

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA METALÚRGICA  
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA  
POLO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA

**PAULA CIPRIANO DA SILVA VIDAL**

Caracterização mecânica e análise de tensões  
em sistemas cerâmicos de próteses dentárias  
utilizando o método de elementos finitos

Área de Concentração:

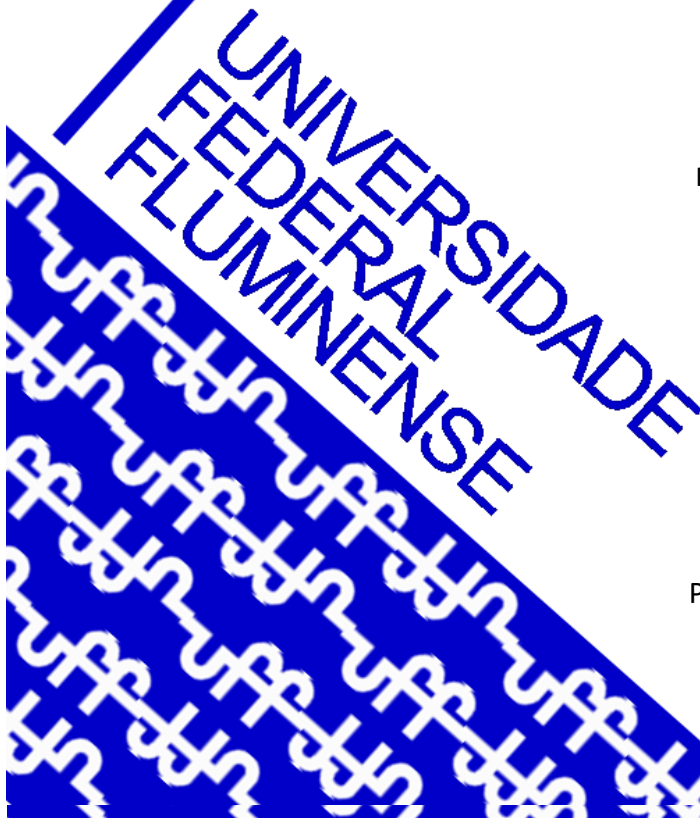
Processamento e Caracterização de Materiais

Linha de Pesquisa: Biomateriais

Orientadores:

Prof. Claudinei dos Santos, UERJ

Prof. Luciano Pessanha Moreira, UFF



**PAULA CIPRIANO DA SILVA VIDAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação de Engenharia Metalúrgica, da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica. Área de concentração: Processamento e Caracterização de Materiais.

**“CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E ANÁLISE DE TENSÕES EM SISTEMAS CERÂMICOS DE PRÓTESES DENTÁRIAS UTILIZANDO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

Orientadores: Prof. Claudinei dos Santos, D.C. – UERJ  
Prof. Luciano Pessanha Moreira, D.Sc. – UFF

Área de concentração: **Processamento e Caracterização de Materiais**

Volta Redonda, RJ

2021

Ficha catalográfica automática - SDC/BEM  
Gerada com informações fornecidas pelo autor

V649c Vidal, Paula Cipriano da Silva  
Caracterização mecânica e análise de tensões em sistemas cerâmicos de próteses dentárias utilizando o método de elementos finitos / Paula Cipriano da Silva Vidal ; Claudinei Dos Santos, orientador ; Luciano Pessanha Moreira, coorientador. Volta Redonda, 2021.  
153 f. : il.

Tese (doutorado)-Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda, 2021.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22409/PPGEM.2021.d.13960088701>

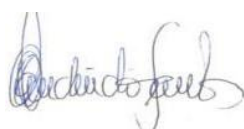
1. Processamento e Caracterização de Materiais. 2. Simulação pelo método de elementos finitos. 3. Materiais de aplicação odontológica. 4. Produção intelectual. I. Dos Santos, Claudinei, orientador. II. Moreira, Luciano Pessanha, coorientador. III. Universidade Federal Fluminense. Escola de Engenharia Industrial e Metalúrgica de Volta Redonda. IV. Título.

CDD -

**PAULA CIPRIANO DA SILVA VIDAL****“CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E ANÁLISE DE TENSÕES EM SISTEMAS CERÂMICOS DE PRÓTESES DENTÁRIAS UTILIZANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica, Universidade Federal Fluminense (UFF), como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica.

Aprovada em 07 de dezembro de 2021

**COMISSÃO EXAMINADORA**

Prof. Claudinei dos Santos, D.C. – Orientador  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ



Prof. Luciano Pessanha Moreira, D.Sc. – Orientador  
Universidade Federal Fluminense – UFF



Prof. Carlos Nelson Elias, D.C.  
Instituto Militar de Engenharia – IME

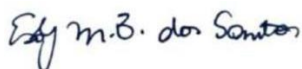


Prof.<sup>a</sup> Ivone Regina de Oliveira, D.C.  
Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP



Assinado de forma digital por LADARIO  
DA SILVA  
ladariosilva@id.uff.br:84937343734  
Dados: 2022.01.08 21:02:36 -03'00'

Prof. Ladário da Silva, D.C.  
Universidade Federal Fluminense – UFF



Prof. Ésoly Madeleine Bento dos Santos, D.C.  
Universidade Federal Fluminense – UFF

Volta Redonda, RJ  
2021

## AGRADECIMENTOS

Chegar ao final da tese em um ano de pandemia é motivo mais que suficiente para agradecer a Deus por permitir estar aqui realizando esse sonho.

Agradeço aos meus orientadores que como amigos estiveram ao meu lado, me motivando, solucionando dúvidas, propondo sugestões mágicas, além de alguns "puxões de orelha", que fazem parte desse processo de construção pessoal. Em especial agradeço o prof. Claudinei dos Santos (em segredo chamado de Pai Nei), que nesse ano completa 10 anos de orientações em diferentes pesquisas, em um caminho por ele me apresentado, e no qual eu me encontrei.

Aos meus amigos Manuel Fellipe Alves, Leonardo Queiróz e Fernando Ward, Bruno Simba, José Eduardo Amarante que estiveram ao meu lado, ajudando nas etapas experimentais de instalação e utilização de equipamentos em laboratórios da UFF e UERJ, e na compreensão e utilização dos softwares de simulação, com a troca de artigos, participações em congressos e as várias discussões sobre o tema.

Meus amados Pais, Paulo Hamilton Lopes da Silva e Denise Cipriano Silva, meu marido Bernardo Bruni Vidal por todo ensinamento, apoio e por sempre acreditaram nas minhas escolhas durante essa trajetória.

Agradeço à CAPES, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo suporte financeiro a partir da concessão de bolsa de estudos.

E a todos que de alguma forma colaboraram para que esse trabalho se tornasse real, para que hoje eu possa olhar o caminho e dizer Muito Obrigada a todos vocês, com orgulho da minha trajetória.

## RESUMO

Os materiais cerâmicos utilizados na confecção de próteses dentárias apresentam excelente estética, biocompatibilidade e boa resistência mecânica sendo potenciais substitutos protéticos para dentes naturais. Dentre estes, destacam-se a zircônia estabilizada com ítria,  $ZrO_2-Y_2O_3$ , e o dissilicato de lítio,  $Li_2Si_2O_5$ . Estes sistemas cerâmicos possuem alta resistência mecânica, associada as camadas externas de porcelana feldspática, cuja composição química possibilita reproduzir aspectos de um dente natural. Um dos grandes desafios para o uso destes materiais, é a previsibilidade da resistência mecânica real em função de geometrias complexas dos componentes protéticos, as quais são próprias à anatomia dos dentes naturais. Nesse contexto, o primeiro objetivo do trabalho foi caracterizar diferentes sistemas cerâmicos utilizados em próteses dentárias. Em seguida, simular as tensões mecânicas geradas nestes materiais comparadas com propriedades mecânicas, bem como o comportamento mecânico que simule o processo de mastigatório humano. Para tal, foram processadas amostras ( $n=15$ /grupo) comerciais de zircônia,  $ZrO_2$ , estabilizada com diferentes teores de  $Y_2O_3$  (3mol. % ou 5 mol. %), denominadas por 3Y-TZP e 5Y-PSZ, e um vitrocerâmico de metassilicato de lítio,  $Li_2SiO_3$ . As zircônias foram sinterizadas a  $1500^\circ C$  - 2h e a base de metassilicato de lítio foi tratado termicamente a  $840^\circ C$ -7min, visando conversão em dissilicato de lítio,  $Li_2Si_2O_5$ . Após tratamentos térmicos, as amostras foram caracterizadas por sua densidade relativa, microestrutura, dureza, tenacidade a fratura e propriedades elásticas. Ademais, a resistência à flexão biaxial destes sistemas cerâmicos foi avaliada por meio do ensaio de pistão sobre três esferas. A partir das medidas dos ensaios de flexão biaxial, propriedades elásticas e geometrias das amostras, foram realizadas simulações por elementos finitos para previsão da resistência biaxial. O comparativo entre experimentos e simulações, indicaram diferenças de cerca de 6% para o grupo de cerâmicas 3Y-TZP, 1,5% para o grupo 5Y-PSZ e 59% para as vitrocerâmicas. Em todos os casos, os motivos dessas diferenças foram discutidos em função das características estruturais de cada sistema cerâmico. Por fim, visando melhor aproximar as previsões numéricas de casos práticos existentes na odontologia, foi proposto um modelo de prótese anatômica com três elementos descritos a partir de uma arcada dentária humana. Foram simuladas diferentes condições de cargas mastigatórias, variando-se a direção (vertical ou diagonal), e distribuídas nos três elementos ou concentradas no dente central. As previsões dos valores máximos e mínimos das tensões principais conjuntamente com os valores experimentais do módulo de ruptura de cada sistema cerâmico, possibilitaram a obtenção dos valores do coeficiente de segurança. Nas condições analisadas, foi constatado que todos os materiais investigados estão aptos para aplicação com uma carga de 300 N.

**Palavras-chave:** Cerâmicas dentárias, 3Y-TZP, 5Y-PSZ, dissilicato de lítio, comportamento mecânico, ensaio de flexão P-3B, simulação numérica, Método de Elementos Finitos (MEF).

## ABSTRACT

Ceramic materials used in the manufacture of dental prostheses have excellent aesthetics, biocompatibility and good mechanical resistance, being potential prosthetic substitutes for natural teeth. Among these, yttria-stabilized zirconia,  $ZrO_2\text{-}Y_2O_3$ , and lithium disilicate,  $Li_2Si_2O_5$ , stand out. These ceramic systems have high mechanical strength, associated with the outer layers of feldspathic porcelain, whose chemical composition makes it possible to reproduce aspects of a natural tooth. One of the great challenges for the use of these materials is the predictability of the real mechanical strength due to the complex geometries of the prosthetic components, which are specific to the anatomy of natural teeth. In this context, the first objective of the work was to develop and characterize different ceramic systems used in dental prostheses. Then, simulate the stresses generated in these materials compared with mechanical tests and during the chewing process. For this purpose, commercial samples ( $n=15/\text{group}$ ) of zirconia,  $ZrO_2$ , stabilized with different contents of  $Y_2O_3$  (3mol.% or 5mol.%), called 3Y-TZP and 5Y-PSZ, and a metasilicate glass-ceramic were processed lithium,  $Li_2SiO_3$ . The zirconia were sintered at  $1500^\circ\text{C}$  - 2h and the lithium metasilicate was heat treated at  $840^\circ\text{C}$ -7min, aiming at conversion into lithium disilicate,  $Li_2Si_2O_5$ . After heat treatments, the samples were characterized by their relative density, microstructure, hardness, fracture toughness and elastic properties. Furthermore, the biaxial flexural strength of these ceramic systems was evaluated through the piston test on three balls. From the measurements of the biaxial bending tests, elastic properties and sample geometries, finite element simulations were performed to predict the biaxial strength. The comparison between experiments and simulations indicated differences of about 6% for the 3Y-TZP ceramic group, 1.5% for the 5Y-PSZ group and 59% for the glass ceramics. In all cases, the reasons for these differences were discussed in terms of the structural characteristics of each ceramic system. Finally, aiming to better approximate the numerical predictions of practical cases existing in dentistry, a model of anatomical prosthesis with three elements described from a human dental arch was proposed. Different chewing load conditions were simulated, varying the direction (vertical or diagonal), and distributed in the three elements or concentrated in the central tooth. The predictions of the maximum and minimum values of the principal stresses, together with the experimental values of the modulus of rupture of each ceramic system, made it possible to obtain the values of the safety coefficient. Under the conditions analyzed, it was found that all materials investigated are suitable for application with a load of 300 N.

**Keywords:** Ceramics, 3Y-TZP, 5Y-PSZ, lithium disilicate, mechanical behavior, P-3B flexure test, numerical simulation, Finite Element Method (MEF).

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	iii
2. JUSTIFICATIVAS.....	21
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	23
3.2 Cerâmicas dentarias .....	23
3.3 Zircônia Estabilizada com Ítria ( $ZrO_2$ - $Y_2O_3$ ) .....	25
3.4 Dissilicato de Lítio, $Li_2Si_2O_5$ .....	27
3.5 Prototipagem de próteses dentárias.....	30
3.6 Critérios normatizados para cerâmicas dentárias.....	32
3.7 Simulação pelo método de elementos finitos do ensaio de flexão.....	33
3.8 Simulação de tensões em próteses dentárias cerâmicas.....	34
3.8.1 numeração dos dentes .....	35
3.9 Simulação de Próteses contendo 3 elementos (ponte) .....	38
3.10 Estudo de tensões nas próteses .....	41
3.11 Critérios de Falha.....	42
3.11.1 Critério de von Mises .....	42
3.11.2 Teoria da Tensão Normal Máxima.....	43
4. MATERIAIS E MÉTODOS .....	44
4.2 Materiais .....	44
4.3 Processamentos das cerâmicas.....	45
4.3.1 Cerâmicas 3Y-TZP e 5Y-PSZ.....	45
4.3.2 Silicato de lítio.....	46
4.4 Caracterizações físicas e térmicas.....	47
4.4.1 Difração de raios X.....	47
4.4.2 Densidade Relativa .....	49
4.4.3 Análise microestrutural.....	50



4.4.4	Caracterização térmica .....	50
4.5	Caracterização Mecânica .....	51
4.5.1	Dureza Vickers .....	51
4.5.2	Tenacidade à fratura .....	51
4.5.3	Resistência à flexão biaxial .....	52
4.5.4	Estatística de Weibull .....	54
4.6	Módulo de elasticidade .....	55
4.6.1	Cálculo do módulo de elasticidade (flexional) .....	55
4.6.2	Cálculo do módulo de cisalhamento .....	56
4.6.3	Cálculo do coeficiente de Poisson .....	56
4.7	Simulação numérica do ensaio de flexão biaxial .....	57
4.8	Simulação numérica em próteses .....	60
4.8.1	Etapas do modelamento .....	62
4.8.2	Ponte de 3 elementos .....	62
4.9	Modelamento da Ponte de 3 elementos .....	63
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	71
5.2	Caracterizações das matérias primas .....	71
5.2.1	Densidade relativa .....	71
5.2.2	Difração de Raios-X .....	72
5.2.3	Caracterização Térmica .....	77
5.2.4	Análise microestrutural .....	79
5.3	Caracterização mecânica .....	81
5.3.1	Tenacidade a Fratura .....	82
5.3.2	Propriedades elásticas .....	84
5.3.3	Resistência a flexão e probabilidade de falha .....	84
5.2	Previsões numéricas do modelo de flexão biaxial .....	86
5.3	Simulações das próteses dentárias .....	96

5.3.1	Cargas verticais.....	97
5.3.2	Cargas diagonais.....	104
5.3.3	Comparativo das cargas vertical e diagonal .....	111
5.3.4	Distribuição de tensões na espessura.....	113
5.3.5	Tensões principais .....	114
6.	CONCLUSÕES.....	125
7.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	127
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	128

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Referências de cerâmicas dentárias (Fonte: Norma ISO 6872 (2008)) .....	32
Tabela 2. Características dos materiais utilizados neste trabalho (dados dos fabricantes).....	45
Tabela 3 Valores experimentais utilizados na simulação. Fonte: Autora.....	58
Tabela 4- Propriedades elásticas utilizadas nas simulações numéricas. Fonte: Autora .....	60
Tabela 5- dados do modelo para simulação. Fonte: Autora .....	70
Tabela 6 - Refinamento de Rietveld das estruturas cristalinas após tratamento térmico das diferentes cerâmicas odontológicas estudadas. Fonte: Autora. ....	76
Tabela 7- Propriedades elásticas. Fonte: Autora. ....	84
Tabela 8- Resultados das tensões simuladas e valores experimentais.Fonte: Autora .....	91
Tabela 9- Resultados de tensão de von Mises. Fonte: Autora .....	96
Tabela 10- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento vertical distribuído nos 3 dentes. Fonte: Autora. ....	101
Tabela 11 - Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento vertical concentrado no pântico. Fonte: Autora. ....	104
Tabela 12- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento diagonal distribuído nos 3 dentes. Fonte: Autora. ....	107
Tabela 13- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento diagonal concentrado no pântico. Fonte: Autora. ....	108
Tabela 14- Coeficientes de segurança (CS) calculados para todos os materiais. Fonte: Autora. ....	117
Tabela 15- Coeficientes de segurança (CS) calculados nos conectores. Fonte: Autora.....	118
Tabela 16- Coeficientes de segurança (CS) calculados com percentual de erro. Fonte: Autora. ....	119
Tabela 17 - Coeficientes de segurança (CS) calculado nos conectores com percentual de erro. Fonte: Autora. ....	122

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Processo de usinagem CAD/CAM (a) mostra scanner da máquina CAD/CAM, a imagem virtual, equipamento para usinagem, forno para sinterizar (b) modelo após a usinagem (c) Modelo sinterizado e pronto. Fonte: <a href="https://implo.com.br/utilizacao-do-sistema-cad-cam/">https://implo.com.br/utilizacao-do-sistema-cad-cam/</a> acesso em 23/04/2019 .....	31
Figura 2- Notação FDI numeração dos dentes molares. Fonte: Adaptado de WW.dentaleader.com acesso em 16/05/2020.....	36
Figura 3 – Cúspide mesiolingual do primeiro molar 26. Fonte: Ward (2020).....	37
Figura 4- Vista oclusal entre dois quadrantes opostos a) cúspide- fossa b) cúspide- crista Fonte: (Santos J. Jr. 1995). .....	37
Figura 5 - Prótese parcialmente fixa com as nomenclaturas utilizadas. Fonte: <a href="http://sorrifacil.com.br/">http://sorrifacil.com.br/</a> acesso em 09/11/2020. ....	38
Figura 6- Modelo utilizado no trabalho Saramadu, ponte parcialmente fixa com aplicação de carga. Fonte Saramadu. <i>et al.</i> (2020).....	40
Figura 7- Difratoograma representativo do método usado por Krimm e Tobolsky (1951). .....	48
Figura 8- Suporte utilizado para realizar o ensaio de flexão biaxial. Fonte: autora. ....	52
Figura 9- Montagem e realização dos ensaios de flexão biaxial. Fonte: Autora.....	53
Figura 10 – Modelo 3D sólido do ensaio de flexão biaxial. Fonte: Autora .....	57
Figura 11- Condições de contorno e malha de elementos finitos do modelo 3D. Fonte: Autora .....	59
Figura 12- Ponte de três elementos selecionada neste trabalho. Fonte: Autora .....	61
Figura 13 - Modelo representativo de uma ponte de 3 elementos. Fonte: Autora .....	61
Figura 14 - Geometria digitalizada da ponte com a malha composta por elementos tetragonais: (a) vista superior (b) vista lateral. Fonte: Autora .....	63
Figura 15- Regiões de refinamento da malha. Fonte: Autora.....	64
Figura 16- Identificação dos pontos de aplicação de carga: a) nos 3 dentes b) apenas no pântico. Fonte: Autora.....	65
Figura 17- Pontos de carregamentos analisados. Fonte: Autora .....	66
Figura 18- Pontos de concentração de tensões avaliados. Fonte: Autora.....	67
Figura 19 – Modelo da ponte com a base: (a) vista superior (b) vista lateral. Fonte: Autora. .	68
Figura 20 –Modelamento do contato TIE face interna do dente e a base de apoio. Fonte: Autora.....	69

Figura 21- Condições de contorno para restrição da base. Fonte: Autora.....	70
Figura 22 - Resultados de densidade relativa das cerâmicas dentárias estudadas, antes e após os respectivos tratamentos térmicos. Fonte: Autora. ....	72
Figura 23 - Difratoformas de raios-X das zircônias no estado antes do tratamento térmico: a) zircônia estabilizada com 3% de ítria, b) zircônia estabilizada com 5% de ítria. Fonte: Autora. ....	73
Figura 24 - Difratoforma de raios-X representativo do metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Fonte: Autora. ....	74
Figura 25- Difratoformas de raios-X das amostras de zircônia tratadas termicamente: a) 3Y-TZP, b) 5Y-PSZ. Fonte: Autora. ....	75
Figura 26- Difratoforma de raios-X do dissilicato de lítio. Fonte: Autora. ....	76
Figura 27 - Variação dimensional do 3Y-TZP em função da temperatura. Fonte: Autora. ....	77
Figura 28 - Variação dimensional do 5Y-PSZ em função da temperatura. Fonte: Autora. ....	78
Figura 29 - Variação dimensional do LD em função da temperatura. Fonte: Autora. ....	78
Figura 30- Micrografias obtidas por MEV das amostras de 3Y-TZP sinterizadas a 1500°C-2h. (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx, (c) aplicação de 20 Kx. Fonte: Autora.	79
Figura 31- Micrografias obtidas por MEV das amostras de 5Y-PSZ sinterizadas a 1500°C-2h: (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx, (c) ampliação de 20 Kx. Fonte: Autora. ....	80
Figura 32- Micrografias obtidas por MEV da amostra de dissilicato de lítio tratadas termicamente a 840°C-7min: (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx. Fonte: Autora. ....	81
Figura 33- Resultados de dureza Vickers das diferentes cerâmicas dentárias, após respectivos tratamentos térmicos. Fonte: Autora. ....	82
Figura 34- Tenacidade a fratura dos materiais estudados neste trabalho. Fonte: Autora. ....	83
Figura 35- Distribuição de Weibull e probabilidade de falha em função da resistência à flexão das cerâmicas odontológicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD. Fonte: Autora.....	85
Figura 36. Distribuição da tensão radial ( $S_{11}$ ) na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B_Min , ( b) P-3B_Med e (c) P-3B_Max . Fonte: Autora .....	87
Figura 37- Distribuição da tensão circunferencial ( $S_{22}$ ) na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B_Min , ( b) P-3B_Med e (c) P-3B_Max . Fonte: Autora.....	88

Figura 38 - Distribuição da tensão máxima na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B_Min , ( b) P-3B_Med e (c) P-3B_Max . Fonte: Autora .....	89
Figura 39- Distribuição da tensão de von Mises na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B_Min , ( b) P-3B_Med e (c) P-3B_Max . Fonte: Autora .....	90
Figura 40- Valores das componentes de tensão media e tensão máxima principal (a) 0-0 <sub>1</sub> e (b) 0-0 <sub>3</sub> para 3Y-TZP. Fonte: Autora .....	92
Figura 41- Valores das componentes de tensão media e tensão máxima principal (a) 0-0 <sub>1</sub> e (b) 0-0 <sub>3</sub> para 5Y-PSZ. Fonte: Autora .....	93
Figura 42- Valores das componentes de tensão media e tensão máxima principal (a) 0-0 <sub>1</sub> e (b) 0-0 <sub>3</sub> para LD. ....	94
Figura 43- Padrões de fratura dos discos ensaiados neste trabalho .....	95
Figura 44 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga vertical distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora .....	98
Figura 45 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.....	100
Figura 46- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical no pântico: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.....	102
Figura 47- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical no pântico: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.....	103
Figura 48- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga diagonal distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora. ....	105
Figura 49 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga diagonal distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.....	106
Figura 50- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga diagonal aplicada no pântico (a) 3Y-TZP (b)5Y-PSZ, (c) LD. Fonte: Autora.....	109
Figura 51- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga diagonal aplicada no pântico (a) 3Y-TZP (b)5Y-PSZ, (c) LD. Fonte: Autora. ....	110
Figura 52- Comparação entres as tensões de von Mises (MPa) determinadas na ponte de LD em função do tipo de carregamento. Fonte: Autora .....	111
Figura 53- Comparativo entre os valores das tensões principais (MPa) obtidas para o LD com: (a) carga vertical e (b) diagonal. Fonte: Autora.....	112

Figura 54 - Distribuição das tensões principais (MPa) ao longo da espessura da prótese obtidas no LD com carga diagonal. Fonte: Autora.....	113
Figura 55- Tensão máxima principal (MPa) determinada no 3Y-TZP com carregamento vertical de 500 N. Fonte: Autora. ....	114
Figura 56- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) determinada nos conectores da ponte de 3Y-TZP com aplicação de carga vertical de 500 N. Fonte: Autora.....	115
Figura 57- Distribuição da tensão MÍNIMA principal (MPa) determinada nos três elementos da ponte de 3Y-TZP com aplicação de carga vertical de 500 N. Fonte: Autora. ....	116
Figura 58- Tensão mínima principal nos conectores de 3Y-TZP com carregamento vertical de 500N. Fonte: Autora.....	116
Figura 59- Coeficientes de segurança calculados com bases na correção dos erros percentuais: (a) 3Y-PSZ, (b) 5Y-TZP e (c) LD. Fonte: Autora.....	121
Figura 60- Coeficientes de segurança calculados para os conectores com bases na correção dos erros percentuais: (a) 3Y-PSZ, (b) 5Y-TZP e (c) LD. Fonte: Autora.....	123

**LISTA DE SÍMBOLOS**

MPa	mega pascal
GPa	Giga pascal
%	porcentagem
ZrO <sub>2</sub>	zircônia
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	íttria
Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	dissilicato de lítio
3Y-TZP	3% de Ítria Tetragonal Zircônia policristalina
5Y-PSZ	5% de Ítria Parcialmente estabilizada Zircônia
°C	graus celsius
CeO <sub>2</sub>	cério
MgO	magnésio
SiO <sub>2</sub>	dissilicato
μm	micrometro
mm	milímetro
min	minuto
N	Newton
φ	variável de interesse
ρ	massa específica
σ	tensão normal
σ <sub>eq</sub>	tensão equivalente de von Mises
r	raio
v	coeficiente de Poisson
σ <sub>f</sub>	limite de ruptura



b	espessura do corpo de prova
g	gramas
cm <sup>3</sup>	centímetro cúbico
cm <sup>2</sup>	centímetro quadrado
E	módulo de elasticidade
G	modulo de ruptura
K <sub>ic</sub>	tenacidade a fratura
rpm	rotação por minuto
$\sigma_{vm}$	tensão de Von Misses
$\sigma_{m\acute{a}x}$	tensão principal máxima
$\sigma_{m\acute{i}n}$	tensão principal mínima

**LISTA DE ABREVIATURAS**

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
CET	Coefficiente de expansão térmica
CPU	Unidade central de processamento
DR	Densidade relativa
FDI	Federação dentária internacional
FPD	Ponte parcialmente fixa
HV	Dureza Vickers
ISO	Organização Internacional para Padronização
LD	Dissilicato de Lítio
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MEF	Método de elementos finitos
SEQ	Tensão equivalente
T.T.	Tratamento térmico
3Y-TZP	Zircônia estabilizada com 3% em mol de Ítria
5Y-PSZ	Zircônia estabilizada com 5% em mol de Ítri.

## 1. INTRODUÇÃO

Apesar do grande sucesso das próteses fixas metalocerâmicas (metal + recobrimento cerâmico) na odontologia mundial nos últimos 40 anos, essas próteses podem ter estética e biocompatibilidade comprometidas pela presença do metal da infraestrutura. Isso levou a busca e desenvolvimento de novos materiais que pudessem substituir o metal dessas restaurações metalocerâmicas (Dittmer *et al.*, 2009). Atualmente, os novos materiais cerâmicos para infraestrutura apresentam, além de estética, excelente biocompatibilidade, baixo acúmulo de placa bacteriana, baixa condutibilidade térmica e boa resistência mecânica (Kavashima *et al.* 2020, Donovan, 2008; Della Bona *et al.* 2008; Denry *et al.*, 2008). Dentre estes materiais, a cerâmica a base de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) foi introduzida no mercado odontológico, despertando um grande interesse devido à suas propriedades mecânicas. A zircônia sinterizada apresenta alta dureza aproximada de 1250HV, resistência ao desgaste entre 12 e 13 GPa, resistência a flexão superior a 800 MPa, módulo de elasticidade entre 200 e 215 GPa e tenacidade à fratura de 6 a 8 MPa.m<sup>1/2</sup> (Kavashima *et al.* 2020, Wang *et al.*, 2008). Tais características permitem utilizá-la em situações como próteses fixas múltiplas de dentes posteriores (Aboushelib *et al.*, 2006; Kosmac *et al.*, 1999). Outro material que desperta o interesse é uma vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio, Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, cujo uso é limitado em próteses unitárias e casos clínicos menos complexos uma vez que possui resistência a fratura de 300 MPa e tenacidade de 1,5 a 3MPa.m<sup>1/2</sup> (Wang *et al.*, 2014; Kenneth, *et al.*, 2013; Lakshmi, *et al.*, 2015; Zhang, *et al.*, 2015). Mesmo assim, sua utilização é muito difundida pela facilidade de fabricação de próteses dentárias.

Estes dois materiais são fabricados utilizando a tecnologia CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing), a partir do escaneamento (digitalização) de modelos personalizados da boca do paciente. Para elucidar o papel da geometria gerada em projetos CAD, nas propriedades mecânicas reais dessas próteses, faz-se necessário realizar

estudos de caracterização física, mecânica e microestrutural. No entanto, apesar das cerâmicas exibirem propriedades mecânicas satisfatórias como material de infraestrutura, problemas como fraturas localizadas ocorrem com relativa frequência nessas próteses (Sailer 2007), o que eleva sua taxa de insucesso para até 10% em cinco anos. Já nas restaurações metalocerâmicas, esse tipo de falha ocorre em 0,4% para coroas unitárias e 2,9% para próteses parciais fixas após cinco anos de uso clínico (Pjetursson *et al.* 2007 ). Em próteses cerâmicas, essas falhas podem estar relacionadas com resistência de união insuficiente (Fischer *et. al.* 2009), elevada carga devido a contatos prematuro, ambos ligados principalmente ao projeto CAD de confecção das próteses, ou tensões residuais excessivas devido sua incompatibilidade térmica entre o material de infraestrutura e a cerâmica de cobertura.

Para demonstrar o papel da geometria nas propriedades mecânicas reais dessas próteses, foram realizados estudos de caracterização mecânica, física e microestrutural, assim como modelamento matemático por método de elemento finito, para simular a aplicação desses materiais como próteses dentárias, com objetivo de aumentar a taxa de sucesso em suas aplicações. Portanto foi necessário conhecer os pontos de maior tensão e seus possíveis pontos de falha, avaliar a resistência biaxial à fratura por flexão por meio do ensaio de pistão sobre três esferas.

## 2. OBJETIVO GERAL

Analisar com auxílio de modelos de elementos finitos as tensões de serviço e regiões críticas passíveis de falha de três sistemas cerâmicos, a saber, zircônia estabilizada com 3% em mol de ítria (3Y-TZP), zircônia estabilizada com 5% em mol de ítria (5Y-PSZ) e Dissilicato de Lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), usinados por prototipagem CAD/CAM.

### 2.2 Objetivos Específicos

- I. - Avaliar a resistência à fratura por flexão de corpos-de-prova dos principais sistemas cerâmicos comerciais
- II. - Comparar o módulo de Weibull e a resistência característica de corpos-de-prova de diferentes cerâmicas
- III. - Determinar os valores de tenacidade à fratura desses materiais
- IV. - Realizar análise térmica diferencial, analisar a microestrutura e as fases cristalinas das cerâmicas,
- V. - Simular com auxílio do método de elementos finitos a aplicação de esforços mecânicos em infraestrutura de zircônia ou dissilicato de lítio, com o objetivo de prever as áreas de tensões críticas no processo mastigatório e determinar uma análise comparativa crítica entre os materiais.

### **3. JUSTIFICATIVAS**

As cerâmicas dentárias à base de zircônia estabilizada com ítria ou o dissilicato de lítio possuem características únicas dentre os materiais cerâmicos convencionais, pois associam estética e boa tenacidade à fratura, fruto de suas características microestruturais e cristalinas. Por outro lado, a simulação de esforços mecânicos em cerâmicas por meio do método de elementos finitos (MEF) é uma ferramenta útil no sentido de predizer áreas de tensões residuais e possíveis nucleadores de falhas nas cerâmicas dentárias.

A utilização do MEF para solução de problemas estruturais em próteses dentárias é bastante apropriada, pois as análises da estrutura da prótese podem ser realizadas de forma semelhante às avaliações feitas em análise de tensões de estruturas mecânicas, com as vantagens de não ter os custos da confecção de vários corpos-de-prova e poder visualizar precisamente o comportamento estrutural dos modelos.

Em um caso cuja projeto de CAD possua uma geometria inadequada para a prótese com pontos específicos de tensão elevada, o qual pode ser a causa para o alto índice de falhas em próteses confeccionadas com esse sistema, com base nessas informações que serão geradas, será possível corrigir pontos de falha e tensão antes da execução do projeto, ajustando o modelo desejado de forma a não perder suas propriedades e reduzir os pontos de tensão das próteses odontológicas.

## 4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 4.2 Cerâmicas dentárias

Dentre os diferentes materiais utilizados em restaurações dentárias, as cerâmicas se apresentam como excelente alternativa de tratamento da estrutura dental, graças à suas boas propriedades, tais como: biocompatibilidade, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal, resistência à compressão (ideal devido aos esforços mastigatórios), estabilidade de cor e, principalmente, excelente potencial para simular a aparência dos dentes naturais. (Durkan *et al.* 2020, Chaim *et al.* 2000).

Embora o emprego rotineiro de cerâmicas em odontologia restauradora seja um fenômeno recente, o desejo por um material estético e durável é antigo (Kelly *et al.* 1996). A introdução da arte de difundir porcelana, cerca de 200 anos atrás, deve ser vista como um dos desenvolvimentos históricos mais importantes e significantes na ciência dos materiais dentários (Jones 1996). O desenvolvimento das porcelanas obtidas a vácuo (Weinstein *et al.* 1958) no início dos anos 60, um divisor de águas em estética dental, uma vez que a porcelana a vácuo tornou dentistas e técnicos mais conscientes do significado estético da transmissão de luz e das mudanças no índice de refração e reflexão das porcelanas opacas e, sua união ao metal permitiu que a infraestrutura em ouro (usada para restauração antigamente) fosse ocultada esteticamente pela porcelana aderida (Weinstem e Katz 1962; Mclean 2001).

Os refinamentos no sistema metalo-cerâmico dominaram a pesquisa em cerâmica dental e resultaram na melhoria de ligas, adesão da porcelana ao metal e diferentes porcelanas. Embora as restaurações metalo-cerâmicas venham sendo empregadas com boa margem de sucesso clínico, as preocupações quanto às limitações em relação à biocompatibilidade e qualidades óticas tem impellido ao desenvolvimento e aplicação de restaurações totalmente cerâmicas (Giordano, *et al.* 1995, Durkan *et al.* 2020).

As restaurações dentais devem preencher três requisitos principais: resistência, adaptação e estética (McClean 2001). A porcelana feldspática é a cerâmica dental mais comumente utilizada, porém, embora altamente estética, representa características estruturais e mecânicas pobres, fazendo-se necessário o uso de uma infraestrutura de reforço (Roseblum e Schulman 1997).

Nas últimas décadas, estudos foram feitos, visando o aumento de resistência mecânica das cerâmicas. A partir da redução da porosidade por meio de técnicas mais eficientes de tratamento térmico e da eficiente manipulação microestrutural, esses métodos têm conduzido a cerâmicas mais tenazes, cuja característica em comum é uma considerável fase cristalina numa matriz vítrea, a qual resulta numa substancial contribuição às propriedades físicas, químicas e mecânicas. O tamanho, a distribuição, a natureza e quantidade da fase cristalina afetam a mecânica da fratura dessas cerâmicas, assim como as diferenças de coeficientes de expansão térmica entre as várias fases podem causar tensões localizadas, que, por sua vez, geram um aumento da tenacidade (Krell 1996).

Apesar das vantagens apresentadas pelas restaurações totalmente cerâmicas, incluindo estética, biocompatibilidade, durabilidade, capacidade de ser condicionada e resistência em meio oral por longo tempo sem se deteriorar, clinicamente estes materiais apresentam algumas desvantagens. Seu potencial para fratura e desgaste abrasivo dos dentes antagonistas é considerado um ponto problemático quanto ao seu uso. (McClean 1996; Bind 2002; Cronn 1997).

De uma maneira geral, todos os sistemas cerâmicos parecem possuir a adequada resistência para coroas unitárias. Muito embora a resistência à fratura da maioria desses sistemas seja significativamente menor que a das restaurações metalo-cerâmicas, sua capacidade de adesão à estrutura dental pode ser considerada como um mecanismo de resistência adicional (McClean e Hughes 1996).

O aparecimento de cerâmicas com diferentes características, melhores propriedades mecânicas e óticas ampliou a oferta desses materiais: cerâmicos com vidro contendo leucita, aluminizadas, dissilicato e lítio e policristalinos à base de zircônia, cerâmicas nano-híbridas, esses materiais são disponibilizados em distintos métodos de processamento: condensação, prensagem a quente, fundidas, colagem de barbotina e CAD/CAM nas suas variadas formas. (Anusavice 2005; Atay *et al.* 2020).



### 4.3 Zircônia Estabilizada com Ítria ( $ZrO_2$ - $Y_2O_3$ )

As próteses dentárias fixas totalmente cerâmicas baseadas em zircônia ( $ZrO_2$ ) tornaram-se muito populares entre dentistas e pacientes, principalmente devido às suas excelentes propriedades estéticas. As coroas e pontes de cerâmica são bastante usadas como próteses dentárias fixas. Além da cor branca opaca das restaurações ela exibe biocompatibilidade e uma boa estética, fazendo com que os dentes artificiais sejam bem parecidos com os naturais.

Essas vantagens estão associadas a excelentes propriedades mecânicas: os núcleos de zircônia proporcionam rigidez, que evita a fratura, em geral, essas próteses dentárias fixas substituem muito bem, os dentes saudáveis no processo de mastigação. As restaurações à base de zircônia têm uma vantagem adicional: sua alta resistência à fratura e resistência à propagação de trincas tornam esse material mais tolerante aos danos do que outros materiais cerâmicos (Kavashima *et al.* 2020; AL-AMLEH B *et al.* 2010).

