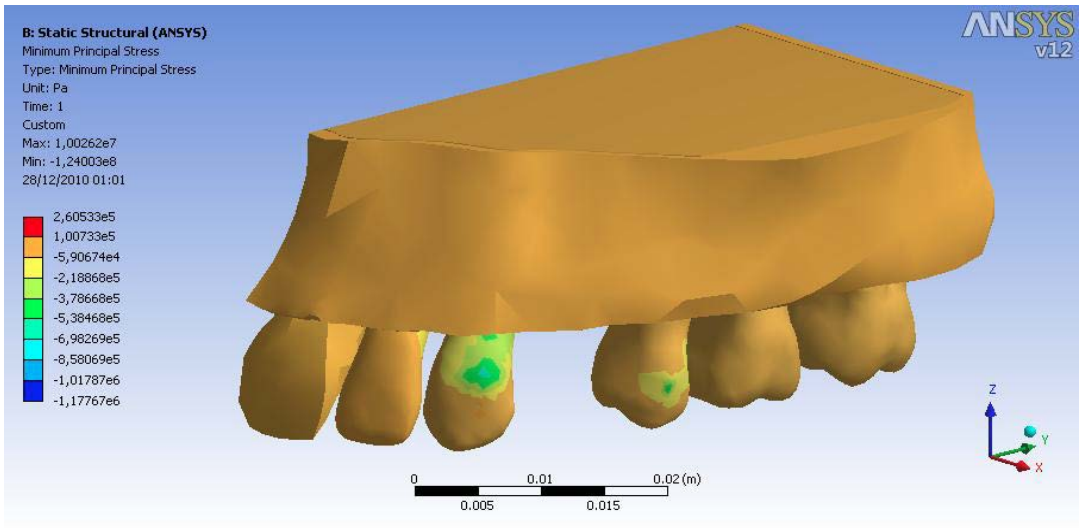

Figura 5.30a - Hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

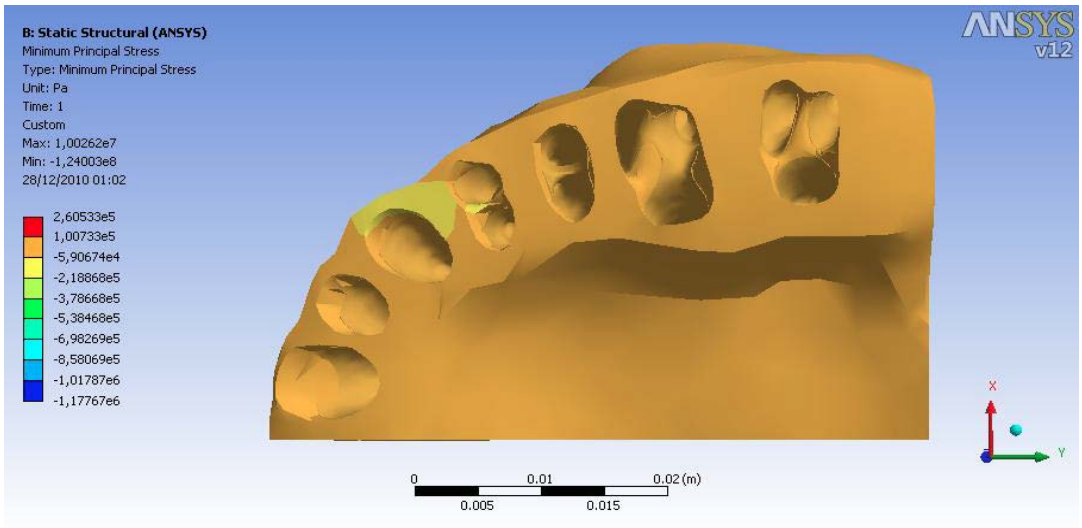

Figura 5.30b - Hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Vetor de força em direção ao gancho do primeiro molar (paralela ao arco ortodôntico). – Figuras 5.31 a 5.36b

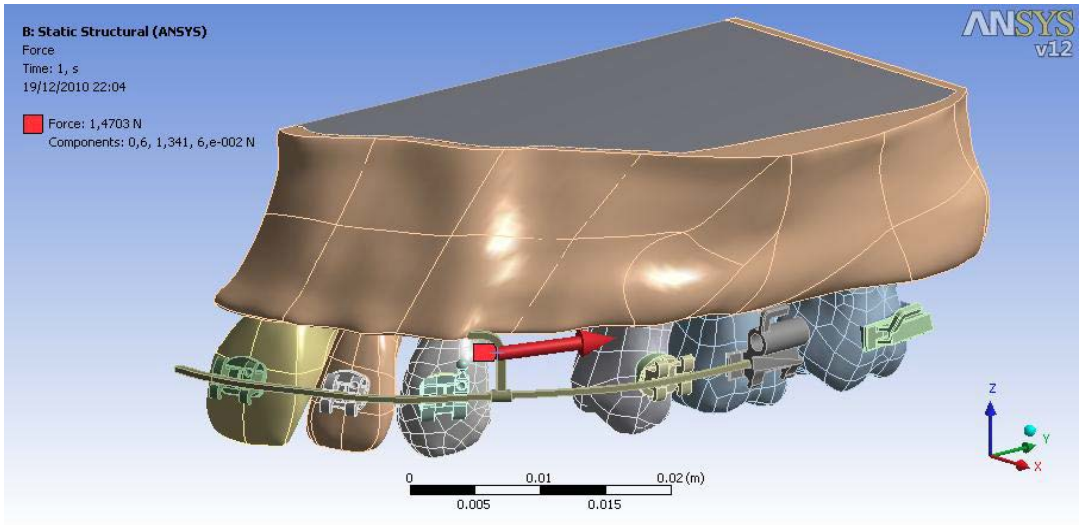

Figura 5.31 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,6N, 1,341N e 0,06N

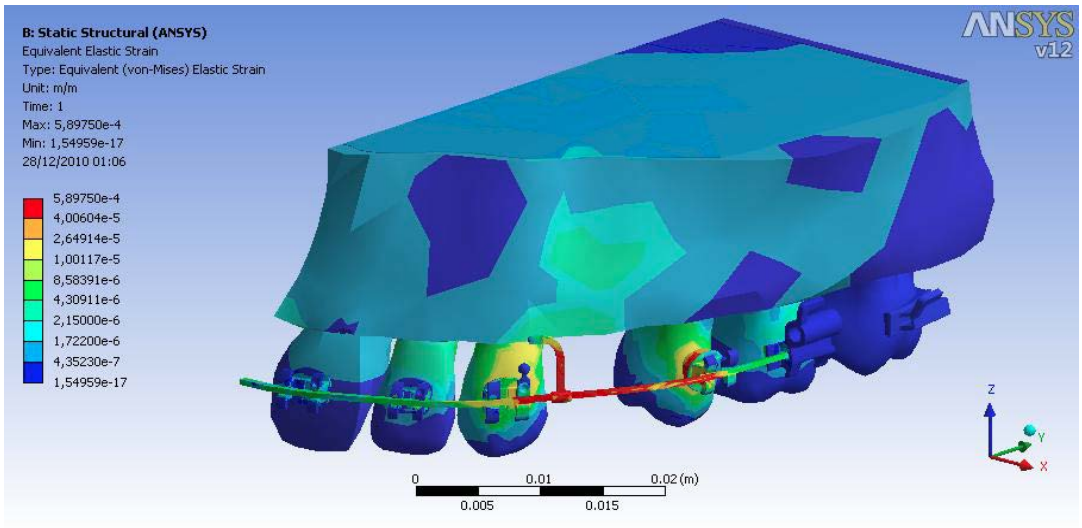

Figura 5.32 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)

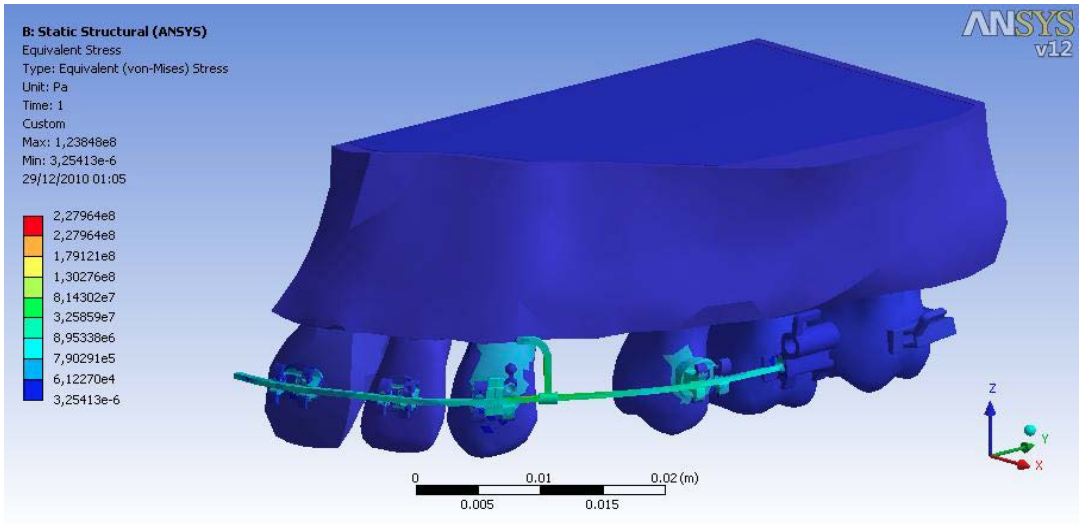

Figura 5.33 - Representação das Tensões de Von Mises

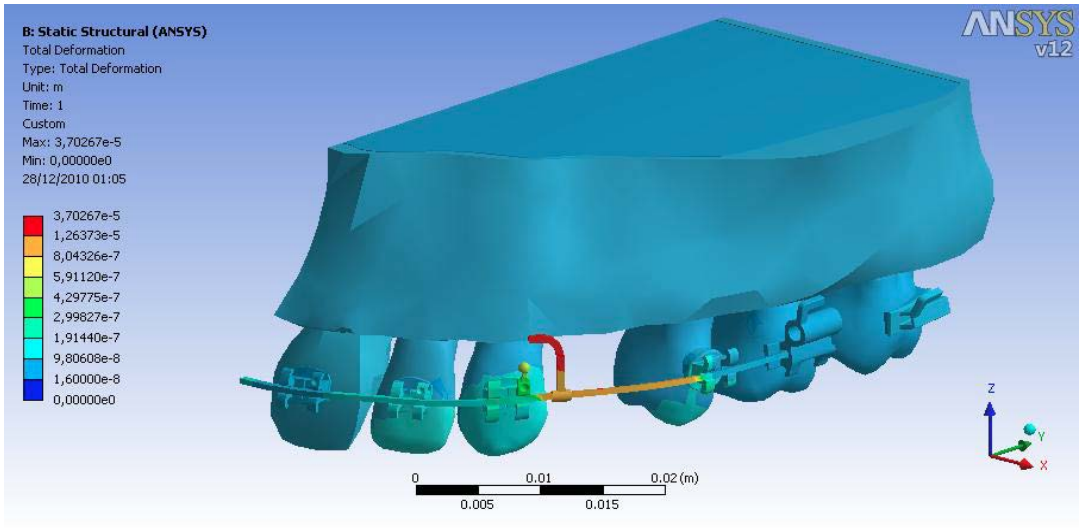

Figura 5.34a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

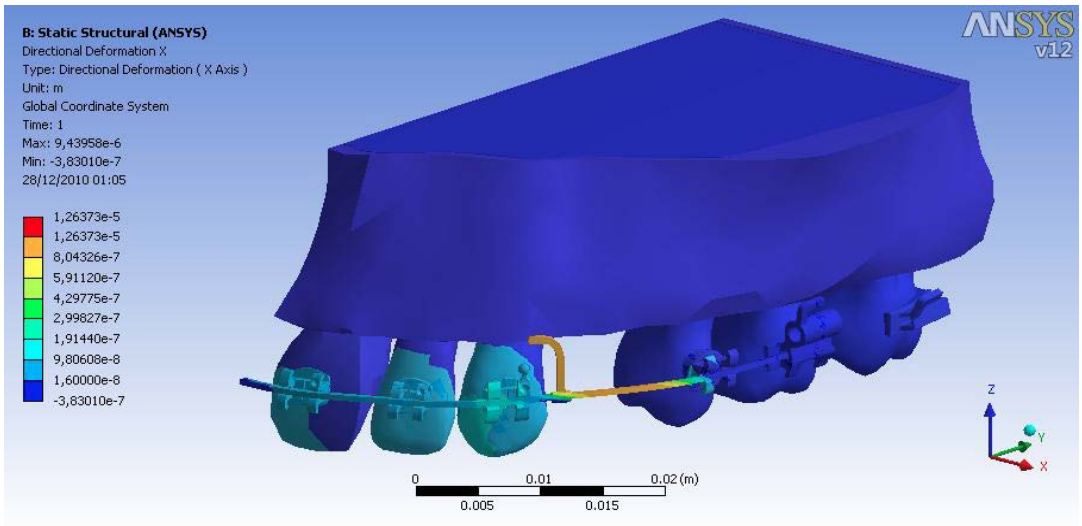

Figura 5.34b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

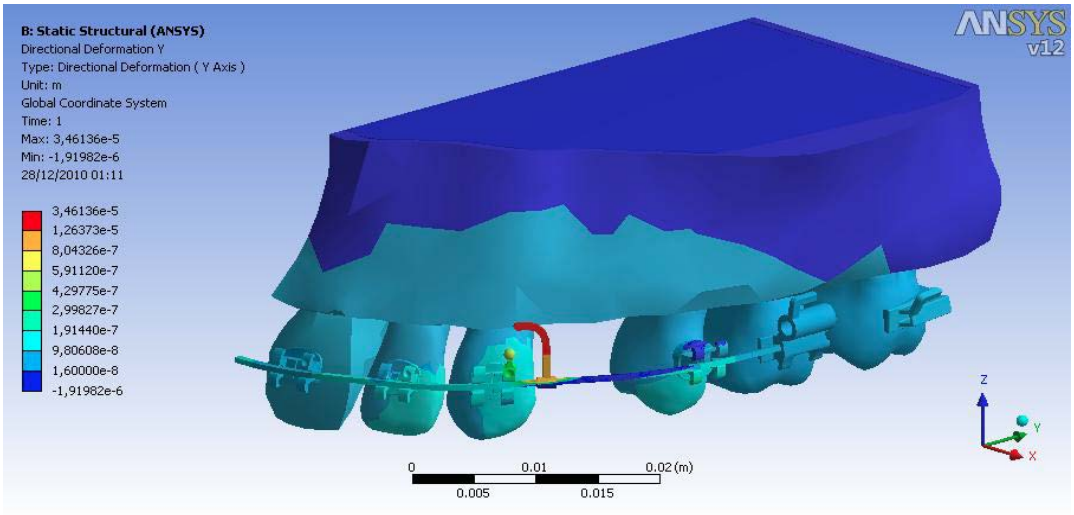

Figura 5.34C – Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

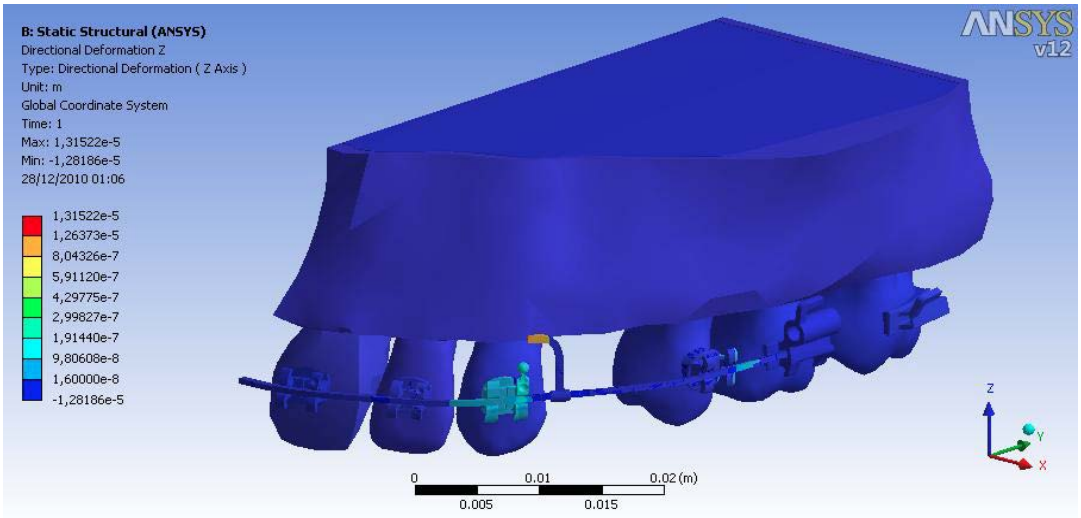

Figura 5.34d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

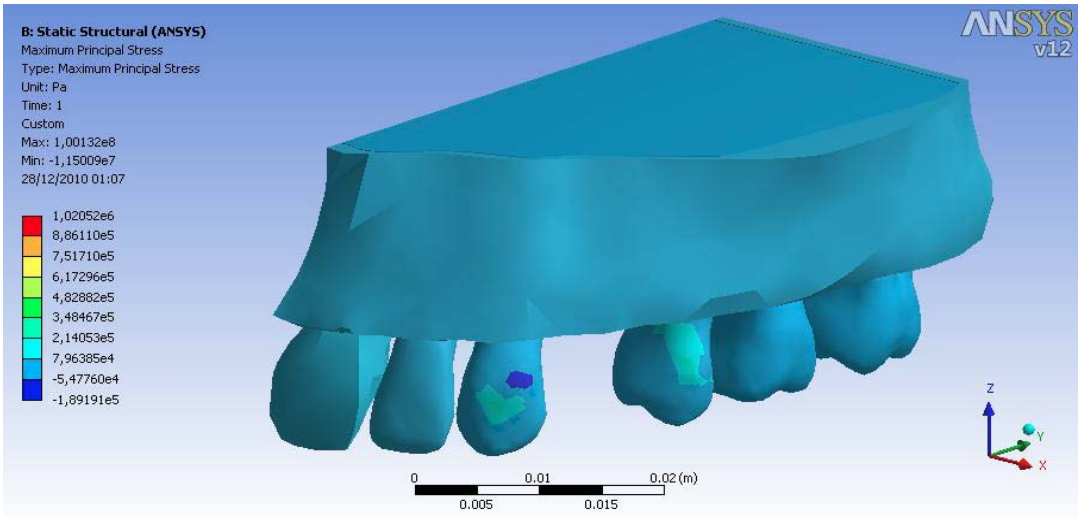

Figura 5.35a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

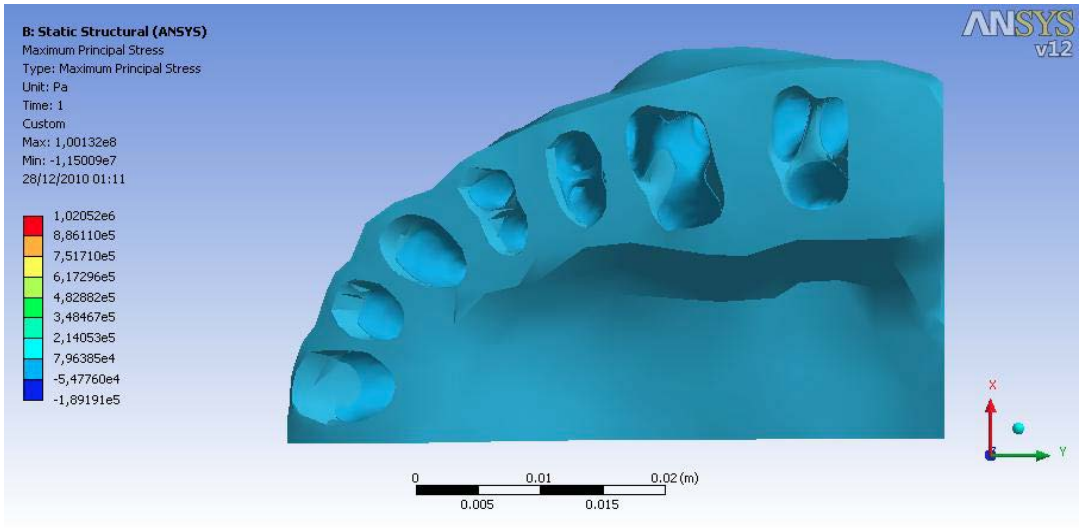

Figura 5.35b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares- Vista axial. Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

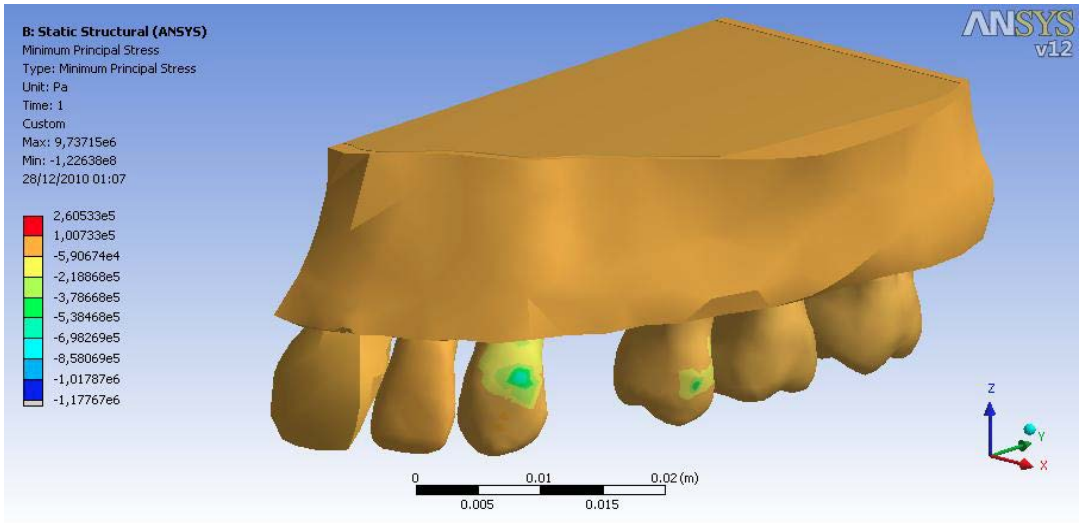

Figura 5.36a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

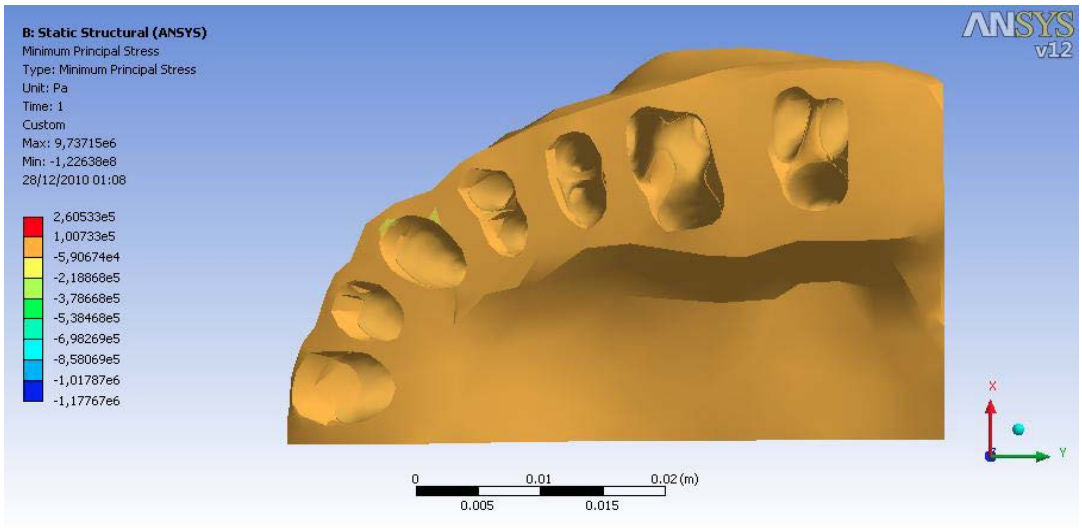

Figura 5.36b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Gancho de 9 mm

As figuras a seguir mostram a aplicação das forças no modelo em questão.

Vetor de força em direção ao mini-implante (paralela ao arco ortodôntico). Figuras 5.37 a 5.42b

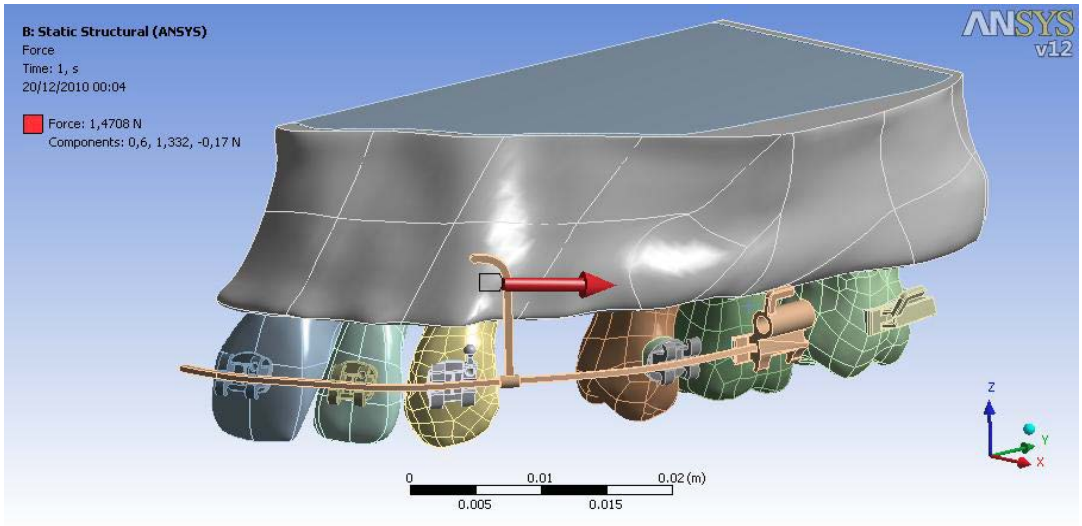

Figura 5.37 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,6N, 1,332N e 0,17N

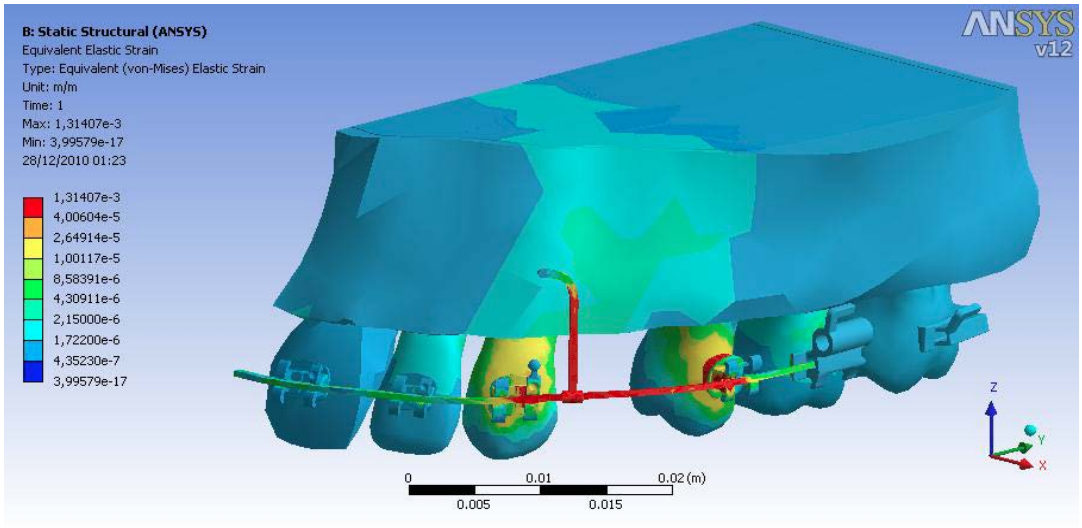

Figura 5.38 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)