Entretanto, o número relativamente alto de falhas afetando o revestimento estético na zircônia, em comparação às próteses metalocerâmicas, estimulou o desenvolvimento de próteses monolíticas de zircônia. A baixa translucidez da zircônia a torna desfavorável para essa aplicação, tornando necessário o desenvolvimento de uma nova modalidade de zircônia com translucidez melhorada.

As próteses de zircônia para aplicações odontológicas são confeccionadas a partir de blocos pré-sinterizados que possuem resistência mecânica suficiente para serem trabalhados nos sistemas CAD/CAM, mas com baixa dureza para facilitar sua usinagem. As peças produzidas sofrem tratamento térmico de sinterização a uma temperatura entre 1450-1550°C para sua densificação final, e em seguida são revestidas por material cerâmico estético, geralmente a base de leucita ou dissilicato de lítio. Esta tecnologia permite a confecção de infraestruturas simples ou de grande complexidade, que atendem a uma ampla gama de situações clínicas (Elias e Santos, 2010).

O processo de sinterização altera a microestrutura, devido crescimento de alguns grãos que durante o processo se unem aos menores por difusão; isso ajuda o material a atingir uma maior densificação, alcançando a resistência mecânica ideal para aplicação odontológica. A resistência mecânica da zircônia ocorre pela transformação de fase, que é um mecanismo de endurecimento após o material ser submetido a uma tensão. A fase tetragonal próxima ao início da microtrinca é transformada em fase monoclinica. O volume de grãos aumenta em 4-5%, o que aumenta a tensão de compressão e resulta em intensidade reduzida de tensão e

propagação de trincas, aumentando conseqüentemente a tenacidade à fratura (Kavashima *et al.* 2020).

Para aplicação da zircônia, não é recomendado que esteja em seu estado puro para cobrir coroas dentárias e pontes, ela deve estar ligada a outros elementos para garantir suas boas propriedades e sua estabilidade, pois ela pode possuir três formas cristalográficas distintas: monoclinica (m) da temperatura ambiente a 1170°C, tetragonal (t) de 1170°C a 2370°C e cúbica (C) de 2370°C ao ponto de fusão (Liu *et al.* 2008; Miyazaki *et al.* 2013). No caso do material policristalino a estabilidade só é atingida após a adição de alguns ligantes, tais como ítria (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), cério (CeO<sub>2</sub>), ou magnésio (MgO), assim passando a ser um material polifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizada.

Estes aditivos agem para estabilizar a estrutura cristalina tetragonal dos policristalinos de zircônia após o resfriamento (Al-Amleh *et al.* 2010). Ela pode possuir diferentes estruturas cristalinas em temperaturas ambientes, ou em função do teor de aditivo utilizado em sua composição. Quando se utiliza 3% molar de ítria na zircônia (Y-TZP), quase todos os cristais se transformam em fase tetragonal durante a sinterização, e após o resfriamento permanecem neste estado. Assim, o aditivo de ítria impede a transformação espontânea na fase monoclinica termodinamicamente estável, porém, os cristais podem sofrer uma transformação de fase por aplicação externa de tensão.

Com a transformação da fase tetragonal para a fase monoclinica (transformação t→m) é acompanhada por um aumento de 3-5% no volume, ocorre o endurecimento o que leva ao desenvolvimento de campos de tensão compressiva local. Conseqüentemente, perto da formação de pontas de trinca, as tensões tendem a fechar e proteger a trinca das cargas externas e isso impede efetivamente mais propagação de trincas (Piconi, Maccauro, 1999). Assim, as estruturas de zircônia estabilizada com 3% em mol de ítria, Y-TZP conseguem um comportamento que é naturalmente vantajoso para a longevidade e confiabilidade das próteses dentárias fixas.

A zircônia que contém 3% mol de ítria, tem sido utilizada na odontologia como material para próteses ortodônticas (Springate *et al.*, 1991), coroas (Luthardt *et al.* 1997), Implantes (Koha *et al.* 2006). A zircônia natural é branca e opaca, sendo uma vantagem sobre as ligas metálicas como um material de subestrutura (Christensen *et al.* 2007). No entanto, a translucidez diminui com o aumento da cristalinidade e a opacidade da zircônia é comparável ao metal (Heffernan 2002). Neste aspecto, é útil para cobrir dentes descoloridos ou subestruturas metálicas, tais como pontes metálicas e núcleos (Heffernan *et al.* 2002).

A zircônia pode ser estabilizada com teores superiores a 3% que promove a estabilização da fase tetragonal aliada a um crescente aumento de teor na fase cúbica, esta fase, possui por característica principal, dotar a zircônia de translucidez, podendo chegar em teores extremos, da ordem de 12% mol, para possuir transparência, um determinante de suas características mecânicas (resultantes dos mecanismos de tenacificação por transformação de fase tetragonal- monoclínica) (Caparroso *et al.* 2011)

A zircônia estabilizada com 5% mol de ítria, 5Y-PSZ, é também utilizada na odontologia, na confecção de próteses cerâmicas mais específicas, com translucidez superior a zircônia comercial (3% mol  $Y_2O_3$ ) devido ao menor percentual de fase tetragonal que é possível devido ao maior percentual de ítria que funciona como estabilizante da fase, porém com resistência mecânica intermediária da ordem de 600 MPa, assim, seu uso é limitado à coroa unitárias, molares, facetada ou lentes de contato. Há poucos estudos que relatam o comportamento mecânico deste material dentário em relação a sua estrutura tetragonal – cúbica sinterizada. (Schmitter, Mueller *et al.*, 2013; Ebeid, Wille *et al.*, 2014).

Outro aspecto a ser considerado é a alta dureza da zircônia em contato com dentes antagonistas naturais ou outros materiais restauradores de menor dureza, fator que pode levar a desgastes significativos. Associado a isto, a exposição da zircônia ao meio oral úmido, devido à ausência de revestimento estético, pode resultar em aumento na rugosidade superficial como consequência do fenômeno de envelhecimento, elevando ainda mais sua abrasividade e aumentando a adesão de biofilme bacteriano. Estas são questões que precisam ser analisadas para o uso seguro desta modalidade de prótese (Mitov, *et al.*, 2012; De Molon *et al.*, 2014).

#### **4.4 Dissilicato de Lítio, $Li_2Si_2O_5$**

Entre os materiais dentários restauradores mais adequados e mais utilizados, estão os vitrocerâmicos que cada vez mais são aplicados devido à sua capacidade de reunir várias propriedades desejadas (Höland *et al.*, 2007) e sua versátil capacidade de processamento (Höland *et al.*, 2009). No entanto, a utilização de vitrocerâmicas para fabricação de pontes dentárias e coroas únicas para a região molar exige uma maior resistência mecânica e ao desgaste, levando ao desenvolvimento da vitrocerâmica de dissilicato de lítio (Höland *et al.*, 2009, Ritter, 2010).

Vários sistemas multicomponentes baseados no sistema  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$  foram estudados, tornando pelo menos cinco intervalos comerciais de uso clínico extensivo:  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-P}_2\text{O}_5\text{-La}_2\text{O}_3$  (Kang *et al.*, 2013) - $\text{ZnO-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$  (IPSEmpresss produtos, Ivoclar Vivadent);  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-P}_2\text{O}_5\text{-ZnO- K O}$  e  $\text{SiO-Li O-P O-ZrO-KO}$  (IPS e.maxs produtos,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Li O-Al O-K O}$  (produtos Rosettas, Hass Corpora-mic); e  $\text{SiO}_2$ . Em geral, esses sistemas oferecem estética combinada, excelente resistência à fratura às forças oclusais, durabilidade de ligação entre a superfície do dente preparada e a cerâmica usando como técnicas de fabricação o CAD / CAM ou prensagem a quente por cera perdida (Fischer *et al.*, 2009, Höland *et al.*, 2009, Kang *et al.*, 2013, Ritter, 2010).

De acordo com a composição química do vitrocerâmica é possível determinar as fases cristalinas formadas durante a cristalização e o desenvolvimento de propriedades na formação do vitrocerâmico (Borens, 1995). Cada óxido cumpre funções específicas, incluindo nucleação, desenvolvimento da cor desejada e melhoria das propriedades mecânicas (Fischer *et al.*, 2009; Höland *et al.*, 2009).

Em 2001, a empresa Ivoclar Vivadent lançou no mercado o IPS e.max Press, uma cerâmica de dissilicato de lítio que utiliza a técnica injetada (Kang, *et al.* 2013). Essa cerâmica possui duas fases em sua composição, sendo uma cristalina e a outra fase vítrea. Por tanto é conhecida como uma vitrocerâmica com uma resistência mecânica adicional, em torno de 400 MPa quando comparada às cerâmicas feldspáticas que fica próxima a 90 MPa, devido a uma microestrutura com entrelaçamento de cristais, com a função de impedir a propagação de trincas. (Brum *et al.* 2011). A fase cristalina cerâmica de dissilicato de lítio é de aproximadamente 70% do volume, tendo os cristais de dissilicato de lítio com tamanho próximo de 5  $\mu\text{m}$  de comprimento e 0,8  $\mu\text{m}$  de diâmetro, permitindo que esta estrutura apresente resistência à flexão em torno de 350 MPa (Guess *et al.* 2011 Fasbinder *et al.* 2010). Com as boas propriedades óticas e a resistência mecânica da vitro- cerâmica de dissilicato de lítio, várias aplicações são possíveis, como *inlays* e *onlays*, coroas parciais e coroas totais unitárias anteriores e posteriores. Segundo a literatura tem confiabilidade para ser usada em espessuras de até 0,5 mm e proporciona restaurações mais duradouras do que aquelas feitas com zircônia recobertas com porcelana (Silva, *et al.* 2012) A apresentação comercial é em forma de pastilhas para injeção ou blocos para usinagem em CAD/CAM, sendo que os blocos também apresentam um estado intermediário de cristalização que necessitam de um tratamento térmico para o crescimento de cristais de dissilicato de lítio, atingindo sua máxima resistência, em torno de 400 MPa.

A fase cristalina principal do silicato de lítio totalmente cristalizado é o dissilicato de lítio,  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  (Holand *et al.*, 2003). Sua microestrutura correspondente a cristais semelhantes a agulhas entrelaçados em uma matriz de vidro (Holand e Beall, 2012; Höland *et al.*, 2009; Kang *et al.*, 2013). Através do resultado de sua morfologia é possível observar que as trincas existentes são propagadas em torno de cada cristal de dissilicato de lítio individual, aumentando a resistência e a tenacidade. Desta forma sua tenacidade a fratura varia de 2,3 a 3,3 MPa. (Holand e Beall, 2012; Höland *et al.*, 2009; Kang *et al.*, 2013). Uma vez que a rigidez e a resistência do dissilicato de lítio são maiores que as do esmalte natural do dente, surgem problemas relativamente ao dano dos dentes naturais devido ao desgaste excessivo e / ou à concentração de tensão causada pela diferença de propriedades mecânica entre o material dentário e os dentes naturais (Wang *et al.* 2012).

Um dissilicato de lítio cerâmica IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) CAD/CAM foi introduzido no mercado em 2006 como um material restaurador monolítico. Os blocos são fabricados por um processo de fundição por pressão. Estão disponíveis em diferentes colorações, bem como em diferentes translucidezes (uma das quais tem de opacidade média) e são fornecidas em um estado pré-cristalizado. A cerâmica contém núcleos de metassilicato e dissilicato de lítio e apresenta uma resistência à flexão de 130 MPa. Neste estado, o bloco pode ser facilmente usinado, após a restauração é recristalizado em forno à 840°C sob vácuo durante 20-25 min. Durante este tratamento térmico, os metassilicatos são dissolvidos, o dissilicato de lítio cristaliza em vitrocerâmica ao mesmo tempo. Após a cristalização, a cerâmica contém 70% em volume de cristais de aproximadamente 1,5  $\mu\text{m}$  e a resistência aumenta para 360 MPa (Culp 1 *et al.* 2010). Estudos laboratoriais demonstraram que coroas totalmente anatômicas e.max CAD podem ser resistentes à fadiga em carga cíclica (Guess *et al.* 2010) e que sua carga de fratura é significativamente maior que a de outros sistemas vitrocerâmicos (Asai *et al.* 2010). O material foi recomendado para aplicação em reconstruções parciais, recobrimentos, coroas anteriores e posteriores e coroas suportadas por implantes (Tysowsky *et al.* 2009). Poucos estudos clínicos sobre e.max CAD estão disponíveis para fornecer evidências efetivas, mas relatos em curto prazo de ensaios clínicos em coroas únicas mostraram taxas de sobrevivência entre 97,4% e 100%, após dois anos (Fasbinder *et al.* 2010).

#### 4.5 Prototipagem de próteses dentárias

O Sistema CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) é um conjunto de equipamentos e ferramentas que trabalham por prototipagem usados na fabricação das peças, estruturas e componentes empregados em várias aplicações. Na odontologia, o início do emprego dos sistemas CAD/CAM ocorreu no final da década de 70 e início da década de 80, (Habibe 2011).

Com a possibilidade de utilizar materiais fabricados em CAD/CAM de alta qualidade, dentistas e laboratórios podem produzir restaurações mais duráveis e estéticas. Os tipos de materiais CAD/CAM usados atualmente são principalmente materiais cerâmicos, resinas compostas e ligas metálicas. Os materiais cerâmicos CAD/CAM são cerâmicos feldspáticos, cerâmicos de vidro contendo leucita e dissilicato de lítio ou policristalinos de zircônia com fase tetragonal estabilizada de ítrio (Atay, 2020).

Os sistemas comerciais CAD/CAM utilizados para confecção de próteses odontológicas são compostos por um dispositivo para a leitura (scanner) para a captação da forma do modelo ou troquel, pelo software específico para manipular a imagem virtual obtida pelo scanner e lida no computador, essas informações são direcionadas a unidade de usinagem e posteriormente para o sistema de sinterização como mostrado na Figura 1.



(a)

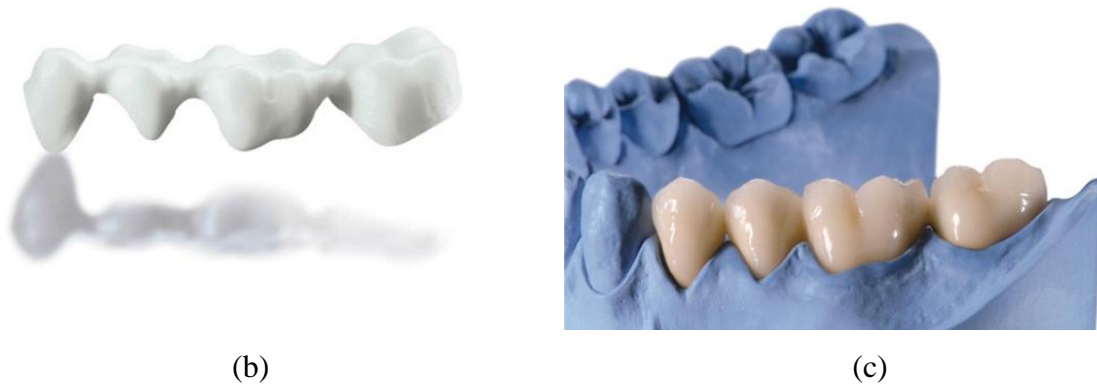


Figura 1- Processo de usinagem CAD/CAM (a) mostra scanner da máquina CAD/CAM, a imagem virtual, equipamento para usinagem, forno para sinterizar (b) modelo após a usinagem (c) Modelo sinterizado e pronto. Fonte: <https://implo.com.br/utilizacao-do-sistema-cad-cam/> acesso em 23/04/2019

Com os dados captados pelo programa computacional, o software projeta uma peça com dimensões maiores que os reais e gera o arquivo para usinagem da peça. Na comparação com as técnicas existentes, o sistema CAD/CAM tem um melhor desempenho no que se diz respeito à rapidez, durabilidade, dispensa a realização dos modelos refratários, elimina o uso do metal deixando uma estética mais próxima do natural, baixa taxa de fraturas devido à alta qualidade dos blocos cerâmicos, (Habibe 2011).

O uso de todas as próteses cerâmicas em tratamentos restauradores tornou-se popular e muitas dessas restaurações podem ser fabricadas por métodos laboratoriais tradicionais e usinagem CAD/CAM (Takaba *et al.* 2013). Os métodos tradicionais de fabricação de cerâmica têm sido descritos como demorados, sensíveis à técnica e imprevisíveis devido às muitas variáveis e a usinagem CAD/CAM pode ser uma boa alternativa tanto para dentistas como para laboratórios (Miyazaki *et al.* 2013). O CAD/CAM também pode reduzir o tempo de fabricação de cerâmicas de alta resistência, como InCeram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) até 90% (Liu *et al.* 2008). Além disso, os blocos fabricados industrialmente são mais homogêneos com falhas mínimas e as restaurações CAD/CAM foram adotadas para comparar favoravelmente com outras opções restauradoras (Hickel *et al.* 2001; Manhart *et al.* 2004).

Os materiais cerâmicos têm propriedades estéticas excelentes (Giordano 2006) e foram recomendados para uso na fabricação de recobrimento (Wiedhahn 2006) reconstruções parciais (Sjogren G *et al.* 2004) e coroas anteriores simples (Bindl *et al.* 2004) e posteriores (Della Bona *et al.* 2009). No entanto, o material não é considerado resistente o suficiente para

áreas de carga posterior (Lampe *et al.* 1996), embora, quando usado em região pré-molar, a carga de fratura encontrada é semelhante dos dentes naturais (Attia *et al.* 2004).

#### 4.6 Critérios normatizados para cerâmicas dentárias.

A norma ISO-6872 é referência para validação de materiais cerâmicos que tenham finalidade de aplicação odontológica. Essa norma é seguida pela ANVISA para a aprovação de novos produtos. A Tabela 1 apresenta as exigências mínimas das propriedades mecânicas e químicas dos materiais cerâmicos aplicados em próteses dentárias. (Norma ISO 6872- 2008).

Tabela 1 Referências de cerâmicas dentárias (Fonte: Norma ISO 6872 (2008))

Casse	Indicações Clínicas Recomendadas	Propriedades Químicas e Mecânicas	
		Força mínima de flexão Mpa	Solubilidade química máxima $\mu\text{g.cm}^{-2}$
1	a) Cerâmicas estéticas para cobrir uma subestrutura de metal ou cerâmica b) cerâmica estética: próteses unitária anterior, <i>veneer, inlay ou onlay</i>	50	100
2	a) Cerâmica estética: cimentação adesiva, próteses unitária próteses anterior ou posterior.	100	100
	b) cimentação adesiva subestrutura cerâmica para próteses unitária anterior ou posterior	100	2000
3	Cerâmica Estética: cimentação não adesiva unitária, próteses anterior ou posterior.	300	100
4	a) Subestrutura cerâmica para cimentação não adesiva, unitária, próteses anterior ou posterior.	300	100
	b) Subestrutura cerâmica para próteses de 3 elementos não envolvendo restauração de molar		
5	Subestrutura cerâmica para prótese de 3 elementos envolvendo restauração de molar	500	2000
6	Subestrutura cerâmica para prótese envolvendo 4 ou mais elementos	800	100

De acordo com a Tabela 1, é possível definir uma aplicação em comum para os materiais avaliados neste trabalho, prótese fixa unitária de molar e ponte com três elementos. Com essa aplicação é possível comparar a eficiência da utilização dos materiais propostos, a zircônia estabilizada com ítria e o dissilicato de lítio que se limita em restaurações de molares.



#### 4.7 Simulação pelo método de elementos finitos do ensaio de flexão

Muitos estudos são feitos utilizando o método de simulação por elementos finitos, com objetivo de obter resultados de forma mais rápida que os experimentais, em alguns casos sem a necessidade de utilizar corpos de prova. O ensaio de flexão biaxial de materiais frágeis (cerâmicos) tem sido usado por muitos anos, e existe uma grande variedade de conjuntos de ensaios descritos na literatura. Normalmente, existem várias vantagens para o ensaio flexão biaxial em comparação com o ensaio uniaxial (em tração ou em flexão), incluindo a facilidade de preparação das amostras, uso para materiais de uma fina camada para ensaio de uma grande área de superfície livre de defeitos de acabamento (Morrell, *et al.* 1999). Muitos componentes produzidos comercialmente são carregados biaxialmente e por isso o ensaio biaxial é a condição de ensaio relevante.

Uma geometria de ensaio estudada foi o disco no ensaio de três esferas, que foi mais tolerante para alguns discos que não estejam totalmente planos, diferente de outros ensaios realizados, onde os discos precisam estar totalmente planos. Em geral, os discos sinterizados sem acabamento superficial especial podem ser testados, permitindo um ensaio rápido das amostras. Neste ensaio, a face inferior de uma amostra de disco é suportada em três esferas equidistantes do centro. A face superior está centralmente carregada com um pistão, neste caso a carga de fratura é medida. A força é definida como o máximo esforço de tração principal no disco, que ocorre na superfície do disco oposta à carga centrada, o campo de tensão no disco depende da carga aplicada, na configuração geométrica do ensaio, da espessura e o diâmetro do disco e o tamanho e a posição das esferas, e também nas propriedades elásticas de materiais de esfera e disco. A avaliação adequada da esfera no ensaio de três esferas precisa do conhecimento exato dessa relação entre a carga aplicada e a tensão máxima para poder entrar com esses dados na simulação (Nohut, 2012). Para o modelo utilizou-se 1/3 da geometria utilizando os pontos de apoio das esferas, deste modo é possível reduzir o tempo computacional do ensaio, sendo possível gerar os resultados de forma mais rápida e com valores confiáveis, onde no final do ensaio a simetria do disco pode ser completada, de forma a localizar os pontos de tensão em todo o disco.

#### 4.8 Simulação de tensões em próteses dentárias cerâmicas

Os sistemas totalmente cerâmicos para próteses parciais fixas de três elementos, tem conseguido bons resultados nas restaurações posteriores e anteriores, sendo uma opção de tratamento viável. As cerâmicas que já são usadas a mais de 10 anos dissilicato de lítio (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) é recomendada para próteses de até três elementos, e Zircônia e.max press (Ivoclar Vivadent) utilizadas em próteses de molar ou ponte de mais elementos. Para essas cerâmicas alguns estudos estão disponíveis, para análise clínica e de elementos finitos que apoiam o potencial dos materiais para aplicação em pontes (Simba, *et al.* 2019).

Um estudo de próteses de zircônia de três a cinco elementos posteriores concluiu que após 5 anos de observação clínica, (Sailer *et al.*, 2007) a taxa de sucesso das estruturas de zircônia foi de 97,8% e a taxa de falha na superfície 15,2%. A zircônia exibe estabilidade suficiente como material de estrutura para restauração de dentes posteriores de três e quatro elementos. No entanto, as fraturas dentro da cerâmica de revestimento são descritas como a razão mais frequente para o insucesso.

Com a análise do comportamento de fadiga e confiabilidade de coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio e zircônia, constatou-se que o núcleo à base de dissilicato de lítio resultou em coroas resistentes à fadiga, enquanto as coroas de zircônia revelaram que a exposição à carga cíclica de movimento de mastigação as falhas acontecem na superfície. No entanto, relativamente pouco se sabe sobre a diferença de distribuição de tensão nesses materiais no interior das próteses dentárias posteriores (Guess *et al.* 2010). Para realizar os estudos em laboratórios são utilizados equipamentos sofisticados e com alto custo, os corpos de prova precisam ter tamanhos e forma semelhantes para ser usado, o que limita a precisão dos resultados e o número de variáveis que podem ser estudadas. Desta forma, o método de elementos finitos entra como uma solução para economizar tempo e dinheiro associado à pesquisa clínica e laboratorial (Lin *et al.* 2012), de forma a facilitar localizar e dimensionar essas tensões presentes nas próteses dentárias.

Para gerar um modelo de um dente molar ou de uma ponte com 3 elementos, avaliado pelo método de elementos finitos, a imagem pode ser digitalizada ou desenhada no próprio software, e usada para criar modelos 2D e 3D dos dentes e osso de suporte, com dados de diferentes materiais, uma vez que o modelo for criado, é possível variar os dados da zircônia e substituir pelos do dissilicato de lítio. Diferentes configurações na preparação das pontes de

restauração podem ocorrer, como as dimensões variando entre 9,3 mm a 10,6mm, oclusal e não oclusal e o tamanho dos conectores variando entre de 4,37 e 4,33 mm (Zhiqiang *et al.* 2012).

Para esses casos de simulação, as propriedades dos materiais são consideradas normalmente como isotrópicas, homogêneas e elásticas lineares. O objetivo preliminar do uso da simulação é a facilidade de localizar as regiões com maior tensão na restauração. A carga aplicada deve ser correspondida ao carregamento estático, assumindo que não há efeitos vibracionais ou dinâmicos na estrutura. Para refletir a distribuição das tensões no momento do equilíbrio, o valor utilizado de 100 N de carga para molar e pontes substituindo a carga mastigatória (Zhiqiang *et al.* 2012). A distribuição das tensões no interior da secção transversal de dentes e restaurações podem ser avaliadas pelo método de elementos finitos com base nessas informações e com o coeficiente de Poisson de cada material cerâmico utilizado e seu modo de elasticidade.

#### 4.8.1 numeração dos dentes

Em 1971 a FDI (Federação Dentária Internacional) desenvolveu um sistema de notação a ser utilizado na identificação e localização de cada dente de forma gráfica. Na Figura 2 um desenho esquemático apresenta essa nomenclatura FDI conforme a norma ISO 3950. A numeração é feita a partir da divisão da arcada dentária em quatro quadrantes, iniciando a contagem a partir da região superior direita, em sentido horário. Cada contagem se inicia nos incisores centrais e termina nos terceiros molares.

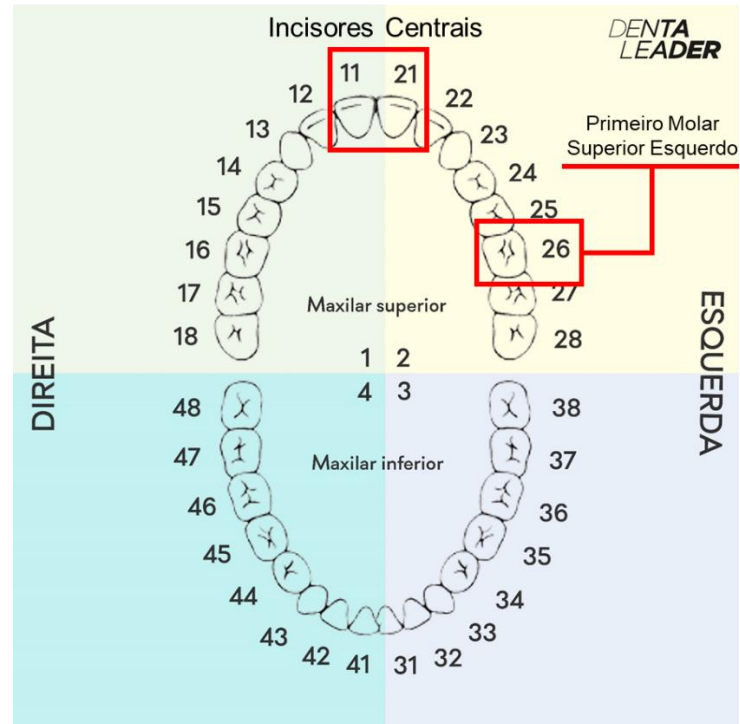


Figura 2- Notação FDI numeração dos dentes molares. Fonte: Adaptado de WWW.dentaleader.com acesso em 16/05/2020.

Com a finalidade de facilitar a compreensão dos resultados gerados, alguns conceitos básicos sobre a anatomia dental do primeiro molar 26 e os molares 25 e 24 selecionado para as análises são necessários. A partir da vista superior (oclusal) do dente, definem-se as 4 faces da anatomia, conforme Figura 3 a seguir. A primeira face, lingual, é a região voltada para o interior da boca. Do lado oposto temos a chamada face vestibular. As duas faces restantes, mesial e distal, são chamadas de faces de contato, devido ao contato com os dentes adjacentes (Madeira e Rizzolo 2014).

As aplicações das cargas foram realizadas nas inclinações internas e externas das cúspides, conforme definido. As cúspides são definidas pelas regiões agudas superiores, de formato piramidal. A nomenclatura das cúspides é dada de acordo com a região onde se encontram, por exemplo, na Figura 3 a seguir é possível observar a cúspide mesiolingual. A divisão da geometria em quadrantes facilita esta definição.

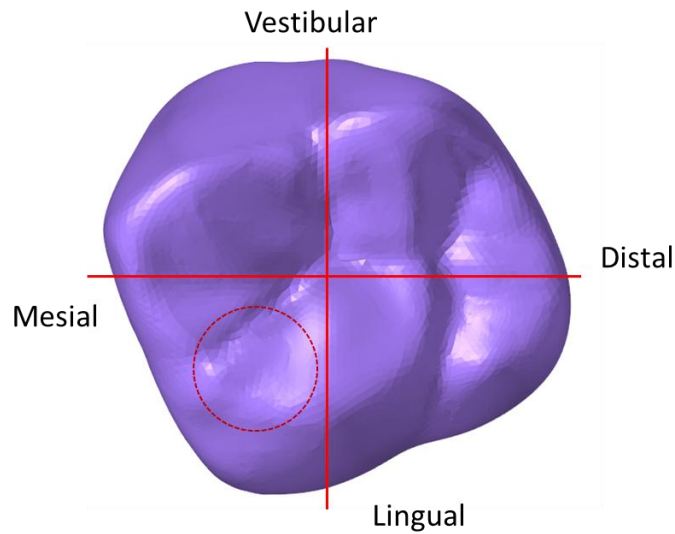
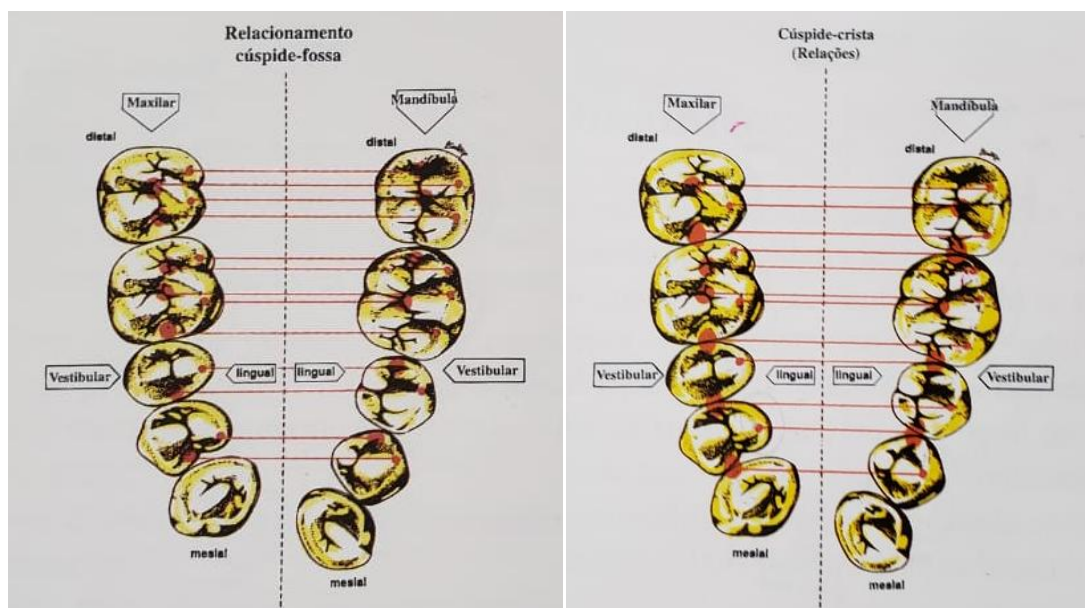


Figura 3 – Cúspide mesiolingual do primeiro molar 26. Fonte: Ward (2020).

Observando as Figuras 3 e 4 podemos identificar também a fossa e a crista que são onde os dentes superiores se encaixam com os inferiores, a fossa são as partes negativas (vala) e a crista as partes mais altas dos dentes (partes de relevo). Esses pontos de encontro dos dentes superiores com inferiores foram definidos por Santos J. Jr. (1995) como mostra na Figura4. Os locais de contato foram escolhidos para a aplicação de carga, para simular de forma mais próxima a real.



(a)

(b)

Figura 4- Vista oclusal entre dois quadrantes opostos a) cúspide- fossa b) cúspide- crista Fonte: (Santos J. Jr. 1995).

#### 4.9 Simulação de Próteses contendo 3 elementos (ponte)

As pesquisas de restaurações de próteses cerâmicas fixas evoluíram até se tornarem próteses totalmente cerâmicas. Com a remoção das porcelanas de recobrimento os materiais se tornaram mais fortes e duráveis. Dados clínicos sugerem uma taxa de falha relativamente alta de próteses parciais fixas, frequentemente em torno de áreas de conexão entre retentores e pânticos, essas áreas podem ser identificadas observando a Figura 5.

A distribuição de tensões em uma prótese fixa pode ser afetada por uma mudança no contorno dos componentes da prótese; este efeito pode ser mais significativo em locais com uma mudança significativa no contorno. Por meio da modificação do projeto do conector em regiões onde ocorre a tensão máxima, o padrão de tensão pode ser alterado para melhorar a resistência à fratura de pontes parcialmente fixas- FPDs de três unidades (Saranbabu *et al.* 2019).

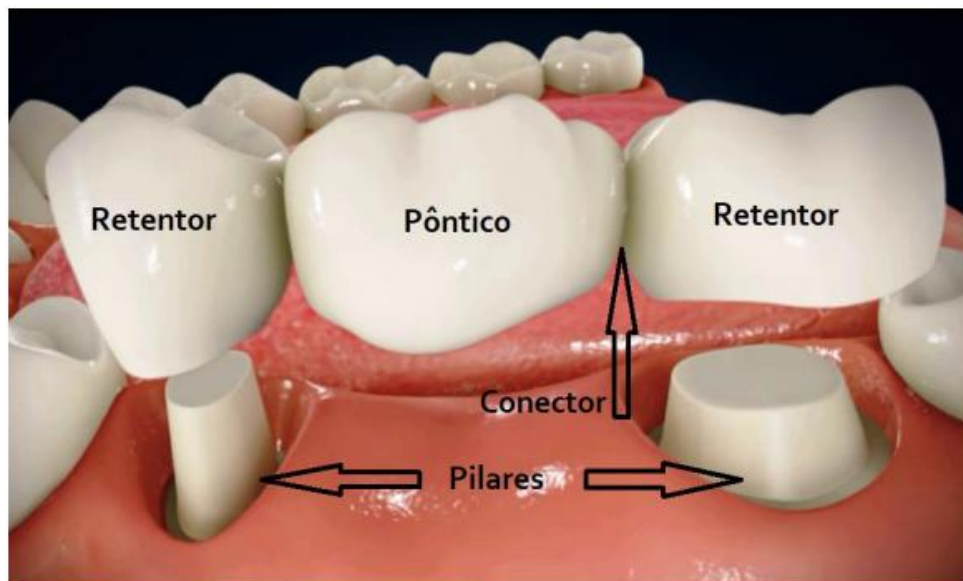


Figura 5 - Prótese parcialmente fixa com as nomenclaturas utilizadas. Fonte: <http://sorrifacil.com.br/> acesso em 09/11/2020.

Estudos anteriores mostraram melhor distribuição de tensões em conectores amplamente curvos (Sorensen *et al.* 1999) sob aplicação de carga. Estudos conduzidos por (Oh. *et al.* 2002) afirmaram que na área do conector, uma ameia gengival com um raio de curvatura mais amplo reduziu a concentração de tensão sob carga e melhorou a resistência à fratura na área

gingival do conector. A relação entre a resistência à fratura e a curvatura nos raios da ameia gengival na área do conector não foi explorada em detalhes suficientes, no entanto, para permitir que recomendações específicas sejam feitas, ela foi estudada para FPD de zircônia monolítica de contorno completo para avaliar a distribuição de tensões e a concentração de tensões por análise de elementos finitos como um método para conhecer a resistência à fratura de FPD de três unidades (Geng *et al.* 2001). O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar a magnitude e a sensibilidade dos raios da ameia gengival, em função do raio de curvatura nas áreas de ameia na resistência à fratura de FPD posterior de zircônia monolítica de contorno completo de três unidades em várias quantidades de aplicação de carga.

No estudo feito por Saramadu *et al.* (2020), dois tipos de modelos tridimensionais de elementos finitos de ponte parcialmente fixa- FPD de zircônia monolítica de contorno completo posterior de três unidades com dois raios de ameia gengival (rGE I, 0,45 mm e rGE II, 0,25 mm) foram construídos. Os componentes foram modelados através do método de elementos finitos e submetidos a cargas verticais de 400, 600 e 800 N na fossa central do pântico como mostra a Figura 5, com o objetivo de testar a hipótese de que o raio de curvatura na ameia gengival na área do conector afeta a resistência à fratura de prótese parcial fixa posterior de zircônia monolítica de contorno completo (FPD) em várias quantidades de aplicação de carga. Quando uma carga de 400, 600 e 800 N foi aplicada na fossa central do pântico, os valores de tensão de von Mises foram obtidos a partir dos resultados da tensão principal nos nós dentro das regiões selecionadas de ambas as regiões de ameia gengival das áreas de conector (pré-molar -conector e molar-conector) para ambos os sistemas de zircônia. Neste estudo, atenção especial foi dedicada aos valores máximos de tensão de tração, pois eles têm um maior potencial de causar danos aos materiais frágeis da FPD e aos tecidos dentais.

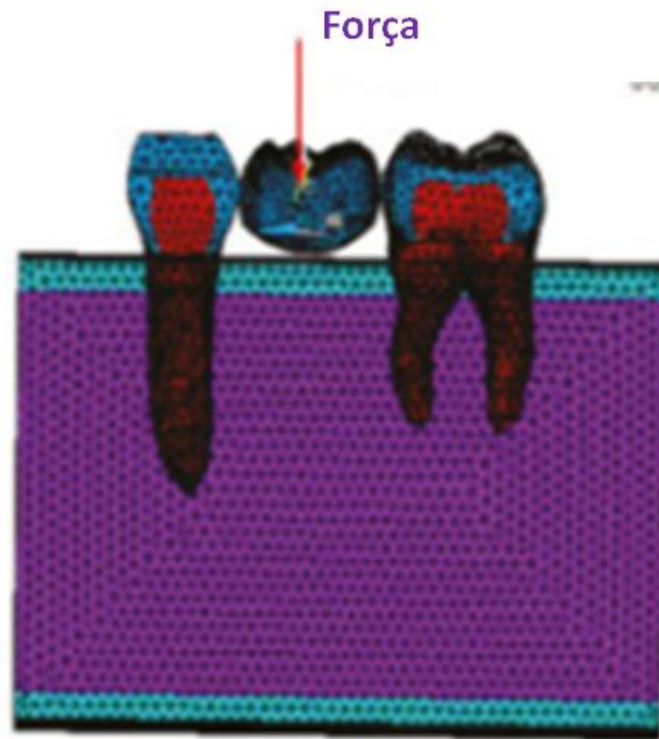


Figura 6- Modelo utilizado no trabalho Saramadu, ponte parcialmente fixa com aplicação de carga. Fonte Saramadu. *et al.* (2020).