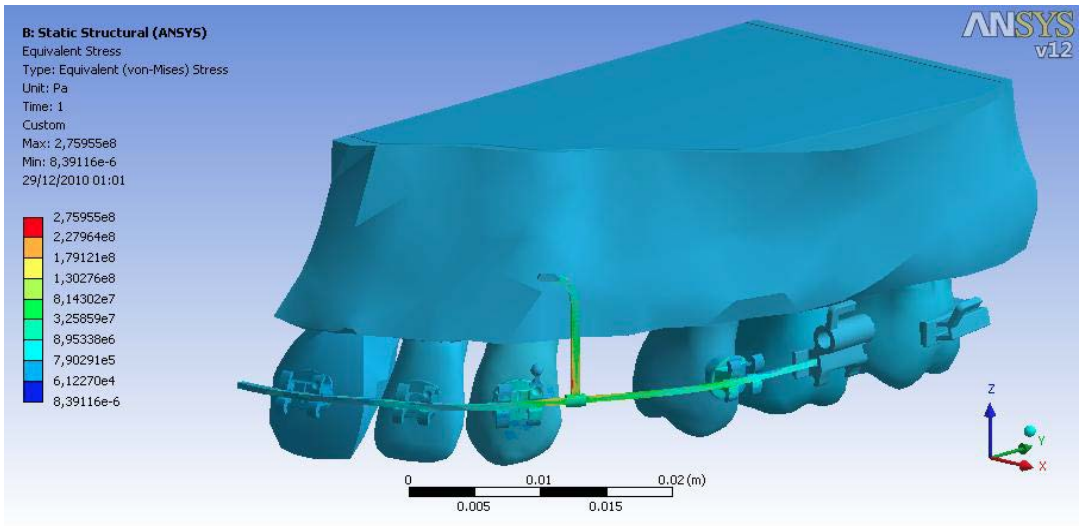

Figura 5.39 - Representação das Tensões de Von Mises

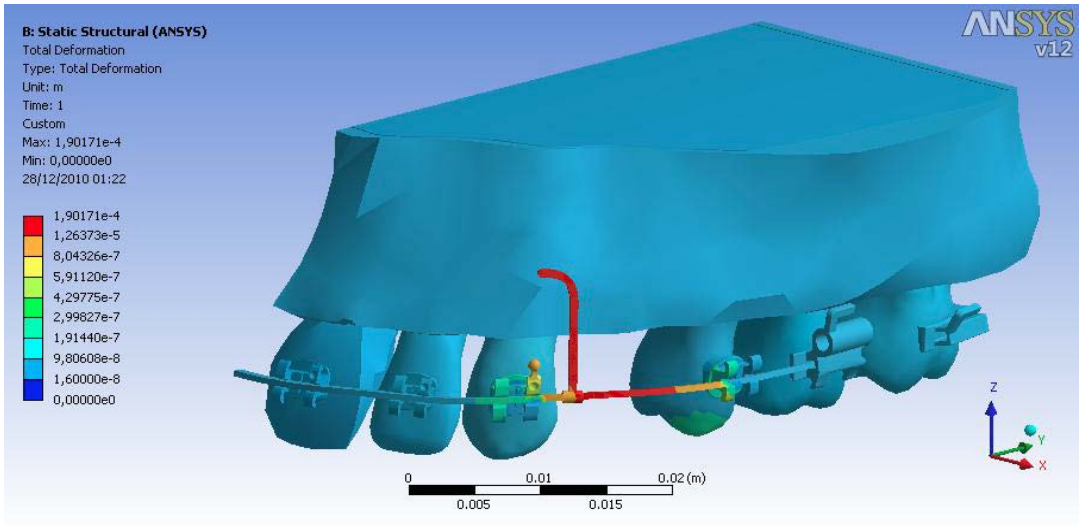

Figura 5.40a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

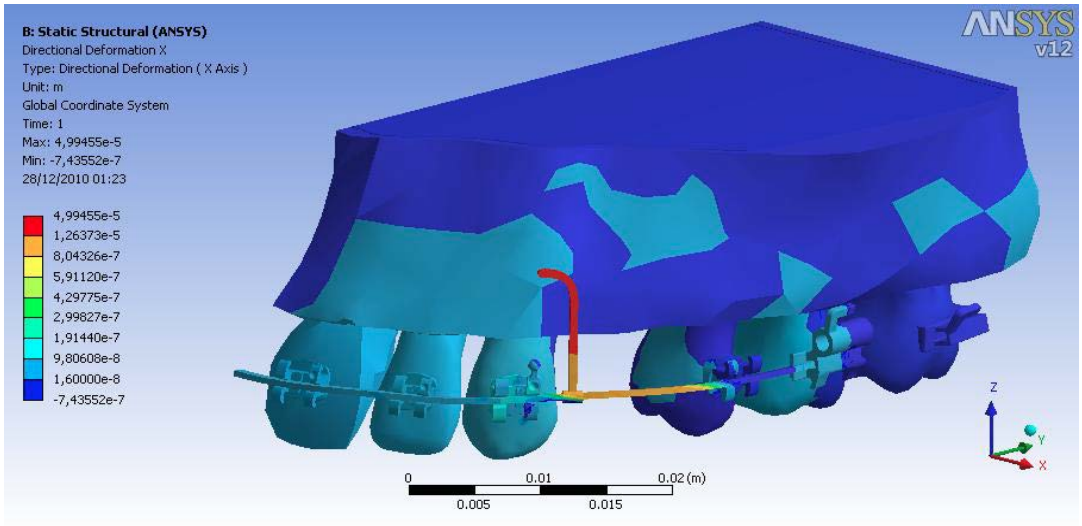

Figura 5.40b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

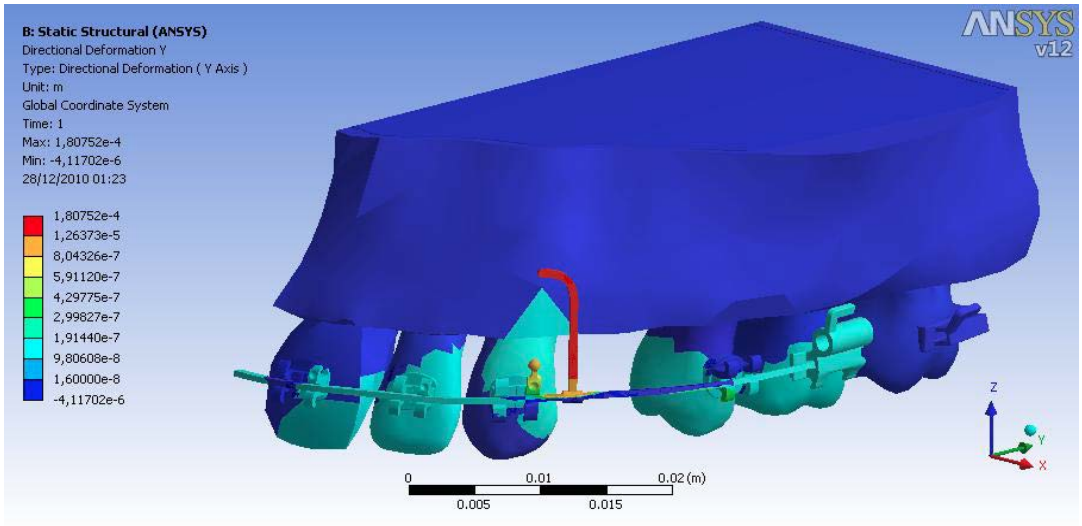

Figura 5.40c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

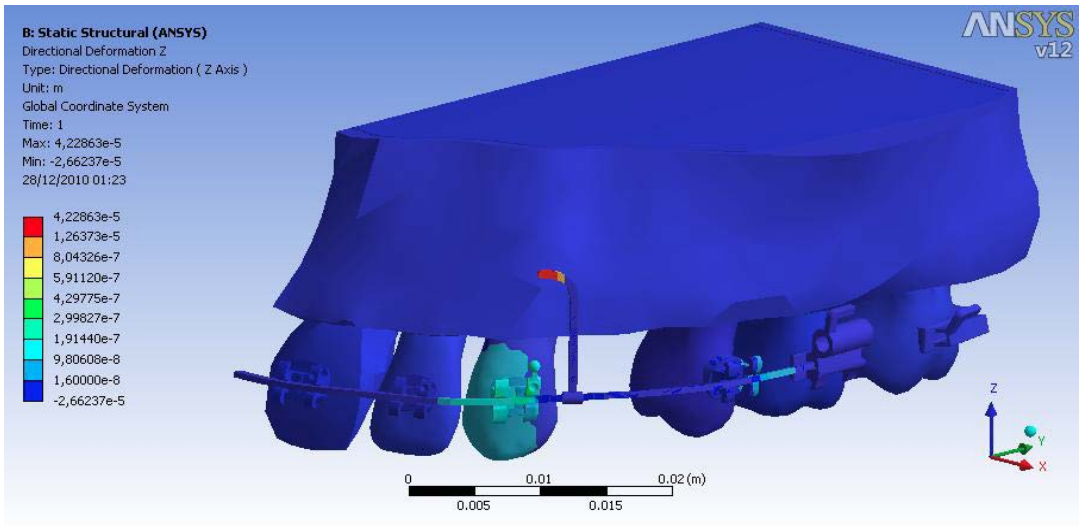

Figura 5.40d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

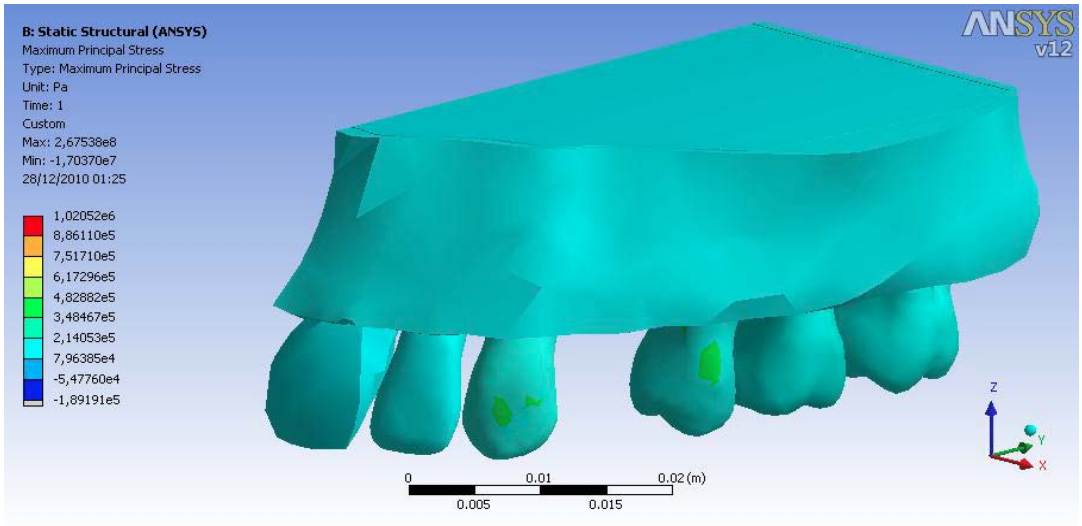

Figura 5.41a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

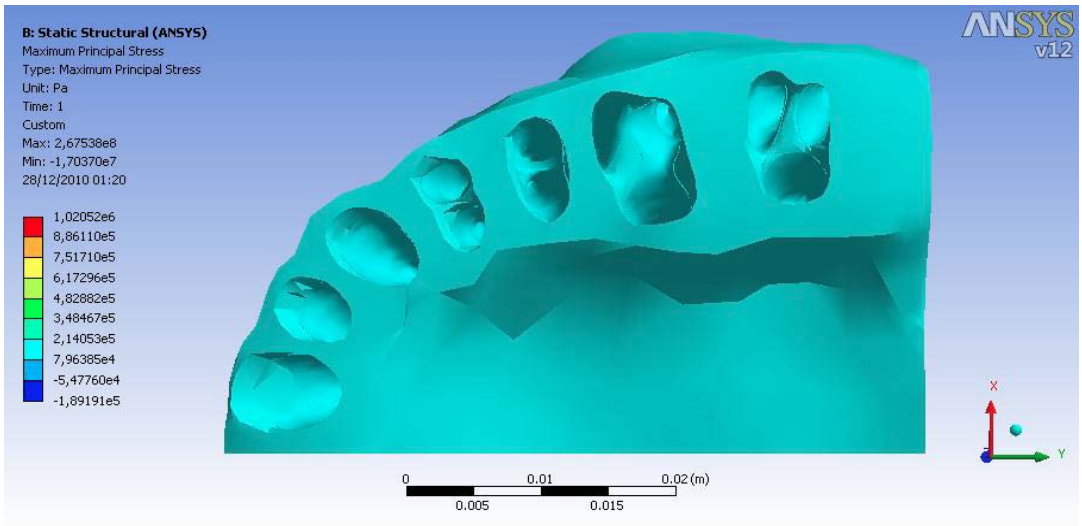

Figura 5.41b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares- Vista axial . Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

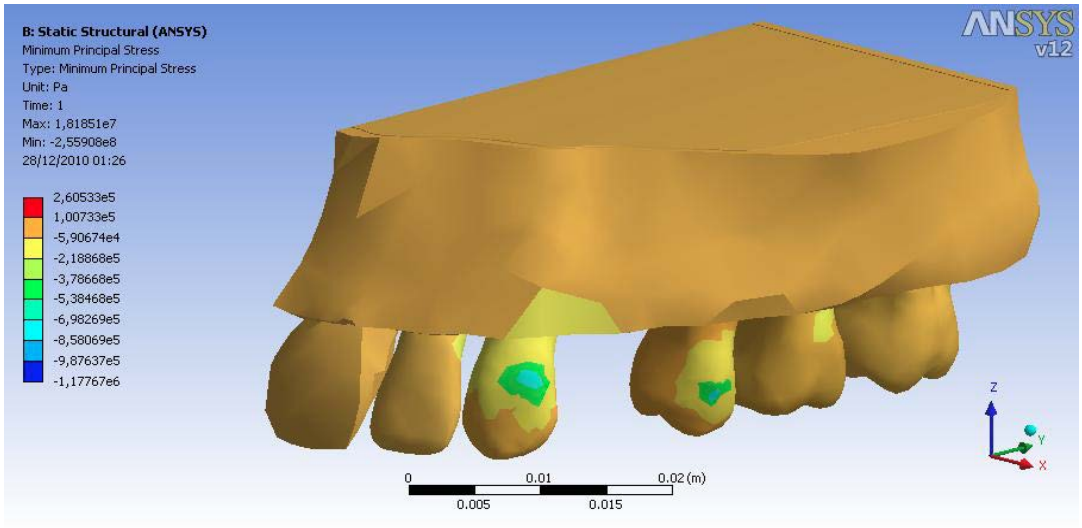

Figura 5.42a - Hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

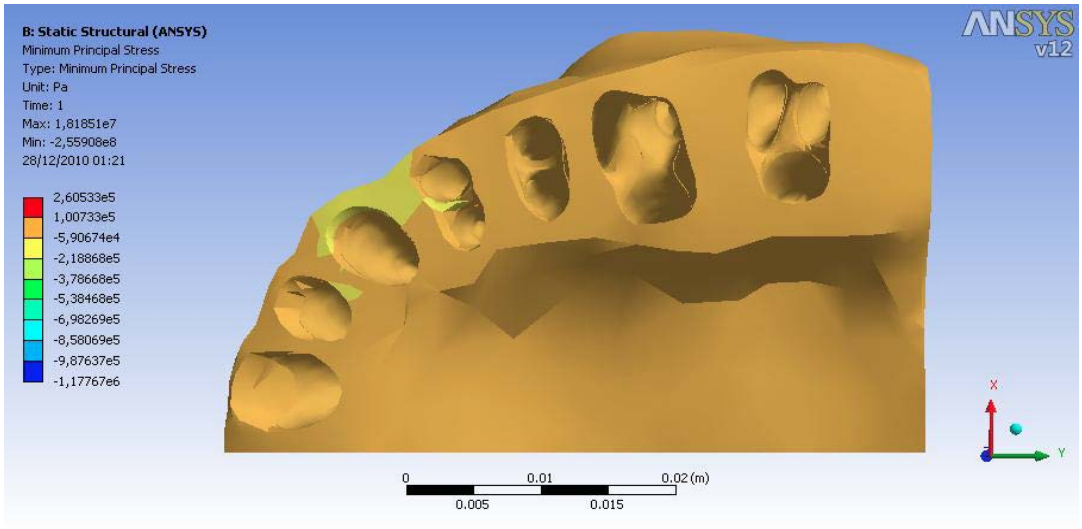

Figura 5.42b - Hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Vetor de força em direção ao gancho do primeiro molar (não paralela ao arco ortodôntico). – Figuras 5.43 a 5.48b

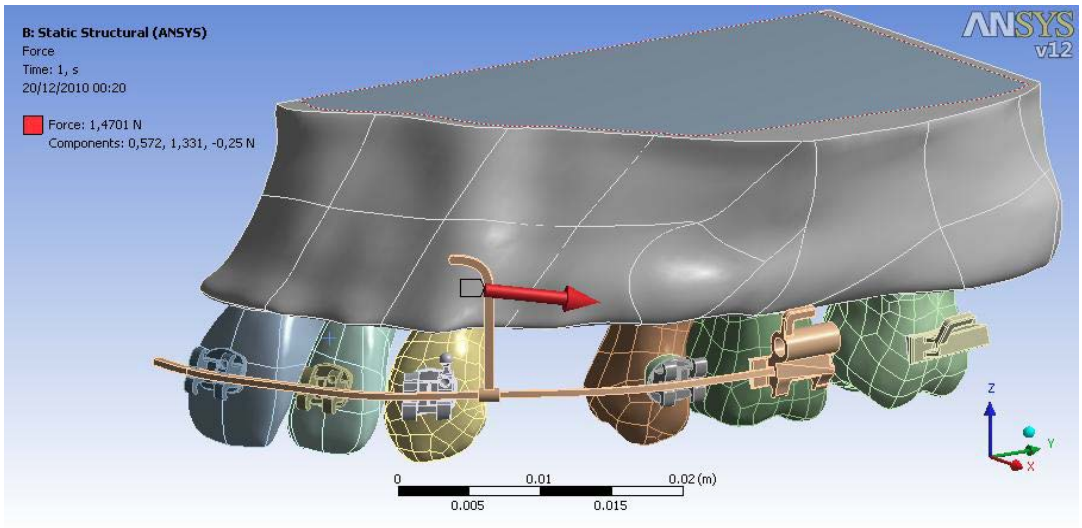

Figura 5.43 - O arco ortodôntico encontra-se inserido no modelo simulando o uso clinico. A seta vermelha na região do gancho indica a direção do vetor de uma força de 1.4701N aplicada, decomposta em 0,572N, 1,331N e 0,25N

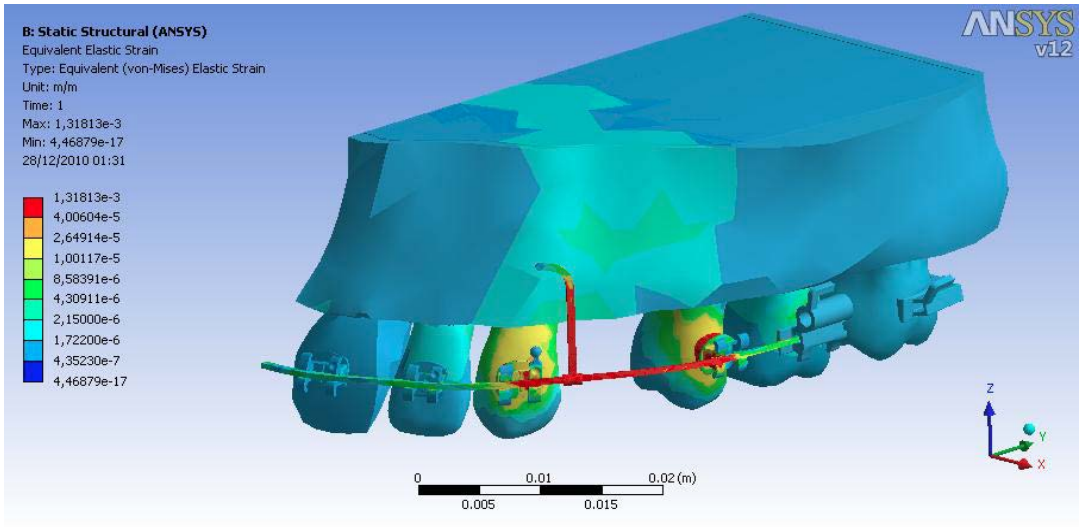

Figura 5.44 - Representação de todas as deformações presentes nos três eixos (X, Y e Z)

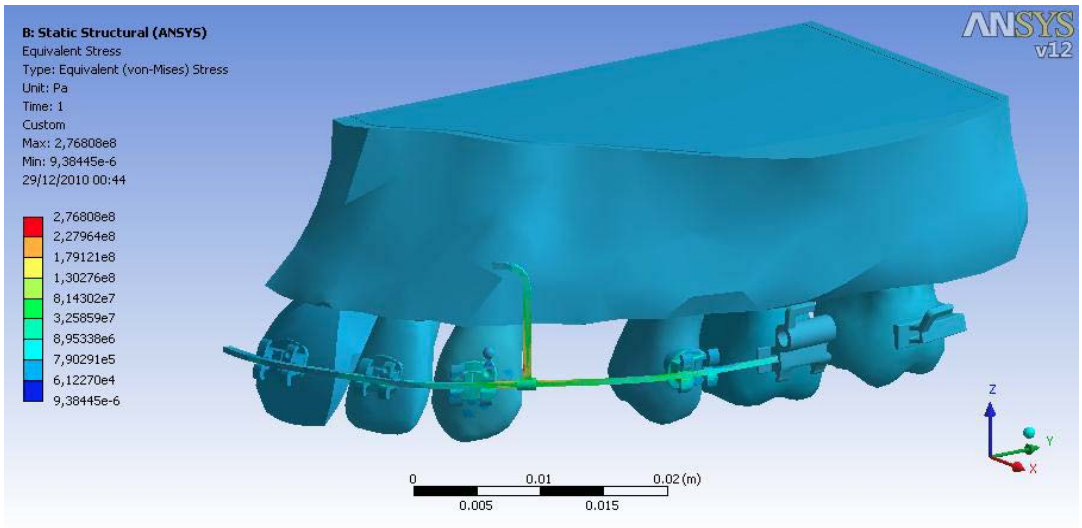

Figura 5.45 - Representação das Tensões de Von Mises

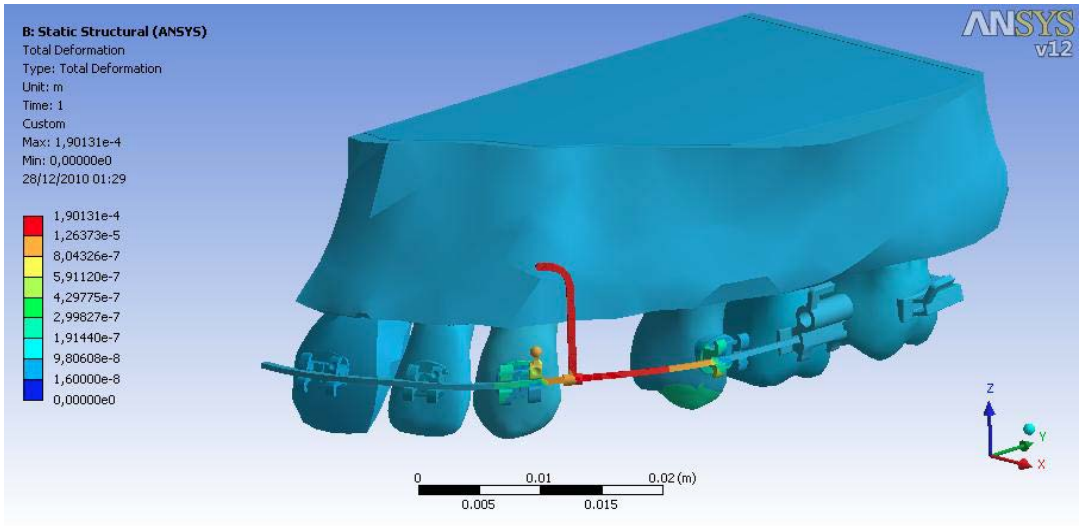

Figura 5.46a - Representação do deslocamento total (tensões principais e tensões de Von Mises) nos três eixos (X, Y e Z)

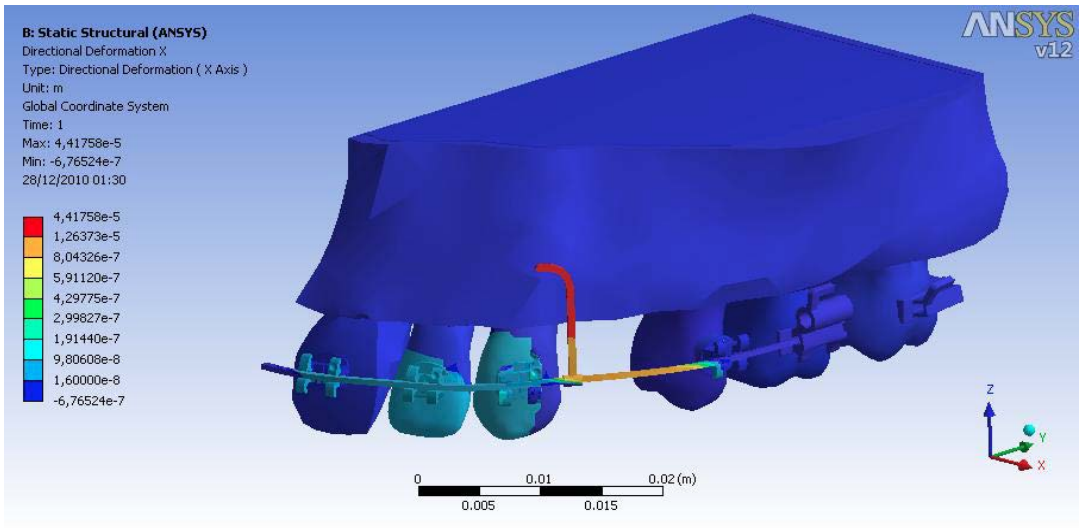

Figura 5.46b - Avaliação espacial do deslocamento no eixo X (transversal)

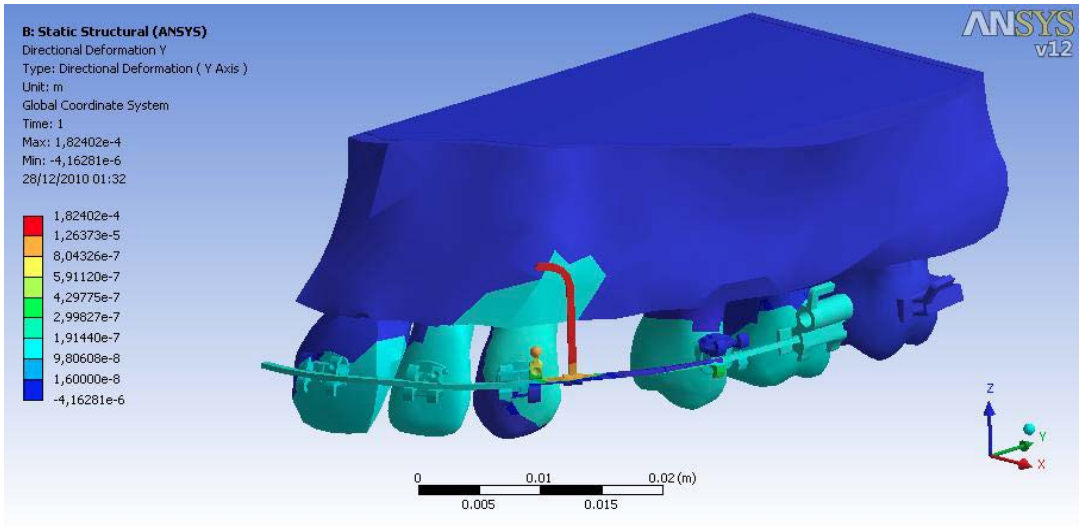

Figura 5.46c - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Y (sagital)

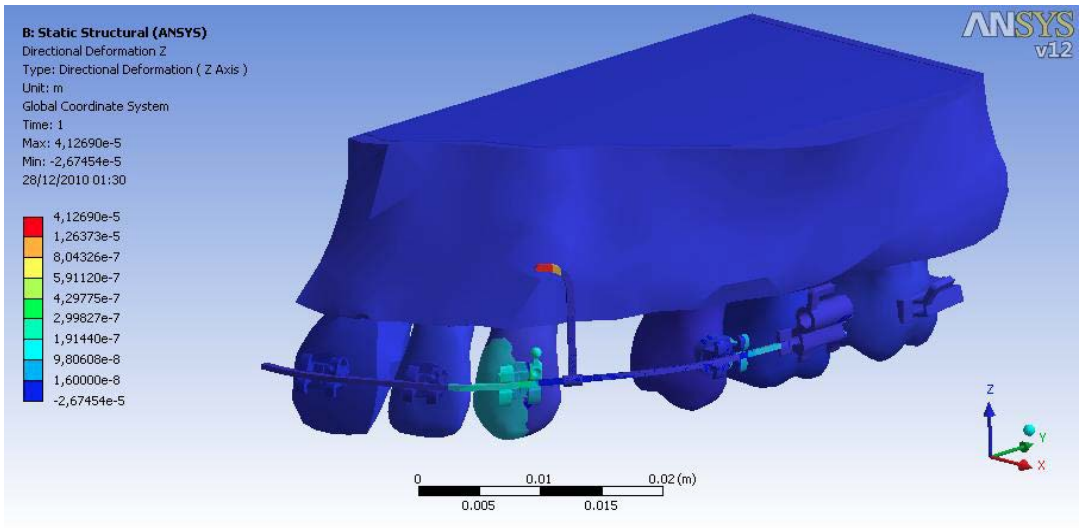

Figura 5.46d - Avaliação espacial do deslocamento no eixo Z (vertical)

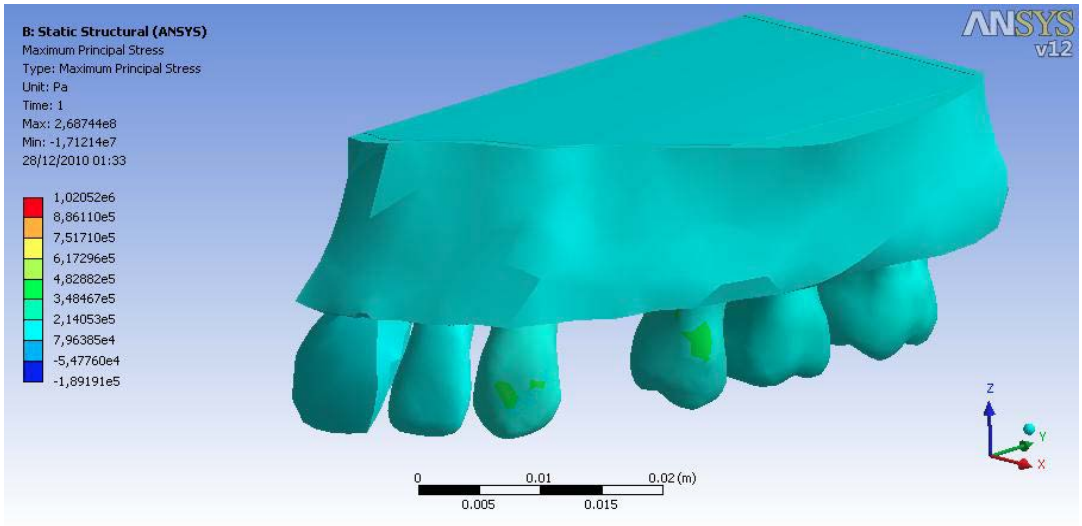

Figura 5.47a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Máximas. Os locais com a cor verde claro com pontos amarelos, representam áreas de compressão