Quase todos os estudos de laboratório relativos ao comportamento mecânico de um FPD usam uma carga aplicada na região central do pêntico. (Geng *et al.* 2001) Quando um FPD é submetido a carga funcional, as forças transferidas dão origem a tensões e, por sua vez, a deformações dentro da estrutura. Vários fatores podem influenciar a distribuição de tensões resultante, como por exemplo, a magnitude e a direção das forças aplicadas (Motta *et al.* 2008). Portanto, neste estudo, as pontes foram carregadas na superfície oclusal a  $90^\circ$  no meio do pêntico. A carga foi distribuída em três nós de elementos finitos adjacentes. Embora a quantidade de carga suportada tenha sido muito grande para um único contato oclusal, ela foi considerada para analisar a distribuição de tensões em condições extremas.

Neste estudo os resultados foram exibidos pelo software de análise de elementos finitos pós-processador (ANSYS), essa análise da concentração de tensões na ponte de três unidades de zircônia monolítica carregada mostrou que a área do conector entre o pilar da ponte e o componente pêntico era a parte crítica da restauração dentária fixa, e revelou que com o aumento na quantidade de aplicação de carga, bem como a diminuição nos raios da ameia gengival, os valores de concentração de tensão aumentaram gradualmente para ambas as DPF de zircônia monolítica de contorno completo. Sendo possível concluir que a resistência à fratura da DPF posterior de zircônia foi significativamente afetada pelos raios da ameia



gingival e pelo modo de aplicação da carga. Quando há uma situação clínica de forças oclusais mais pesadas, a resistência à fratura pode ser aumentada projetando-se raios de ameaça gengival maiores na região do conector (Sarambadu *et al.* 2019).

#### **4.10 Estudo de tensões nas próteses**

O interesse de dentistas, técnicos e pacientes em próteses dentárias de materiais cerâmicos monolíticos está aumentando rapidamente à medida que materiais mais resistentes são desenvolvidos e comercializados, juntamente com novas tecnologias de processamento (Matinlinna *et al.* 2011). Dentre as cerâmicas utilizadas nos últimos 10 anos, as duas grandes recomendações são: a vidro-cerâmica de dissilicato de lítio da empresa Ivoclar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), recomendada para próteses de três elementos; e cerâmica à base de zircônia estabilizada Zircônia e.max press (Ivoclar Vivadent), recomendada para utilização em próteses de molar ou pontes com vários elementos. Com base nestas cerâmicas estão disponíveis estudos de análise clínica e de elementos finitos que apoiam o potencial dos materiais para aplicação em modelos unitários e pontes (Dimitter *et al.* 2010).

Com o estudo do comportamento de fadiga e confiabilidade de coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio e zircônia, constatou-se que o núcleo à base de dissilicato de lítio resultou em coroas resistentes à fadiga, enquanto as coroas de zircônia revelaram que a exposição à carga cíclica de movimento de mastigação as falhas acontecem na superfície. No entanto, relativamente pouco se sabe sobre a diferença de distribuição de tensão nesses materiais no interior das próteses dentárias posteriores (Guess *et al.* 2010). Um fator impeditivo dos ensaios e estudos laboratoriais para estes materiais é o alto custo de produção de corpos de prova. A precisão dos resultados é muito limitada devido à dificuldade de se manter uma padronização de dimensão e forma das geometrias dos corpos de prova avaliados. Com base nessas informações, a alternativa adotada para essas análises é o método dos elementos finitos. Com o auxílio de softwares CAE (Computer Aided Engineering) é possível facilitar o processo de análise de distribuição e localização de tensões presentes nas próteses dentárias em suas utilizações (Lin *et al.* 2012).

Normalmente, para utilização destes softwares, as propriedades dos materiais estudados são consideradas como isotrópicas e homogêneas, com a consideração de análises lineares estáticas. O objetivo preliminar do uso da simulação, é a facilidade de localizar as regiões com maior tensão na restauração. A carga aplicada deve ser correspondida ao

carregamento estático, assumindo que não há efeitos vibracionais ou dinâmicos na estrutura. Uma das análises realizadas é aplicação de 100N de carga concentrada em dentes molares, simulando o efeito de mastigação (Zhiqiang *et al.* 2012). A distribuição das tensões no interior da seção transversal de dentes e restaurações podem ser avaliadas pelo método de elementos finitos com base nas informações de básicas dos materiais cerâmicos avaliados, como coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade.

#### **4.11 Critérios de Falha**

Quando um estudo para especificação de material precisa ser feito, é necessário considerar as tensões atuantes na aplicação desejada. Cada material possui sua particularidade em propriedades mecânicas, obtendo reações de maneiras diferentes a um mesmo estado de tensões, são definidos critérios de avaliação para os estudos. Para uso na engenharia, os materiais podem ser classificados em dois grupos principais, quanto a sua deformação. No primeiro grupo encontramos os materiais dúcteis, aqueles que admitem níveis de deformação consideravelmente elevados no instante em que ocorre a falha. O segundo é formado pelos materiais frágeis, que ao contrário dos dúcteis, apresentam deformações mínimas no instante da falha. No caso dos materiais cerâmicos, como a zircônias e o dissilicato, a falha é usualmente caracterizada pela fratura, ou ruptura frágil como característica do material cerâmico.

##### 4.11.1 Critério de von Mises

A teoria da energia de distorção, também chamado, de critério de von Mises tem como base a ideia de escoamento do material. A rede cristalina de um material se distorce sob tensão, e em algum momento, essa distorção se torna irreversível após a retirada da carga. Os níveis de tensão ultrapassam o limite elástico do material, causando o escoamento (Boresi *et al.* 1997; Dowling, 1993). Esse critério pode ser usado através do cálculo da chamada tensão equivalente de von Mises. Essa tensão equivalente pode ser calculada a partir do tensor de tensão de Cauchy mostrado na Equação 1), considerando o estado de tensão de uma região a ser avaliada. Na sua forma completa, considerando todas as tensões de Cauchy normais e cisalhantes em um sistema de coordenadas cartesianas:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (1)$$

A tensão equivalente de von Mises pode ser calculada por:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)} \quad (2)$$

O critério de von Mises é muito utilizado na avaliação de modelos computacionais calculados pelo MEF. Ele pode ser utilizado como critério para cálculos de coeficientes de segurança e avaliação de resultados. A tensão equivalente de von Mises calculada pela equação 3 pode ser relacionada com os limites de resistência de um material (escoamento, fadiga, ruptura) para que sejam estimadas possíveis falhas decorrentes de uma força ou pressão que o material possa sofrer.

#### 4.11.2 Teoria da Tensão Normal Máxima

Para os materiais frágeis, de acordo com a teoria da tensão normal máxima (MNS), pode se considerar que ocorre a falha do material, no caso em que qualquer uma das três tensões principais exceda ou se iguale ao limite de resistência do material (Shigley 2005). Para um estado de tensão qualquer, deve – se ordenar as tensões principais da seguinte forma:

$$\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3 \quad (3)$$

Dessa forma, é possível simplificar a teoria MNS, definindo a ocorrência de falha em duas situações:

$$\sigma_1 \geq S_{ut} \quad \text{e} \quad \sigma_3 \leq -S_{uc} \quad (4)$$

ou

$$\text{coeficiente de segurança} = \frac{\text{Limite de Resistência}}{\text{tensão normal máxima}} \quad (5)$$

Sendo:

$S_{ut}$  o limite de resistência à tração;

$S_{uc}$  o limite de resistência à compressão.

Deste modo se o valor do modulo de ruptura for dividido pela tensão, conclui-se que se o valor for  $> 1$  o material está na zona de segurança, logo se o valor for  $\leq 1$  o material tende a falhar.

## **5. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **5.2 Materiais**

Neste trabalho, foram investigados materiais dentários disponíveis comercialmente em escala nacional. Os materiais escolhidos foram zircônia estabilizada com 3 %mol de ítria ( $\text{ZrO}_2\text{-3mol.\%Y}_2\text{O}_3$ ), aqui denominada por 3Y-TZP, zircônia estabilizada com 5 %mol de ítria ( $\text{ZrO}_2\text{-5\%Y}_2\text{O}_3$ ) e metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), estes dois últimos referenciados daqui em diante por 5Y-PSZ e LM, respectivamente. As características destes materiais são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2. Características dos materiais utilizados neste trabalho (dados dos fabricantes)

<b>Materiais</b>		Zircônia estabilizada com Ítria (ZrO <sub>2</sub> -3% mol. Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) 3Y-TZP	Zircônia estabilizada com Ítria (ZrO <sub>2</sub> -5% mol. Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) 5Y-PSZ	Metassilicato de lítio (Li <sub>2</sub> SiO <sub>3</sub> ) LM
<b>Fabricantes</b> -		VIPI Block Zirconn (Brasil)	Zirkonzahn prettau anterior (Itália)	Ivoclar E-MAX Vivadent (Liechtenstein)
<b>Lote</b>		00s304315B	0ZY302112B	LT-BL3/C14
<b>Propriedades físicas</b>	Densidade	6,05 g/cm <sup>3</sup>	6,04 g/cm <sup>3</sup>	4,3 g/cm <sup>3</sup>
	Coefficiente de Expansão térmica (CET)	10,7x10 <sup>-6</sup> /°C	10,5x10 <sup>-6</sup> /°C	11,5x10 <sup>-6</sup> /°C
<b>Propriedades mecânicas (após tratamento térmico)</b>	Dureza Vickers (HV)	1300	1300	580
	Resistência a flexão (MPa)	1200	600	450
	Tenacidade à fratura (MPa.m <sup>1/2</sup> )	9,0	4,0	2,5
	Módulo de Elasticidade (GPa)	200	200	95
	Coefficiente de Poisson	0,31	0,31	0,21

### 5.3 Processamentos das cerâmicas

#### 5.3.1 Cerâmicas 3Y-TZP e 5Y-PSZ

As zircônias parcialmente estabilizadas com ítria (ZrO<sub>2</sub>-3% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) VIPI BLOCK e 5% (Zirkonzahn Prettau Anterior<sup>®</sup>) foram adquiridas no formato pré-sinterizado com 20% de porosidade, nas dimensões de 98 mm diâmetro com 22 mm de espessura. Segundo os fabricantes, os blocos foram prensados uniaxialmente seguidos de prensagem isostática a frio durante o processamento, o que minimiza possíveis defeitos de compactação nas características finais.

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando fresagem CAD/CAM em dois diferentes formatos finais: barras prismáticas (i) ( $n = 4/\text{grupo}$ ) de  $40 \times 4 \times 5 \text{ mm}^3$ , ou discos cilíndricos (ii) ( $n > 20/\text{grupo}$ ) de 14 mm de diâmetro e 1,3mm de espessura usando o sistema VHF<sup>®</sup>-K4 CAD/CAM (VHF Inc. – Ammerbuch, Alemanha) seguindo a recomendação da norma ISO 6872-15. A etapa de usinagem dos corpos-de-prova foi realizada a seco, utilizando um conjunto de três fresas de carbeto de tungstênio (WC), com diferentes diâmetros de corte:  $\varnothing 2.0 \text{ mm}$  (desbaste),  $\varnothing 1,0 \text{ mm}$  (semi-acabamento) e  $0,6 \text{ mm}$  (acabamento final) Após a usinagem, os corpos-de-prova foram individualmente removidos dos blocos, empregando-se um microrretificador e, em seguida, limpos com ar comprimido e vapor (5 bar), seguindo o protocolo convencional de próteses de zircônia pós-usinada. Os discos de zircônia pré-sinterizados 3Y-TZP e 5Y-PSZ foram sinterizados em forno  $\text{MoSi}_2$  (MAITEC<sup>®</sup>F1650, São Carlos-SP, Brasil), com taxa de aquecimento de  $5^\circ\text{C}/\text{min}$  a  $1500^\circ\text{C}$ , respectivamente, com patamar de 2h para ambos materiais. A taxa de resfriamento foi de  $5^\circ\text{C}/\text{min}$  até a temperatura ambiente.

Após a sinterização, a superfície das amostras foi lixada com lixas de SiC (Buehler Ltd - Lake Buff, IL - EUA) com granulação de 600, 800 e 1200, sob refrigeração e pressão manual a 200 rpm em um polidor modelo 900 da South Bay Technology, Inc (San Clemente, CA - EUA). No mesmo equipamento, as amostras foram polidas com pastas de diamante 3, 1 e  $0,25 \mu\text{m}$  (Arotec, São Paulo, Brasil), lavando as amostras em água após cada estágio. Os corpos de prova foram limpos em acetona e em álcool isopropílico, ambos em banho ultrassônico (modelo UltraCleaner-700, São Paulo, Brasil) por 10 min.

### 5.3.2 Silicato de lítio

O metassilicato de lítio (LM) foi adquirido com as dimensões  $14 \times 12 \times 18 \text{ mm}^3$  (IPS e.max CAD LT-BL3/C14 - Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Foram confeccionadas amostras em forma de barras prismáticas ( $18 \times 3 \times 2 \text{ mm}^3$ ) ou em forma de discos ( $n > 15$ ) de 12 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura. Para confecção dos discos, os blocos comerciais foram usinados em torno automático, obtendo-se em cilindros de 12 mm de diâmetro e 18 mm de altura. Esses cilindros foram cortados em uma máquina de corte ISOMET (Bueller - Alemanha).

Para as vitrocerâmicas de metassilicato de lítio, as amostras foram tratadas termicamente conforme recomendado pelo fabricante sob vácuo ( $1 \times 10^{-5} \text{ Pa}$ ), usando um forno KotaPress

(China), e uma taxa de aquecimento constante de 63°C/min entre 400°C e 840°C e um tempo de patamar isotérmico de 7min. Todas as amostras foram resfriadas dentro do forno com taxa máxima de 25°C / min.

## 5.4 Caracterizações físicas e térmicas

### 5.4.1 Difração de raios X

#### 5.4.1.1 Cerâmicas 3Y-TZP e 5Y-PSZ

Para os materiais estudados à base de zircônia (3Y-TZP e 5Y-PSZ), as fases cristalinas foram identificadas pela técnica de difração de raios X utilizando um difratômetro modelo Empyrean (Malvern Panalytical, Worcestershire - UK, Reino Unido), equipado com uma fonte de radiação Cu-K $\alpha$ . A varredura foi realizada no intervalo 2 $\theta$  entre 20 e 90° com um passo de 0,03° e um tempo de exposição de 100 s. Os resultados obtidos foram indexados e analisados por meio do refinamento de Rietveld, usando as fases zircônia tetragonal, t-ZrO<sub>2</sub> (P42 / nmc), zircônia monoclínica, m-ZrO<sub>2</sub> (P21 / c) e zircônia cúbica, c- ZrO<sub>2</sub> (Fm-3m) como estruturas cristalinas iniciais.

O conteúdo de Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de cada fase detectada foi calculado usando os parâmetros de rede refinados, em termos da tetragonalidade da fase t-ZrO<sub>2</sub>, expressa pela razão  $c/2\sqrt{a}$ , conforme descrito por (Yamashita, 2005) e (Zhang *et al.* 2019):

$$YO_{1,5}(\%mol) = \frac{1,0223 - \frac{c}{a\sqrt{2}}}{0,001319} \quad (6)$$

A qualidade dos refinamentos de Rietveld foi avaliada pelos valores do parâmetro  $\chi^2$ , que variaram entre 1,5 e 3,5 para todas as condições estudadas. A coerência dos refinamentos foi verificada pela relação entre a composição determinada pela análise cristalográfica e a porcentagem de Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de cada fase e concentração geral.

#### 5.4.1.2 Silicato de lítio

A identificação das fases cristalinas e fase vítrea foi realizada por difratometria de raios X (XRD) (Shimadzu® XRD-6000) utilizando radiação Cu-K $\alpha$  no Faixa 2 $\theta$  entre 10 e 90°, com

de passo de  $0,02^\circ$  e um tempo de contagem de 6s por etapa. A comparação dos picos de difração com os padrões foi realizada no software Crystallographica Search-Match (Oxford Cryosystems) (Siegrist, 1997). Para análise de difração de raios-X, três amostras foram fragmentadas em um moinho vibratório (Minutem-MLW-KM1). Depois, os pós foram peneirados para garantir a mesma faixa de tamanho de partículas ( $< 32 \mu\text{m}$ ). A fase vítrea foi calculada segundo de Krimm e Tobolsky (1951), pela Equação 7.

$$IC = \left( \frac{A_c}{A_c + A_a} \right) \times 100 \quad (7)$$

Com:

Sendo IC o índice de cristalinidade (%);

$A_c$  é a área cristalina difratada;

$A_a$  é a área vítrea difratada.

A Figura 7 exemplifica o método utilizado por Krimm e Tobolsky (1951) para quantificação de fase cristalina ou índice de cristalinidade (IC) em um material. A região delimitada pela linha pontilhada e a linha do difratograma da vitrocerâmica (linha contínua), corresponde à área total difratada, que é a soma da área cristalina difratada ( $A_c$ ) mais a área vítrea difratada ( $A_a$ ). Para determinar apenas a área cristalina difratada, delimita-se a região entre a linha tracejada e a linha do difratograma (linha contínua). Para o cálculo das áreas, foi utilizado o software Origin®.

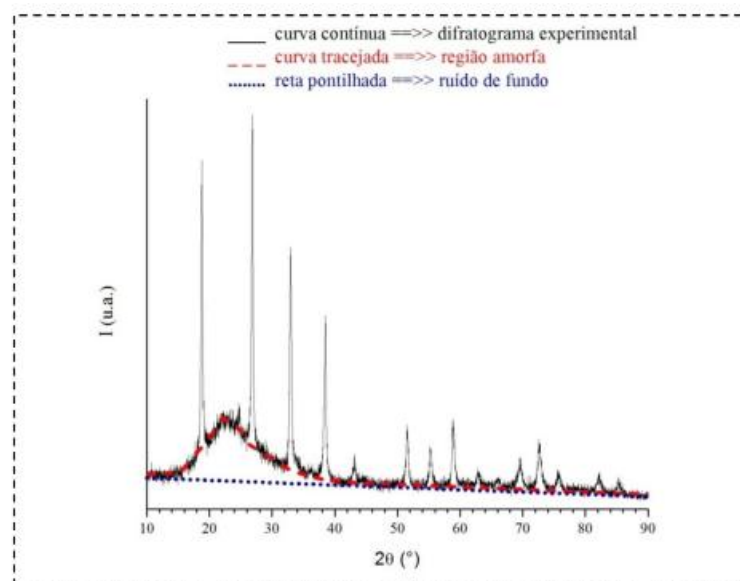


Figura 7- Difratograma representativo do método usado por Krimm e Tobolsky (1951).



O software FullProf Suite 3.0 foi usado para realizar os cálculos relacionados ao refinamento de dados pela técnica de Rietveld. Nestes cálculos, foi adotada a forma dos picos do tipo pseudo-Voigt. A porcentagem de fases cristalinas em um material multifásico foi calculada conforme descrito por Hill e Howard (Hill e Howard, 1987), por:

$$wp = \frac{S_p \cdot (Z \cdot M \cdot V)}{\sum_{i=1}^n S_i \cdot (Z \cdot M \cdot V)} \cdot 100 \quad (8)$$

Onde,

Wp = porcentagem da fase “p” (em peso) na mistura de “n” fases;

S = fator de escala de Rietveld;

Z = número de fórmulas por célula unitária;

M = massa de cada fórmula;

V = volume da célula unitária.

#### 5.4.2 Densidade Relativa

Os ensaios de Arquimedes foram realizados seguindo a norma ASTM B962 (2015) para os três materiais estudados 3Y-TZP, 5Y-PSZ e silicato de lítio. Utilizou-se como líquido saturante a água. O equipamento utilizado foi uma balança eletrônica da marca Ohaus, modelo Discover, com precisão de  $\pm 0,0001\text{g}$ . O cálculo da massa específica das amostras referentes às diferentes condições de tratamento térmico foi executado utilizando o princípio de Arquimedes, ou seja, com a imersão do corpo de prova, utilizando água destilada na temperatura ambiente como veículo. Foram realizadas dez medições em balança de precisão  $10^{-4}\text{g}$ . Após o ensaio os valores foram aplicados na equação (9):

$$\rho_{\text{Arquimedes}} = \frac{W_1 \rho_{\text{H}_2\text{O}}}{W_1 - (W_2 - W_S)} \quad (9)$$

Onde:

$\rho_{\text{Arquimedes}}$  = massa específica das amostras [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ],

$W_1$  = massa da amostra seca [g]

$\rho_{\text{H}_2\text{O}}$  = massa específica da água na temperatura ambiente [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ],

$W_2$  = massa da amostra imersa [g],

$W_S$  = massa do suporte imerso [g].

O valor da massa específica da água ( $\rho_{H_2O}$ ) foi obtido utilizando como função da temperatura absoluta (T):

$$\rho_{H_2O} = 1,0017 - 0,00023 T \quad (10)$$

### 5.4.3 Análise microestrutural

Dois corpos-de-prova, representativos de cada grupo experimental, foram preparados para análise microscópica de suas superfícies.

#### 5.4.3.1 Cerâmicas 3Y-TZP e 5Y-PSZ

As amostras de zircônia estabilizadas (3Y-TZP e 5Y-PSZ) foram submetidas ao tratamento térmico a 1500°C por 15min, para revelação microestrutural, aplicando uma taxa de aquecimento de 25°C/min. Essas superfícies foram revestidas de ouro usando um Coater Sputter Emitech K550 (Quorum Technologies - Kent, Reino Unido) com 30mA por 2min e a microscopia eletrônica de varredura (JEOL® FEG JSM 7100FT, Akishima, Tóquio, Japão), usando um detector SE, 15 KV / WD 10 mm e SS ¼ 6 como parâmetros para o conhecimento do tamanho médio dos grãos.

#### 5.4.3.2 Silicato de lítio

Para as amostras de Metassilicato de lítio (LM), foram analisados os materiais não tratados e tratados termicamente utilizando o microscópio eletrônico Zeiss modelo EVO LS15. Para revelação dos contornos de grão, as superfícies polidas sofreram ataque químico, com solução de HF 5% em volume, por 60 segundos, e posteriormente foram lavadas para a limpeza superficial, permitindo assim, a revelação microestrutural do material.

### 5.4.4 Caracterização térmica

Foram realizados ensaios dilatométricos, com os três materiais estudados (3Y-TZP, 5YPSZ e LM) em condições de aquecimento similares às sugeridas pelos seus fabricantes. Neste ensaio, foi utilizado o dilatômetro Netzsch modelo Dil 402C, obtendo curvas de

retração linear e velocidade de retração em função da temperatura. Para determinação dos coeficientes de expansão térmica, foram empregadas amostras de 6 mm de diâmetro x 10 mm de comprimento, confeccionadas com medida referenciada por um padrão de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , utilizou-se atmosfera de argônio, e a taxa de aquecimento de  $5^\circ\text{C}/\text{minuto}$ .

## 5.5 Caracterização Mecânica

### 5.5.1 Dureza Vickers

Para a obtenção dos valores de dureza Vickers, foi empregado um microdurômetro da marca Wilson Instruments, mod.401 MVD, com carga de indentação de 9,8 N por 30 segundos. Foram usadas cinco amostras de cada material e realizadas seis impressões em cada amostra, uma em cada quadrante, seguiu a norma ASTM C1327 (2015) com valor de dureza dado pelo microdurômetro em HV de acordo com a seguinte equação para indentador piramidal com ângulos de  $136^\circ$ :

$$H_v = \frac{0,322P}{a^2 \text{sen}(136^\circ)} = \frac{0,464 P}{a^2} \quad (11)$$

onde:

2a: comprimento da diagonal da impressão deixada pelo indentador em  $\mu\text{m}$ ;

P: carga de indentação aplicada em N.

### 5.5.2 Tenacidade à fratura

Para análise de tenacidade à fratura, para os três materiais 3Y-TZP, 5Y-PSZ e silicato de lítio a metodologia seguiu a norma ASTM C 1421-99: Os corpos-de-prova utilizados para este ensaio foram os mesmos utilizados para realização do ensaio de dureza. Cada impressão Vickers apresenta dois pares de trincas radiais, sendo utilizadas aquelas que não apresentarem interações com imperfeições de polimento e desvios da trajetória da trinca nucleada a partir dos vértices das indentações. A medida do comprimento das trincas foi realizada logo após o ensaio de dureza, buscando evitar o crescimento lento de trinca após a impressão, iniciado pelo campo de tensão que atua após o carregamento e respeitando tempo máximo de 60 s após a indentação. Essa medida é dada por meio de uma câmera de vídeo digital acoplada ao

microdurômetro. A tenacidade à fratura ( $K_{IC}$ ) foi calculada a partir da seguinte equação 12:

$$K_{IC} = 0,0084 \left( \frac{E}{H_v} \right)^{0,4} \times \left[ \frac{P}{\left( a.l^{\frac{1}{2}} \right)} \right] \quad (12)$$

Onde:

$K_{IC}$  = tenacidade à fratura ( $\text{MPa.m}^{1/2}$ );

$E$  = módulo de elasticidade do material ensaiado (GPa);

$P$  = força aplicada no ensaio de dureza (N);

$H_v$  = dureza Vickers (GPa) e

$A$  e  $l$  = são parâmetros de indentação (mm).

### 5.5.3 Resistência à flexão biaxial

Para o ensaio de flexão biaxial dos três sistemas cerâmicos (3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD) foi adotada a norma ISO 6872-15. Para tal, foi empregado um aparato composto por um pistão e uma base com três semiesferas de aço temperado de alta dureza, posicionadas de forma circular e equidistante com angulação de  $120^\circ$  entre si (como mostra a Figura 8).



Figura 8- Suporte utilizado para realizar o ensaio de flexão biaxial. Fonte: autora.

Sob os suportes e sobre as esferas metálicas, foram colocadas as amostras cerâmicas, envoltas por uma fina película plástica, visando eliminar fraturas prematuras dos corpos de prova durante a montagem. O aparato foi acoplado a uma máquina de ensaio universal EMIC DL10000, como mostra a Figura 9, na qual os ensaios foram realizados com taxa de carregamento de 0,5 mm/mim.



Figura 9- Montagem e realização dos ensaios de flexão biaxial. Fonte: Autora.

Com os resultados obtidos nos ensaios de flexão biaxial, força máxima suportada até a ruptura, e o auxílio das formulações matemáticas propostas pela ISO 6872, vide equações (13), (14) e (15), foi possível definir o módulo de ruptura para todas as condições analisadas.

$$\sigma_f = \frac{-0,2387 p(x - y)}{b^2} \quad (13)$$

$$X = (1 + \nu) \ln \left( \frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[ \frac{(1 - \nu)}{2} \right] \left( \frac{r_2}{r_3} \right)^2 \quad (14)$$

$$y = (1 - \nu) \left[ 1 + \ln \left( \frac{r_1}{r_3} \right)^2 + (1 - \nu) \right] \left( \frac{r_1}{r_3} \right)^2 \quad (15)$$

com:

$\sigma_f$  = Módulo de ruptura, em MPa.

P = Força máxima suportada pelo espécime, em N.

$\nu$  = Coeficiente de Poisson.

$r_1$  = Raio do círculo composto pelas esferas do suporte, em mm.

$r_2$  = Raio da área carregada, em mm.

$r_3$  = Raio do espécime, em mm.

$b$  = Espessura do corpo de prova na região de origem da fratura.

#### 5.5.4 Estatística de Weibull

Os resultados obtidos no ensaio de flexão biaxial apresentam uma distribuição assimétrica, característica de materiais cerâmicos, e por isso devem de ser estatisticamente processados. Os dados foram tratados com o auxílio da estatística de Weibull empregando-se as relações (16) e (17):

$$P_f = \frac{(i - 0,5)}{n} \quad (16)$$

com:

$P_f$  = Probabilidade de falha acumulada.

$i$  = Posição do corpo de prova, em relação à ordenação decrescente dos resultados.

$N$  = Numero de corpos de prova analisados.

$$P_f = 1 - \exp \left[ - \left( \frac{\sigma}{\sigma_0} \right)^m \right] \quad (17)$$

Com:

$P_f$  = Probabilidade de falha acumulada.

$\sigma$  = Resistência a flexão, MPa.

$\sigma_0$  = Tensão característica de Weibull, MPa.

$m$  = Módulo de Weibull.

O módulo de Weibull,  $m$ , e a resistência característica,  $\sigma_0$ , são obtidos primeiro aplicando-se o logaritmo natural em ambos os lados da equação 18:

$$\ln \left( \frac{1}{1 - P_f} \right) = m(\ln \sigma - \ln \sigma_0) \quad (18)$$

e, em seguida, traçando-se um gráfico dos resultados de  $\ln\{\ln(1/(1-P_f))\}$  em função de  $\ln(\sigma)$ , o qual fornece uma reta cuja inclinação é o valor de  $m$ . O módulo de Weibull “ $m$ ” foi determinado utilizando fatores de correção, segundo o número de amostras utilizadas, segundo a norma DIN-51-110.

## 5.6 Módulo de elasticidade

O ensaio para determinação dos parâmetros elásticos (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foi realizado utilizando o equipamento Sonelastic<sup>®</sup>, segundo a norma ASTM-E1876 2015. O corpo de prova, apoiado em uma espuma, sofre uma aplicação de força por meio de um transdutor, o qual detecta a vibração desejada e responde em forma sonora, específica de cada material. Para o corpo de prova com geometria de disco, é possível a determinação das propriedades elásticas dinâmicas de materiais elásticos à temperatura ambiente.

A fabricação do corpo de prova foi realizada em forma de disco com uma relação de diâmetro para espessura de pelo menos quatro, com um valor de 10-20. A frequência de ressonância para uma determinada amostra é em função das dimensões da amostra, bem como a sua massa e módulos. Ao usar dimensões aproximadas da amostra e valores estimados para os módulos e a relação de Poisson, as frequências de ressonância nominal podem ser calculadas com a equação 19.

### 5.6.1 Cálculo do módulo de elasticidade (flexional)

O módulo de elasticidade (flexional), conforme a norma ASTM E1876 (2015), é obtido por:

$$E = 0,9465 \left( \frac{mf_f^2}{b} \right) \cdot \left( \frac{L^3}{t^3} \right) T_1 \quad (19)$$

com:

$E$  = módulo de elasticidade (Pa)

$m$  = massa da barra (g)

$b$  = largura da barra (mm)

$L$  = comprimento da barra (mm)

$f_f$  = frequência fundamental para a barra em modo flexional (Hz)

$t$  = espessura da barra (mm)

$T_1$  = fator de correção

### 5.6.2 Cálculo do módulo de cisalhamento

A determinação do módulo de cisalhamento, conforme a norma ASTM E1876 (2015), é obtido pela Equação 20:

$$G = \frac{4Lmf_f^2}{bt} R \quad (20)$$

com:

$G$  = módulo de cisalhamento (Pa)

$m$  = massa da barra (g)

$b$  = largura da barra (mm)

$L$  = comprimento da barra (mm)

$f_t$  = frequência fundamental para a barra em modo torcional (Hz)

$t$  = espessura da barra (mm)

$R$  = fator de correção.

### 5.6.3 Cálculo do coeficiente de Poisson

A determinação do coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), conforme a norma ASTM E1876 (2015), é fornecida por:

$$\nu = \frac{E}{2G} - 1 \quad (21)$$

Onde:

$E$  = módulo de elasticidade (GPa)

$G$  = módulo de cisalhamento (GPa)



### 5.7 Simulação numérica do ensaio de flexão biaxial

Muitos estudos são feitos utilizando o método de simulação por elementos finitos, com objetivo de obter resultados de forma mais rápida que os experimentais em alguns casos sem a necessidade de utilizar corpos de prova. O ensaio de flexão biaxial de materiais frágeis (cerâmicos) tem sido usado por muitos anos, e existe uma grande variedade de conjuntos de ensaio descrito na literatura. Normalmente, existem várias vantagens para o ensaio flexão biaxial em comparação com o ensaio uniaxial (em tração ou em flexão), incluindo a facilidade de preparação das amostras, uso para materiais de uma fina camada para ensaios de uma grande área de superfície livre de defeitos de acabamento (Morrell *et al.* 1999). Muitos componentes produzidos comercialmente são carregados biaxialmente e por isso o ensaio biaxial é a condição de ensaio relevante.

Para simulação numérica do ensaio de flexão biaxial neste trabalho, foi utilizado o programa comercial de elementos finitos ABAQU/Standard (método implícito) versão 6.9. Primeiramente assumindo a elasticidade isotrópica linear descrita pela lei de Hooke e considerando a simetria geométrica do ferramental utilizada no ensaio de resistência à flexão biaxial, que é composto por um pistão cilíndrico e três esferas fixas no suporte com distância de  $120^\circ$ . O modelo tridimensional (3D) de elementos finito foi montado usando um terço da geometria, como mostrado na Figura 5. Para reduzir o tempo de CPU, o pistão cilíndrico foi substituído por uma pressão uniforme aplicada na área correspondente do contato do pistão com o disco como esquematicamente representado pela Figura 10.

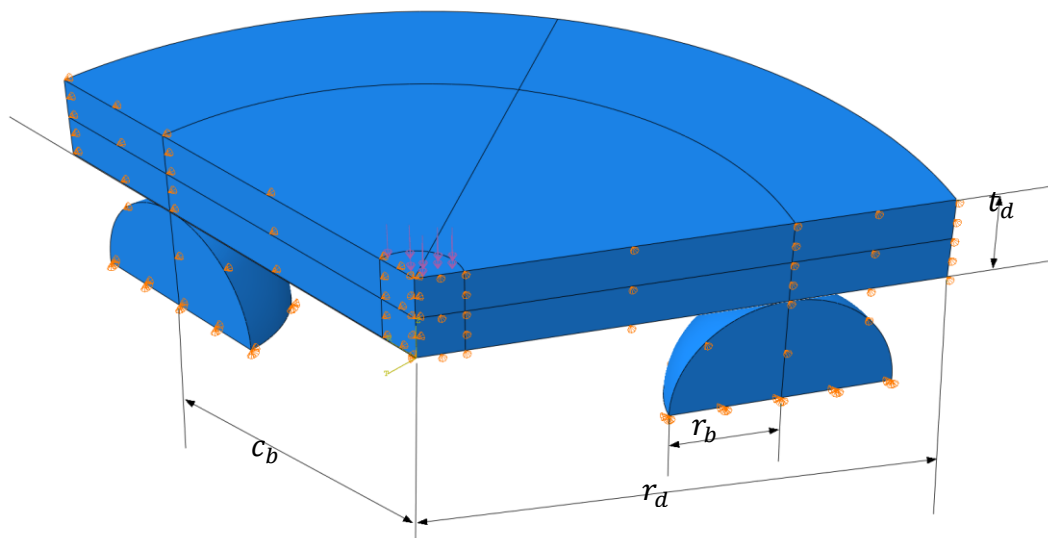


Figura 10 – Modelo 3D sólido do ensaio de flexão biaxial. Fonte: Autora

O modelo 3D do ensaio de flexão biaxial é definido pelos seguintes parâmetros geométricos: raio do pistão cilíndrico  $r_p = 0,7$  mm, raio da esfera de apoio  $r_b = 1,75$  mm, raio do disco apoiado no raio da esfera  $c_b = 5.5$  mm e raio do disco  $r_d = 7,95$  para 3Y-TZP, raio do disco  $r_d = 6,70$  para 5Y-PSZ e raio do disco  $r_d = 6,00$  para LD. Os modelos de elementos finitos foram identificados como P-3B\_Min, P-3B\_Med e P-3B\_Max correspondentes às três espessuras médias dos corpos de prova como mostra na Tabela 3.

Por outro lado, a pressão máxima do pistão foi calculada a partir do valor máximo da carga experimental  $\bar{F}_{max}$  (N) com a Equação 22 para cada um dos materiais.

$$p_{max} = \frac{\bar{F}_{max}}{A_p} \text{ (MPa)} \quad (22)$$

na qual  $A_p$  (mm<sup>2</sup>) é a área de contato do pistão cilíndrico. A Tabela 2 lista as condições experimentais do ensaio de resistência à flexão biaxial avaliado por meio de simulações de elementos finitos. A pressão do pistão foi aplicada por meio de uma carga com amplitude de zero ao valor de pressão máxima listado na Tabela 3.

Tabela 3 Valores experimentais utilizados na simulação. Fonte: Autora

Material	Modelo	Diâmetro do disco (mm)	Espessura do disco (mm)	Força máxima (N)	Pressão máxima (MPa)
3Y-TZP	P-3B_Min	15,9	1,27	1.060,97	790
	P-3B_Med		1,33	1.326,26	862
	P-3B_Max		1,37	1.411,20	934
5Y-PSZ	P-3B_Min	13,4	1,39	382,76	249
	P-3B_Med		1,39	493,85	274
	P-3B_Max		1,39	569,51	315
Silicato de lítio	P-3B_Min	12,0	1,29	308,46	200
	P-3B_Med		1,42	346,45	225
	P-3B_Max		1,56	441,64	286

No modelo de elementos finitos 3D, tanto o disco quanto as esferas foram descritos pelos elementos sólidos de integração reduzida linear C3D8R (ABAQUS versão 6.9). A malha de elementos finitos mostrada na Figura 6 é refinada nas regiões de contato entre o

disco e as esferas, bem como na área de pressão uniforme correspondente à carga do pistão. Vale a pena observar uma malha mapeada do disco composta por 57.320 elementos com 20 camadas ao longo da espessura e 6.448 elementos para cada esfera de suporte de uma quarta esfera num total de 70.216 elementos para o modelo de elementos finitos proposto do ensaio de força de flexão biaxial. Um sistema de coordenadas cilíndricas locais ( $O, r, \theta, z$ ) é definido com sua origem no centro inferior do disco. As condições de contorno impostas nas partes inferiores em contato com as três esferas de apoio, restringem os deslocamentos ao longo das direções radial ( $r$ ), circunferencial ( $\theta$ ) e axial ( $z$ ). As condições de contorno de simetria de deslocamento zero ao longo da direção do disco são definidas para todos os nós do disco e bolas de suporte da esfera que estão localizadas nos dois planos de simetria: ( $O, \theta = 0^\circ$ ) e ( $O, \theta = 120^\circ$ ). Além disso, os deslocamentos radiais dos nós do disco localizados no eixo da linha central ( $O, z$ ) são iguais a zero. Para analisar as previsões dos componentes de tensão ao longo das direções ( $r, \theta, z$ ), três caminhos de nós são definidos na parte inferior do disco, como mostrado na Figura 11, (1)  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ),  $O - O_2$  ( $\theta = 120^\circ$ ) e  $O - O_3$  na orientação  $\theta = 60^\circ$ , o que não é mostrado na Figura. Um caminho de nó adicional  $O - O_4$  é definido ao longo do eixo da linha central do disco.