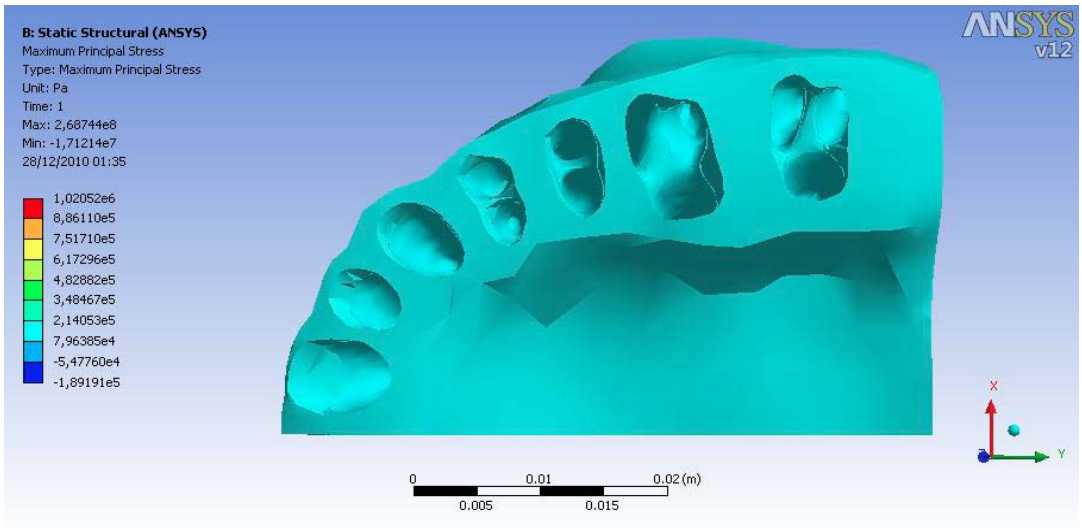

Figura 5.47b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Máximas nas regiões alveolares- Vista axial . Visualização os dentes, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

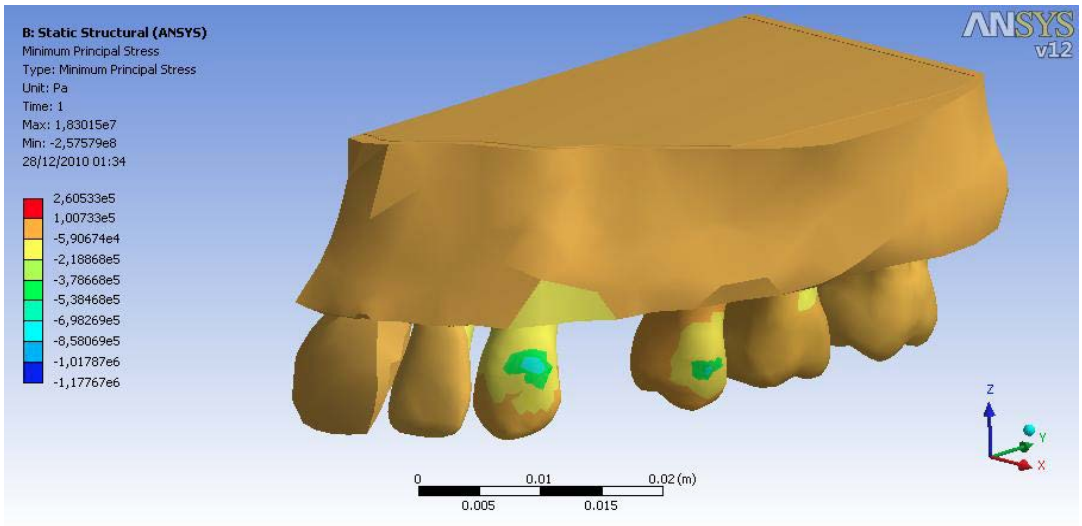

Figura 5.48a - Representação somente da hemi-maxila e dentes: Tensões Principais Mínimas. Os locais com a coloração verde com pontos azuis, representam áreas de tração

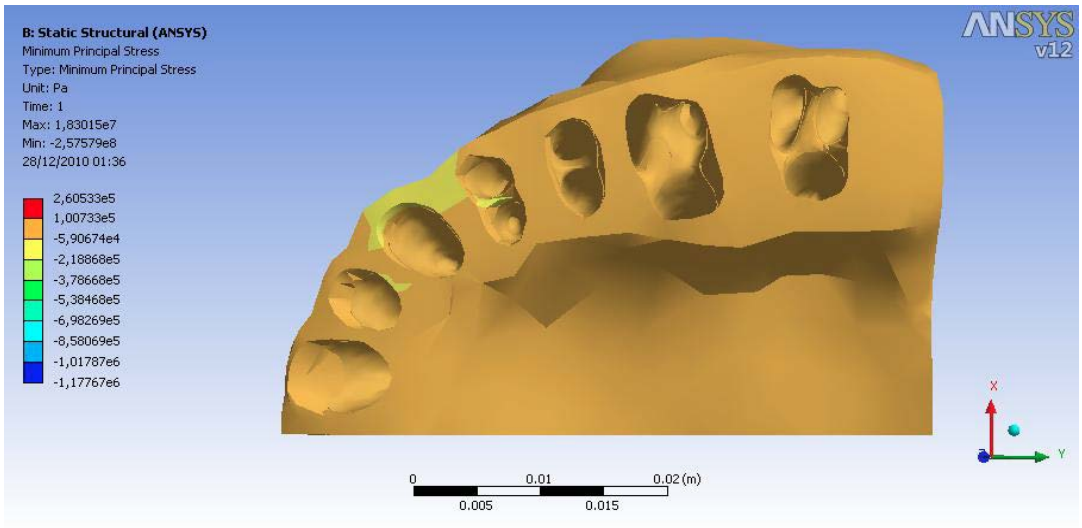

Figura 5.48b - Representação somente da hemi-maxila: Tensões Principais Mínimas. Vista axial, permitindo que as tensões no osso cortical e no osso trabecular, que formam a maxila, fossem analisadas

Para facilitar a visualização e descrição dos resultados, obtidos com base na leitura da variação das cores, as figuras a seguir serão divididas em categorias de A a H:

A - Comparação entre as deformações ocorridas nos quatro modelos, sob o efeito dos diferentes vetores de força: do gancho de 4mm ao mini-implante (figura 5.26), do gancho de 9mm ao mini-implante (figra 5.38), do gancho de 4mm ao tubo do primeiro molar (figura 5.32) e do gancho de 9mm ao tubo do primeiro molar (figura 5.44)

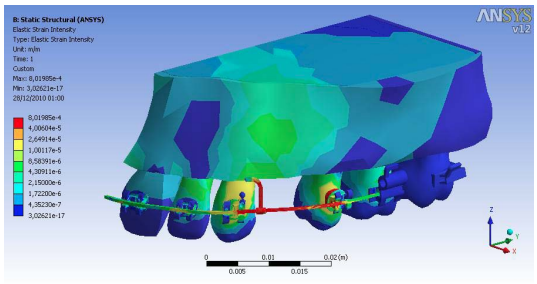

Figura 5.26

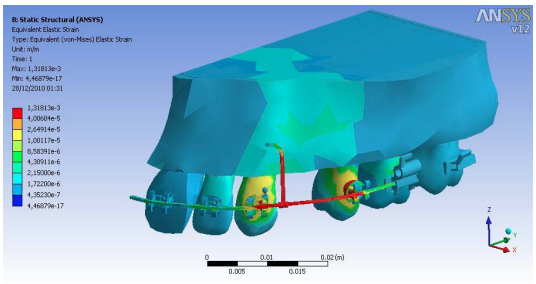

Figura 5.38

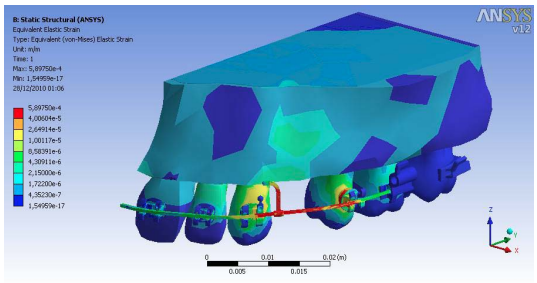

Figura 5.32

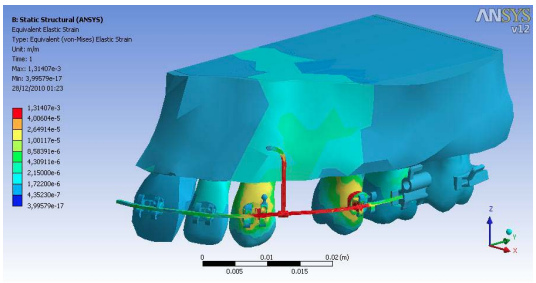

Figura 5.44

Na região anterior, os quatro modelos apresentaram distribuições de tensões semelhantes, sendo que as maiores deformações ocorreram nos caninos (região cervical e centro da coroa).

Na região posterior, as distribuições também foram semelhantes. Nos modelos com ganchos de 4mm as maiores deformações ocorreram no centro da coroa do pré-molar, enquanto que nos modelos com ganchos de 9mm, a região cervical dos segundos pré-molares também sofreu deformações moderadas.

Ao longo do arco ortodôntico observou-se deformações similares em todos os modelos, sendo mais elevadas na região entre canino e pré-molar. Os ganchos sofreram deformações elevadas em todos os modelos. A figura 5.26 apresentou deformações levemente maiores na hemi-maxila, na região entre canino e segundo pré-molar.

B - Comparação entre as Tensões de Von Mises

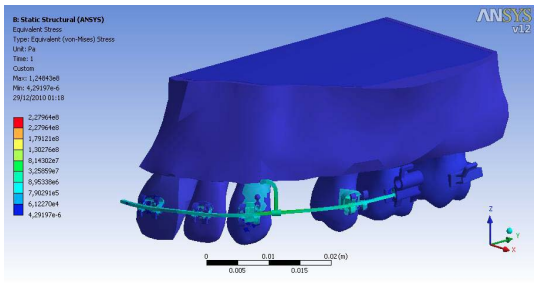

Figura 5.27

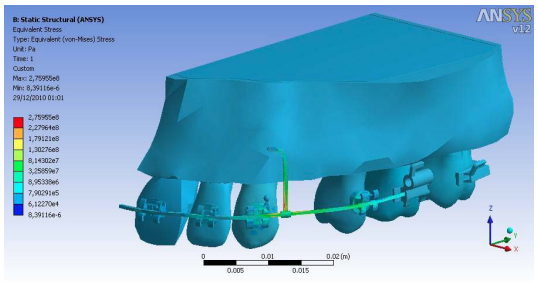

Figura 5.39

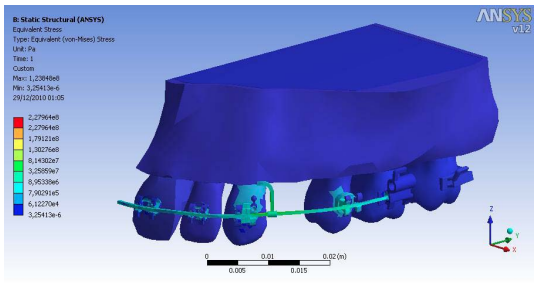

Figura 5.33

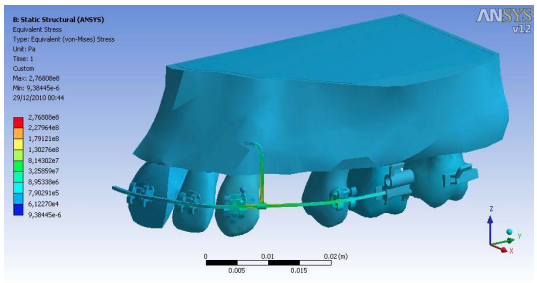

Figura 5.45

Como já comentado anteriormente, o critério de Von Mises, não leva em conta se as tensões são de tração ou de compressão, sua função é determinar qual região do material em análise sofre maior solicitação. Considerando os vetores de força, notou-se que a solicitação no arco e nos braquetes nos modelos com gancho de 9mm foi levemente maior, porém, em nenhum dos modelos a força utilizada foi capaz de produzir deformações permanentes nos componentes metálicos.

C - Comparação entre os Deslocamentos Totais nos três eixos (X, Y e Z)

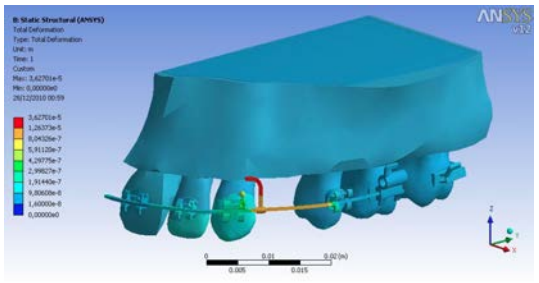

Figura 5.28a

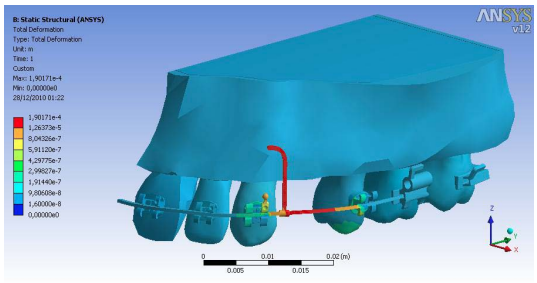

Figura 5.40a

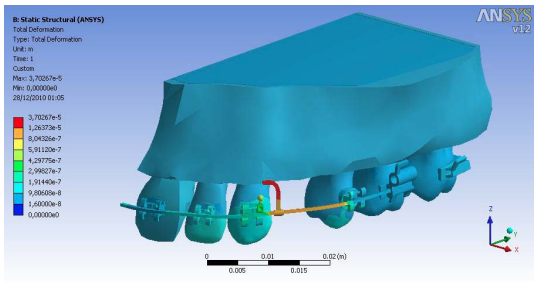

Figura 5.34a

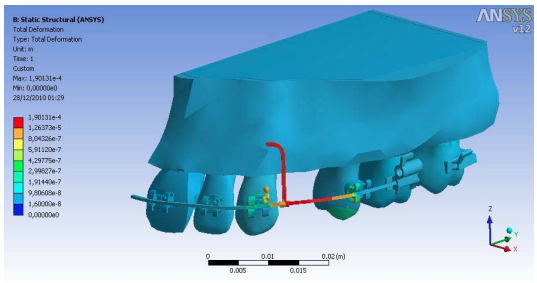

Figura 5.46a

Pelas características apresentadas, pode-se inferir sobre a quantidade de movimento dos dentes, ainda que não seja possível determinar a direção desse movimento. Na região anterior, o incisio lateral e o canino apresentaram deslocamentos levemente maiores nos modelos com gancho de 4mm, ao passo que na região posterior, os deslocamentos foram levemente maiores nos modelos com gancho de 9mm (principalmente na região ocluso-vetibular do pré-molar).

O arco ortodôntico apresentou um deslocamento elevado na região entre o canino e o pré-molar, nos quatro modelos, sendo a quantidade de deslocamento maior nos modelos com ganchos de 9mm. Nos quatro modelos, os ganchos sofreram deslocamentos elevados e a hemi-maxila sofreu deslocamentos mínimos em toda sua extensão.

D - Comparação entre os Deslocamentos no eixo X (transversal)

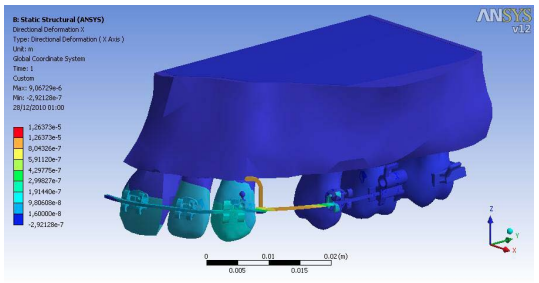

Figura 5.28b

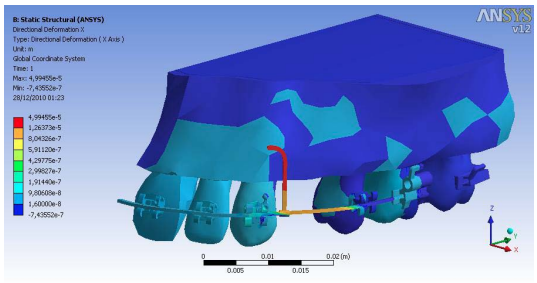

Figura 5.40b

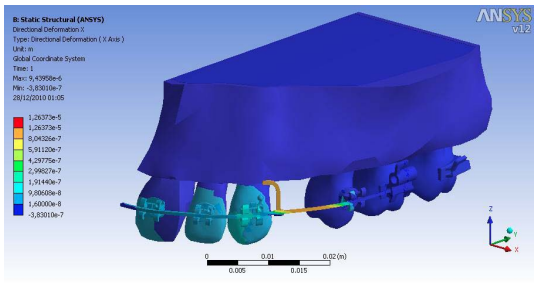

Figura 5.34b

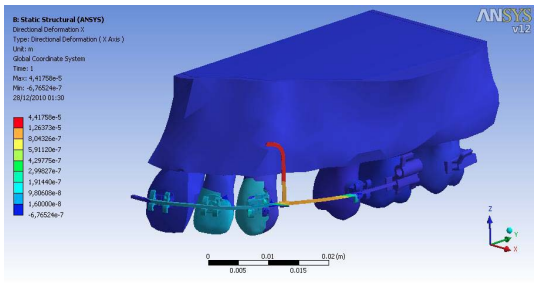

Figura 5.46b

Ainda que todos os modelos tenham apresentado deslocamentos semelhantes, o canino nos modelos com ganchos de 4mm apresentaram deslocamentos discretamente maiores.

Na região posterior, a figura 5.40b foi a única que apresentou um leve deslocamento no segundo pré-molar e primeiro molar.

O arco ortodôntico apresentou um deslocamento elevado na região entre o canino e o segundo pré-molar. Os ganchos sofreram deslocamentos elevados, com os maiores deslocamentos ocorrendo nos ganchos de 9mm e a hemi-maxila como um todo, apresentou níveis de deslocamentos mínimos, sendo que na figura 5.40b esses níveis foram um pouco mais elevados.

E - Comparação entre os Deslocamentos no eixo Y (sagital)

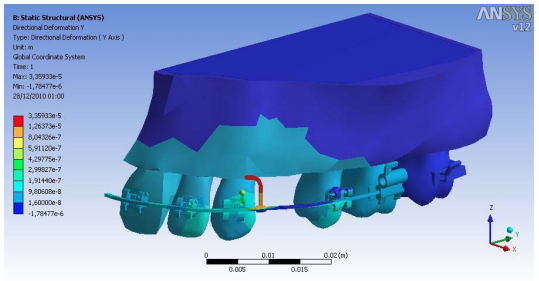

Figura 5.28c

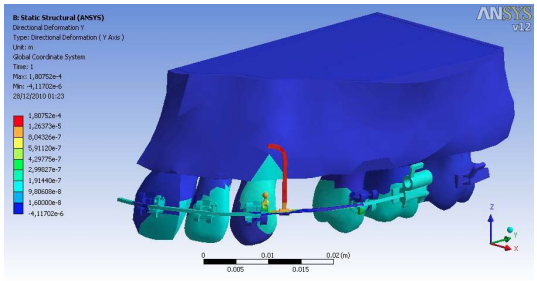

Figura 5.40c

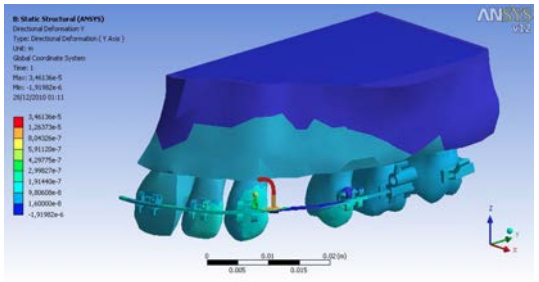

Figura 5.34c

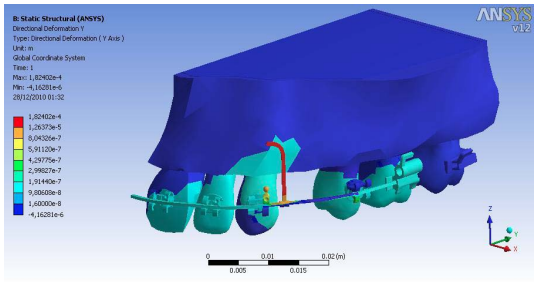

Figura 5.46c

Os deslocamentos foram relativamente uniformes em todos os modelos. A região anterior, posterior e o arco ortodôntico apresentaram deslocamentos leves.

Os modelos com ganchos de 4mm apresentaram deslocamentos mais extensos, ao longo da hemi-maxila. Os ganchos dos braquetes dos caninos apresentaram deslocamentos moderados e os ganchos dos arcos, deslocamentos elevados.

F - Comparação entre os Deslocamentos no eixo Z (Vertical)

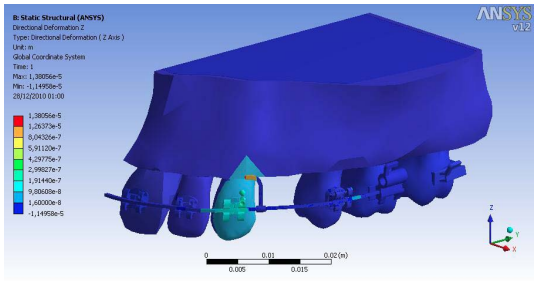

Figura 5.28d

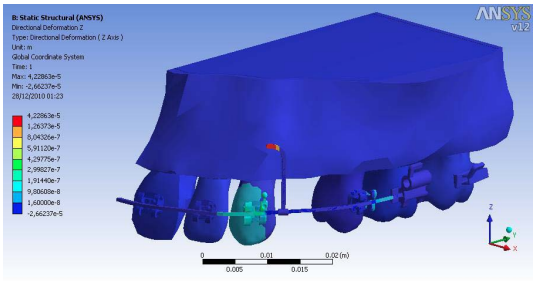

Figura 5.40d

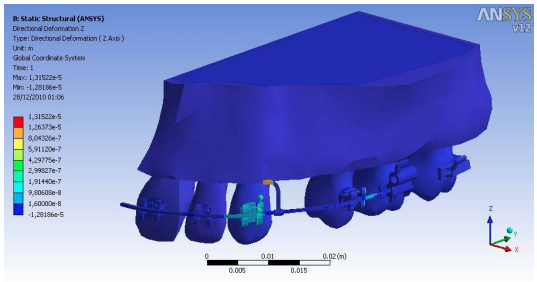

Figura 5.34d

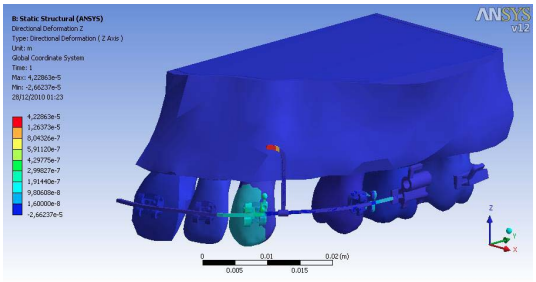

Figura 5.46d

Os deslocamentos foram praticamente nulos em todas as regiões. O único deslocamento (mínimo) observado ocorreu no canino e no arco ortodôntico na região do canino e entre o pré-molar e o primeiro molar.

A extremidade dos ganchos apresentaram deslocamentos elevados, sendo os modelos com ganchos de 9mm com maior deslocamento.

G - Comparação entre as Máximas Tensões Principais na Hemi-Maxila e Dente

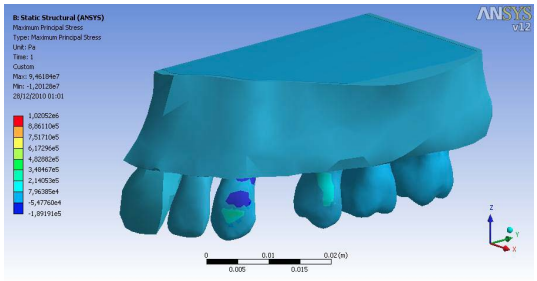

Figura 5.29a

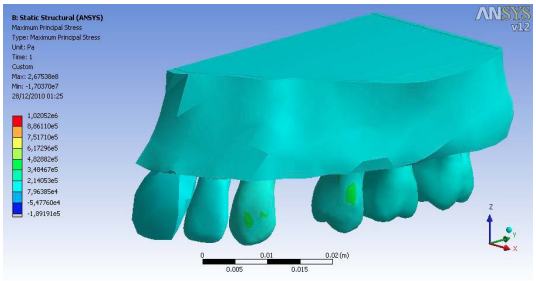

Figura 5.41a

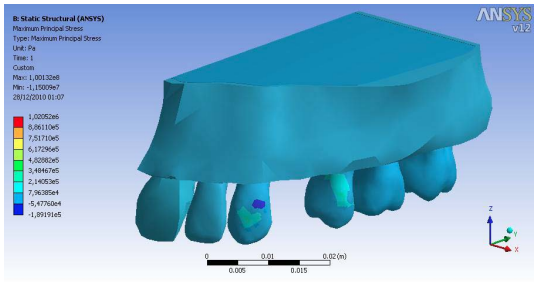

Figura 5.35a

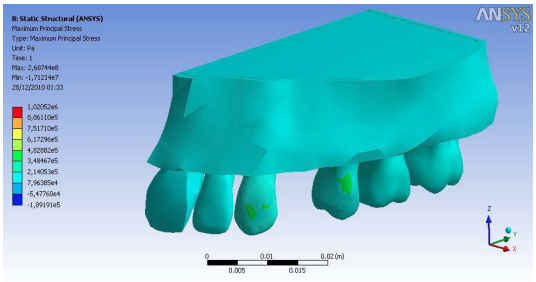

Figura 5.47a

Como comentado anteriormente, os braquetes, o arco e o gancho foram suprimidos, podendo-se distinguir as regiões em que os modelos sofrem as maiores solicitações de tração. Pode-se perceber que as regiões de concentração de tensões de tração nos quatro modelos recaem nas seguintes posições: entre o terço médio e incisal nos caninos e entre o terço médio e cervical nos pré-molares. As regiões em verde mais escuro, presente apenas nos modelos com gancho de 9mm, representam as regiões mais tracionada. Nas demais regiões as concentrações de tensões foram consideradas nulas.

H - Comparação entre as Mínimas Tensões Principais na Hemi-Maxila e Dentes

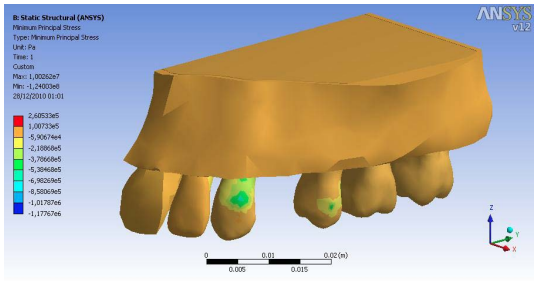

Figura 5.30a

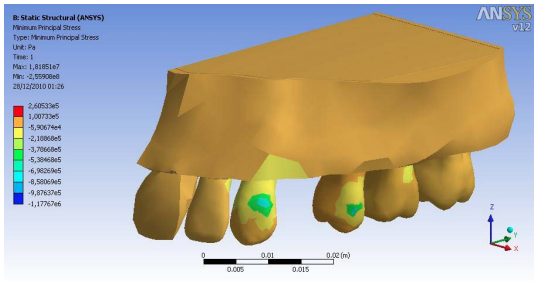

Figura 5.42a

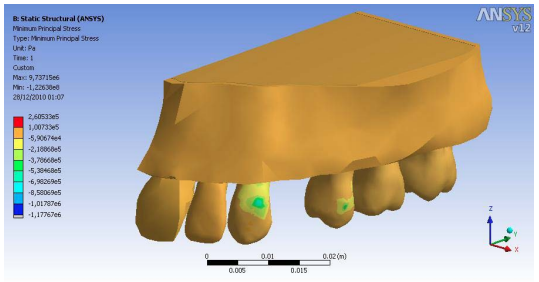

Figura 5.36a

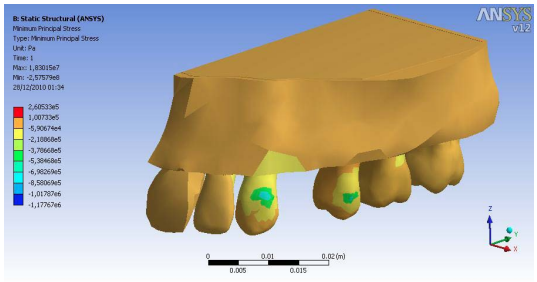

Figura 5.48a

Da mesma forma que as tensões principais máximas, as tensões principais mínimas se concentraram em regiões bem específicas. Nos quatro modelos; da mesma forma que nas quatro figuras anteriores, os braquetes, o arco e o gancho foram suprimidos apenas da visualização, a fim de permitir uma melhor análise dos materiais frágeis. As tensões principais mínimas permitem distinguir as regiões em que o modelo sofreu as maiores solicitações de compressão. Pode-se perceber que as regiões de concentração de tensões de compressão nos quatro modelos recaem em posições semelhantes, localizadas entre os terços médios e cervicais dos caninos e entre os terços médios e oclusais dos pré-molares. A região em azul representa as regiões mais comprimidas. As concentrações de tensões nas demais regiões podem ser consideradas nulas.