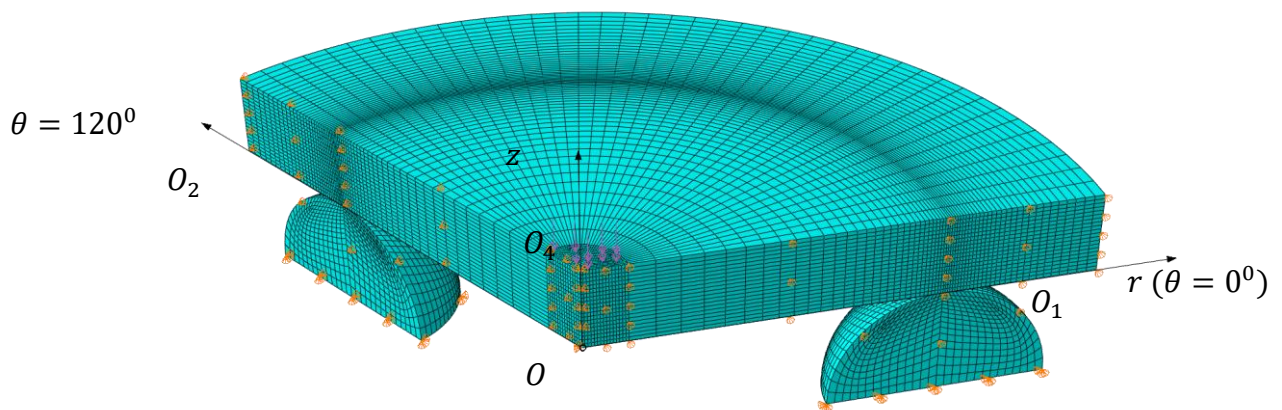


Figura 11- Condições de contorno e malha de elementos finitos do modelo 3D. Fonte: Autora

Tanto o material do disco quanto as esferas do suporte são considerados isotrópicos definidos pela lei de elasticidade de Hooke. Para as esferas esféricas, o módulo de Young,  $E$ , e o coeficiente de Poisson,  $\nu$ , foram definidos com os valores iguais a 195,3 e 0,31 para 3Y-TZP 192,2 e 0,31 para 5Y-PSZ e 100,3e 0,21 para LM, respectivamente. Para as cerâmicas,

os valores do módulo de Young e coeficiente de Poisson foram determinados a partir do ensaio descrito na seção anterior e encontram-se listados na Tabela 4.

Tabela 4- Propriedades elásticas utilizadas nas simulações numéricas. Fonte: Autora

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>3Y-TZP</b>	195,3 ± 4,2	0,31 ± 0,05
<b>5Y-PSZ</b>	192,2 ± 4,8	0,31 ± 0,05
<b>LM</b>	100,3 ± 6,2	0,21 ± 0,04

O contato entre a parte inferior do disco e as esferas de apoio foi descrito por um método de discretização superfície-superfície, desconsiderando o atrito para o comportamento tangencial e como método de aplicação de restrições para o comportamento normal. As simulações de elementos finitos foram realizadas com o solver implícito geral estático com software ABAQUS usando a opção não linear, devido ao problema do contato entre o fundo do disco e as esferas. Todas as simulações numéricas foram executadas com uma estação de trabalho de processador duplo Intel Xeon 5690 3,47 GHz, 24 núcleos com 32 Gb de RAM.

### **5.8 Simulação numérica em próteses**

As simulações numéricas por elementos finitos foram realizadas com o auxílio do software comercial ABAQUS/Standard 6.9 que emprega a técnica de integração implícita. Para tal, foi considerado um modelo numérico tridimensional (3D) composto por três elementos de restauração para fins de análises das tensões.

Este modelo foi construído a partir de geometria obtida por processamento digital de imagens baseado em uma restauração real com molde confeccionado em paciente odontológico com preparo de coroa total em primeiro molar inferior e terceiro molar inferior com pântico no centro, conforme modelo representado na Figura 12.

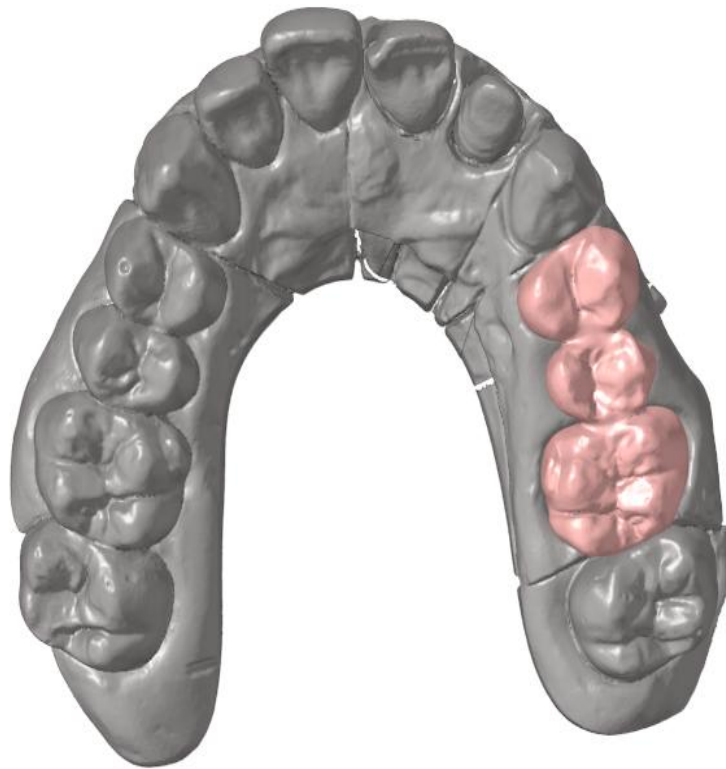


Figura 12- Ponte de três elementos selecionada neste trabalho. Fonte: Autora

A ponte selecionada foi isolada do restante da imagem digitalizada para a simulação, como pode ser observado na Figura 13.

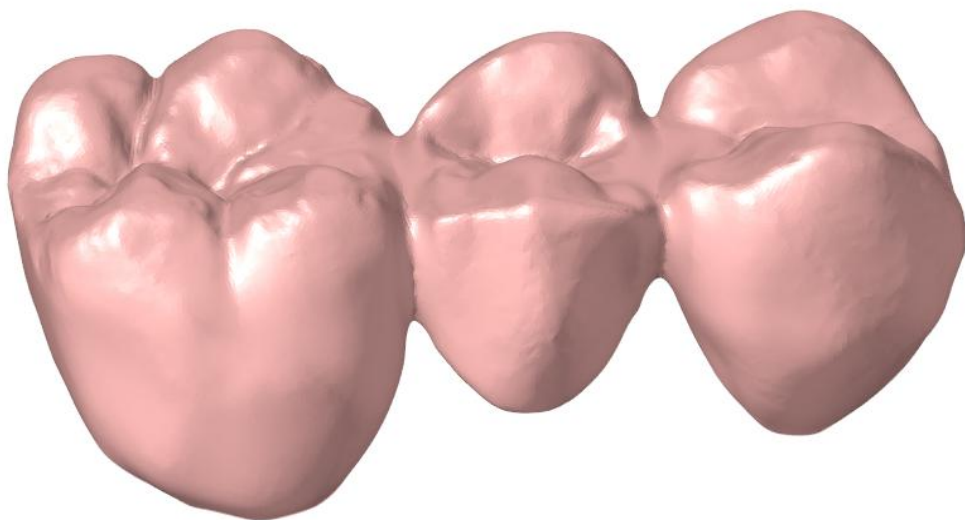


Figura 13 - Modelo representativo de uma protese de 3 elementos. Fonte: Autora

As propriedades das zircônias (3Y-TZP e 5Y- PSZ) e dissilicato de lítio (LD) utilizados

neste trabalho são o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson determinados na seção 4.7. Em todos os materiais, foram analisadas tensões cargas oclusais e não oclusais com limite de 500 N. Os detalhes do modelamento estão descritos a seguir.

#### 5.8.1 Etapas do modelamento

O modelamento computacional das próteses avaliadas no trabalho foi realizado no pré-processador do software ABAQUS. Foram realizadas as seguintes etapas:

- Tratamento inicial da geometria recebida;
- Geração de malha;
- Definição das condições de contorno e carregamentos.

#### 5.8.2 Ponte de 3 elementos

A ponte escolhida envolve os pré-molares 24 e 25 e o primeiro molar 26, conforme representado na Figura 2, cuja geometria foi digitalizada e importada pelo software de CAD/CAM 3D 3Shape Trios 3 Dinamarquesa, como representado nas Figuras 12 e 13. A escolha desta geometria foi feita devido às restrições descritas na norma ISO 6872, segundo as quais os materiais não deveriam ser aplicados em dentes frontais. Para realizar a comparação entre os materiais investigados, foi necessário escolher uma aplicação compatível com os mesmos. Considerando-se a capacidade de receber a geometria digitalizada de uma ponte real representada na Figura 12, não houve necessidade de um tratamento cuidadoso da geometria.

Para utilização no software ABAQUS, a malha da geometria 3D foi gerada com elementos sólidos tetragonais de segunda ordem com 10 nós (C3D10). Embora exista a possibilidade de utilizar elementos com maior acurácia, o elemento sólido C3D10 foi escolhido para fins de simplificação do modelo e minimização do tempo de processamento. Trabalhando com uma ponta isolada, sem considerar contatos, esse tipo de elemento permite uma escolha para uma fácil geração automática da malha, mantendo as curvaturas necessárias para representar a geometria, sem comprometer os resultados desejados como podemos observar na Figura 14.

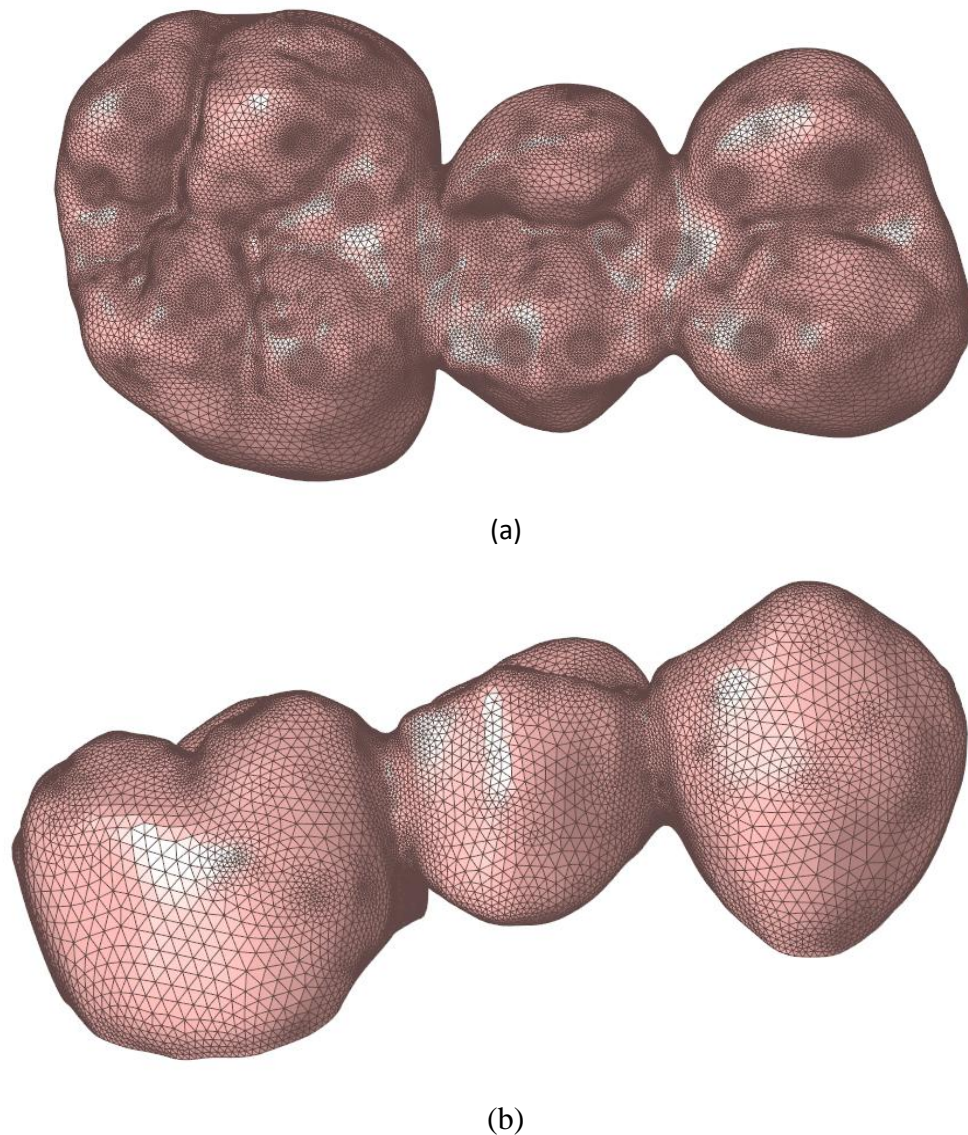


Figura 14 - Geometria digitalizada da ponte com a malha composta por elementos tetragonais: (a) vista superior (b) vista lateral. Fonte: Autora

### 5.9 Modelamento da Ponte de 3 elementos

Primeiro, foram identificadas as regiões críticas de interesse do modelo. Dessa forma, foi possível otimizar a geração da malha, com a intenção de aumentar a confiabilidade dos resultados e facilitar a padronização da aplicação de carga. No processo de geração da malha, foram feitas algumas considerações:

- Definição das regiões circulares com raio de 0,5mm para aplicação das cargas (Seung Ryong *et al.* 2013), conforme a Figura 15 a seguir.

- Identificação dos conectores como sendo as regiões críticas de interesse do modelo. Com a identificação das regiões críticas da geometria, foi possível otimizar a discretização da malha, garantindo bons resultados nas regiões críticas do modelo, e simplificando ao máximo possível o processamento computacional.

Os dados dos modelos finais podem ser observados a seguir. Na geração da malha, o objetivo foi simplificar para facilitar o processamento do modelo. Foi adotado um tamanho de 0,1 mm para os elementos nas regiões críticas (regiões próximas às aplicações de carga e entre cúspides) assim como nas regiões de interesse (conectores entre pântico e retentores). Ao se afastar das regiões de interesse, foi utilizado um fator de crescimento de 1,25 na geração da malha, permitindo um aumento de tamanho de elemento para até 0,5 mm nas regiões mais afastadas. As regiões de refinamento podem ser visualizadas na Figura 15.

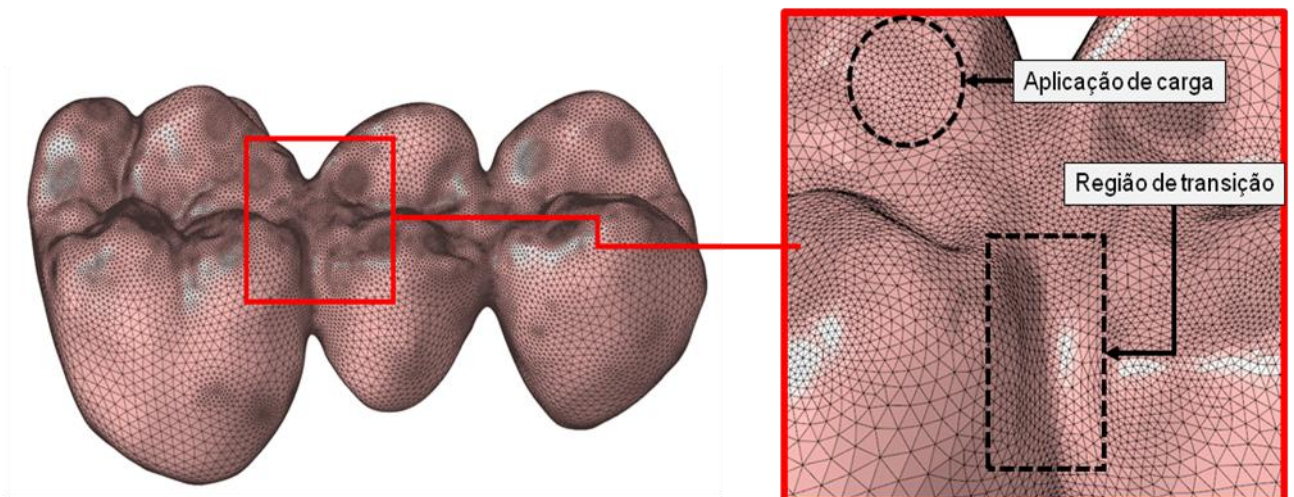
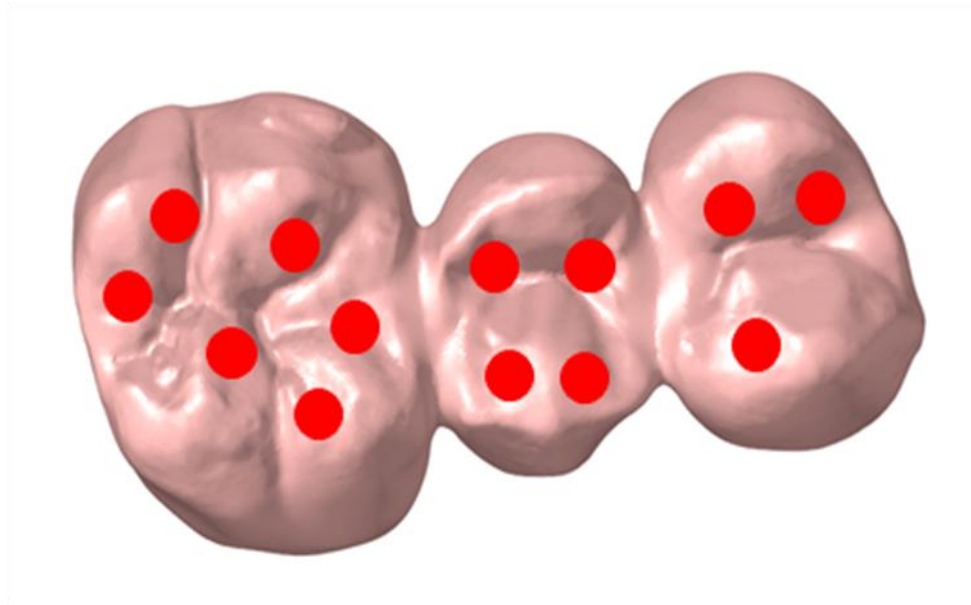


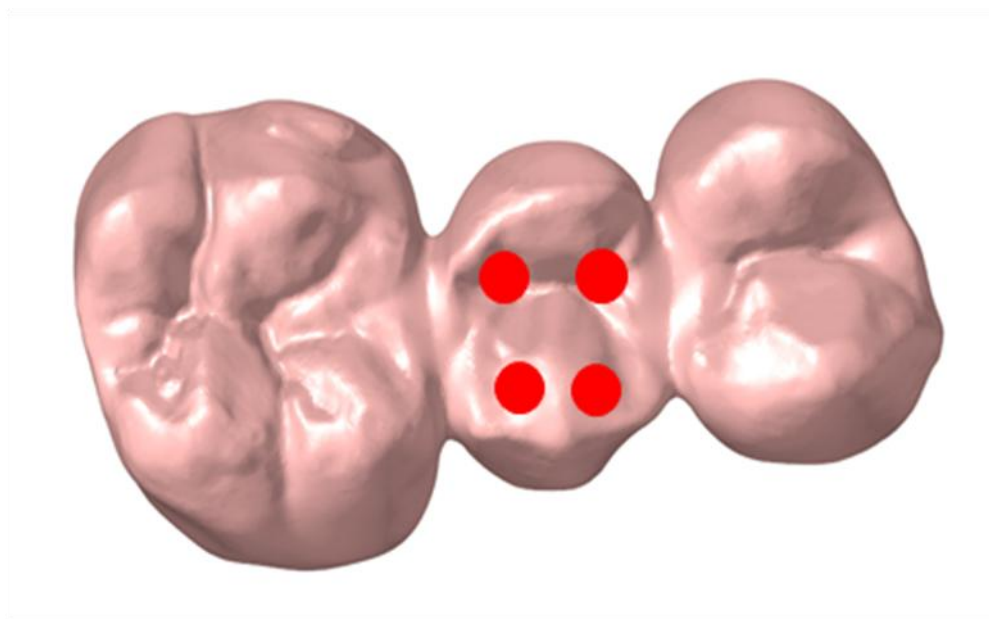
Figura 15- Regiões de refinamento da malha. Fonte: Autora

Para o caso de uma ponte parcialmente fixa, duas formas de carga foram consideradas: (1) um modelo com aplicação de carga simultânea em todos os três dentes e (2) um modelo com carga somente no dente pântico como mostra Figura 16. Esses modelos foram ensaiados com cargas vertical e à 45° de 50 em 50 N até atingir 500 N.





(a)



(b)

Figura 16- Identificação dos pontos de aplicação de carga: a) nos 3 dentes b) apenas no pântico. Fonte: Autora

A definição dos pontos de carregamento dos modelos pode ser analisada na Figura 17, seguindo o critério de contato da Figura 4. Os pontos de tensão máxima foram demarcados nas regiões próximas aos pontos de aplicação da carga e aos conectores. É importante avaliar as tensões de tração máximas nas regiões dos conectores, os pontos selecionados de maiores tensões podem ser vistos na Figura 18. Essas regiões tendem a ser mais frágeis devido a redução de material na transição entre os dentes pântico e retentor. De posse do modelo

finalizado, as regiões de aplicação de carga foram identificadas com numeração de 1 a 13 conforme a Figura 17. Já os pontos de tensão dos conectores, mostrados na Figura 18, são A, B, C e D. Os pontos definidos foram utilizados durante uma avaliação preliminar dos resultados, para identificação das regiões de interesse.

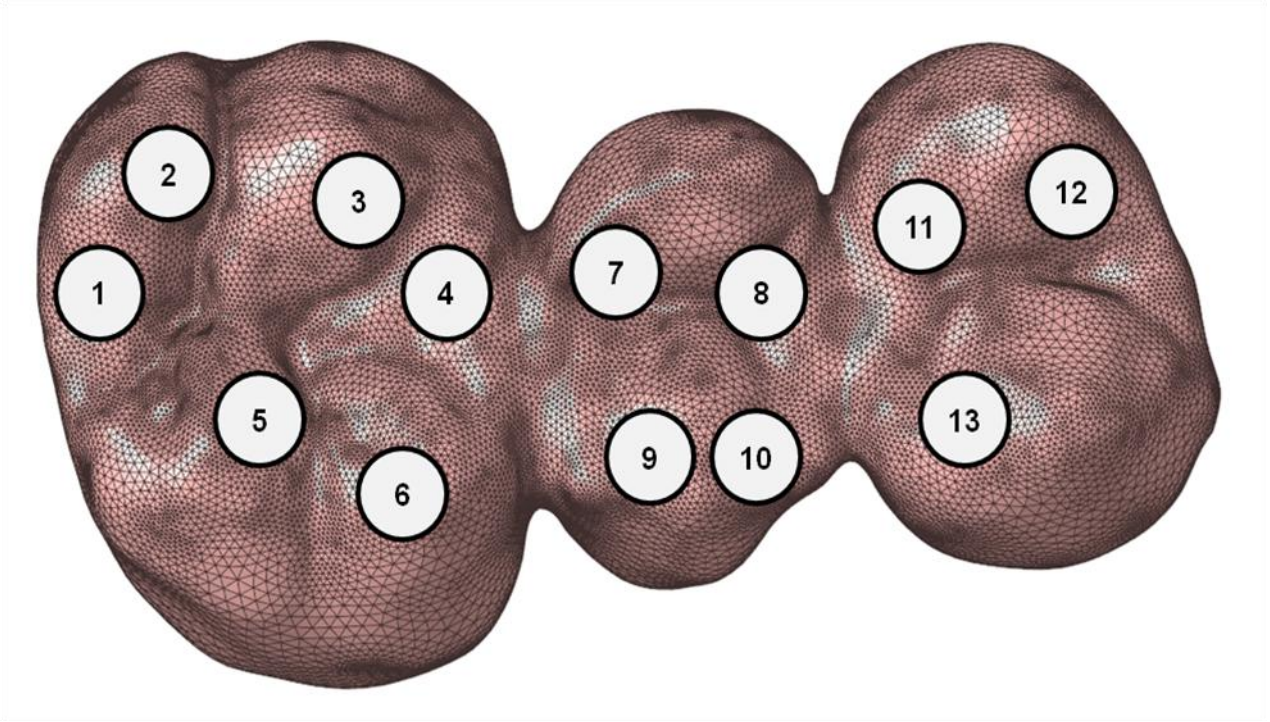


Figura 17- Pontos de carregamentos analisados. Fonte: Autora

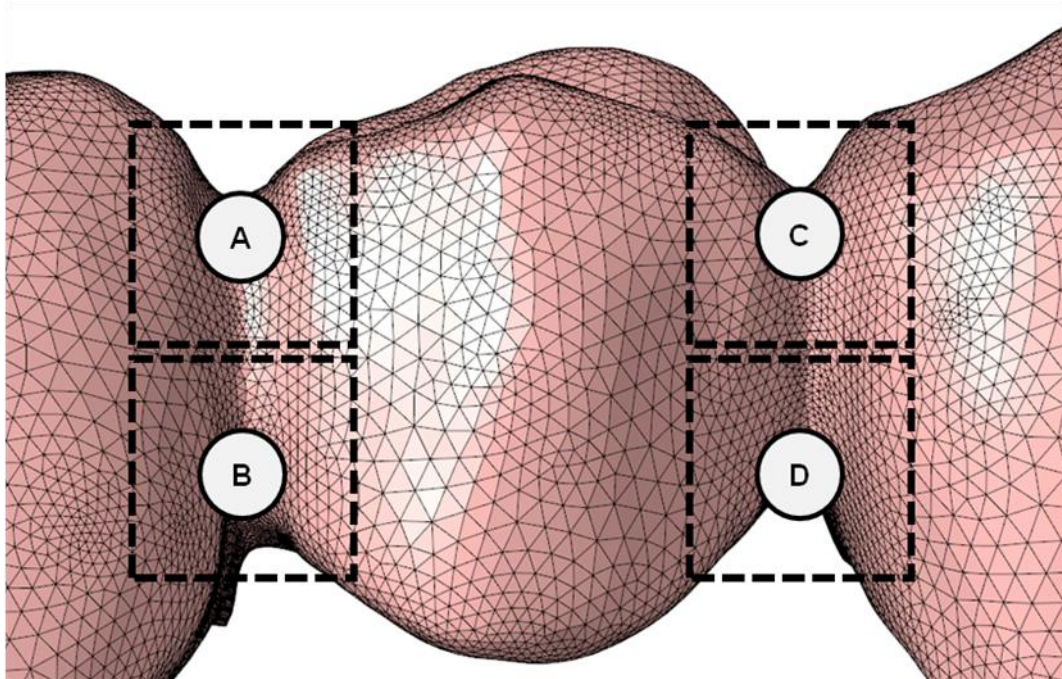
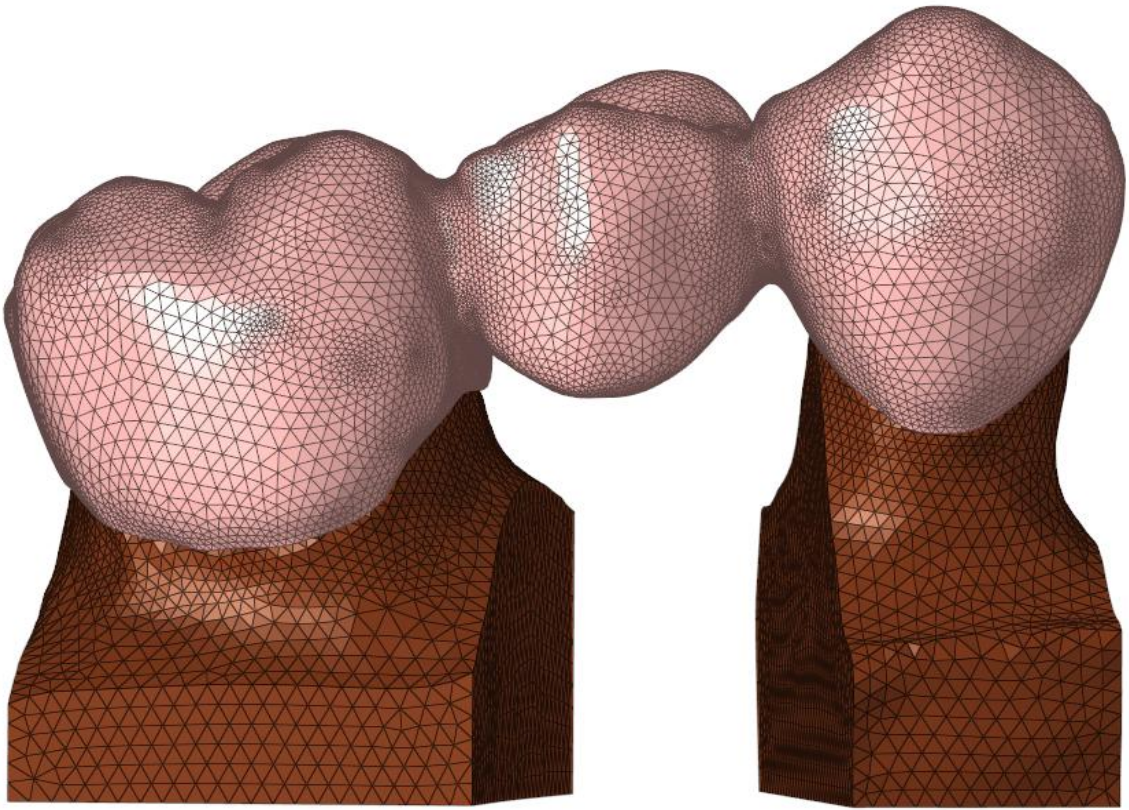


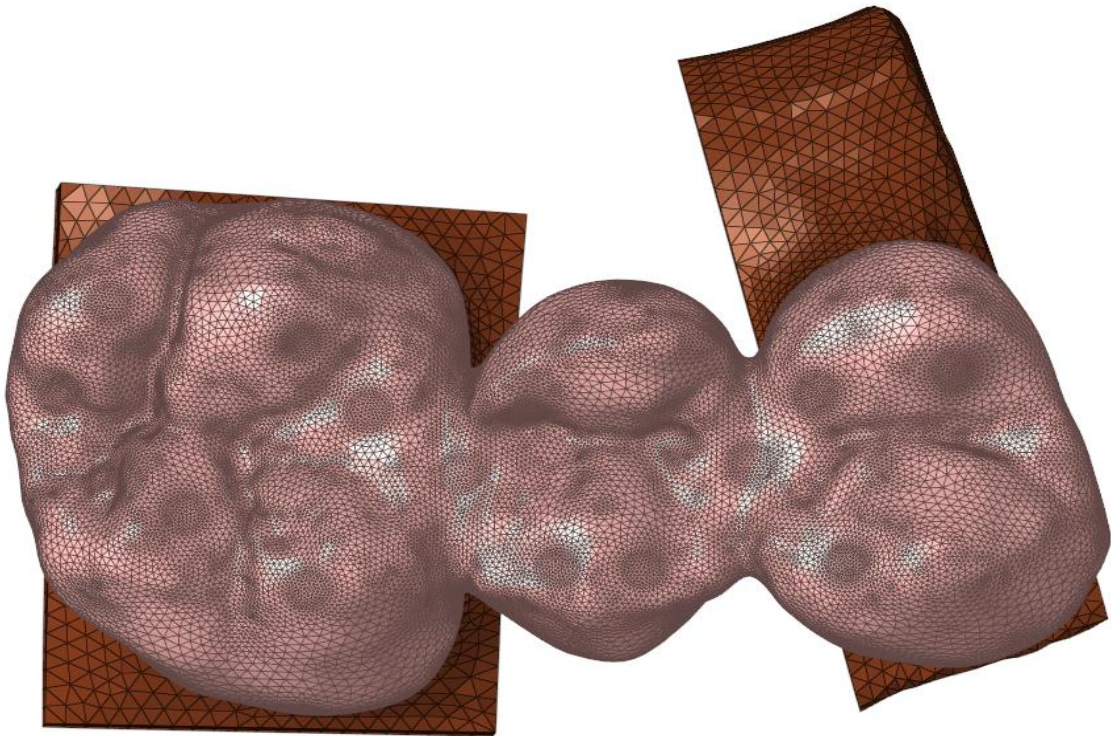
Figura 18- Pontos de concentração de tensões avaliados. Fonte: Autora

- Base:

Para simular o apoio dos dentes, foi utilizado a parte do osso do mesmo modelo da Figura 12. Como essa geometria não precisa ser avaliada, a malha foi feita menos refinada para deixar o modelo mais leve como mostra a Figura 19. O material considerado para base de apoio, isto é, o osso cortical, tem módulo de elasticidade 30 GPa e coeficiente de Poisson 0,33. (Daguano 2011)



(a)



(b)

Figura 19 – Modelo da ponte com a base: (a) vista superior (b) vista lateral. Fonte: Autora.

- Fixação da prótese

Para representar a montagem da prótese, foi considerado um contato do tipo TIE entre a superfície interna dos dentes retentores e a base. Como pode ser observado nas Figuras 20 e 21.

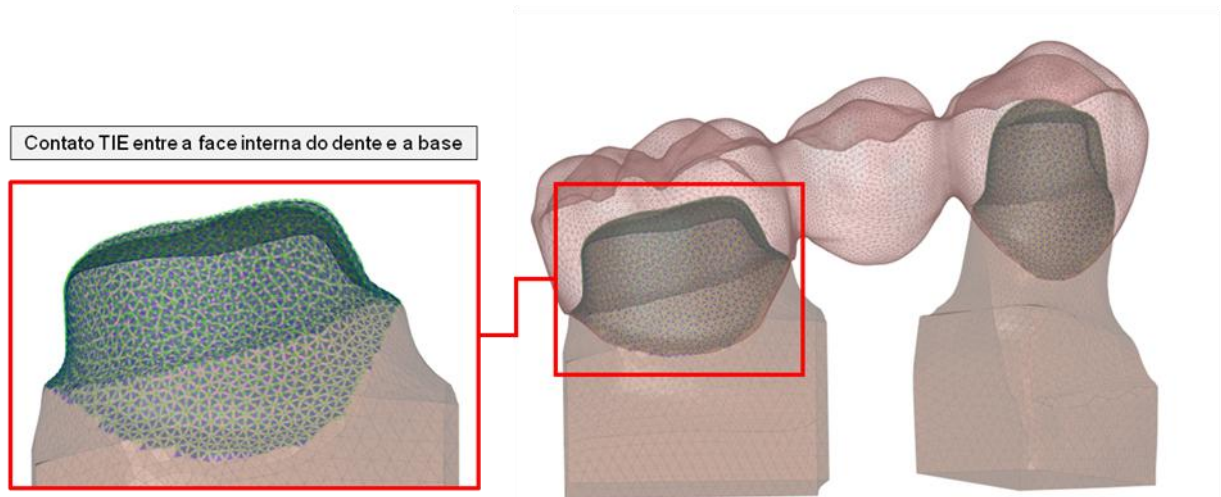


Figura 20 –Modelamento do contato TIE face interna do dente e a base de apoio. Fonte: Autora.

- Condições de contorno:

Como restrição para simular a fixação dos dentes, foi considerado o travamento dos graus de liberdade 1, 2 e 3 da base do modelo conforme pode ser observado na Figura 21. Estes graus de liberdade correspondem aos deslocamentos nas direções X, Y e Z, respectivamente. Já para os dentes retentores, foi considerado o contato tipo TIE para simular a fixação nas bases.

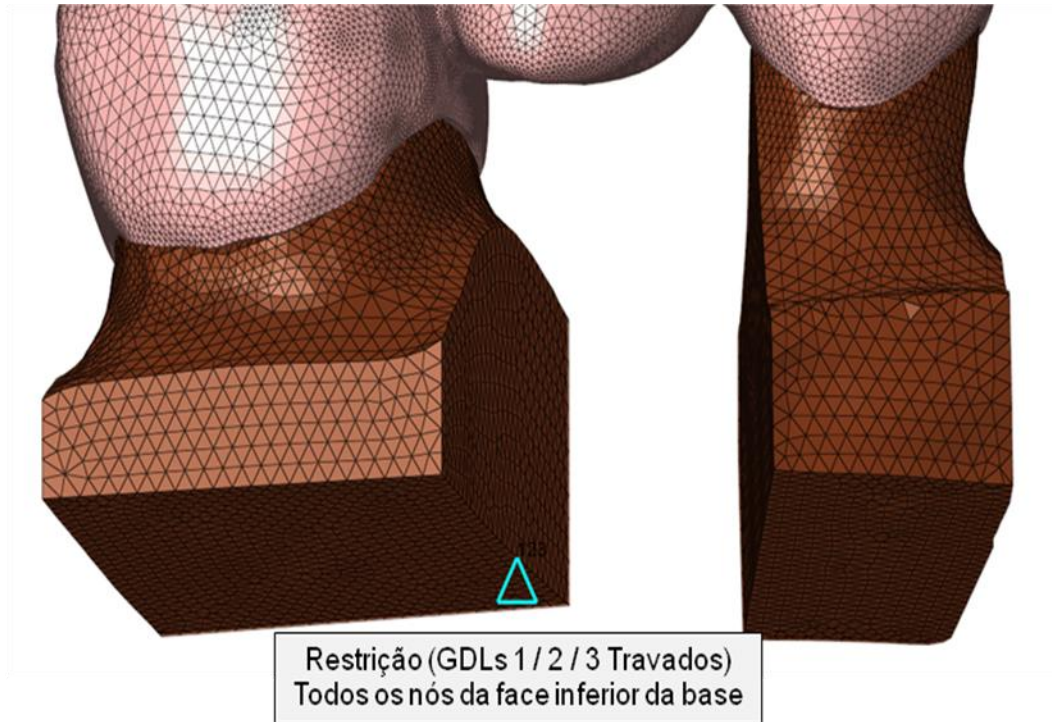


Figura 21- Condições de contorno para restrição da base. Fonte: Autora

A Tabela 5 resume as informações referentes aos tipos de elementos usados nas partes que compõem o modelo da ponte assim como as quantidades correspondentes aos nós e elementos.

Tabela 5- dados do modelo para simulação. Fonte: Autora

	Nós	Elementos	Tipo
Ponte	639.064	432.312	C3D10
Base	18.199	83.285	C3D4
Total	657.263	515.597	-

## 6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 6.2 Caracterizações das matérias primas

A seguir são apresentados os resultados obtidos neste trabalho para as diferentes cerâmicas odontológicas (3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD) nos estados antes e após tratamento térmico.

#### 6.2.1 Densidade relativa

As densidades relativas obtidas pelo método de Arquimedes estão resumidas na Figura 22. A densidade relativa da zircônia ( $ZrO_2Y_2O_3$ ) antes da sinterização é igual a  $83\pm 0,2\%$ . Após a sinterização, as densidades relativas obtidas para as zircônias estabilizadas com Ítria são iguais a  $99,3\% \pm 0,2$  e  $99,8\% \pm 0,1$  para as zircônias 3Y-TZP e 5Y-PSZ, respectivamente. Já para o metassilicato de lítio ( $Li_2SiO_3$ ) antes do tratamento térmico, obteve-se a densidade relativa de  $95,7\% \pm 0,1$ . Este, por sua vez, após o tratamento térmico passa para dissilicato de lítio ( $Li_2Si_2O_5$ ), cuja densidade relativa obtida foi de  $99,5\% \pm 0,1$ .

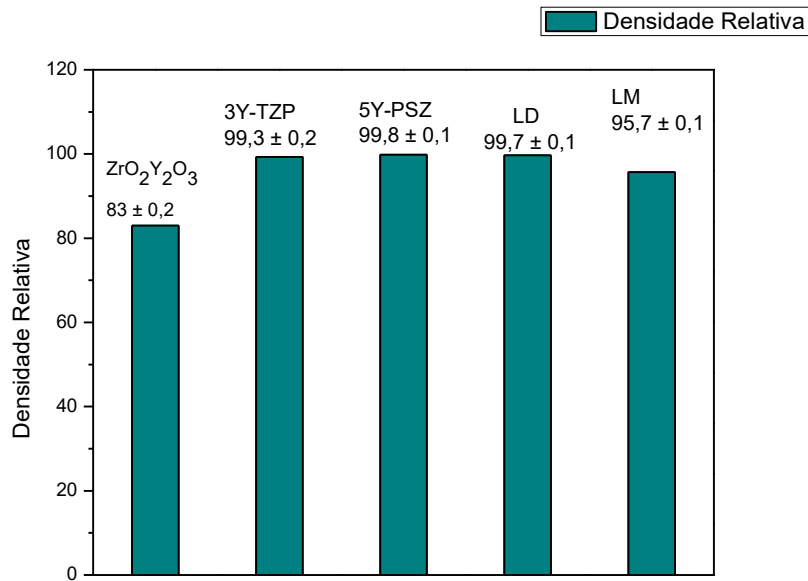


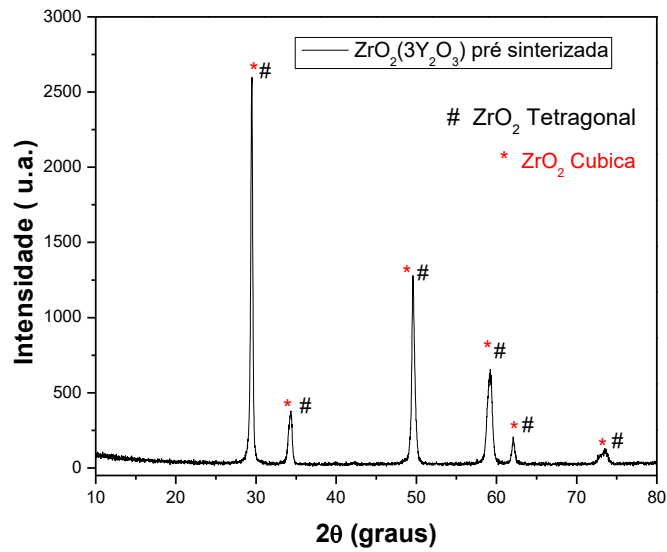
Figura 22 - Resultados de densidade relativa das cerâmicas dentárias estudadas, antes e após os respectivos tratamentos térmicos. Fonte: Autora.

Com base nos resultados da densidade relativa, observa-se um elevado grau de densificação para os materiais estudados. Cabe observar que a densidade relativa do dissilicato de lítio possui um valor levemente superior ao do metassilicato de lítio, indicando a efetividade do processo de cristalização da fase durante o tratamento térmico. Em relação às zircônias 3Y-TZP e 5Y-PSZ, observa-se que o compacto pré-sinterizado (80%DR) alcança uma completa densificação após sinterização, indicando que os mecanismos de sinterização foram eficientes para eliminação de porosidade nas condições de sinterização propostas (1500°C-2h).

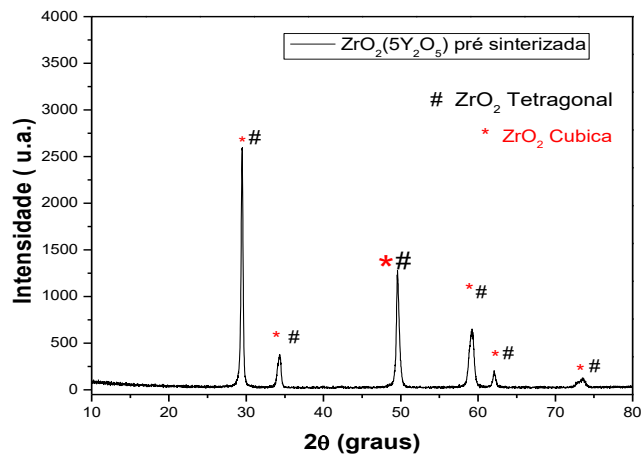
### 6.2.2 Difração de Raios-X

As Figuras 23 e 24 mostram os difratogramas para os materiais no estado inicial, ou seja, antes do tratamento térmico. Na Figura 23 temos a zircônia com 3% em mol de ítria e zircônia com 5% em mol de ítria ambas pré-sinterizadas com a identificação dos picos de fase tetragonal e de fase cúbica.





(a)



(b)

Figura 23 - Difratomogramas de raios-X das zircônias no estado antes do tratamento térmico: a) zircônia estabilizada com 3% de ítria, b) zircônia estabilizada com 5% de ítria. Fonte: Autora.

A Figura 24 mostra a presença de picos indexados da fase metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Também pode ser observado um ruído de baixo ângulo, que indica a presença de material amorfo (vidro). Análises preliminares, utilizando o método de Krimm e Tobolsky (1951), indicam que o material apresenta 32,5% de fase vítrea.

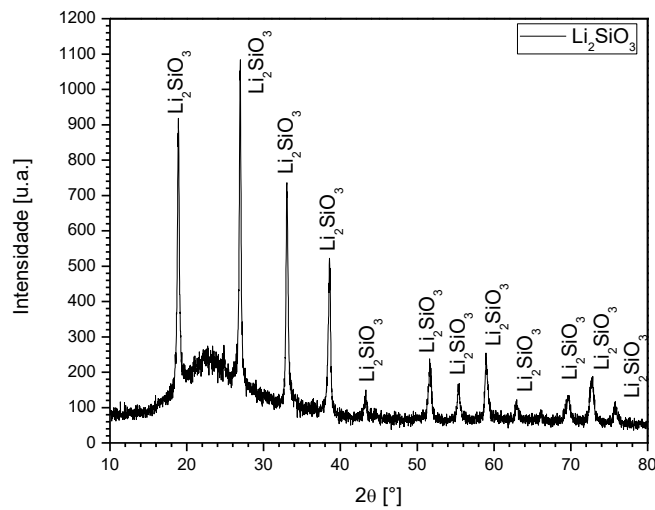
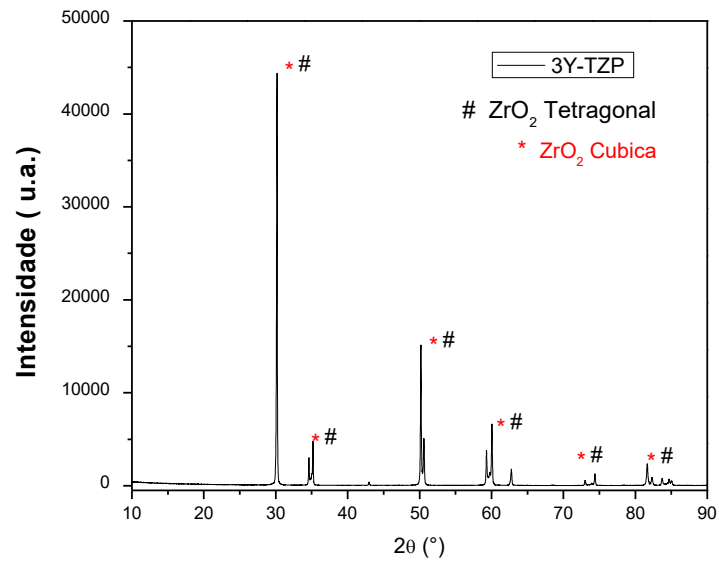


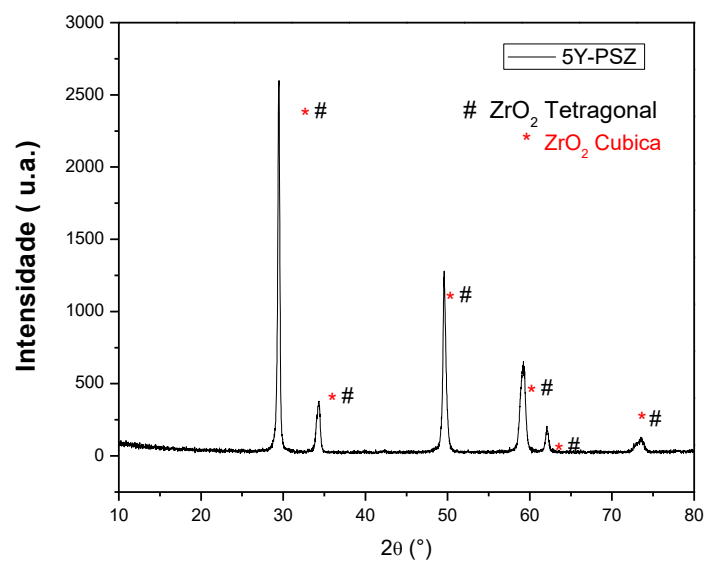
Figura 24 - Difratoograma de raios-X representativo do metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Fonte: Autora.

As Figuras 25 e 26 e Tabela 6 apresentam difratogramas de raios-X e resultados do refinamento de Rietveld, dos três grupos de cerâmicas dentárias estudadas, respectivamente. A zircônia 3Y-TZP apresenta apenas picos de  $\text{ZrO}_2$  com estrutura tetragonal e cúbica pela transformação de fase que ocorre devido a adição de 3% de ítria. O mesmo ocorre com a zircônia 5Y-TZP, com picos mais intensos devido maior concentração de fase cúbica pela presença de 5% em mol de ítria. Estes difratogramas são muito semelhantes quando se compara o pré-sinterizado e o sinterizado, mostrados nas Figuras 23 e 24, respectivamente. Porém, após a sinterização como esperado os picos são mais intensos.

Por outro lado, tem-se o dissilicato de lítio no qual apenas a fase  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  foi constatada. A literatura consagra que o dissilicato de lítio é formado a partir das seguintes reações:  $\text{Li}_2\text{SiO}_3 + \text{SiO}_2$  (vidro) =  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ;  $\text{LiO} + 2 \text{SiO}_2 = \text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ , assim é observado que todo metassilicato de lítio foi convertido em  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  e além disso o difratograma indica uma redução na fase vítrea de 32,5% de fase vítrea no metassilicato de lítio para 28% de fase vítrea no dissilicato de lítio após tratamento térmico devido a cristalização das fases. A Tabela 6 apresenta um resumo das quantificações e resultados do refinamento de Rietveld das amostras tratadas termicamente.



(a)



(b)

Figura 25- Difratoogramas de raios-X das amostras de zircônia tratadas termicamente: a) 3Y-TZP, b) 5Y-PSZ. Fonte: Autora.

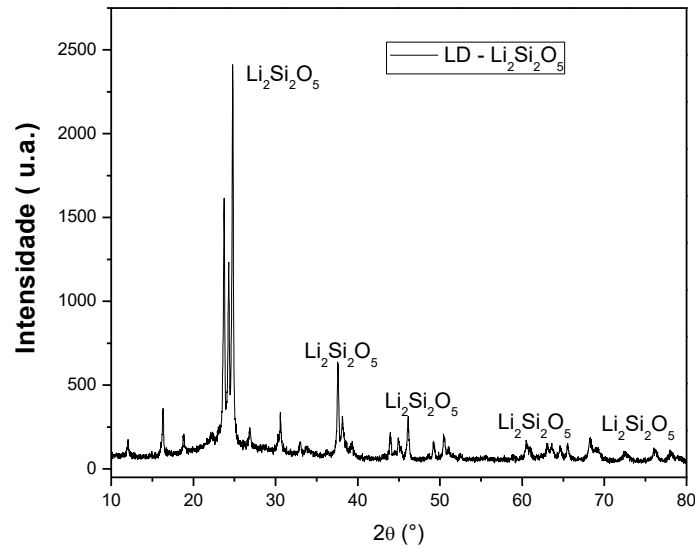


Figura 26- Difratoograma de raios-X do dissilicato de lítio. Fonte: Autora.

Tabela 6 - Refinamento de Rietveld das estruturas cristalinas após tratamento térmico das diferentes cerâmicas odontológicas estudadas. Fonte: Autora.

Parâmetros de rede	3Y-TZP	5Y-PSZ	LD
<b>ZrO<sub>2</sub>-Tetragonal (ZrO<sub>2</sub>-T)</b> <b>Grupo amostral P4<sub>2</sub>/nmc</b>	a = 3,605(5) Å c = 5,178(2) Å V = 67,31 Å <sup>3</sup>	a = 3.610(8) Å c = 5.162(8) Å V = 67.3104 Å <sup>3</sup>	-
<b>Tetragonal (c/a√2)</b>	1.015(5)	1.011(0)	-
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> na ZrO<sub>2</sub>-T fase (%mol)</b>	2.58	4.57	-
<b>ZrO<sub>2</sub>-Cubica (ZrO<sub>2</sub>-C)</b> <b>Grupo amostral Fm-3m</b>	a = 5,134(8) Å V = 135,39 Å <sup>3</sup>	a = 5,134(1) Å V = 135,33 Å <sup>3</sup>	-
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> na ZrO<sub>2</sub>-C fase (%mol)</b>	5.58	5.33	-
<b>Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-ortorrômbica (LD)</b> <b>Espaço amostral Ccc 2</b>	-	-	a = 5,829(0) Å b = 14,609(7) Å c = 4,775(8) Å V = 406,712 Å <sup>3</sup>
<b>Li<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>-Ortorrômbica (LD)</b> <b>Espaço amostral Pmn 21</b>	-	-	a = 6,113(1) Å b = 5,271(3) Å c = 4,935(5) Å V = 159,045 Å <sup>3</sup>
<b>Composição de fase</b>	86,2 % ZrO <sub>2</sub> -T 13,8 % ZrO <sub>2</sub> -C	42,3 % ZrO <sub>2</sub> -T 57,7 % ZrO <sub>2</sub> -C	27,96% vidro 72,04% fases cristalinas: (91,1 % Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> 8,9 % Li <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )

Na Tabela 6 observa-se que as amostras 3Y-TZP apresentam 86,2% de fase tetragonal,  $t\text{-ZrO}_2$  e 13,8% de fase cúbica  $c\text{-ZrO}_2$ . O aumento do teor de ítria na composição química leva ao aumento considerável da concentração de fase cúbica, como pode ser observado nas amostras 5Y-PSZ, que apresentam 57,7% de  $c\text{-ZrO}_2$  e 42,3 % de  $t\text{-ZrO}_2$  gerando um aumento de translucidez e uma redução de tenacidade à fratura em relação à 3Y-TZP. As amostras LD apresentam 28% de fase vítrea. O percentual complementar, 72% , é composto de 91,1% de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  e 8,9% de  $\text{Li}_3\text{PO}_4$  residual.

### 6.2.3 Caracterização Térmica

Os resultados de dilatometria estão representados nas Figuras 27 a 29 para as cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD, respectivamente.

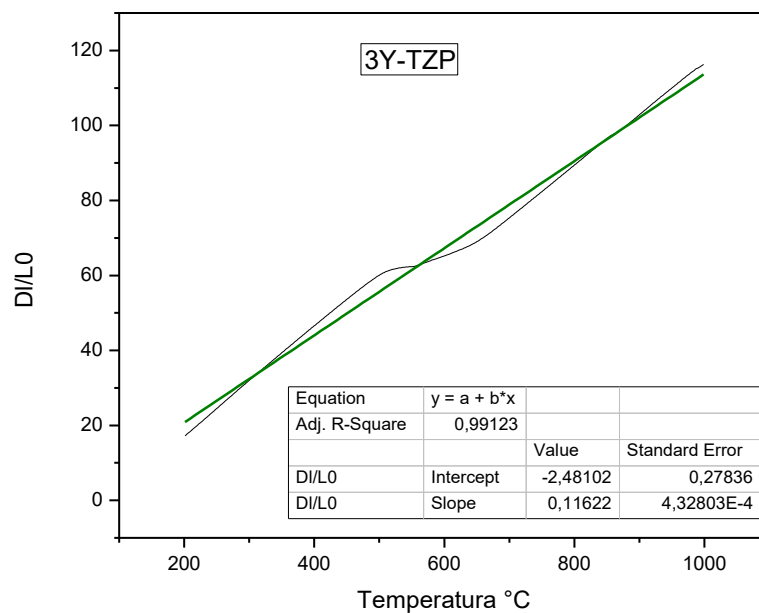


Figura 27 - Variação dimensional do 3Y-TZP em função da temperatura. Fonte: Autora.

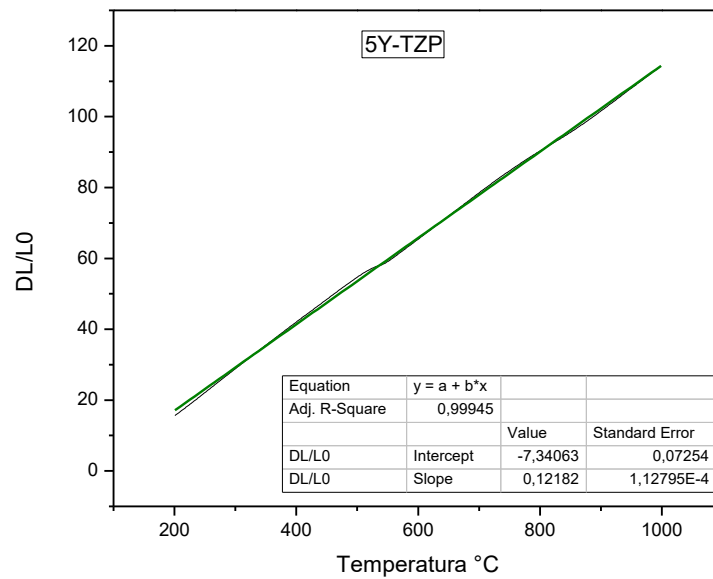


Figura 28 - Variação dimensional do 5Y-PSZ em função da temperatura. Fonte: Autora.

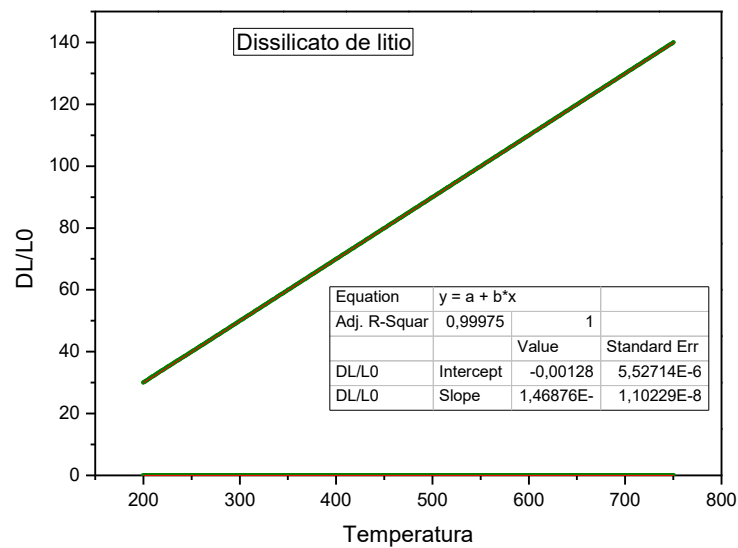


Figura 29 - Variação dimensional do LD em função da temperatura. Fonte: Autora.

As análises dilatométricas realizadas fornecem coeficientes de expansão térmica (CET) iguais a  $10,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ,  $10,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  e  $12,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  para 3Y-TZP, 5YPSZ e LD, respectivamente, na faixa de temperatura de  $200^{\circ}$  a  $800^{\circ}\text{C}$ . Parâmetros térmicos tais como coeficiente de expansão térmica, são importantes para as simulações numéricas envolvendo fenômenos relacionados com a temperatura. No caso de compósitos cerâmicos, esses parâmetros podem ser utilizados para determinação de parâmetros de tensão residual como,

por exemplo, em casos de próteses cerâmicas recobertas por porcelana.

#### 6.2.4 Análise microestrutural

A Figura 30 apresenta as micrografias obtidas por MEV das amostras 3Y-TZP, após sinterização a 1500°C- 2 h. Nestas é possível observar que a morfologia dos grãos possui formato semiesférico com tamanho micrométrico. Não foi possível verificar a presença de poros o que indica um alto grau de densificação obtido durante a sinterização do material. Existem duas classes distintas de tamanhos de grãos nas amostras 3Y-TZP. Um grupo de grãos com tamanho inferior a 0,4µm e outro da ordem de 1,0 µm. tratam-se de duas fases presentes na difração de raios-X, contendo estruturas tetragonal e cúbica ( grãos maiores). (Alves *et al.* 2019).

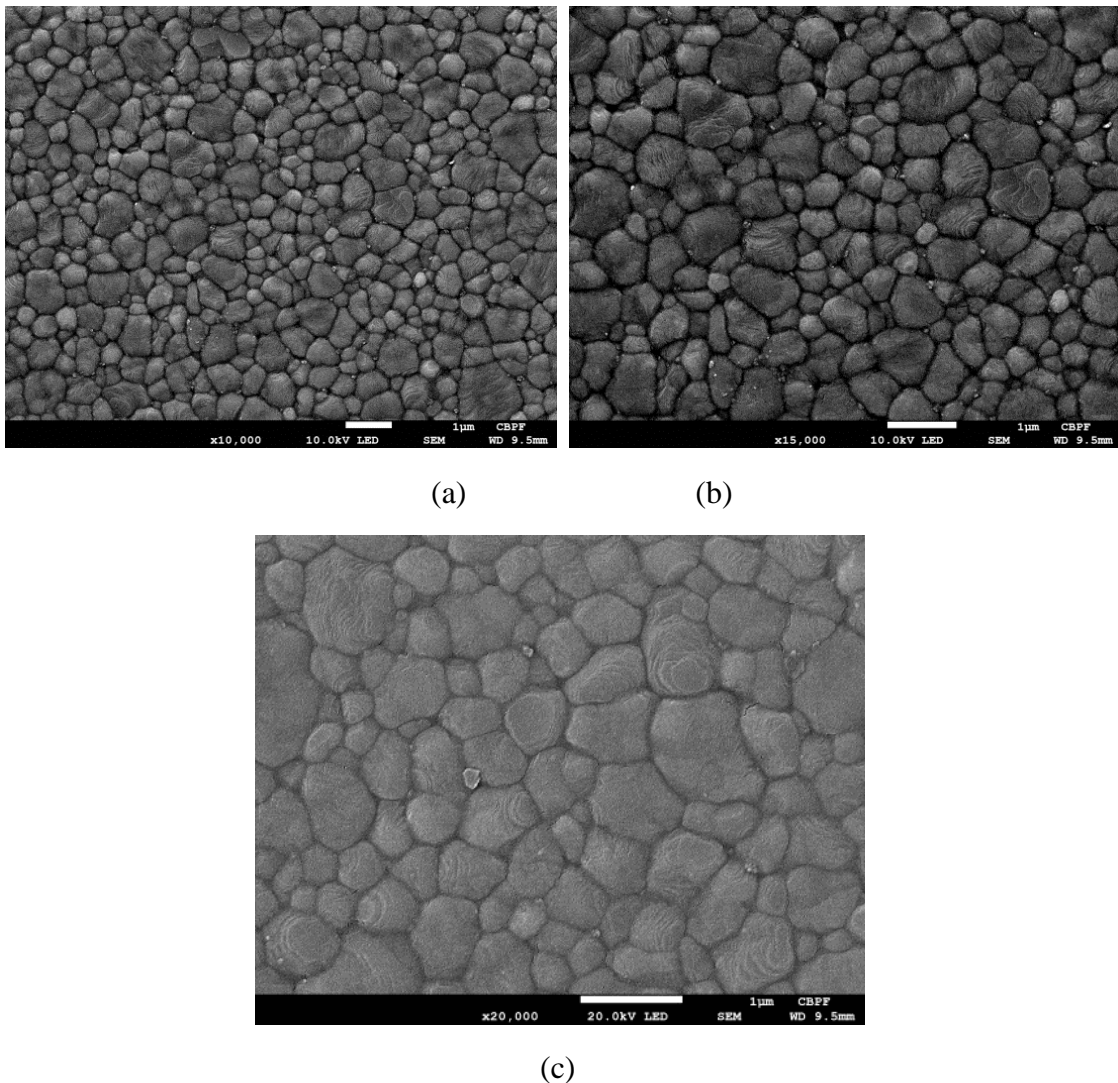


Figura 30- Micrografias obtidas por MEV das amostras de 3Y-TZP sinterizadas a 1500°C-2h. (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx, (c) aplicação de 20 Kx. Fonte: Autora.

A Figura 31 mostra MEV da 5Y-PSZ com ampliação de 10Kx, 15Kx e 20Kx, indicam que o material é composto de fase cúbica e fase tetragonal. Apesar de alta densidade relativa, a microestrutura é composta por grãos de diferentes tamanhos, com tamanho médio de  $1,25 \pm 0,45 \mu\text{m}$ , onde os grãos de maior tamanho usualmente correspondem a fase cúbica (Alves *et al.* 2019).

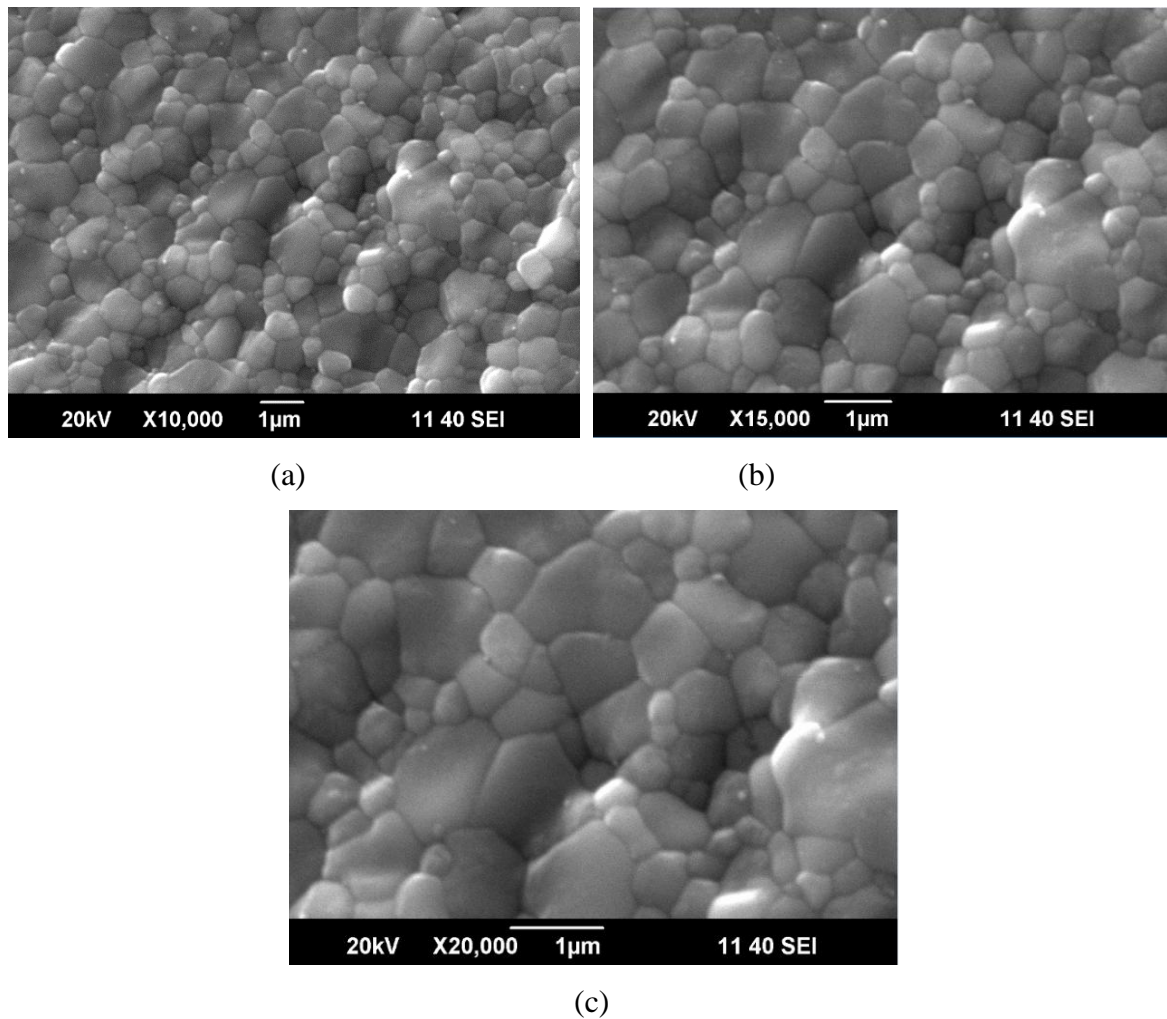


Figura 31- Micrografias obtidas por MEV das amostras de 5Y-PSZ sinterizadas a  $1500^{\circ}\text{C}$ -2h: (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx, (c) ampliação de 20 Kx. Fonte: Autora.

A Figura 32 apresenta as micrografias representativas da amostra de dissilicato de lítio após tratamento térmico. Observa-se a presença de cristais de dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) com característica aciculares, compostos de grãos alongados de alta razão de aspecto com uma, representando a fase vítrea, retirada durante o ataque ácido necessário para revelação microestrutural. Essa morfologia obtida após tratamento térmico é relatada em diferentes trabalhos anteriores que utilizaram mesma matéria prima utilizada na presente tese (Simba, 2019, Klippel 2021).



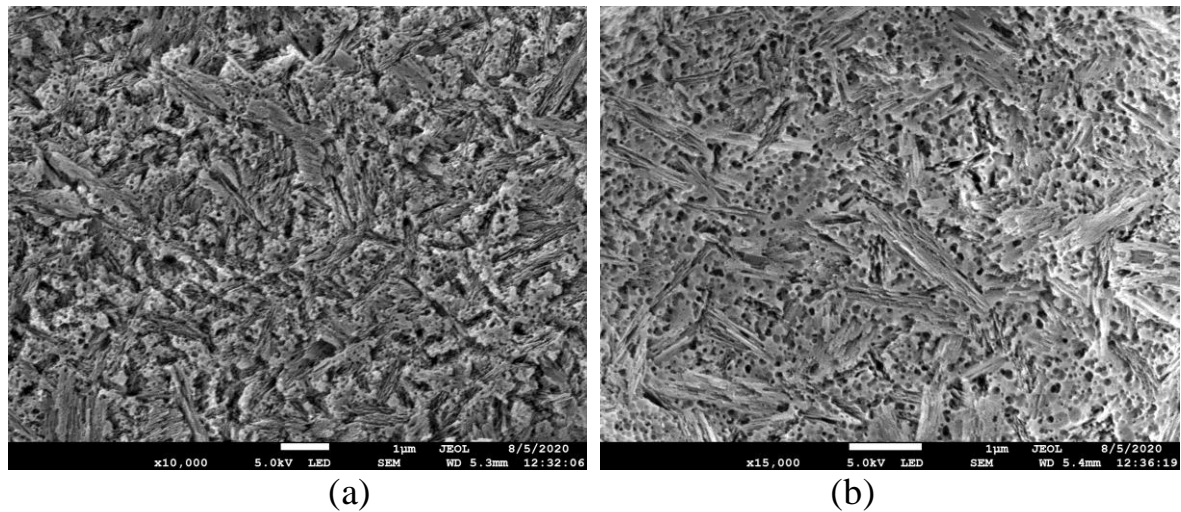


Figura 32- Micrografias obtidas por MEV da amostra de dissilicato de lítio tratadas termicamente a 840°C-7min: (a) com ampliação de 10Kx, (b) ampliação de 15Kx. Fonte: Autora.

### 6.3 Caracterização mecânica

A Figura 33 apresenta um gráfico comparativo com os valores de dureza encontrados para as amostras das cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD, antes e após os tratamentos térmicos. Esses valores correspondem a materiais proposadamente contendo alta porosidade para facilitar a usinagem CAD/CAM. Nas amostras de zircônia pré-sinterizada, o valor de dureza foi de  $160 \pm 16$  HV. Por outro lado, após sinterização/densificação, os valores de dureza Vickers obtidos foram de  $1305 \pm 12$  HV e  $1312 \pm 38$  HV, respectivamente. Esses resultados estão coerentes com dados da literatura obtidos em materiais compatíveis processados em temperaturas similares. (Alves *et al.* 2019). Para as amostras de metassilicato de lítio (LM) e dissilicato de lítio (LD), os valores médios de dureza Vickers obtidos foram de  $624 \pm 22$  HV e  $576 \pm 17$  HV, respectivamente, próximos aos valores informados pelo fabricante que foi de  $587 \pm 25$  HV e obtidos em trabalhos anteriores (Simba *et al.* 2019, Simba 2020).

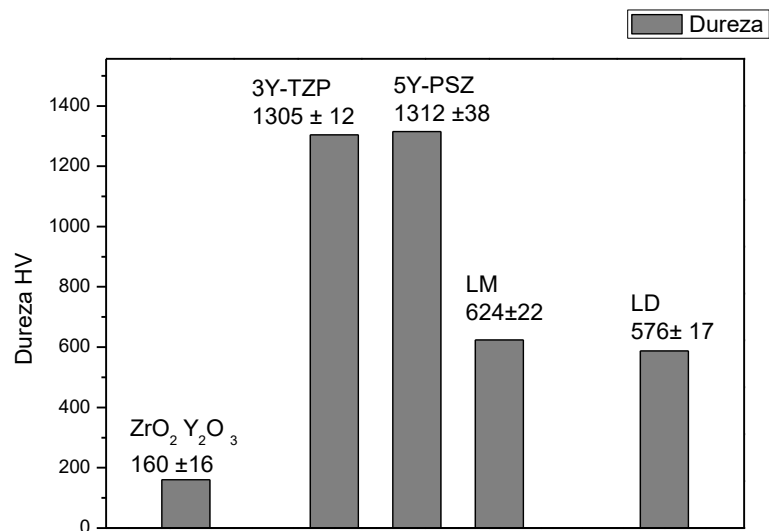


Figura 33- Resultados de dureza Vickers das diferentes cerâmicas dentárias, após respectivos tratamentos térmicos. Fonte: Autora.

A partir da Figura 33 podemos constatar que devido a diferente natureza dos materiais, a zircônia sendo um material cerâmico cristalino, e o dissilicato de lítio e metassilicato de lítio sendo materiais vitrocerâmicos, apresentam valores de dureza Vickers sensivelmente diferentes demonstrando comportamento mecânicos distintos.

### 6.3.1 Tenacidade a Fratura

A Figura 34 apresenta um gráfico comparativo com os valores de tenacidade a fratura encontrados após os tratamentos térmicos para as amostras de 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD. Com o cálculo baseado nas trincas encontradas após os ensaios de dureza, a tenacidade a fratura encontrada da 3Y-TZP  $6,75 \pm 0,15 \text{ MPa.m}^{1/2}$ , 5Y-PSZ  $3,67 \pm 0,22 \text{ MPa.m}^{1/2}$  metassilicato de lítio foi de  $1,28 \pm 0,16 \text{ MPa.m}^{1/2}$  do LD foi de  $1,72 \pm 0,24 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . O comportamento mecânico de tenacidade à fratura da 3Y-TZP pode ser aumentado com as transformações dos grãos da fase tetragonal em fase monoclinica (t → m) quando submetida aplicação de carga, a transformação em fase monoclinica gera um aumento no tamanho de grãos e logo um bloqueio para o crescimento de trincas. Quando se inicia uma trinca na superfície a concentração de tensão que ocorre gera uma transformação de fase do grão tetragonal em um grão monoclinico. Essa

transformação por tensão gera uma tensão compressiva ao redor dessa trinca em propagação, impedindo sua propagação, criando um fenômeno denominado zona de blindagem. Esse mecanismo é conhecido como tenacificação por transformação de fase. (Lughi *et al.* 2010). A transformação da fase tetragonal em monoclinica ( $t \rightarrow m$ ) Com o aumento na adição do ítria para a estabilização da zircônia na fase cúbica, há uma diminuição na tenacidade à fratura, que pode ser observado na 5Y-TZP essa mudança resulta em uma maior translucidez do material sendo interessante para aplicações odontológicas mais estéticas. (Lughi *et al.* 2010).

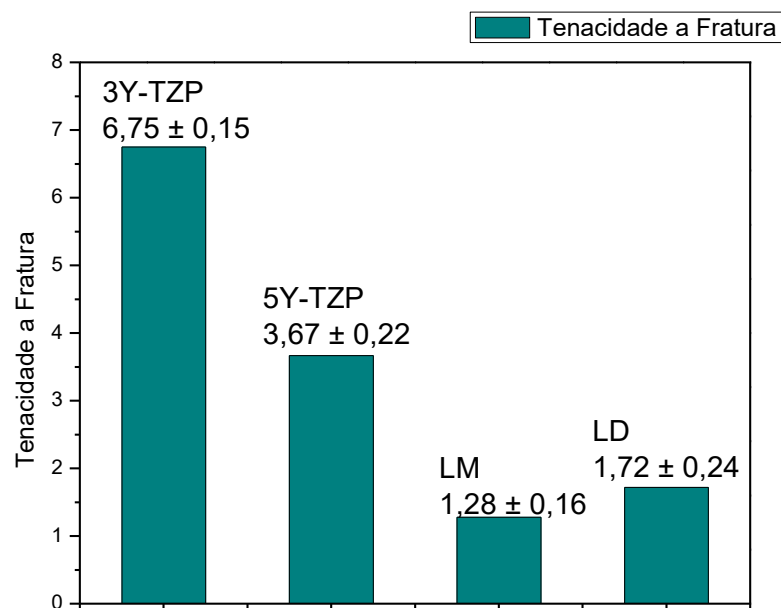


Figura 34- Tenacidade a fratura dos materiais estudados neste trabalho. Fonte: Autora.

A partir do resultado de tenacidade à fratura do LD e analisando a micrografia da Figura 32, conclui-se que a forma complexa da distribuição dos cristais de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  contribuiu significativamente para elevar a resistência à flexão e a tenacidade à fratura. Outros fatores, como o tamanho de cristal, a forma e a configuração espacial tridimensional com outros cristais, podem bloquear ou permitir a fratura (Guazzato *et al.* 2004).