6 DISCUSSÃO

Na literatura[3,49,50] existem três métodos principais para se avaliar distribuições de tensões, que são: método dos elementos finitos (MEF), análise fotoelástica e laser holográfico. No presente estudo optou-se pela utilização do MEF por este propiciar análises de modelos complexos, simulando situações reais e não apenas ideais.

Neste estudo, deparei-me com o desafio de tentar entender a mecânica ortodôntica, utilizando recursos tecnológicos de ponta, na mínima existência de publicações científicas, cujos resultados pudessem permitir uma comparação.

Todas as etapas da metodologia aplicada neste estudo relataram detalhes que demostram a acurácia, principalmente o fato das distribuições de tensões terem sido analisadas, levando-se em consideração as Tensões Principais e Tensões de Von Mises. A totalidade dos trabalhos científicos revisados neste estudo analisaram as distribuições de tensões apenas aplicando as Tensões de Von Mises, desconsiderando o fato desta poder ser utilizada apenas para materiais dúcteis.

As distribuições de tensões, deformações e deslocamentos podem ser consideradas elevadas (intensas), moderadas ou mínimas, de acordo com a escala de cor, sendo a cor azul a cor menos intensa e a vermelha, a mais intensa. Contudo, mesmo as regiões que apresentaram níveis de deformações elevados, não representaram regiões de deformações permanentes, já que uma deformação permanente no arco ortodôntico de aço inoxidável .019" x .025", estaria representado por uma ordem de magnitude em torno de 10^{-2} e a maior encontrada no presente estudo foi de 10^{-3}.

De forma geral os resultados foram muito similares em todas as simulações. A região posterior sofreu distruibuições de tensões menores que a região anterior, dessa forma suas deformações, deslocamentos e consequentemente tensões, ficaram algumas vezes muito próximas a zero.

Nos resultados apresentados, considerando-se os modelos com o gancho localizado na mesial do canino, observa-se que nas deformações totais ocorridas, os modelos com gancho de 4mm de altura apresentaram deformações menos intensas nos dentes anteriores quando comparados aos modelos com gancho de 9mm, principalmente no incisivo lateral e no canino. Levando a interpretação dos

resultados para a parte prática, pode-se especular que todos os modelos representariam uma situação clínica viável, uma vez que as deformações maiores estão localizados na região anterior e no setor posterior as deformações são praticamente mínimas, nos modelos com vetor de força ao mini-implante. Este fato está de acordo com o esperado clinicamente, ou seja, deformações maiores na região anterior, provocando algum deslocamento, no caso, dentes e maxila para trás e deformações mínimas na região posterior, para que o arco ortodôntico possa deslizar livremente, durante a fase de retração por deslizamento. Sugere-se que a melhor situação clínica estaria representada pelo modelo com o gancho de 4mm de altura e com vetor de força em direção ao tubo do primeiro molar, uma vez que, nesse caso, as deformações se encontraram mais uniformes, não apresentando nenhuma deformação máxima, nem mesmo no arco ortodôntico, na região entre o incisivo lateral e canino.

Caso fosse necessário fazer uso de ancoragem absoluta, sugere-se escolher a altura do gancho de 4mm, quando comparado ao gancho de 9mm, por apresentar deformações menos intensas na região anterior e semelhantemente mínimas na região posterior.

Considerando-se os modelos com o gancho localizado na distal do canino, os quatro modelos apresentaram uma uniformidade de deformações maior dos modelos com gancho localizado na mesial do canino. Os quatro modelos apresentaram deformações maiores em caninos e pré-molares e deformações elevadas no arco, na região entre canino e pré-molar. Levando a interpretação dos resultados para a parte prática, pode-se especular que as situações clínicas seriam similares em todos os modelos. A maior deformação observada no arco na região entre canino e pré-molar, alcançando a metade mesial do braquete do pré-molar, ocasionando algum atrito nesta região, torna-se indesejável durante a mecânica de retração por deslizamento.

Caso fosse necessário fazer uso de ancoragem absoluta, sugere-se a altura do gancho ortodôntico de 4mm ou 9mm. Quando comparados, nota-se deformações menos intensas na região posterior no modelo com gancho de 4mm, porém essa diferaça observada é insignificante. As demais regiões também apresentam deformações semelhantes.

Quando analisadas as distribuições de tensões de Von Mises nos modelos com o gancho localizado na mesial do canino, notou-se que em todas as situações

as deformações existentes no arco foram mínimas, sendo que ao longo de todo o arco as deformações foram baixas. Já os modelos com o gancho localizado na distal do canino apresentram deformações discretamente maiores, sendo que os modelos com ganchos de 9mm apresentaram deformações moderadas nas regiões próximas da união do gancho com o arco. O fato de nenhum modelo apresentar deformações elevadas, principalmente na região posterior, nos modelos com vetor de força ao mini-implante, vai de acordo com a situação clínica de retração por deslizamento, uma vez que qualquer deformação elevada existente aumentaria o atrito e dificultaria justamente o deslizamento do arco. Estes achados podem significar que o uso do arco .019” x .025” de aço inoxidável é compatível com esta mecânica.

Observando-se os deslocamentos totais, os modelos com ganchos localizados na mesial do canino, embora apresentem deslocamentos semelhantes, os níveis de deslocamento são discretamente maiores nos incisivos laterias e caninos, especialmente nos modelos com ganchos de 9mm quando comparado aos modelos com gancho de 4mm. Novamente, levando a interpretação dos resultados para a parte prática, pode-se sugerir que todos os modelos representariam uma situação clínica viável, uma vez que as deformações maiores estão localizadas na região anterior e no setor posterior, as deformações são mínimas.

Havendo a necessidade de se utilizar ancoragem absoluta, pode-se dar preferência a qualquer um dos modelos, seja ele com gancho de 4mm ou 9mm, pois os resultados obtidos foram muito semelhantes.

Observando-se os deslocamentos totais nos modelos com ganchos localizados na distal do canino, os quatro modelos apresentam distribuições muito semelhantes, apresentando deslocamentos praticamente nulos, com exceção dos arcos e gachos, os quais apresentam deslocamentos elevados. Os deslocamentos do arco ortodôntico foram mais elevados nos modelos com ganchos de 9mm na região entre o canino e pré-molar, quando comparado os modelos com ganchos de 4mm. Levando a interpretação dos resultados para a parte prática, quando considerada apenas a mecânica de deslizamento, sugere-se dar preferência aos modelos com ganchos de 4mm, uma vez que o deslocamento do arco entre o canino e o pré-molar é menor, ocasionando menos atrito e maior facilidade de deslizamento durante a retração.

Na análise conjunta, de deslocamentos e deformações totais, que representam o que realmente acontece clinicamente, notou-se que as tensões no

arco foram mais elevadas entre o incisivo lateral e canino, nos modelos com ganchos na mesial, enquanto que nos modelos com ganchos na distal dos caninos, as tensões mais elevadas foram observadas na região entre o canino e pré-molar. Com isso, pode-se relatar que as regiões de maior tensão fazem parte do esforço a que o arco está sendo submetido. As distribuições de tensões indicam que os modelos mais adequados seriam os com ganchos de 4mm.

Quanto ao vetor de força utilizado, este seria decidido pelo diagnóstico e planejamento do caso, em relação a necessidade ou não da utilização de ancoragem absoluta.

Uma desvantagem que pode ser observada refere-se ao deslocamento que ocorre na região posterior, nos modelos com vetor de força ao mini-implante, de maneira mais acentuada quando utilizado o gancho de 4mm. Apesar dos deslocamentos serem baixos, este fato de ocorrer um deslocamento suave dos dentes posteriores, pode levar a uma aproximação do mini-implante à superfície distal da raiz do pré-molar, que eventualmente é observada clinicamente no término da retração. Esses casos, portanto, são compatíveis com a movimentação dentária e não do mini-implante.

O fato de se observar elevados deslocamentos e deformações nos ganchos, sejam eles de 4mm ou 9mm, não apresenta interferência durante a fase de retração por deslizamento, sendo um ponto que pode ser desconsiderado.

Comparando-se os deslocamentos no eixo X (transversal) nos modelos com gancho na mesial do canino, nota-se que em todos os modelos o dente que sofreu maior deslocamento transversalmente foi o incisivo lateral. Os modelos com ganchos de 4mm apresentam algum deslocamento também do canino, ao passo que nos modelos com gancho de 9mm, o deslocamento do canino é praticamente nulo. O arco apresentou seu maior deslocamento na região média da sua extensão, no espaço entre o canino e o pré-molar (coloração amarela).

Notou-se que para todos os modelos com os ganchos na distal do canino, os deslocamentos no eixo X (transversal) foram muito semelhantes. Nos modelos com ganchos de 4mm, o canino sofreu um deslocamento transversal discreto, enquanto que nos modelos com o gancho de 9mm, o deslocamento foi praticamente nulo. O modelo com ganho de 9mm e vetor de força direcionado ao mini-implante apresentou um deslocamento suave na região posterior.

Os delocamentos em Y (sagital) obtiveram um comportamento diferente em relação ao posicionamento do gancho. Com o gancho na mesial, os modelos se comportaram de maneira muito semelhante, sendo que todos apresentaram um maior deslocamento do canino (região anterior). Já com o gancho na distal, os quatro modelos apresentaram níveis de deslocamentos semelhantes.

Quanto aos deslocamentos em Z (vertical), nos modelos com o gancho na mesial do canino, os incisivos laterias foram os que sofreram maior deslocamento, sendo que nos modelo com gancho de 9mm os deslocamentos foram maiores que nos de 4mm. De forma geral, os modelos com gancho na distal do canino, apresentaram deslocamentos mínimos. Portanto, pode-se sugerir o uso do gancho na distal do canino, uma vez que, seu uso seria menos prejudial ao ápice radicular do incisivo lateral durante a retração.

Clinicamente, durante a fase de retração, não é possível se obter movimentos isolados de um único eixo (X , Y ou Z). Esses deslocamentos acontecem simultaneamente, porém, observa-se que o efeito sagital é mais evidente.

Analisando-se as tensões principais máximas e mínimas, nos modelos com o gancho na mesial do canino, observa-se que elas formam um binário entre os dois dentes, dessa forma, enquanto o incisivo lateral apresenta uma tendência de inclinação vestibular, o canino apresenta uma tendência de inclinação lingual. Ao se deslocar o gancho para distal do canino, os dentes afetados passam a ser o canino e o pré-molar. O canino passa a apresentar uma tendência de inclinação vestibular e o pré-molar uma tendência de inclinação lingual. Como já foi comentado, a maior intensidade nos modelos com gancho de 9mm, sejam eles localizados na mesial ou distal do canino, explica porque esses modelos apresentaram maiores deslocamentos. Esse fato deve ser interpretado pelo ortodontista de forma tal que ele se utilize de recursos mecânicos necessários, para evitar efeitos colaterais indesejáveis.

De maneira geral, pode-se observar que devido à uniformidade de distribuição de tensões nos modelos com ganchos de 4mm, em comparação as distribuições encontradas nos modelos com ganchos de 9mm, o ortodontista idealmente poderia escolher a altura mais baixa do gancho, independente do uso de ancoragem absoluta ou não. Este recurso fica por conta do diagnóstico e plano de tratamento realizado. O ortodontista deve ter em mente, ao optar pelo seu uso ou não, as

deformações e deslocamentos que irão ocorrer durante a fase de retração, para dessa maneira ter um controle clínico e um prognóstico mais previsível.

Em uma situação clínica real, levando-se em consideração deslocamentos e deformações totais, os modelos ideais estariam representados pelos ganchos de 4mm, um vez que apresentam distribuições de tensões menos elevadas. Quanto ao vetor de força utilizado, este seria decidido pelo diagnóstico e planejamento do caso.

Na região posterior todos so modelos apresentam um suave deslocamento, nos modelos com vetor de força ao mini-implante, o que novamente justifica a situção clínica que ocorre quando coloca-se um mini-implante localizado exatamente no meio das raízes entre o pré-molar e o primeiro molar e após certo tempo de tratamento, ao término da fase de retração, nota-se uma proximidade do mini-implante com a raíz do dente adjascente.

O fato de se observar elevados deslocamentos e deformações nos ganchos, sejam eles de 4mm ou 9mm, não apresenta interferência durante a fase de retração por deslizamento, sendo um ponto que pode ser desconsiderado.

Constata-se que em todos os modelos o sistema de movimentação ortodôntica (braquetes e arco) se deslocou, porém, esse deslocamento foi transmitido de forma muito leve aos dentes e à hemi-maxila. Tal fato explica as baixas tensões e deformações nos resultados já discutidos.

No presente estudo considerou-se o vetor de força inicial da fase de retração por deslizamento. Essa análise estática foi realizada , uma vez que ainda não existem equipamentos que consigam medir os níveis de deformação durante a remodelação óssea. Ainda não é possível quantificar perda e ganho ósseo, ou seja, seria apenas uma análise qualitativa. Apesar de, existir um estudo[34] relatando a simulação da retração de uma canino inferior levando-se em consideração áreas de aposição e reabsorção óssea, os autores consideraram a remodelação óssea como um processo constante.

Na tentativa de se analisar a remodelação óssea, por meio do MEF, um autor[41] simulou movimentos ortodônticos de inclinação, rotação, intrusão, extrusão e retração. Desses movimentos, o único que se mostrou confiável em 20%, foi o de inclinação controlada. A dificuldade encontrada pelos autores para se calcular o processo de remodelação óssea, decorreu do fato de este ser um processo de longa duração (mais de 1h).

Em um estudo[35], alguns autores também simularam uma mecânica de retração com alças e observaram durante o período inicial de aplicação de força, uma suave inclinação do canino. A mesma observação pode ser feita no presente estudo, de maneira geral, quando se observa as tensões principais máximas e mínimas em todas as simulações realizadas e constatam-se pontos de compressão e tração, que causam uma leve inclinação do dente para vestibular.

Naquele mesmo estudo já comentado[34], em que os autores ao simularem a retração de um canino inferior, utilizaram arcos com alças e helicóides, ao invés da mecânica de deslizamento, também foi observada certa inclinação e rotação do canino no momento inicial de aplicação de força. Neste estudo, os dentes posteriores também foram discretizados, o que mostrou durante a retração, não só um deslocamento distal do canino, como também um deslocamento dos dentes posteriores, porém estes, em menor magnitude. Ao serem observados os deslocamentos e deformações do presente estudo, pode-se notar que também ocorreu certo deslocamento do segundo pré-molar e do primeiro molar, nos modelos com vetor de força ao mini-implante, também em magnitude menor do que os dentes anteriores, principalmento quando comparado a canino e incisivo lateral. Ou seja, tanto na mecânica por deslizamento como na mecânica com alças, as tendências de deslocamento se comportaram de maneiras semelhantes.