### 6.3.2 Propriedades elásticas

As propriedades elásticas das cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD estão listadas na Tabela 7. Os valores encontrados de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson estão dentro dos valores apresentados na literatura por Lughì *et al.* (2010) para as zircônias estabilizadas (3Y-TZP e 5Y-PSZ) e Belli *et al.*, (2018) para o LD.

Tabela 7- Propriedades elásticas. Fonte: Autora.

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de elasticidade (GPa)</b>	<b>Poisson</b>
<b>3Y-TZP</b>	195,3 ± 4,2	0,31 ± 0,05
<b>5Y-PSZ</b>	192,2 ± 4,8	0,31 ± 0,05
<b>LD</b>	100,3 ± 6,2	0,21 ± 0,04

### 6.3.3 Resistência a flexão e probabilidade de falha

A Figura 35 apresenta um gráfico comparativo os valores de resistência a flexão e probabilidade de falha encontrados para as cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD. Os valores médios de resistência a flexão foram  $1192 \pm 99$  MPa,  $434 \pm 67$  MPa e  $417 \pm 44$  MPa para os grupos de amostras de 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD, respectivamente.

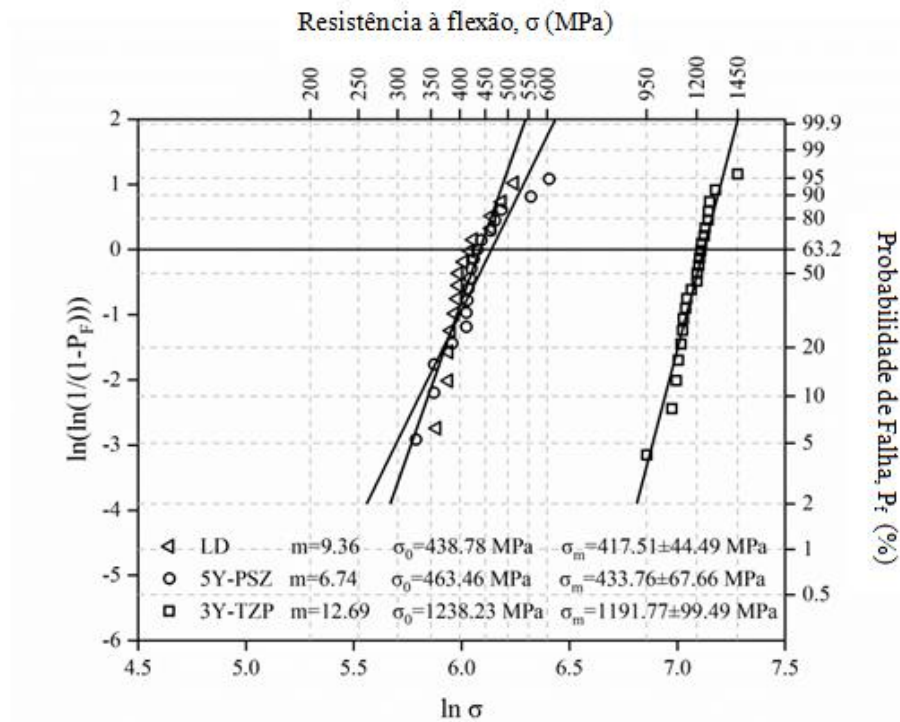


Figura 35- Distribuição de Weibull e probabilidade de falha em função da resistência à flexão das cerâmicas odontológicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD. Fonte: Autora

É possível observar que as amostras do grupo 3Y-TZP apresentam maior módulo de Weibull,  $m = 12,7$ , enquanto as amostras 5Y-PSZ e LD apresentam módulos de Weibull  $m = 6,7$  e  $9,4$ , respectivamente, indicando um maior espalhamento dos resultados. Primeiramente, a probabilidade de falha da cerâmica 3Y-TZP é inferior a 70% para tensões de 1.192 MPa, ou seja, para valores de resistência inferiores a este a probabilidade de falha determinada pela estatística de Weibull é aceitável, como mostra a Figura 35. Por outro lado, para as amostras de 5Y-PSZ a probabilidade de falha é inferior a 65% para tensões de flexão de 434 MPa. Do mesmo modo, a estatística de Weibull aplicada ao 5Y-PSZ é aceitável para valores de resistência inferiores a 434 MPa. Por fim, o LD apresentou probabilidade de falha inferior a 65% para tensões de 417 MPa e, portanto, para valores de resistência inferiores a este a probabilidade de falha aferida pela estatística de Weibull é aceitável.

## 6.2 Previsões numéricas do modelo de flexão biaxial

Os resultados numéricos obtidos com o modelo de elementos finitos 3D proposto para o ensaio de resistência à flexão biaxial dos materiais são discutidos nesta seção. Lembrando que três modelos de elementos finitos foram definidos para descrever a espessura inicial do disco testado experimentalmente. Os valores de tensão previstos (MPa) na parte inferior do disco ao longo das direções radial (S11) e circunferencial (S22) são apresentados nas Figuras 36 à 39 como gráficos obtidos a partir do modelo de elementos finitos 3D com um terço da geometria, que é exibido nas Figuras 40 à 42 como um disco completo na geometria criada a partir de um padrão circular usando o sistema de coordenadas cilíndricas.

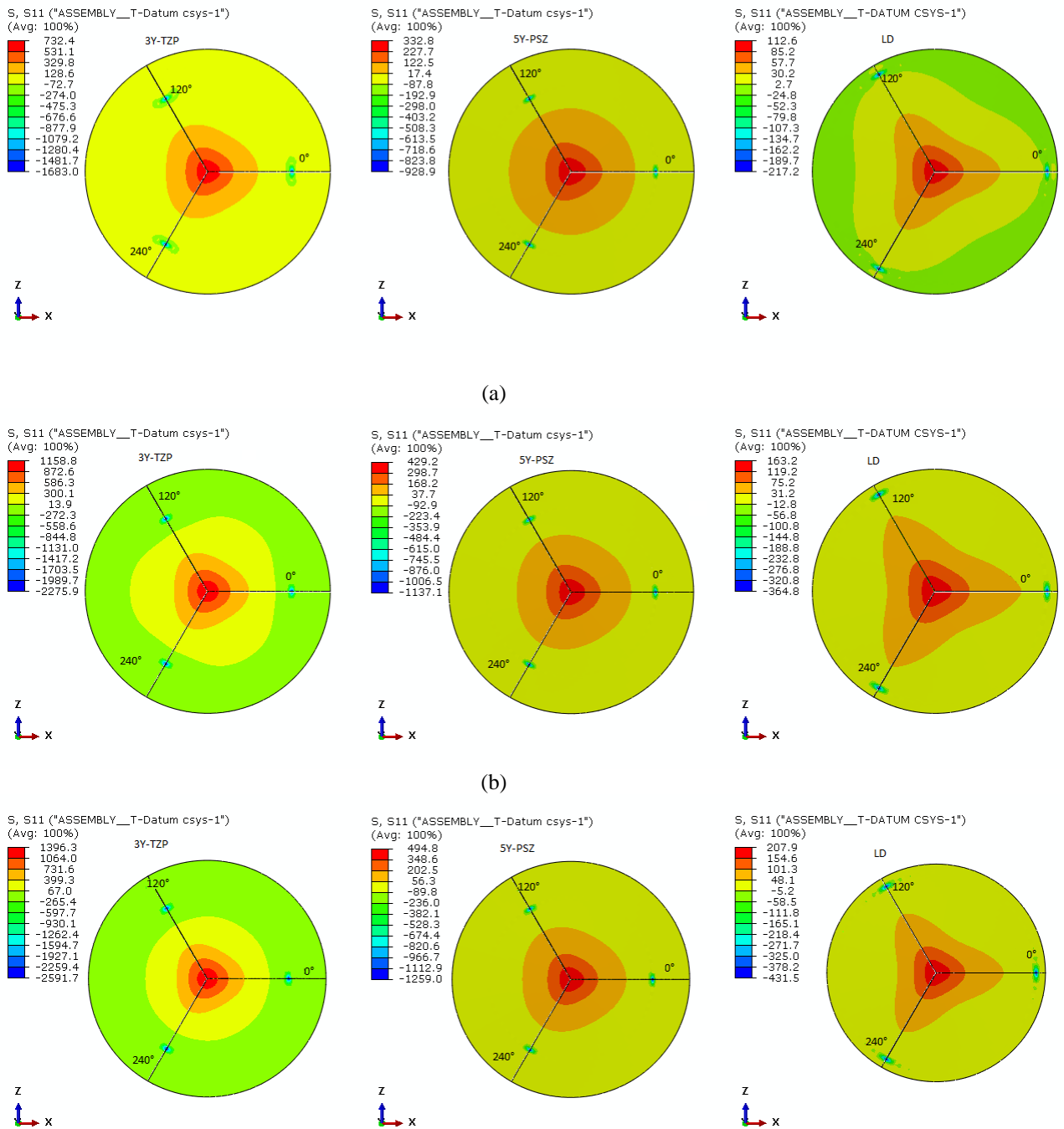


Figura 36. Distribuição da tensão radial (S11) na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B\_Min , ( b) P-3B\_Med e (c) P-3B\_Max . Fonte: Autora

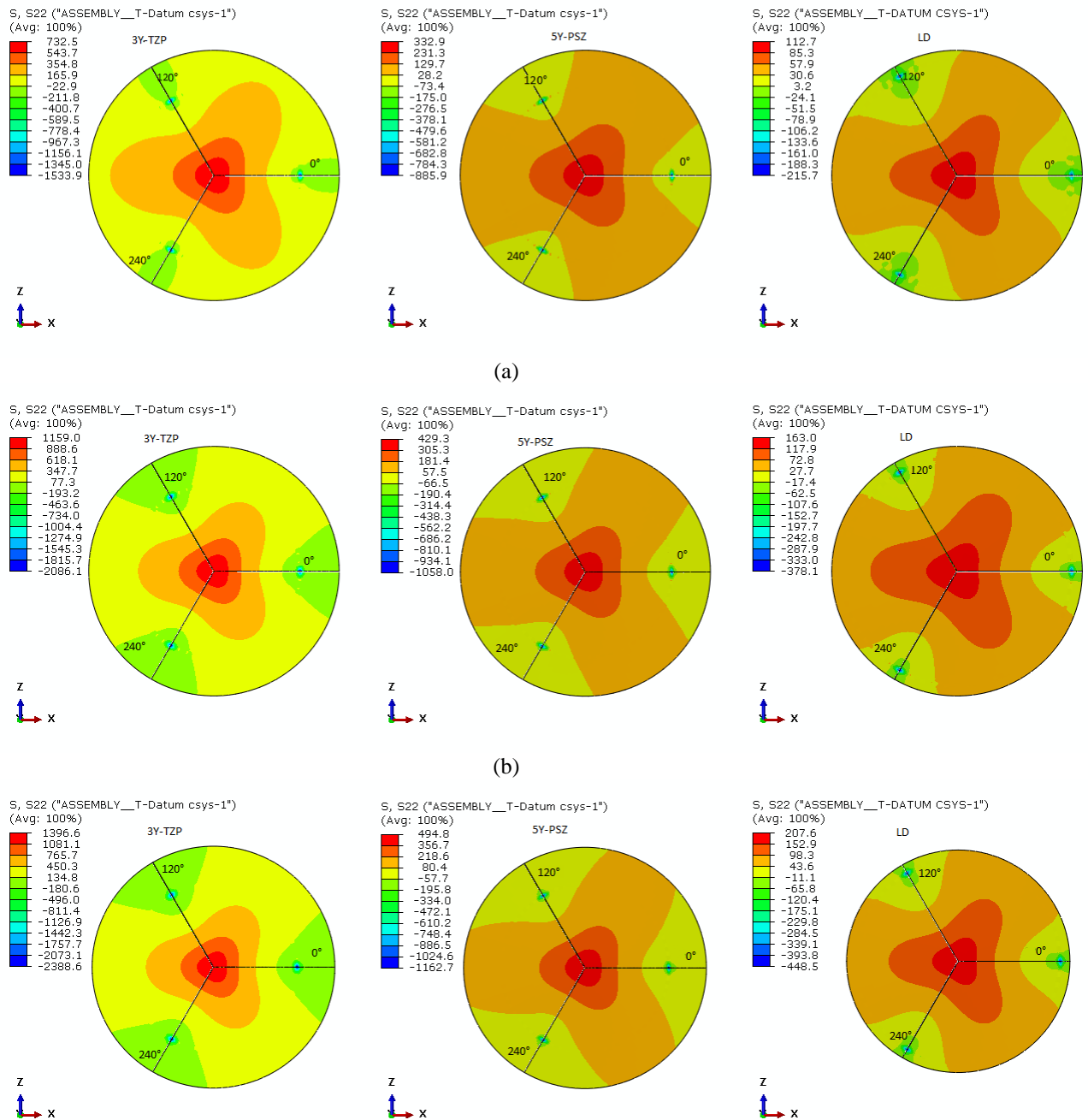


Figura 37- Distribuição da tensão circunferencial (S22) na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B\_Min , (b) P-3B\_Med e (c) P-3B\_Max . Fonte: Autora



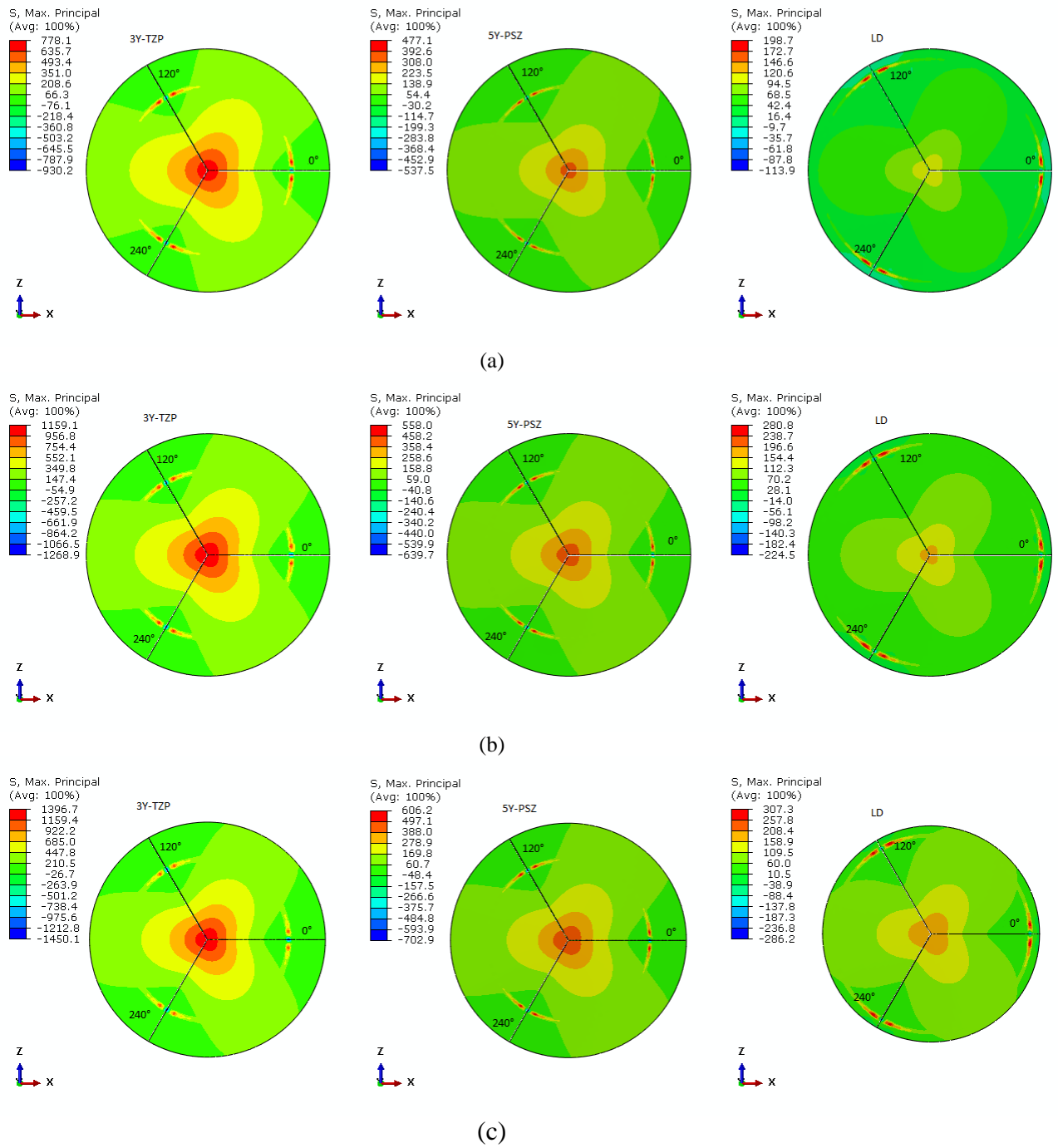


Figura 38 - Distribuição da tensão máxima na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B\_Min , (b) P-3B\_Med e (c) P-3B\_Max . Fonte: Autora

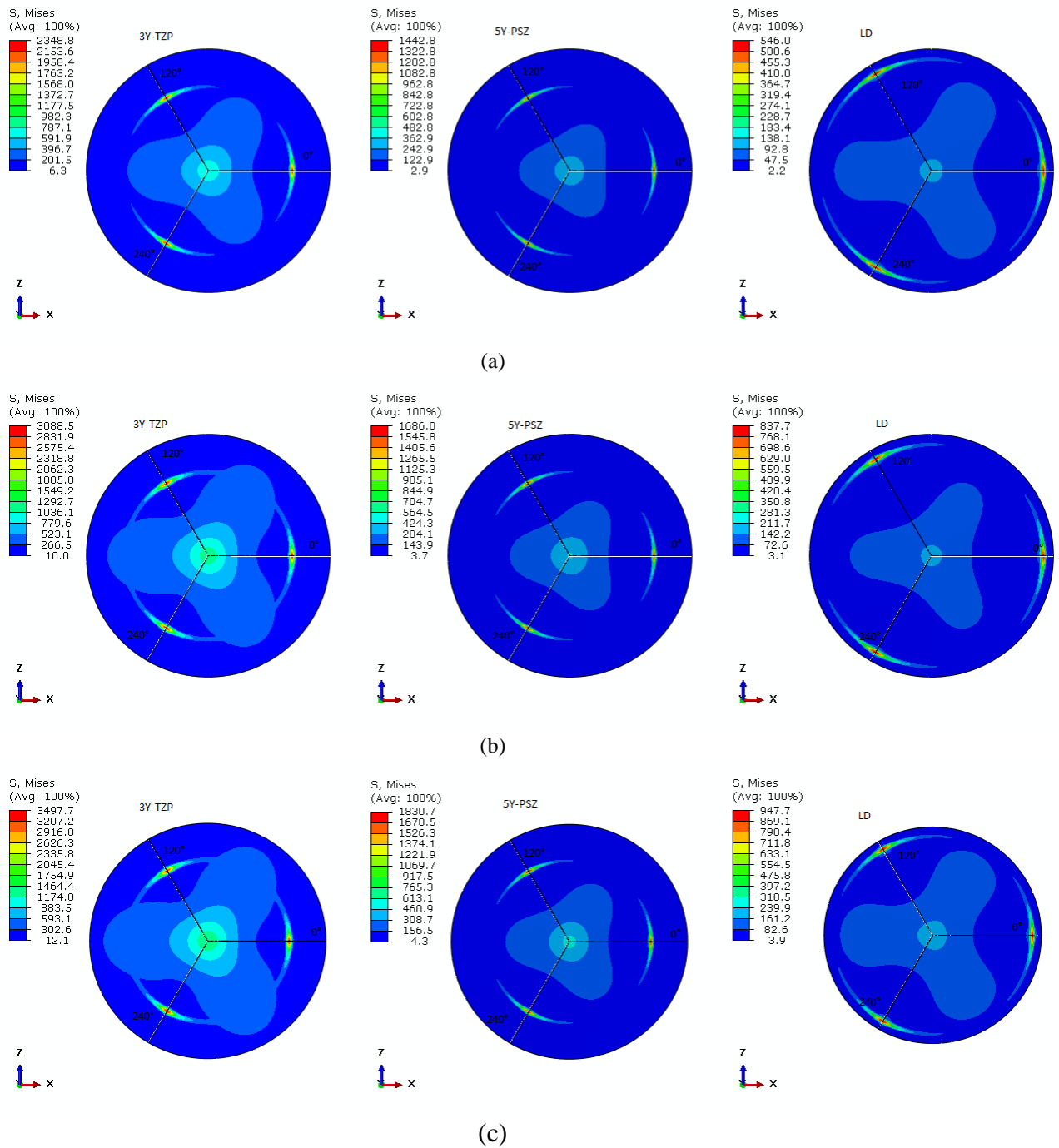


Figura 39- Distribuição da tensão de von Mises na superfície inferior do disco previstos pela modelagem por elementos finitos do ensaio de resistência à flexão biaxial do 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD: (a) P-3B\_Min , (b) P-3B\_Med e (c) P-3B\_Max . Fonte: Autora

Os resultados apresentados nas Figura 36 à 39 indicam que, observando as tensões radiais ( $S_{11}$ ) e circunferências ( $S_{22}$ ), os valores de tensão máxima das amostras 3Y-TZP e 5Y-PSZ são próximos aos resultados experimentais, para o LD os valores tem uma variação maior, esses valores estão apresentados na Tabela 8 para melhor análise. O comportamento

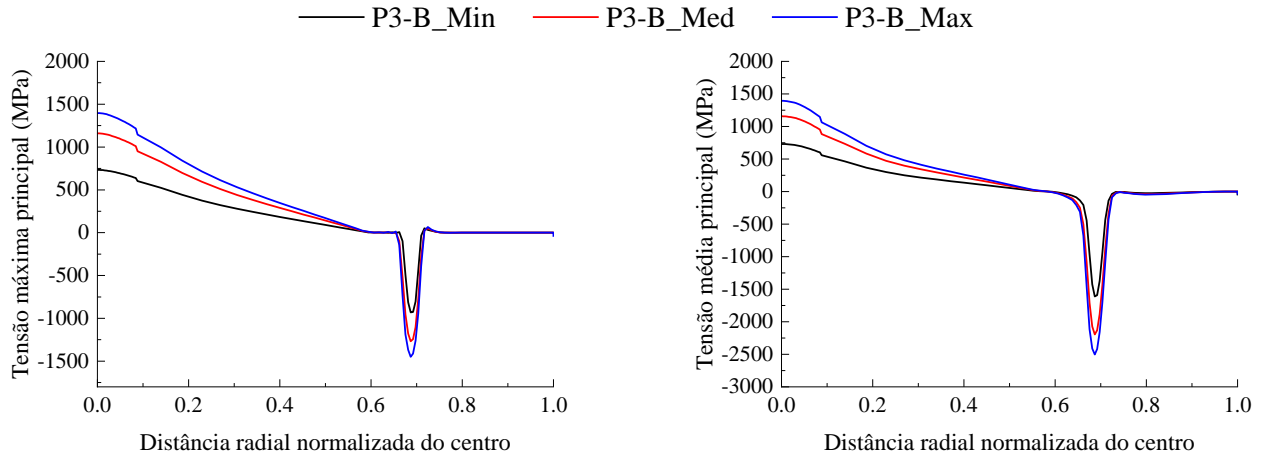
referente à tensão máxima principal, com as maiores tensões concentradas no centro do disco, onde a carga foi aplicada e a tensão compressiva no sentido oposto nas esferas de apoio, esse comportamento vem representado nos gráficos das Figuras 40,41 e 42 onde a distância está normalizada, considerando 0 o centro do disco e 1 a borda como representado na Figura 6. Pela imagem fica claro que no centro temos o ponto de maior tensão trativa chegando a valores acima dos 1000 MPa para 3Y-TZP por exemplo e o valor vai diminuindo à medida que se aproxima da borda chegando a 0. Estas tensões elevadas indicam a região passível da ocorrência de fratura frágil no material. Porém existe um pico de tensões compressivas elevadas na região de contato das esferas de apoio devido à tensão de força oposta que o mesmo gera. Na análise dos resultados da simulação, embora sejam elevados, estes valores de tensão compressiva não foram considerados, visto que as tensões críticas para o caso de fratura frágil do material avaliado seriam as tensões de tração, e os valores da região de contato representam também um concentrador de tensão gerado pelo modelamento no software de elementos finitos.

Tabela 8- Resultados das tensões simuladas e valores experimentais. Fonte: Autora

Material	Modelo	Tensão circunferencial (S <sub>22</sub> )	Tensão Radial (S <sub>11</sub> )	Média das tensões	Resistência à flexão P-3B	Diferença
		(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(%)
3Y-TZP	P-3B_Min	996,74	994,48	995,61	953,4	4,5
	P-3B_Med	1111,63	1107,58	1109,61	1191,70	6,7
	P-3B_Max	1323,96	1319,51	1321,74	1268,10	4,4
5Y-PSZ	P-3B_Min	322,7	322,5	322,60	326,5	1,2
	P-3B_Med	429	429,1	429,05	433,8	1,1
	P-3B_Max	479,1	478,3	478,70	485,83	1,5
LD	P-3B_Min	145,3	145,1	145,2	359,36	59,59
	P-3B_Med	163,1	162,9	163	403,58	59,61
	P-3B_Max	207,9	207,6	207,75	514,51	59,62

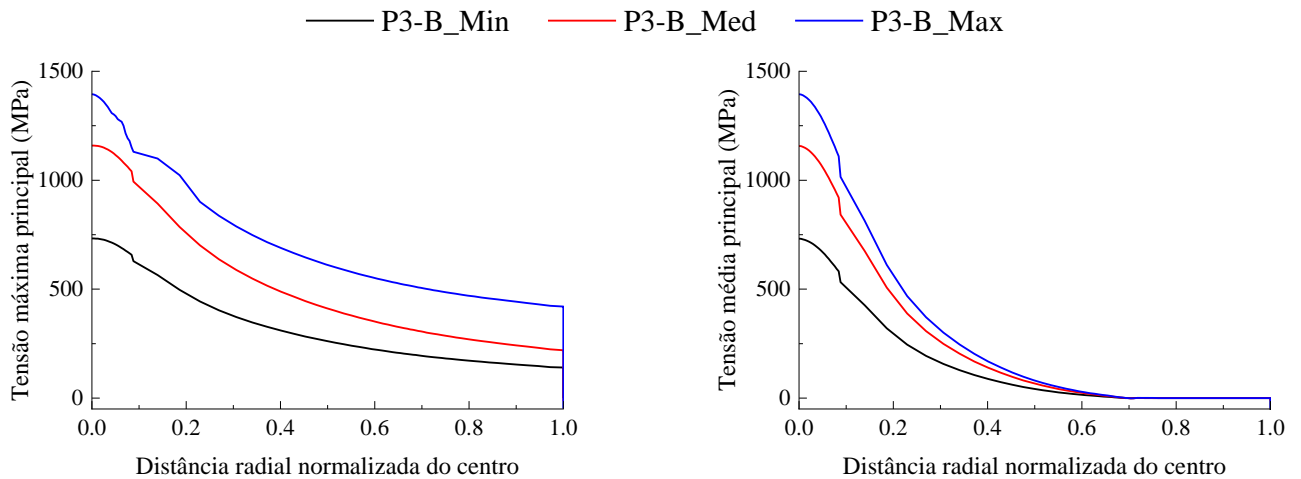
Os perfis de tensão radial (S<sub>11</sub>) e circunferencial (S<sub>22</sub>) ao longo das restas  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ) e  $O - O_3$  ( $\theta = 60^\circ$ ) definidos na parte inferior do disco, esquematicamente mostrados na Figura 6, são representados na Figura 39-41 como uma função da distância radial normalizada do centro ( $r/r_d$ ). A partir de 1/3 da simetria, os resultados ao longo do caminho  $O - O_2$  ( $\theta = 120^\circ$ ) são iguais aos valores obtidos para o caminho  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ) e, não serão discutidos. Os valores de tensão nas direções radial e circunferencial são muito próximos dentro de uma zona muito pequena, compreendida entre o centro do disco e  $r/r_d \sim$

0,1 ao longo dos eixos de 1/3 da simetria e próximo ao centro do disco para a orientação angular  $\theta = 60^\circ$  ( $O - O_3$ ). Nas regiões sem suporte do fundo do disco entre  $r/r_d \sim 0,1$  e  $r/r_d \sim 0,6$ , tanto as tensões radiais quanto as tensões circunferenciais podem ser vistas como os limites inferior e superior, respectivamente.



(a) caminho O-O<sub>1</sub> ( $\theta = 0$  graus)

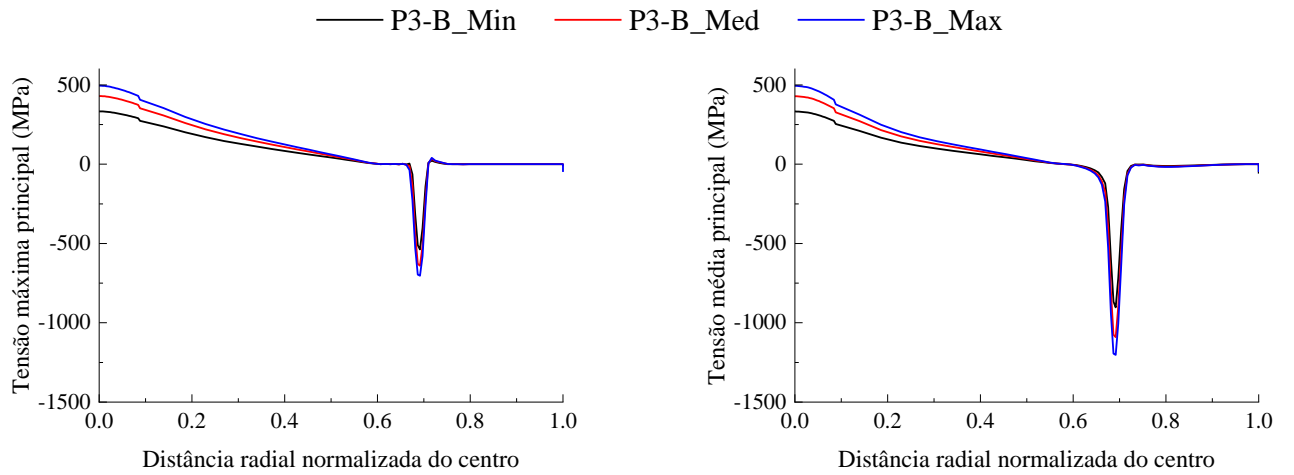
(a)



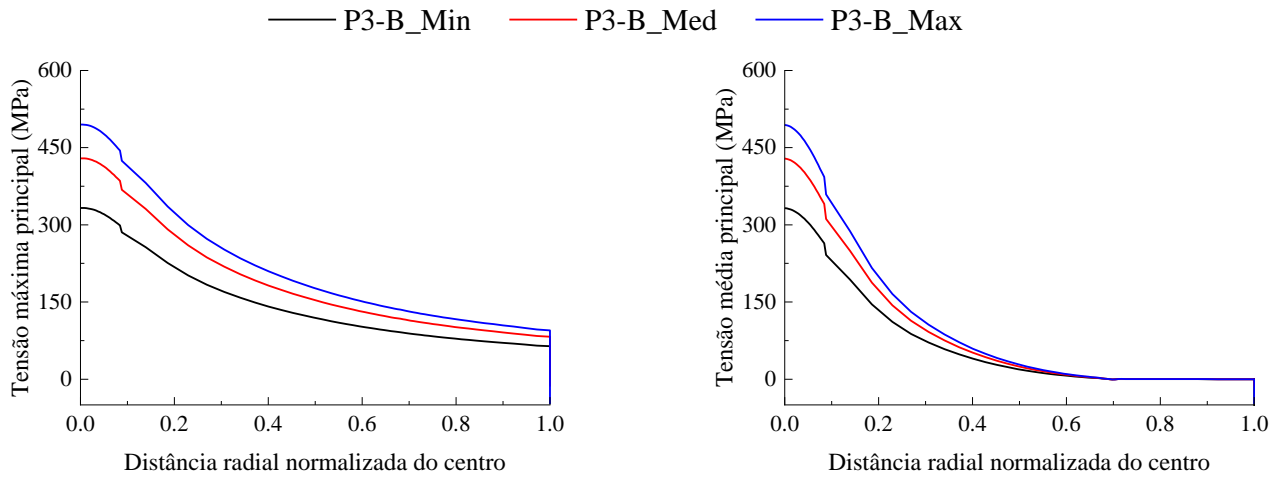
(b) caminho O-O<sub>3</sub> ( $\theta = 0$  graus)

(b)

Figura 40- Valores das componentes de tensão média e tensão máxima principal (a) 0-0<sub>1</sub> e (b) 0-0<sub>3</sub> para 3Y-TZP. Fonte: Autora

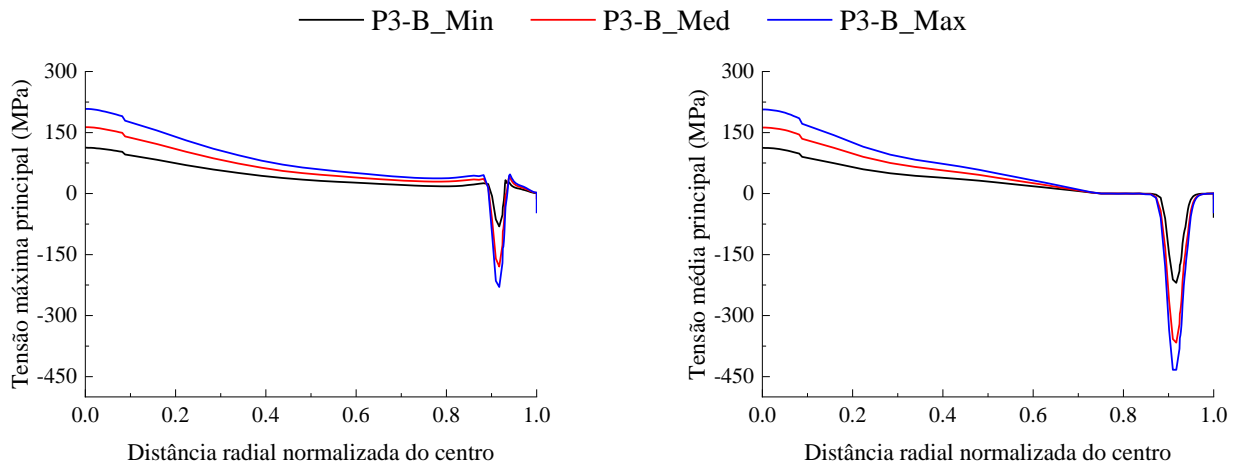


(a)

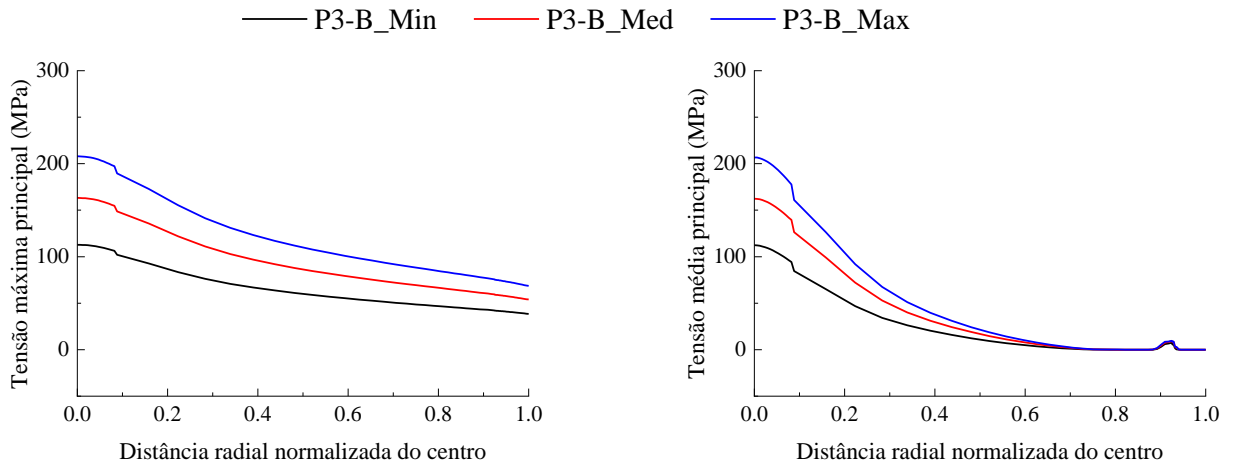


(b)

Figura 41- Valores das componentes de tensão média e tensão máxima principal (a) 0-0<sub>1</sub> e (b) 0-0<sub>3</sub> para 5Y-PSZ. Fonte: Autora

(a) caminho  $O-O_1$  ( $\theta = 0$  graus)

(a)

(b) caminho  $O-O_3$  ( $\theta = 0$  graus)

(b)

Figura 42- Valores das componentes de tensão média e tensão máxima principal (a)  $O-O_1$  e (b)  $O-O_3$  para LD.

Na região de contato entre a parte inferior do disco e as esferas do suporte, isto é, a uma distância radial normalizada  $r/r_d \sim 0,7$  ao longo  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ) nas Figuras 36,37, 38 e 39, tanto radial quanto componentes circunferenciais são tensões de compressão. Na região final do disco entre a área de contato do disco de esfera e a borda, as tensões radiais e circunferenciais ao longo do caminho  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ) estão próximas de zero. Inversamente, ao longo do caminho  $O - O_3$  ( $\theta = 60^\circ$ ) o componente de tensão radial é positivo (tração) e diminui para próximo de zero na zona  $0,7 < r/r_d < 1$ , veja as Figuras 40, 41 e 42, enquanto a tensão na direção ao longo deste caminho também é positiva e maior do que o componente radial, diminuindo para um valor diferente de zero na borda do disco. A Figura 43 mostra o

perfil de tendência de rompimentos dos discos ensaiado, seguindo do centro onde a carga é aplicada para região de apoio das bordas.



Figura 43- Padrões de fratura dos discos ensaiados neste trabalho

As distribuições de tensão previstas axiais (S33) e von Mises (SEQ) ao longo dos caminhos  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ) e  $O - O_3$  ( $\theta = 60^\circ$ ) são representadas na Figura 39. Tensão compressiva axial na região próxima ao centro do disco  $0 < r/r_d < 0,2$  pode ser observada ao longo da orientação angular  $\theta = 60^\circ$  mas também está presente ao longo do caminho  $O - O_1$  ( $\theta = 0^\circ$ ), que, de fato, é pequeno demais para ser visto devido às maiores tensões de compressão em torno da zona de contato do suporte. Nas regiões sem suporte na parte inferior do disco, as tensões axiais de compressão são próximas de zero para distâncias radiais normalizadas  $r/r_d > 0,2$  e, assim, essas zonas podem ser vistas como regiões de superfície livre sob um estado de tensão quase plana. A medida de tensão isotrópica de von Mises, que na verdade é derivada do princípio da energia distorcional máxima de deformação elástica, pode ser útil para analisar a resistência biaxial determinada com o ensaio de pistão em três esferas. A natureza multiaxial dos estados de tensão encontrados nas regiões do disco sob a ação do pistão e zonas relacionadas ao contato influencia a força biaxial do material e, portanto, pode ser explicada como uma função da medida escalar da tensão de von Mises. da Figura 41, os valores de tensão efetiva de von Mises no centro do disco são apresentados na Tabela 8. Tendo em conta que os modelos de elementos finitos propostos refletem o conjunto dos discos experimentalmente testados das cerâmicas a tensão máxima média de Von Misses correspondente no centro do disco é observada na Tabela 9. As distribuições correspondentes ao longo dos caminhos definidos nas duas orientações angulares ( $\theta = 0^\circ$  e  $\theta = 60^\circ$ ), também retomam os estados de tensão esperados com níveis crescentes da tensão de Von Misses efetiva com os valores experimentais da relação  $F_{max}/t^2$ . Desta forma, a medida invariante da tensão efetiva de von Mises pode fornecer uma primeira estimativa para a resistência à força biaxial da 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD obtida com o ensaio de pistão em três esferas.

Tabela 9- Resultados de tensão de von Mises. Fonte: Autora.

Modelo	Material		
	3Y-TZP	5Y-PSZ	LD
P-3B_Min	2348,8 MPa	1442,8 MPa	546,0 MPa
P-3B_Med	3088,5 MPa	1686,0 MPa	837,7 MPa
P-3B_Max	3497,7 MPa	1830,7 MPa	947,7 MPa

A análise das distribuições de tensões no disco é completada traçando os componentes ao longo do eixo da linha central, veja o caminho  $O - O_4$  na Figura 42 através da espessura do disco. Os valores de tensão radial, circunferencial, axial e Von Mises ao longo do caminho  $O - O_4$  são mostrados na Figura 36 como uma função da distância axial normalizada do centro do disco e o fundo ( $a/t_d$ ). Devido à simetria, os componentes de tensão radial e circunferenciais são idênticos ao longo do caminho  $O - O_4$  e são positivos (tração) e negativos (compressivos) na parte inferior ( $a/t_d = 0$ ) e superfícies superiores ( $a/t_d = 1$ ), respectivamente. Perto da metade da espessura ( $a/t_d = 0,5$ ) tanto as tensões radiais quanto as circunferenciais são muito pequenas. A partir da distribuição do componente de tensão axial (S33), vale a pena observar que um estado de tensão de tração quase equivalente é produzido no centro da zona de superfície inferior do disco, onde o pistão aplica uma carga próxima à flexão pura. A distribuição de tensão de von Mises (SEQ) ao longo do caminho da linha central é influenciada pela magnitude da tensão axial de compressão (S33) à medida que a distância normalizada  $a/t_d$  aumenta.

Para resumir a análise de tensão das cerâmicas odontológicas 3Y-TZP, 5Y-PSZ e DL submetidas ao ensaio de resistência à flexão biaxial, os gráficos de contorno da tensão máxima (S1) e da tensão efetiva de von Mises (SEQ) na superfície inferior do disco estão representados nas Figuras 36, 37 e 38 a partir dessas plotagens, é útil observar primeiramente que os contornos máximos da tensão principal são comparáveis aos gráficos de tensão de circunferência (S22), veja a Figura 37, indicando que esse componente está próximo da direção máxima da tensão principal e que o padrão de fratura do disco pode ser iniciado no centro do disco e propagado da direção radial para borda do disco.

### 6.3 Simulações das próteses dentárias

As diferentes abordagens utilizadas para avaliação dos resultados das simulações por elementos finitos das próteses dentárias com 3 elementos (ponte) estão descritas a seguir:



- Avaliação das tensões de von Mises: para fins de comparação do comportamento do modelo em função dos diferentes carregamentos avaliados e condições de contorno consideradas.
- Avaliação da montagem com variação da aplicação da carga: para fins de comparação entre os modelos de ponte com a carga distribuída nos 3 dentes e com carga concentrada no dente central da ponte.
- Avaliação das tensões nos conectores: para análise da distribuição das tensões nas geometrias avaliadas em função da diferença de material nas regiões do conector.
- Avaliação das tensões máximas e mínimas principais: as tensões principais foram utilizadas juntamente com o critério de falha definido para os materiais frágeis com o objetivo de comparar a eficiência de cada material, além de garantir a possibilidade de aplicação proposta pela norma ISO 6872:2015.

#### 6.3.1 Cargas verticais

A primeira avaliação foi realizada com base nas distribuições de tensões na geometria calculada para cada material. A Figura 44 a seguir apresenta as distribuições de tensão de von Mises que correspondem a carga vertical distribuída nos 3 dentes, para todos os três materiais. As tensões apresentadas são referentes aos valores máximos (MPa) de cada uma das regiões definidas na Figura 18.

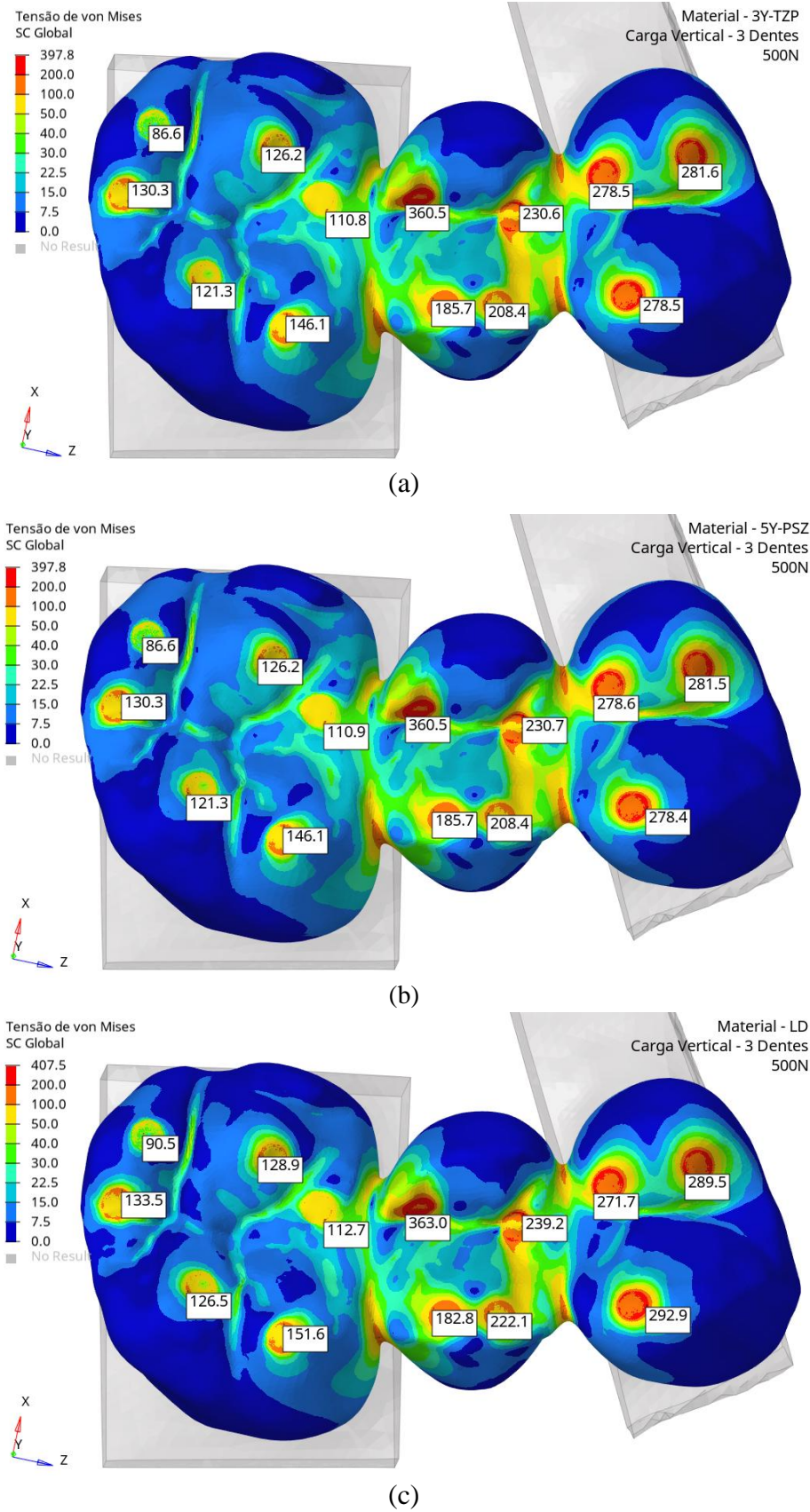
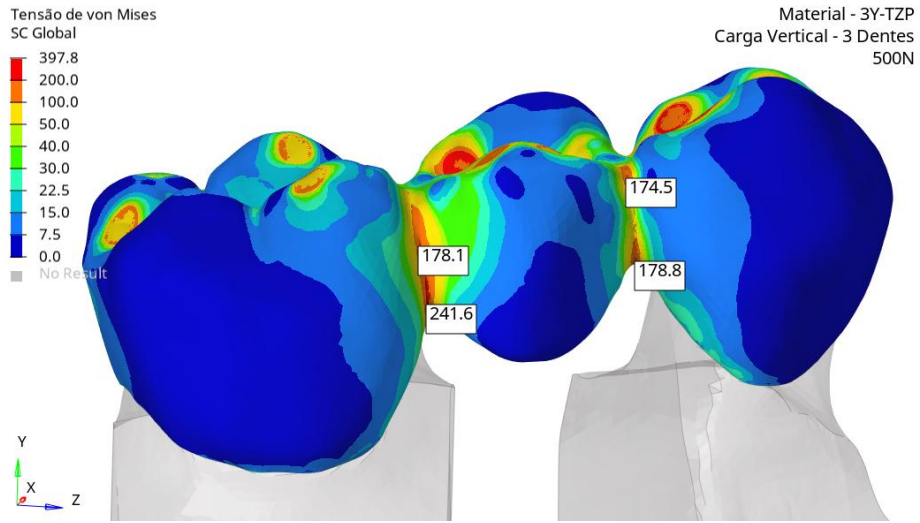


Figura 44 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga vertical distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora

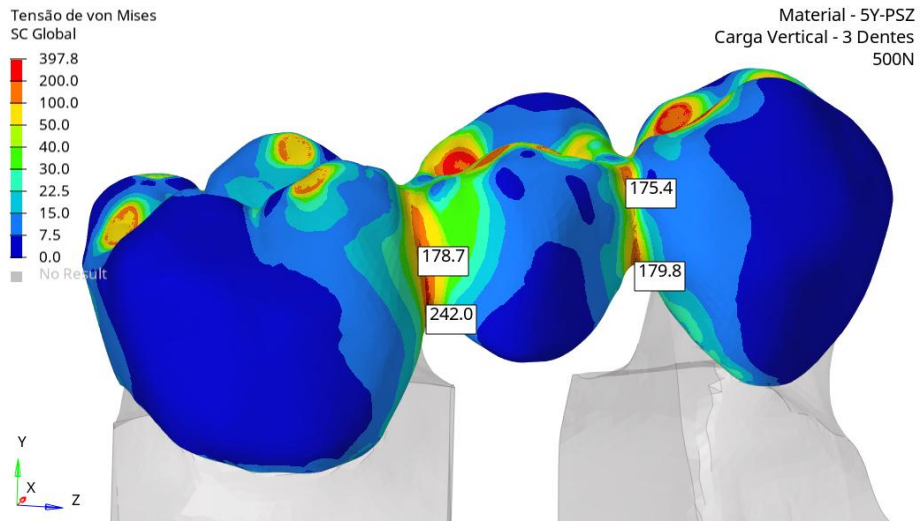
Com bases nestes primeiros resultados de simulação foi possível observar que não existem diferenças significativas entre o comportamento dos dois modelos de zircônia estudados neste trabalho. Tanto a cerâmica 3Y-TZP quanto a 5Y-PSZ possuem módulos de elasticidade (E) e Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) muito próximos. Essa pequena diferença não foi suficiente para alterar o comportamento da geometria da ponte avaliada quando submetida às cargas verticais distribuídas nos 3 dentes.

A seguir podemos observar a nova região de interesse escolhida, como na Figura 19 foi possível conhecer os pontos dos conectores, agora na Figura 45 os valores de tensão são identificados. Essa região foi escolhida por conter pontos comuns de falha para nesses tipos de prótese. Para facilitar a visualização dos resultados, com os pontos escolhidos, foram geradas as Tabelas a seguir, com os valores de Von Mises que foram apresentados nas Figuras 44 e 45.

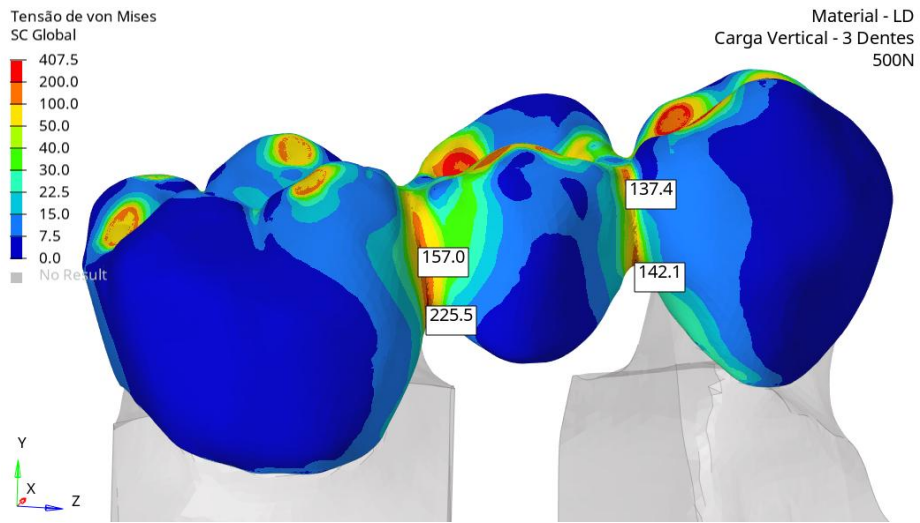
Por essas imagens é possível constatar que de fato da 3Y-TZP e 5Y-PSZ os valores são muito próximos, o que não ocorre para LD, essa diferença de comportamento dos materiais ocorre pela variação mais significativa do coeficiente de Poisson e pelo módulo de elasticidade dos materiais, uma vez que os valores possuem maior diferença para o Dissilicato do que entre as zircônias. O LD é um material essencialmente frágil, pois como vimos anteriormente existe a presença de vidro entre seus grãos, cerca de 32%, outros autores mostram que matérias com mais de 15% de fase vítrea, tem sua resistência determinada pela fase vitria (Simba 2019). No caso do LD faz com que seja um material frágil, pois a presença de vidro entre seus grãos pode facilitar o crescimento de trincas. Para as zircônias estabilizadas os tamanhos de grãos e sua tenacificação não são levados em conta pelo software por isso os valores apresentam uma diferença muito pequena ou valores iguais.



(a)



(b)



(c)

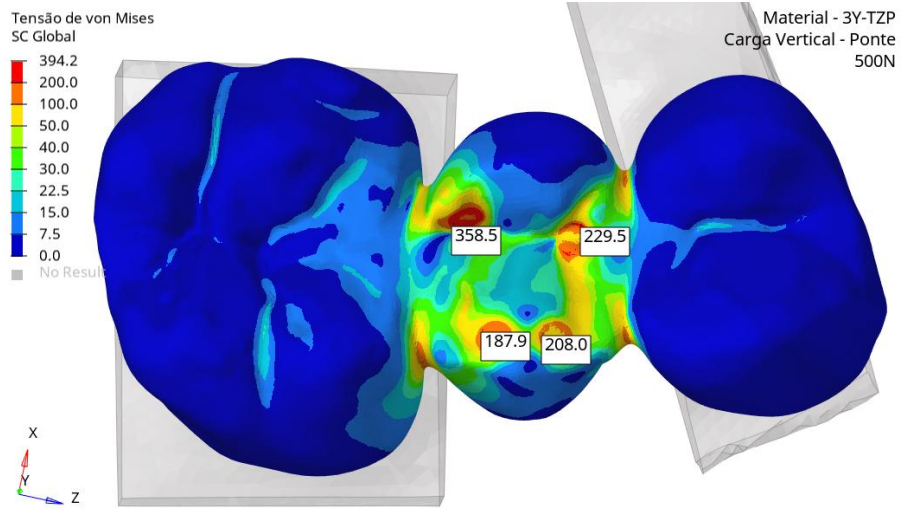
Figura 45 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.

A Tabela 10 a seguir mostra os valores de tensão de von Mises, tensão máxima principal e tensão mínima principal, para os 3 materiais estudados 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD com a aplicação de 500N de carga vertical, distribuída nos 3 dentes.

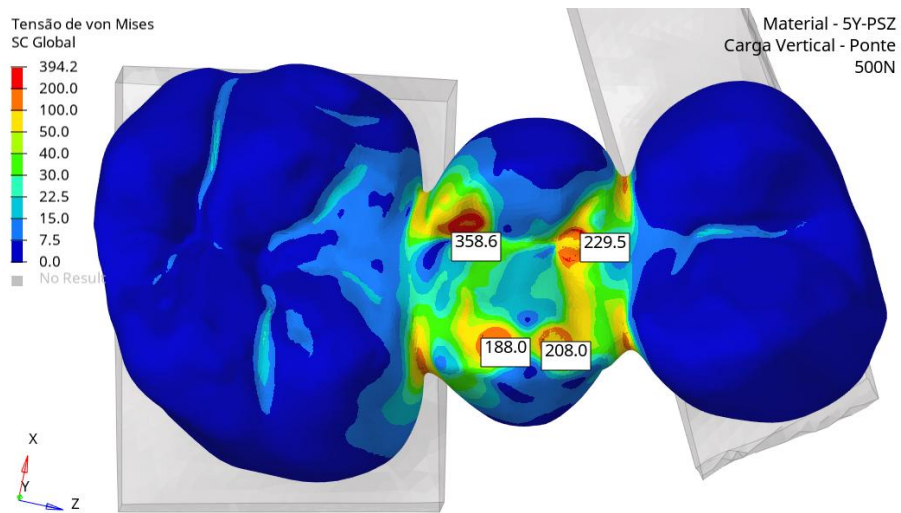
Tabela 10- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento vertical distribuído nos 3 dentes. Fonte: Autora.

Ponto de aplicação de carga	Carga vertical - Ponte 3 dentes								
	3Y-TZP			5Y-PSZ			LD		
	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)
1	130,3	85,2	-62,5	130,3	85,2	-62,5	133,5	87,9	-61,9
2	86,6	-52,9	-142,4	86,6	-52,9	-142,4	90,5	-44,7	-138,5
3	126,2	38,5	-105,2	126,2	38,5	-105,2	128,9	42,1	-104,8
4	110,8	-21,3	-148,5	110,9	-21,4	-148,6	112,7	-9,1	-138,9
5	121,3	58,8	-79,9	121,3	58,8	-79,9	126,5	65,4	-78,1
6	146,1	-4,6	-171,4	146,1	-4,6	-171,4	151,6	48	-168,1
7	360,5	-9	-414	360,5	-9	-414	363	5,9	-402,4
8	230,6	183,8	-68,3	230,7	183,8	-68,3	239,2	187,2	-72,4
9	185,7	-59,8	-257,9	185,7	-59,8	-257,9	182,8	-46,5	-244,3
10	208,4	-89,2	-318,1	208,4	-89,2	-318,1	222,1	-66,1	-309,9
11	278,5	-85,7	-388,3	278,6	-85,7	-388,5	271,7	-76,3	-365,9
12	281,6	-69	384,4	281,5	-69,1	384,4	289,5	-41	-366
13	278,5	195,9	115,6	278,4	195,8	115,6	292,9	207,6	-155,6
A	178,1	47,4	-150,2	178,7	47,4	-150,7	157	50,1	-126,2
B	241,6	-14	-257,2	242	-14	-257,5	225,5	-7	-234,7
C	174,5	-8,2	-198,3	175,4	-8,3	-199,3	137,4	-5,1	-151,5
D	178,8	204,7	7,2	179,8	205,8	7,2	142,1	155,5	4,5

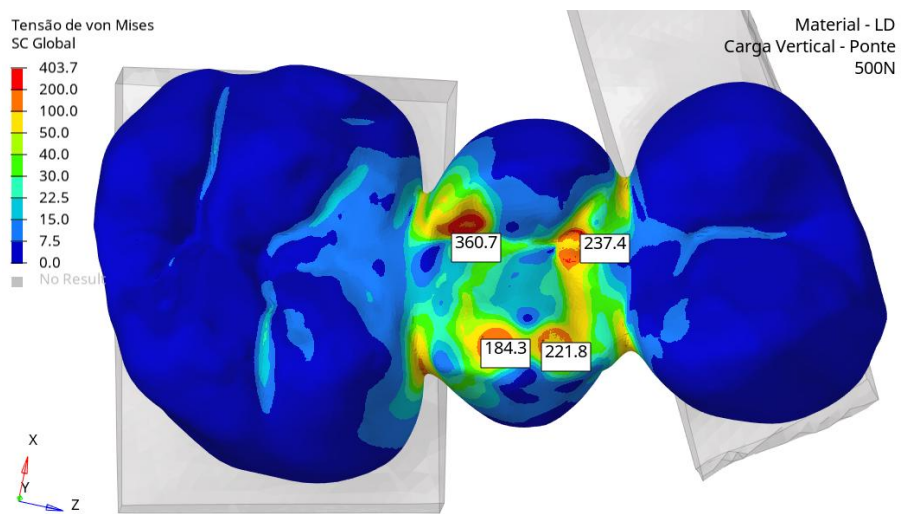
Analisando a Tabela 10, os valores das tensões nos conectores tendem a apresentar uma variação maior entre os diferentes materiais do que as regiões de aplicação de carga. Como essas regiões dos conectores não sofrem o efeito direto de concentração da aplicação das cargas, essa variação sofre mais influência do comportamento mecânico do material, e da distribuição de carga total do modelo. Os resultados na Figura 46 foram obtidos com carga vertical de 500 N concentrada no dente central (pôntico). Por outro lado, a Figura 47 mostra as distribuições da tensão de von Mises nos conectores, nos pontos definidos na Figura 19, resultantes do carregamento vertical concentrado no pôntico.



(a)

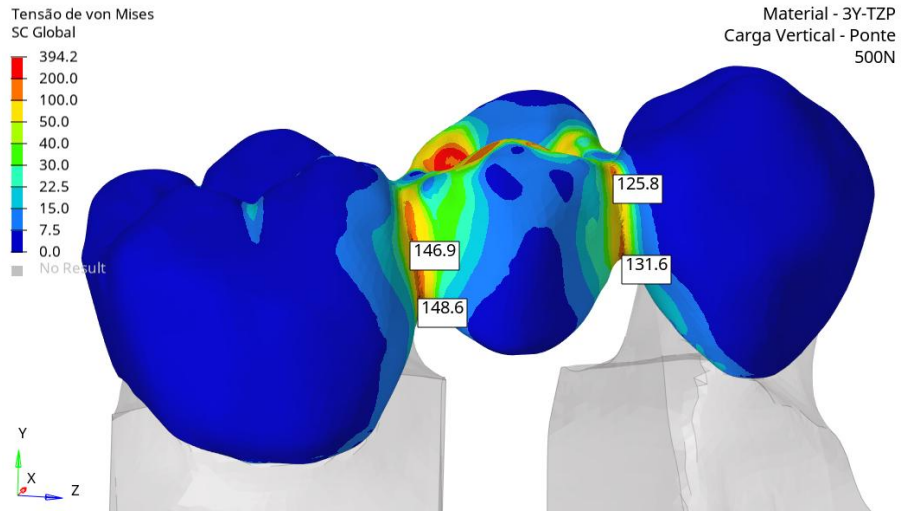


(b)

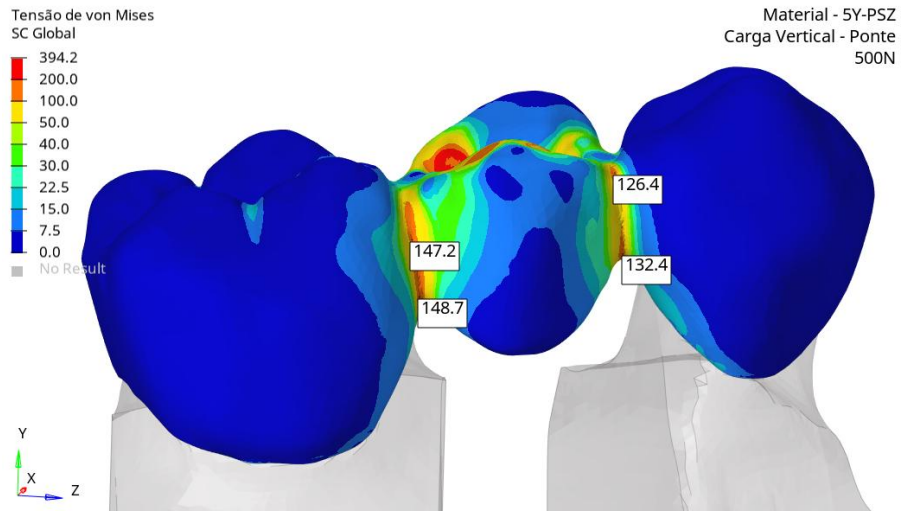


(c)

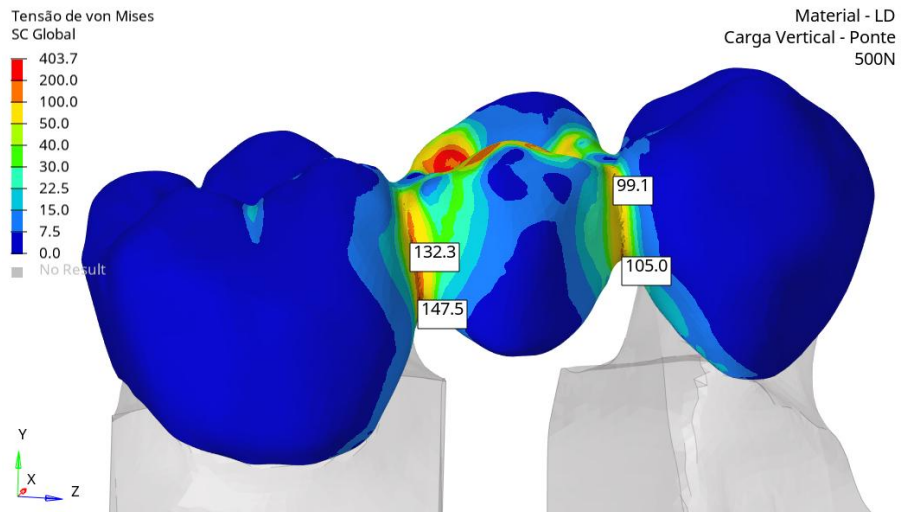
Figura 46- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical no pântico: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora



(a)



(b)



(c)

Figura 47- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga vertical no pântico: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora

A Tabela 11 segue o modelo da Tabela 10 já apresentada, com valores de tensão de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensão máxima principal ( $\sigma_{máx}$ ), tensão mínima principal ( $\sigma_{mín}$ ), nos pontos 7,8,9 e 10, que são os pontos onde a carga de 500N foi distribuída nestes modelos de ponte, considerando apenas o pântico com carga concentrada conforme definido na Figura 18. Nos pontos A, B, C e D encontram-se os valores das tensões encontradas nos conectores.

Tabela 11 - Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento vertical concentrado no pântico. Fonte: Autora.

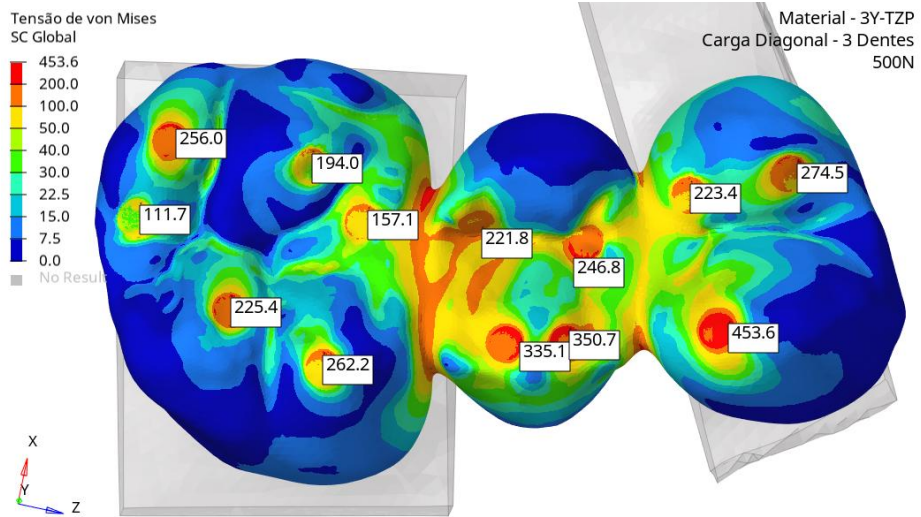
Ponto de aplicação de carga	Carga vertical - Ponte								
	3Y-TZP			5Y-PSZ			LD		
	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)
7	358,5	-9,4	-414,1	358,6	-9,4	-414,1	360	4,9	-402
8	229,5	183,8	-67	229,5	183,8	-67	237,4	186,6	-70,8
9	187,9	-59,5	-260,2	188	-59,5	-260,3	184,3	-46,5	-246
10	208	-90,1	-318,2	208	-90,1	-318,2	221,8	-66,7	-310
A	146,9	34,8	-126,9	147,2	34,7	-127,3	132,3	40,6	-107,5
B	148,6	27,6	-134,5	148,7	28	-134,2	99,1	19,9	-138,3
C	125,8	-4,8	-135,4	126,4	-4,8	-136,2	147,5	0,8	-100,2
D	131,6	146,2	4,5	132,4	147,1	4,5	105	108,3	1,3

Comparado as Tabelas 10 e 11, os valores de tensões encontrados nos pânticos com a carga distribuída nos 3 dentes e carregamento concentrado apenas no dente central da ponte, os valores tiveram uma diferença de apenas 0,3% em média. Para as tensões dos conectores, essa diferença foi mais significativa, em média de 26%. Essa diferença reforça a influência do comportamento do material e mostra como o conector reage a variação total do modelo. Observando o resto da geometria desconsiderando as regiões mais frágeis dos conectores e as concentrações de tensão pela aplicação das cargas, as tensões restantes são bem mais baixas, logo não foram relevantes nessa análise pela baixa probabilidade de falha.

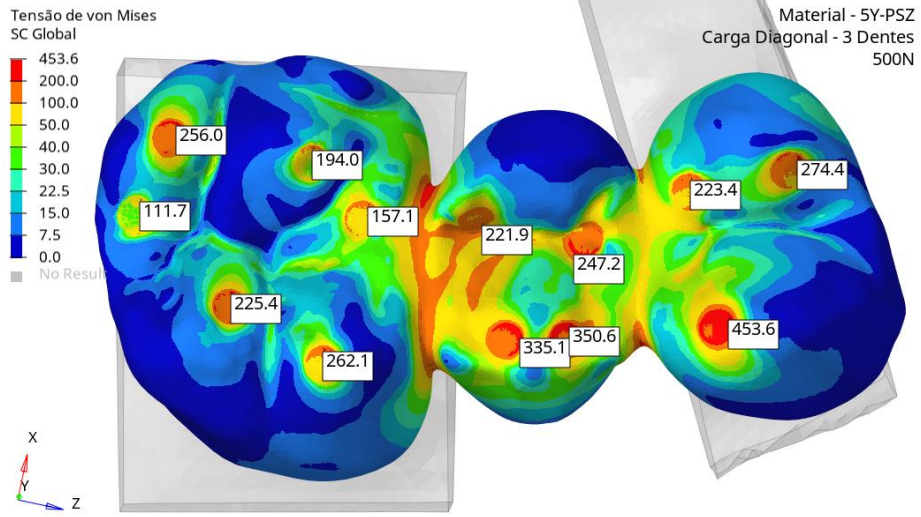
### 6.3.2 Cargas diagonais

A Figura 48 a seguir mostra a tensão de von Mises com carga diagonal de 500 N, distribuída em 3 dentes. Já na Figura 49 estão mostradas as tensões de von Mises nos conectores determinadas com este tipo de carregamento.

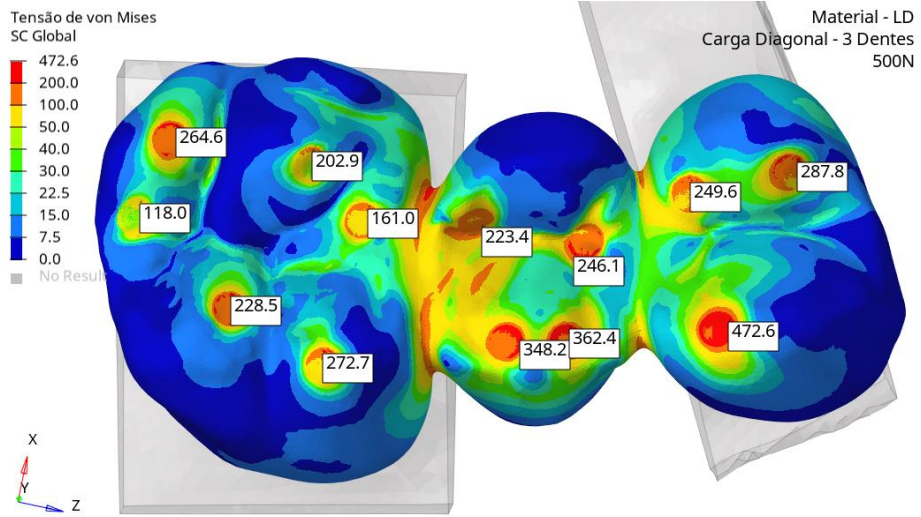




(a)

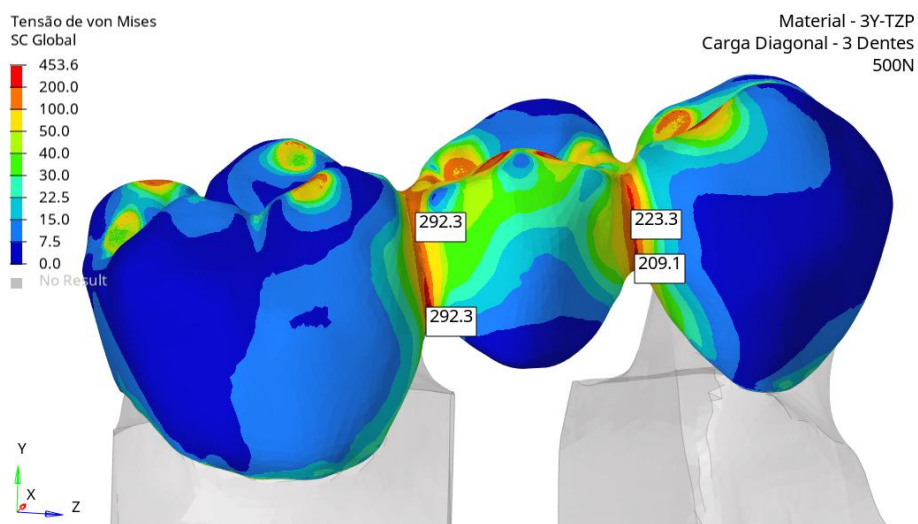


(b)

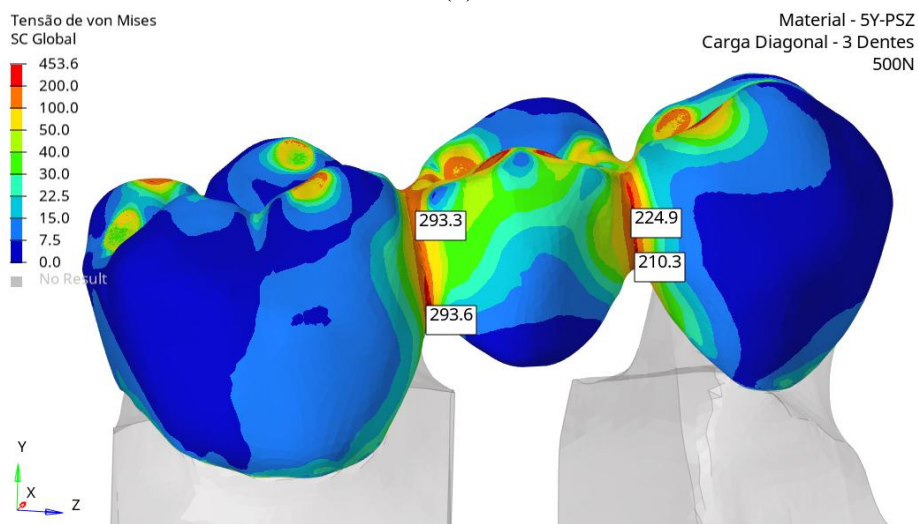


(c)

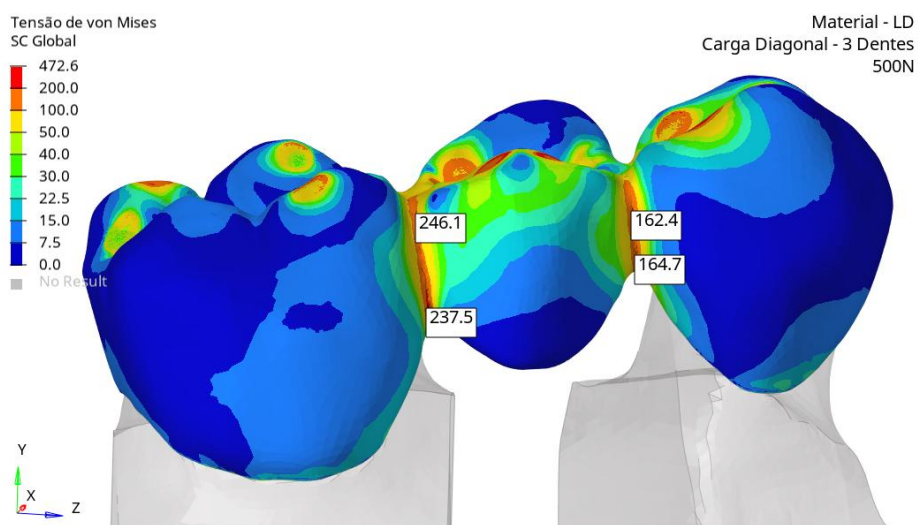
Figura 48- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga diagonal distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b)5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.



(a)



(b)



(c)

Figura 49 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga diagonal distribuída nos 3 dentes: (a) 3Y-TZP, (b) 5Y-PSZ e (c) LD. Fonte: Autora.