Um autor[38] realizou um estudo variando o posicionamento do gancho soldado ao arco entre mesial e distal de canino, assim como a altura do gancho entre 0mm e 12mm. Os autor chegou à conclusão que com o gancho localizado na mesial do canino conseguiu-se ter maior controle anterior durante a fase de retração na mecânica de deslizamento. A altura do gancho em que foi possível observar movimento de corpo foi de 8mm. Em relação ao posicionamento do gancho, chegou-se à conclusão no presente trabalho, que a região ideal para o posicionamento do gancho é também na mesial do canino, uma vez que as deformações e deslocamentos apresentam intensidades menores.

Utilizando o MEF para analisar a fase de retração ortodôntica por deslizamento, alguns autores[37] variaram o posicionamento e a altura do mini-implante e a altura do gancho soldado ao arco ortodôntico, localizado entre o incisivo lateral e o canino, para analisar a distribuição de tensões envolvidas. Quando a simulação foi realizada utilizando-se o gancho de 2mm de altura com direção de força ao mini-implante localizado mais alto, observou-se uma tendência de intrusão

e inclinação lingual dos seis dentes anteriores. No presente estudo ao se observar as distribuições de tensões que ocorreram utilizando-se a menor altura do gancho (4mm), localizado entre o incisivo lateral e o canino, em combinação com a maior altura do mini-implante (9mm), observou-se no eixo Z (vertical), uma tendência muito baixa de intrusão apenas do incisivo lateral e não de todos os dentes anteriores como descrito acima. A tendência de inclinação lingual, observando as tensões principais máximas e mínimas, também foi muito pequena e com prevalência no incisivo lateral.

Em um estudo[36], levando em consideração a presença ou não de atrito durante a retração, os autores observaram que ao se aplicar uma carga no canino, a carga exercida no molar variou conforme a existência ou não de atrito. Pode-se notar que nos casos em que a simulação foi realizada com ausência de atrito, o molar gerou uma força igual a aplicada no canino, sem dissipações. Resultados diferentes foram observados no presente estudo, uma vez que as distribuições de tensões foram mais elevadas na região anterior e baixas na região posterior nos modelos com vetor de força ao mini-implante.

Em um estudo buscando obter as alturas ideais dos ganchos soldados ao arco ortodôntico durante a fase de retração para se obter um movimento de corpo, um autor[39] consirando o centro de rotação da maxila fixo, obteve como altura ideal o valor de 4,987mm quando o gancho está localizado entre o incisivo lateral e o canino e uma altura de 8,218mm quando o gancho está localizado na distal do canino. Assim, como no estudo acima, neste estudo também se buscou trabalhar com vetores de origem de forças horizontais, sendo que as simulações realizadas foram feitas utilizando-se ganchos de 4mm e de 9mm, localizados na mesial e distal do canino, valores relativamente próximos aos considerados ideais pelos autores acima, além de serem valores reais de se conseguir na prática clínica, diferentemente dos descritos acima.

Um autor[38] simulou por meio do MEF, a utilização de diferentes alturas de ganchos (6, 7, 8, 9 e 10mm) durante a mecânica de retração. O estudo relatou, que o movimento de corpo foi alcançado ao se utilizar o gancho de 8mm. Outros estudos[36,37], mostram resultados similares, em que o movimento de corpo foi alcançado ao se utilizar ganchos com altura entre 7mm e 9mm. Apesar de, no presente estudo, o gancho de 4mm ter apresentado distribuições de forças mais

uniformes, o uso do gancho mais alto pode se tornar necessário, caso o ortodontista deseje uma retração de corpo.

Um autor[42] estudou, por meio do MEF, o controle de inclinação dos dentes anteriores, durante a fase de retração em massa com ganchos de 2mm e 5mm e uma curva compensatória de 4mm no arco ortodôntico. O autor observou em todas as situações, uma inclinação lingual do incisivo lateral e canino. No presente estudo, ao se observar as tensões máximas e mínimas, obssrvou-se uma tendência de inclinação vestibular do incisivo lateral e lingual do canino.

Um estudo[43] investigou a possível combinação do centro de resistência dos quantro incisivos superiores, por meio do MEF, na fase de retração. Os centros de resistência ficaram localizados diferentemente nos incisivos laterais direito e esquerdo, descartando a hipótese de uma possível combinação do centro de resistência anterior. Esse fato, não pode ser aferido no presente estudo, uma vez que foi utilizado somente uma hemi-maxila.

Um estudo[44] mostrou que conforme a altura do gancho aumentava gradativamente, o estresse no ligamento periodontal do canino inferior diminuiu. No presente estudo os modelos com ganchos de 9mm, comparados com os de 4mm, não mostraram distribuições de tensões menos intensas, mesmo utilizando a mesma posição do gancho (mesial ou distal ao canino).

Utilizando o MEF, um autor[45] avaliou o controle do torque durante a fase de retração anterior em massa, utilizando sobrearco de intrusão e mini-implante. A altura do gancho em combinação com o arco de intrusão mostrou um torque vestibular de coroa dos incisivos anterior. Ao se observar as tensões máximas e mínimas, no presente estudo, constatou-se uma tendência de inclinação vestibular do incisivo lateral.

Um estudo realizado[40] com o objetivo de validar o uso da simulação computadorizada, por meio do MEF (*software Ansys*), mostrou-se satisfatório, ao predizer a força e a tensão obtida quando ativada uma alça com helicoides, em diferentes alturas (6, 7 e 8mm). Outros estudos[51.52,53] também validaram o uso da simulação computadorizada, por meio do MEF, utilizando o mesmo *software*, usado no presente estudo.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Estudos científicos[2,3,13,15,16], com metodologias 3D similares, podem apresentar diferentes resultados, uma vez que fatores como: diferentes condições de modelagem, dimensões individuais dos dentes, formato do osso alveolar e propriedades físicas do ligamento periodontal, são características individuais não padronizadas.

Observou-se que, de maneira geral em todas as situações as tensões foram bem distribuídas, não ocasionando nenhum estresse elevado aos dentes, osso, arco ou braquetes. Os materiais dúcteis (arco, gancho e braquetes) não apresentaram tensões altas e, sendo assim, não sofreram deformações permanentes. Com isso, pode-se observar que o atrito gerado em qualquer situação foi mínimo, favorecendo a mecânica de retração por deslizamento. Como nenhuma simulação demonstrou deslocamentos ou deformações permanentes, pode-se confirmar a eficiência clínica da mecânica de retração por deslizamento quando empregada uma força de 150g. Consequentemente, descarta-se a hipótese de travamento da retração durante o deslizamento devido à técnica empregada.

Especula-se que em situações clínicas, nas quais o travamento realmente ocorre, este estaria relacionado ao incorreto alinhamento e nivelamento dentário, a hábitos alimentares dos pacientes, causando deformações permanentes ao arco ortodôntico ou até mesmo a deformações permanentes ocasionadas pelo ortodontista. Todos estes fatores ocasionariam atrito, dificultando o deslizamento, tornando a mecânica ineficaz.

Uma vez que, nenhuma das simulações realizadas se mostrou inviável durante a fase de retração, o critério de utilização da altura do gancho, sua localização e a escolha do tipo de ancoragem, fica a critério do ortodontista, conforme o movimento desejado.

Este estudo não pretende estabelecer todas as diferenças mecânicas existentes, porém, torna-se o ponto de partida para entender melhor essa mecânica e poder desenvolver pesquisas complementares.

7 CONCLUSÕES

1. A posição do gancho caracterizou diferencialmente às regiões afetadas:

a) Os dentes que sofreram as maiores concentrações de tensões foram os justapostos aos ganchos, sendo que as tensões no modelo do gancho mesial foram mais intensas, influenciando de forma mais expressiva os incisivos laterias.

b) Embora a solicitação de tensões no arco tenha sido semelhante em todos os modelos, quando a posição do gancho foi distal, houve maior concentração de tensões na sua extensão imediatamente distal, provavelmente por ser a região de menor resistência (na ausência do dente extraído).

2. Os modelos com ganchos de 4mm, quando comparados aos de 9mm, apresentaram distribuições de tensões mais uniformes, causando menos estresse aos dentes e osso e, estresse semelhante ao arco.

3. Apenas o modelo, com o vetor de força do mini-implante ao gancho de 4mm na mesial do canino, mostrou distribuições de forças mais elevadas (nos dentes e no osso) ao ser comparado com o vetor de força direcionado ao tubo do primeiro molar.

REFERÊNCIAS[1]

1. Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Júnio JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Dent Press Ort Ortop. 2006; 11(2):35-43.

2. Meira JBC, Espósito CMO, Quitero MFZ, Poiate IAVP, Pfeifer CSC, Tanaka CB et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. Dent Traumatol. 2009:1-5.

3. Quaresma E, Kuijpers-Jagtman AM. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. J Oral Implantol. 2008; 34(1):1-6.

4. Vásquez M, Sakuda M. Initial stress differences between slinding and sectional mechanics with an endosseous implant as Anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod. 2001; 71(4):247-56.

5. Mc Guinness N, Gonzales C. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament: a finite element study. Angle Orthod. 1992; 62(1):15-22.

6. Rezende ICB. Relação entre a perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos (Monografia). Belo Horizonte (MG): Centro de Odontologia e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais; 2000.

7. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003; 73(1):86-92.

8. Provatidis C. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Med Eng Phys. 2000; 22(5):359-70.

9. Rubin C et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res. 1983; 62(2):82-6.

10. Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas. 1ª ed. Ed Santos; Belo Horizonte (MG): 2000.

[1]De acordo com Estilo Vancouver

11. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthod. 1991; 99(5):427-40.

12. Yang H, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of spliting in fixed partial dentures. J Prosthe Dent. 1999; 81(6):721-8.

13. Lin C, Wang J, Chang W. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. Clin Oral Impl Res. 2008; 19:107-17.

14. Tortamano Neto P. Estudo das tensões transmitida à mandíbula por uma prótese completa implanto-suportada, variando-se o padrão oclusal, através do método dos elementos finitos. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odondologia; 1995.

15. Santos A, Tanaka CB, Lima RG, Espósito COM, Ballester RY, Braga RR et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. J Endod. 2009; 35(1):117-20.

16. Poiate I, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IRV, Poiate EJ. Three Dimensional Finite Element Analyses of Oral Structures by Computerized Tomography. J Biosci Bioeng. 2008; 106(6):606-9.

17. Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontiun before and after the orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 1995; 65(2):123-8.

18. Tanne K, Burstone C, Sakuda M. Biomechanical responses of tooth assiciated with different root lengths and alveolar boné heights: changes os stress distributions in the PDL. J Univ Dent Sch. 1989; 29:17-24.

19. Middleton J, Jones ML, Wilson NA. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. J Biomed Eng. 1990; 12(4):319-27.

20. Tanne L, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. Angle Orthod. 1993; 63(2):111-8.

21. Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. Angle Orthod. 1994; 64(5):343-50.

22. Tortamano A. Estudo da distribuição das tensões internas em incisivo central superior sob força de inclinação, empregando o método de elementos finitos. [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odondologia; 1997.

23. Viana CP, Mazzieiro ET, Landre JR. A influência da variação da curvatura da base do braquete em uma união ortodôntica submetidas a diferentes cargas, através do método dos elementos finitos. Dent Press Ort Ortop Facial. 2005; 10(3):75-86.

24. Dorow C, Sander FG. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. J Orofac Orthop. 2005; 66(3):208-18.

25. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: A finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134(3):335.e1-335.e7.

26. Chen C, Hsu ML, Chang KD, Kuang SH, Chen, PT, Gung YW. Failure Analysis: Enamel Fracture after Debonding Orthodontic Brackets. Angle Orthod. 2008; 78(6):1071-7.

27. Provatidis CG, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined *in vivo/ in vitro* and finite element studies. Eur J Orthod. 2008; 30:437-48.

28. Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Cozzani M, Siciliani G. Comparison of different orthodontic devices for mandibular symphyseal distraction osteogenesis: A finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134(2):260-9.

29. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA et al. Biocortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134(5):625-35.

30. Baek S, Shin SJ, Ahn SJ, Chang Y. Initial effect of multiloop edwise archwire on the mandibular dentition in class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. Eur J Orthod. 2008; 30:10-5.

31. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. Eur J Orthod. 2009; 31:12-20.

32. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Kober C, Sander C et al. Correspondences of hydrostatic pressure in periodontal ligament with regions of root resorption: A clinical and a finite element study of the same human teeth. Comput Methods Programs Biomed. 2009; 93:155-61.

33. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38:13-8.

34. Lotti RS. A influência do posicionamento da alça segmentada em “T” durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos [dissertação]. Belo Horizonte: Centro de Odontologia e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais; 2003.

35. Chang Y, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite elemento analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod. 2004; 26(3):339-45.

36. Tominaga J, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading coditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. Angle Orthod. 2009; 79(6):1102-7.

37. Sung S, Jang G, Chun Y, Moon Y. Effective en-masse retraction design with orthodontics mini-implant anchorage: A finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137(5):648-57.

38. Jang H, Roh WJ, Joo BH, Park KH, Kim SJ, Park YG. Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. Angle Orthod. 2010; 80(6):1023-8.

39. Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137(5):639-47.

40. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 127(5):542-51.

41. Kojima Y, Mizuno T, Umemura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontics tooth movement produced by a canine retraction spring. Dent Mater J. 2007; 26(4):561-7.

42. Jeong HS, Sung SJ, Moon YS, Cho YS, Lim SM. Factors influencing the axes of anterior teeth during SWA on masse sliding retraction with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element study. Korean J Orthod. 2006; 36(5):338-48.

43. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of upper incisors. Eur J Orthod. 2007; 29(3):219-24.

44. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139(1):59-71

45. Mo SS, Kim SH, Sung SJ, Chung KR, Chun YS, Kook YA. Factors controlling anterior torque with C-implants depend on en-masse retraction without posterior appliances: Biocreative therapy type II technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139(2):183-91.

46. Alves Filho, Avelino M. Elementos finitos a base da tecnologia CAE Análise Dinâmica. Ed. Érica. 2005.

47. Assan, A.E. Método dos elementos finitos primeiros passos. Ed Unicamp; Campinas: 2003.

48. Soriano HL. Método de elemetos finitos em análise de estruturas. São Paulo :Ed. USP; 2002.

49. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007; 97(4):229-35.

50. Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 132(5):624-9.

51. Coimbra M, Penedo ND, Gouvêa JP, Elias CN, Araújo MTS, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133(2):188.e9-13.

52. Bourauel C, Vollmer D, Jäger A. Application of bone remodeling theories in simulation of orthodontic tooth movements. J Orofac Orthop. 2000; 61(4):266-79.

53. Southard T, Marshall S, Grosland N. Friction does not increase anchorage loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131(3):412-4.

ANEXO A – Parcer do Comitê de Ética Em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR 286500
Protocolo 145/2009

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Análise das distribuições de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em uma hemi-maxila durante a fase de retração anterior por deslizamento"**, de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Luiz Vicente de Moura Lopes, de responsabilidade do(a) Prof.(a) Dr.(a.) Gladys Cristina Dominguez Morea.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 22 de outubro de 2009.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira".
São Paulo - SP - CEP 05508-900 –Telef./FAX (0XX11) 3091-7887