Como nos primeiros resultados, foi possível constatar que não existem diferenças significativas entre o comportamento dos dois modelos de zircônia estudados neste trabalho. Tanto a 3Y-TZP e a 5Y-PSZ possuem valores de módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) muito próximos. Na Figura 49 é possível observar a região de interesse escolhida, nela os valores de tensão são identificados, com base nos pontos demarcados na Figura 19. Essa região foi escolhida por conter pontos comuns de falha nesses tipos de prótese.

A Tabela 12, foi gerada para facilitar a visualização dos resultados como nas tabelas 10 e 11, ela mostra os valores de tensão de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensão máxima principal ( $\sigma_{máx}$ ), tensão mínima principal ( $\sigma_{mín}$ ), apresentados nas figuras 48 e 49. Confirmando a similaridade dos resultados da 3Y-TZP e 5Y-PSZ, e a diferença para LD, devido a diferença de coeficiente de Poisson e modulo de elasticidade.

Tabela 12- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{máx}$ ), e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento diagonal distribuído nos 3 dentes. Fonte: Autora.

Ponto de aplicação de carga	Carga diagonal - Ponte 3 dentes								
	3Y-TZP			5Y-PSZ			LD		
	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{máx}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)
1	111,7	-48,3	-170,1	111,7	-48,3	-170,1	118	-35,8	-170,7
2	256	-96,9	-370,1	256	-96,9	-370,1	264,6	-89,2	-365,7
3	194	-107,4	-310,7	194	-107,4	-310,7	202,9	-88,6	-301
4	157,1	-125,9	-285,4	157,1	-126	-285,5	161	-99,5	-270,1
5	225,4	-87,9	-332,6	225,4	-87,9	-332,6	228,5	-80,7	-319,6
6	262,2	-100,6	-387,6	262,1	-100,6	-387,6	272,7	-74,3	-372,4
7	221,8	121,8	-352,4	221,8	121,8	-352,4	223,4	-101,1	-334,9
8	246,8	188,4	-88,2	247,2	188,6	-88,4	246,1	185,3	-90,8
9	335,1	59,3	-325	335,1	59,3	-325	348,2	76,4	-324
10	350,7	-148,4	-526	350,6	-148,4	-526	362,4	-130,5	-509,8
11	223,4	-181,8	-435,4	223,4	-181,8	-435,4	249,6	-141	-426,7
12	274,5	-213	-515,3	274,4	-213,1	-515,3	287,8	-179,2	498,2
13	453,6	23	-488,7	453,6	23	-488,8	472,6	57,9	-478,6
A	292,3	20,6	-284	293,3	20,8	-284,9	246,1	23,6	-235,3
B	292,3	356,6	45,6	293,6	358,1	45,7	237,5	279,7	32,4
C	223,3	21,3	-220,2	224,4	21,7	-221,6	162,4	13,3	-161,3
D	209,1	57,6	-175,2	210,3	58,6	-175,8	164,7	26,4	-151,3

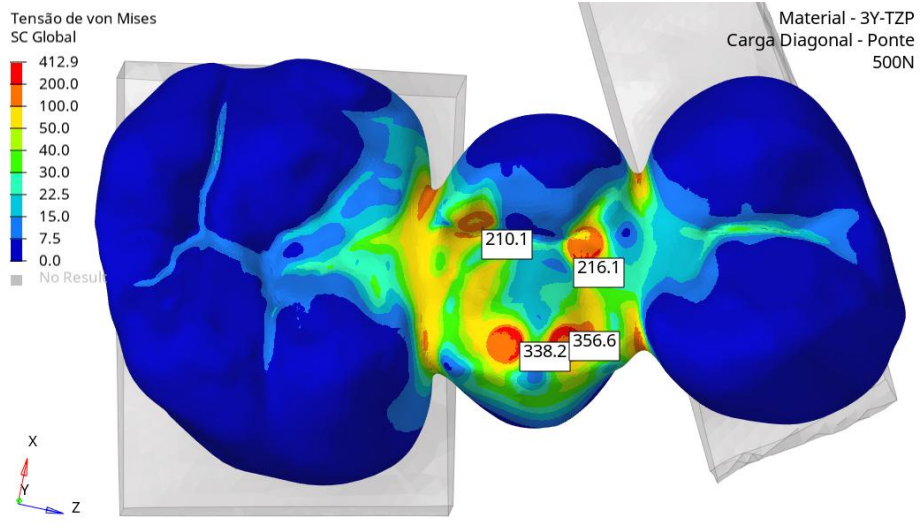
Analisando a Tabela 12 assim como na Tabela 10 confirmamos que o a 3Y-TZP e 5Y-PSZ possuem os valores próximos. Os valores das tensões nos conectores possuem uma variação maior entre os diferentes materiais, do que às regiões onde as cargas são aplicadas.

Nas Figuras 50 e 51 estão apresentados os valores de tensão de von Mises nos conectores de cada material simulado com carga diagonal de 500 N. A Tabela 13 segue o modelo da Tabela 11, com valores das tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{m\acute{a}x}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ), nos pontos 7, 8, 9 e 10 com carga de 500 N na diagonal concentrada no dente pntico. Nos pontos A, B, C e D encontram-se os os valores de tensões nos conectores.

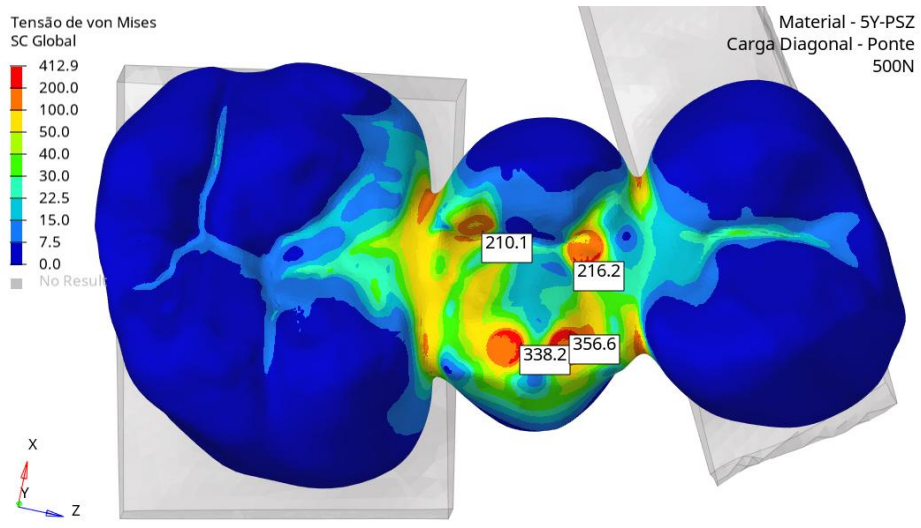
Tabela 13- Tensões de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ), tensões principais máxima ( $\sigma_{m\acute{a}x}$ ) e mínima ( $\sigma_{mín}$ ) determinadas com 500 N de carregamento diagonal concentrado no pntico. Fonte: Autora.

Ponto de aplicação de carga	Carga diagonal - Ponte								
	3Y-TZP			5Y-PSZ			LD		
	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{m\acute{a}x}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{m\acute{a}x}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)	$\sigma_{vM}$ (MPa)	$\sigma_{m\acute{a}x}$ (MPa)	$\sigma_{mín}$ (MPa)
7	210,1	-121,2	-350,5	210,1	-121,2	-350,6	213,4	-103,1	-332,9
8	216,1	156,8	-85	216,2	156,8	-85,1	223	160	-89,5
9	338,2	62,3	-326	338,2	62,3	-326	350,2	78,4	-324
10	356,6	-148,8	-528,7	356,6	-148,8	-528,7	366,8	-130	-511,7
A	164	54,3	-130,4	164,3	54,4	-130,6	147,9	50,6	-116,3
B	58,3	67,6	5	58,7	68	5	45	50,5	3,2
C	156,2	-6,9	-177,1	157	-7	-178	124,4	-5,3	-139,5
D	85,1	20,2	-74,4	85,4	20,7	-74,4	72,4	6,5	-70,8

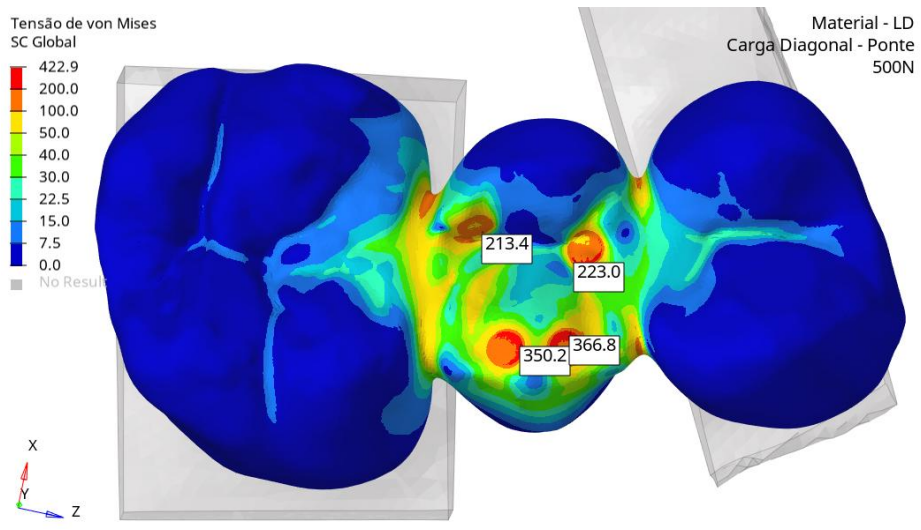
Comparando as Tabelas 13 e 11, os valores de tensões encontrados nos pânticos com a carga diagonal distribuída nos 3 dentes e concentrada em apenas no dente central da ponte os valores tiveram uma diferença de apenas 2% em média e para as tensões dos conectores essa diferença foi mais significativa uma média de 50%, essa diferença reafirma a influência do comportamento do material e mostra como o conector reage a variação total do modelo.



(a)

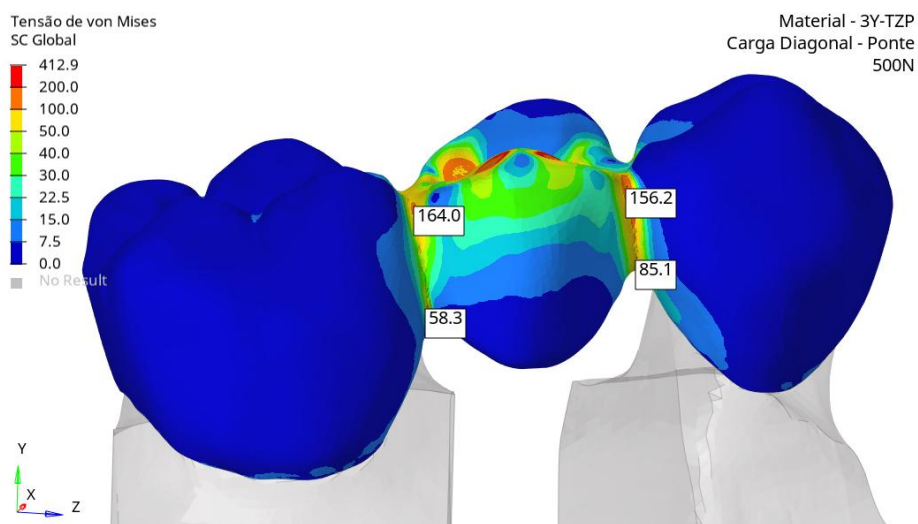


(b)

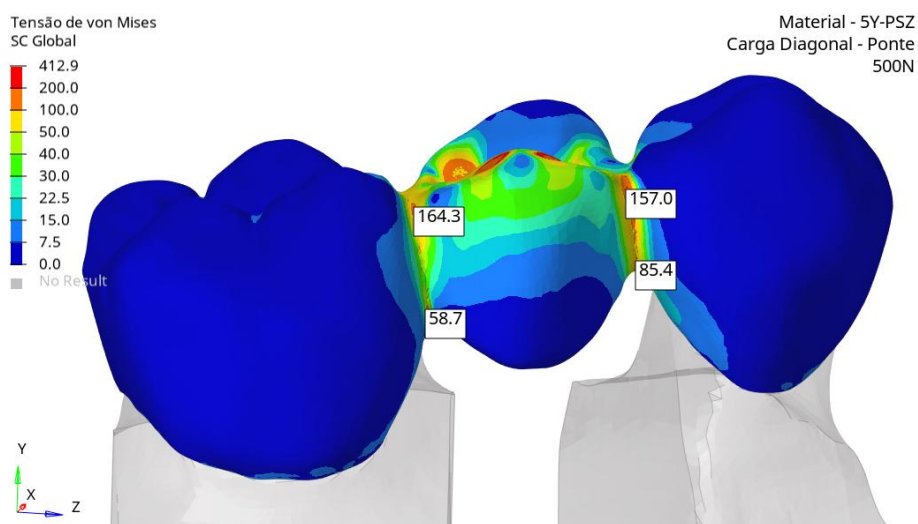


(c)

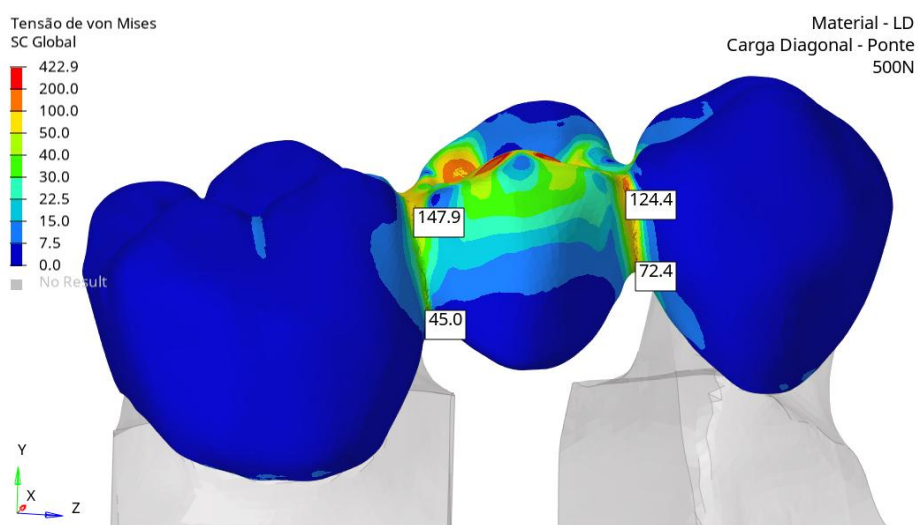
Figura 50- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) com carga diagonal aplicada no pântico (a) 3Y-TZP (b)5Y-PSZ, (c) LD. Fonte: Autora.



(a)



(b)



(c)

Figura 51- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nos conectores com carga diagonal aplicada no pântico (a) 3Y-TZP (b)5Y-PSZ, (c) LD. Fonte: Autora.

### 6.3.3 Comparativo das cargas vertical e diagonal

- Conectores:

Com a avaliação dos resultados das tensões nos conectores com aplicação da carga diagonal são maiores que as cargas verticais, para as zircônias a diferença da maior tensão foi 17% e do dissilicato de lítio 8,5%. Além das diferenças entre as tensões máximas a região de tensões elevadas também é maior. As tensões também continuam mais elevadas através da espessura como podemos observar na Figura 52.

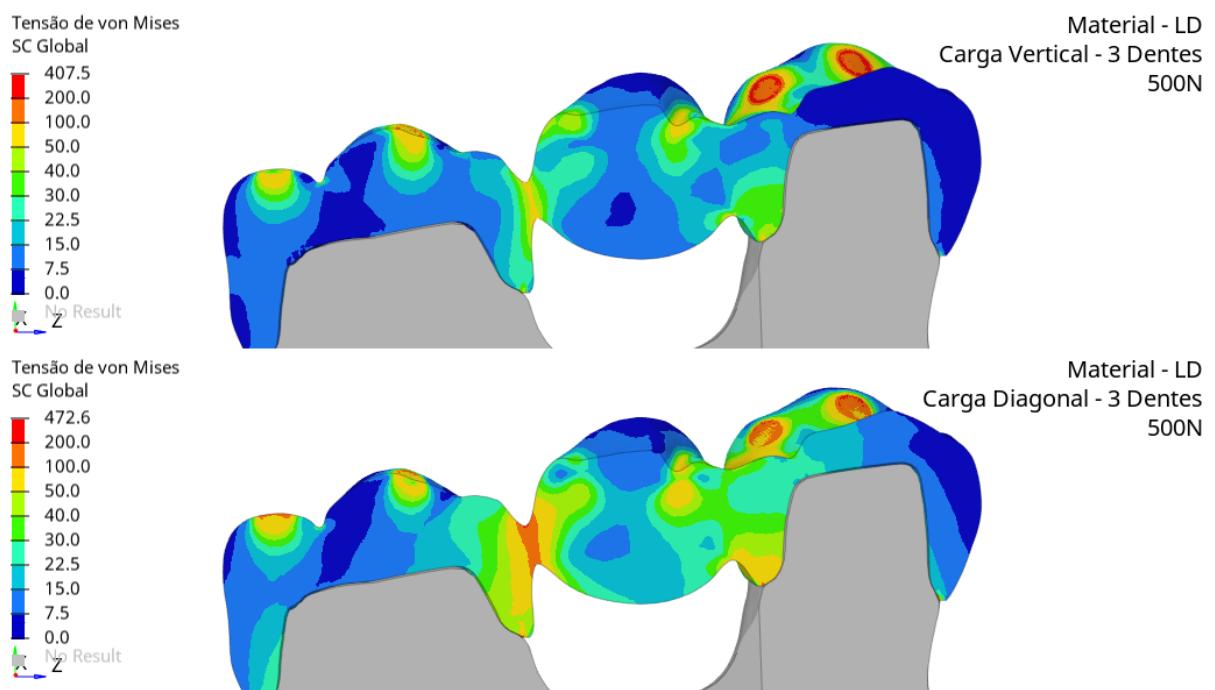
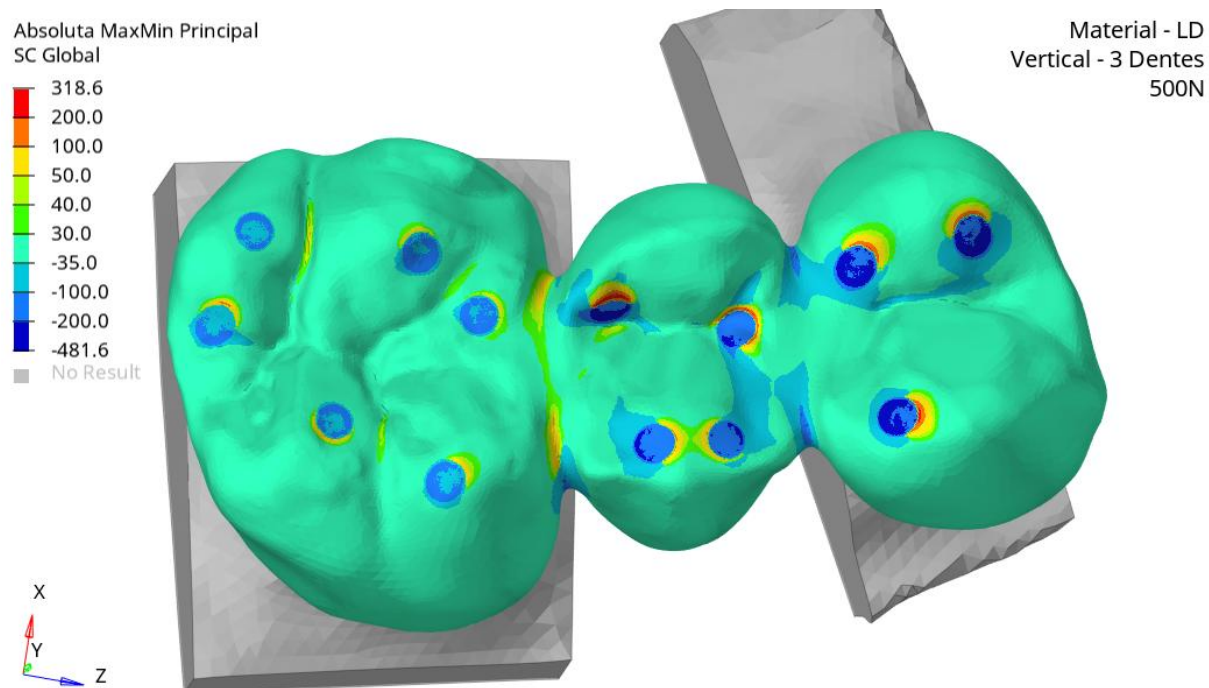


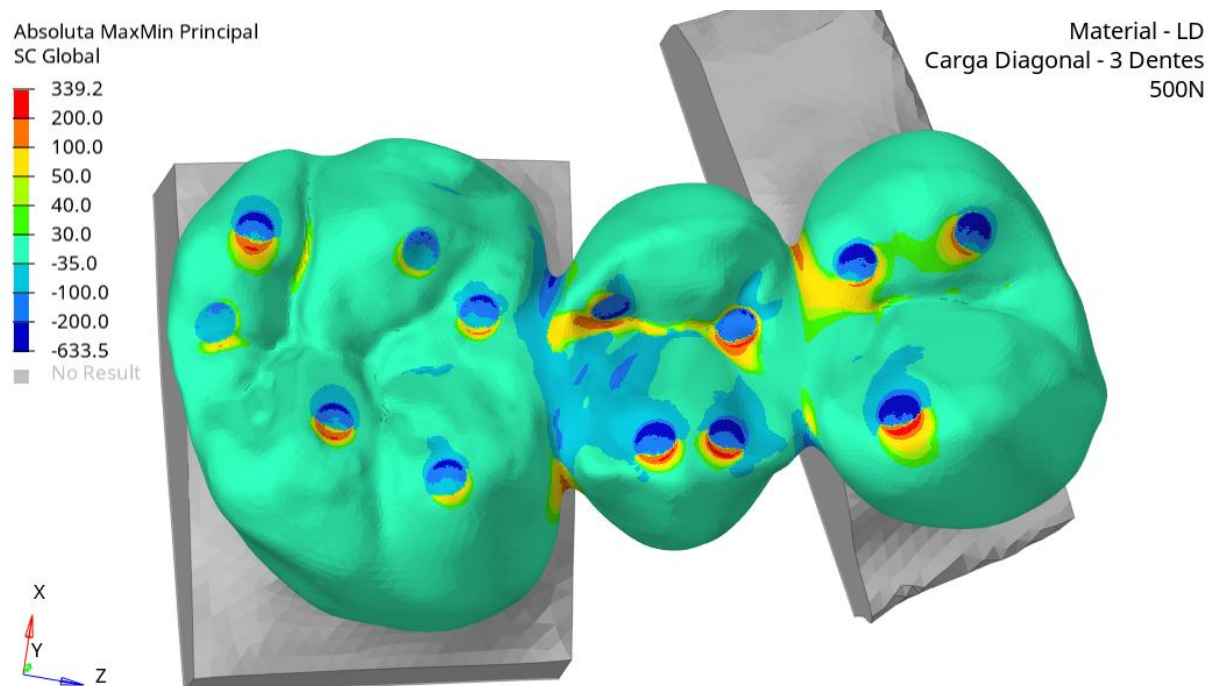
Figura 52- Comparação entre as tensões de von Mises (MPa) determinadas na ponte de LD em função do tipo de carregamento. Fonte: Autora

- Aplicação de carga

Nas regiões de aplicação de carga, dependendo do ponto de aplicação existem tensões mais elevadas na diagonal e outras na carga vertical. Como essas regiões são bem concentradas e as magnitudes das cargas são as mesmas, essas regiões sofrem uma influência maior da geometria do dente, como pode ser observado nas Tabelas de resultados as tensões mais altas das regiões de aplicação de carga são compressivas. Conforme a Figura 53(a) seguir. As regiões compressivas mais críticas variam de um carregamento para outro devido a geometria do dente.



(a)



(b)

Figura 53- Comparativo entre os valores das tensões principais (MPa) obtidas para o LD com: (a) carga vertical e (b) diagonal. Fonte: Autora.



### 6.3.4 Distribuição de tensões na espessura

Outro ponto para ser avaliado antes do comparativo final entre os materiais é a distribuição das tensões ao longo da espessura da prótese. Essa avaliação foi realizada com o objetivo de buscar possíveis simplificações para análises futuras. A necessidade de se refinar a malha na região interna da geometria adiciona dificuldades tanto no modelamento quanto no tempo de processamento dos cálculos. Portanto, se esses resultados não forem considerados relevantes para o comparativo final, é possível simplificar ainda mais análises futuras de caráter similar. Para cada condição de aplicação de carga, as tensões equivalentes e a maior tensão entre máximas e mínimas podem ser observadas na Figura 54.

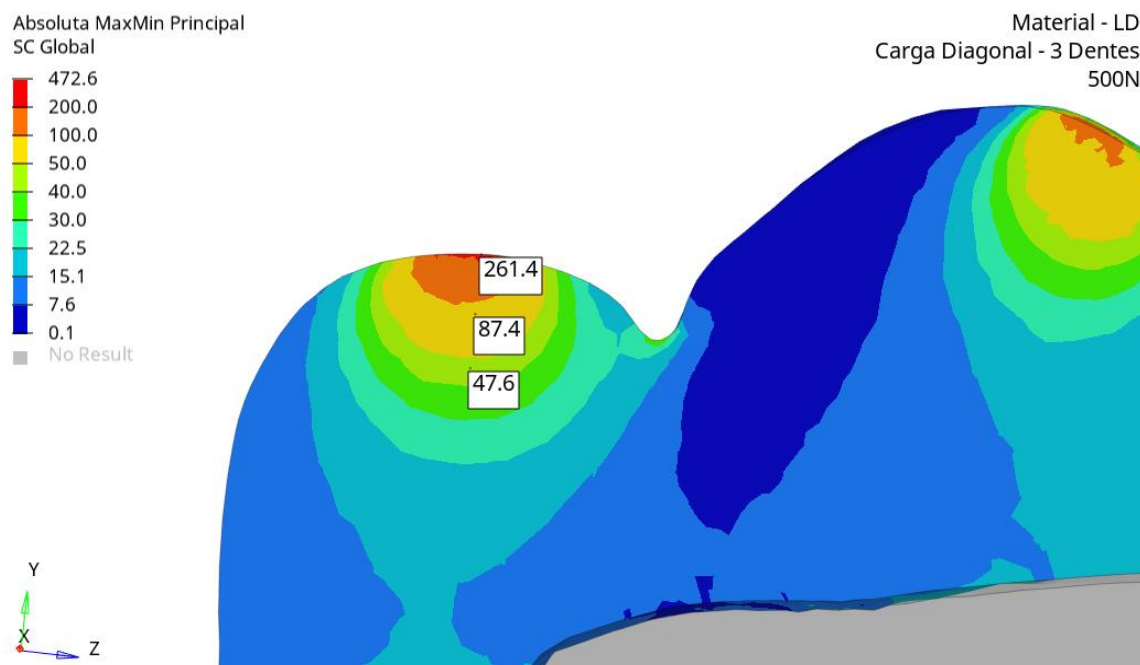


Figura 54 - Distribuição das tensões principais (MPa) ao longo da espessura da prótese obtidas no LD com carga diagonal. Fonte: Autora.

Todos os três casos avaliados apresentaram comportamento similar em relação à distribuição interna das tensões. Em apenas 0,5 mm de deslocamento na espessura da geometria, os valores de tensões máximas e mínimas principais observadas apresentam uma redução superior a 80% em relação às tensões na superfície. Considerando que os materiais estudados são cerâmicos extremamente frágeis, é aceitável que valores tão baixos sejam desconsiderados. Devido ao nível das tensões observadas na superfície, é possível prever que as falhas ocorrerão por fratura frágil nas regiões críticas.

### 6.3.5 Tensões principais

Até o momento foram avaliados diferentes aspectos dos resultados calculados. Cada uma das análises realizadas contribuiu para a simplificação e definição da melhor maneira de se realizar o comparativo final entre os materiais:

- Para a análise de falha da prótese, foram avaliados os coeficientes de segurança para cada material segundo os valores do limite de ruptura.
- Os coeficientes de segurança para cada situação foram calculados com base nas tensões máximas e mínimas principais na superfície externa, de acordo com o critério de falha MNS (Shigley 2005). Devido ao caráter frágil dos materiais estudados, as tensões internas da geometria foram desconsideradas para essa avaliação.
- O coeficiente de segurança também foi calculado para os conectores, levando em consideração que são concentradores de tensões.

A Figura 55 mostra tensão máxima principal com 500 N de carga vertical para 3Y-TZP, como as imagens são parecidas para os outros materiais, elas foram disponibilizadas no anexo deste trabalho, 5Y-PSZ e LD com carga vertical e diagonal aplicadas na ponte de 3 elementos e carga apenas na ponte.

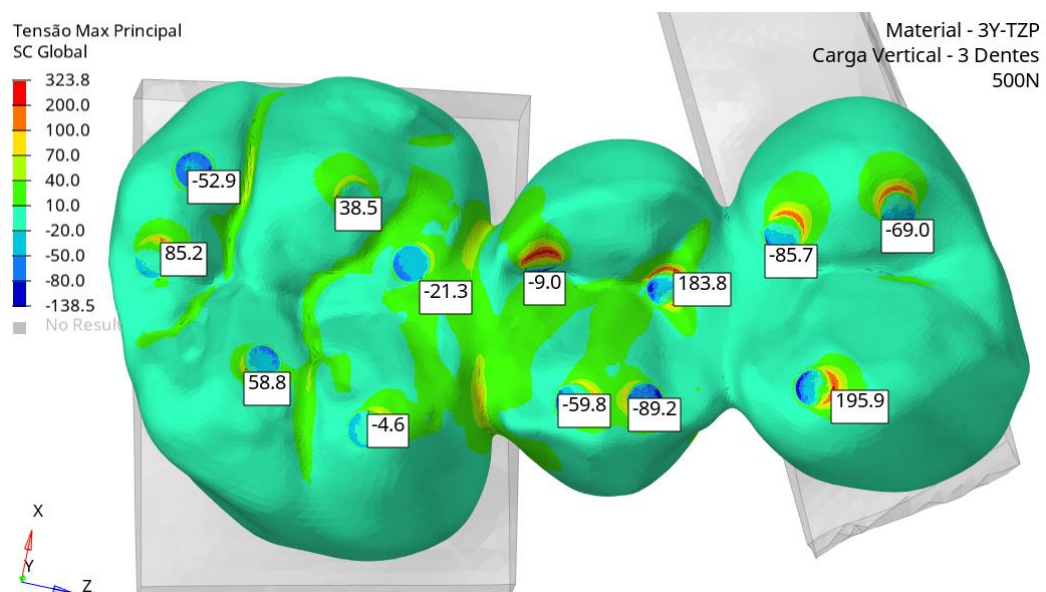


Figura 55- Tensão máxima principal (MPa) determinada no 3Y-TZP com carregamento vertical de 500 N. Fonte: Autora.

A Figura 56 mostra a tensão máxima principal nos conectores para carga vertical com 500 N distribuída nos 3 dentes, na 3Y-TZP. Como as imagens com resultados de tensão máxima principal são bem parecidas, optou-se por disponibilizar as imagens de 5Y-PSZ e LD em anexo, assim como para o carregamento na diagonal e também para as simulações com a cargas concentrada no pântico, para os 3 materiais estudados com carga aplicada tanto na vertical como na diagonal.

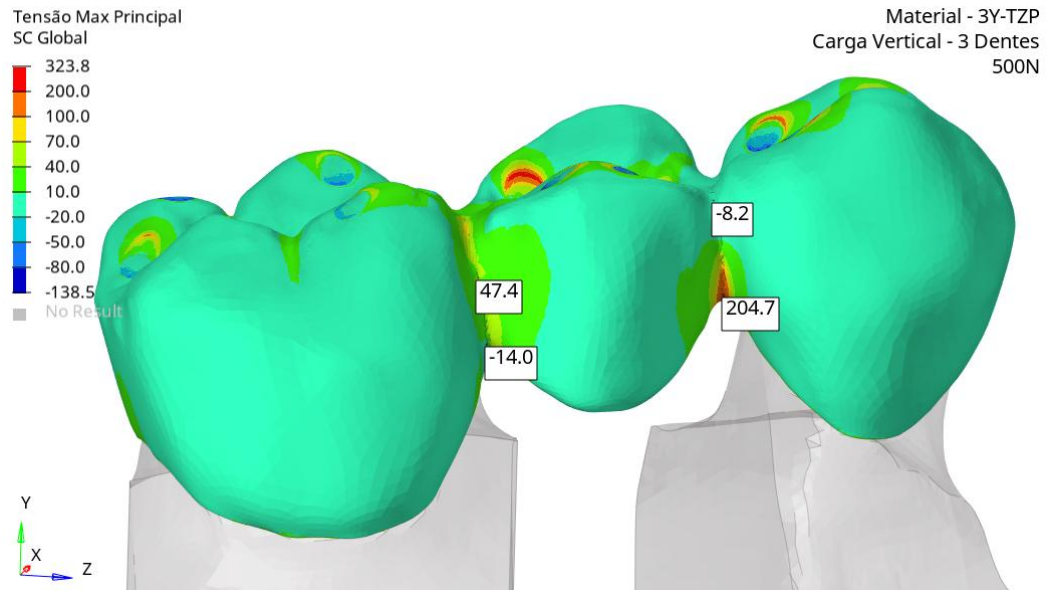


Figura 56- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) determinada nos conectores da ponte de 3Y-TZP com aplicação de carga vertical de 500 N. Fonte: Autora.

A Figura 57 a seguir, mostra a imagem com resultado da tensão mínima principal, para o carregamento vertical de 500 N distribuído no 3 dentes para cerâmica 3Y-TZP. As imagens com resultado da demais cerâmicas 5Y-PSZ e LD estão em anexo, assim como os resultados para carregamento diagonal, e carregamento concentrado no pântico para as cargas diagonal e vertical.

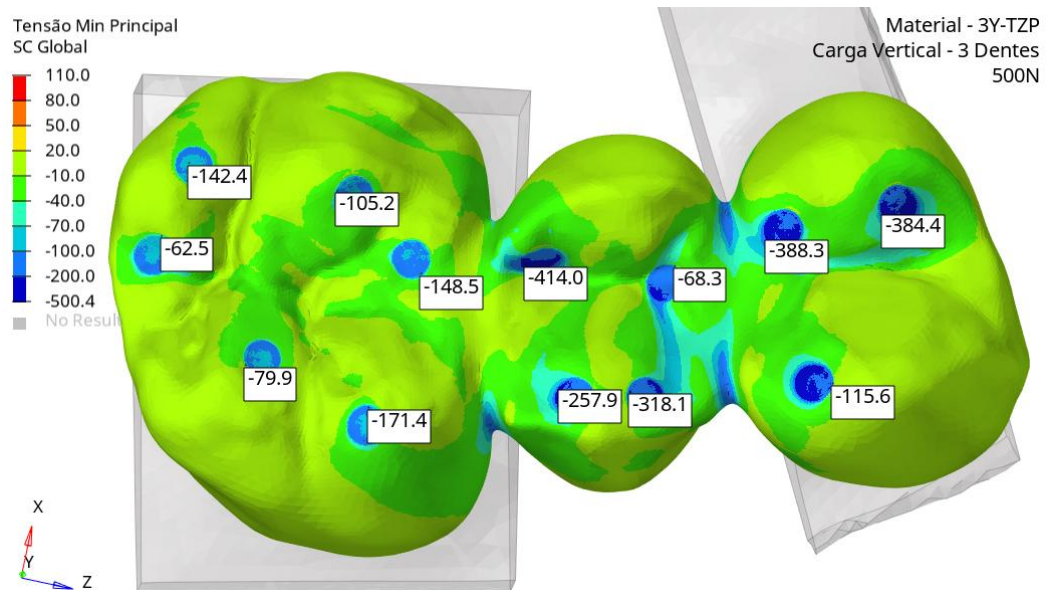


Figura 57- Distribuição da tensão MÍNIMA principal (MPa) determinada nos três elementos da ponte de 3Y-TZP com aplicação de carga vertical de 500 N. Fonte: Autora.

Na Figura 58 os resultados de tensão mínima principal nos conectores para carga vertical com 500 N distribuída nos 3 dentes para 3Y-TZP. Assim como para tensão máxima principal as demais Figuras com os resultados estão no anexo.

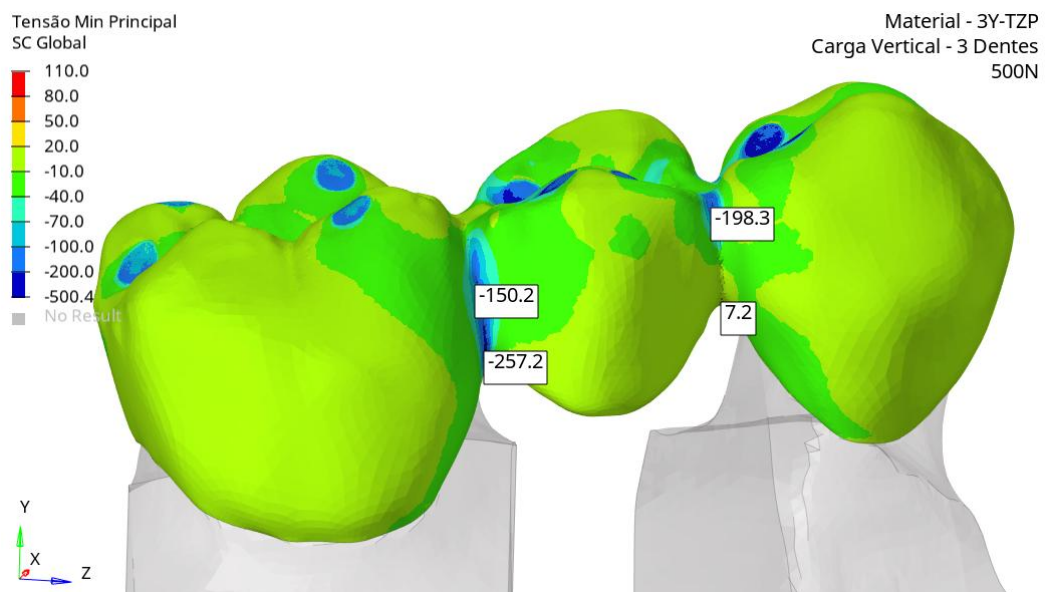


Figura 58- Tensão mínima principal nos conectores de 3Y-TZP com carregamento vertical de 500N. Fonte: Autora

A partir dos valores de tensão máxima principal e tensão mínima principal apresentados nas Figuras 55, 56, 57 e 58 e nas imagens do Anexo 1, os coeficientes de segurança foram calculados a partir da teoria MNS, utilizando as equações 5 e 6, que

comparam os valores de tensões máxima e mínima principal com os valores de limite de resistência definidos na Tabela 4 para os materiais estudados 3Y-TZP, 5Y-PSZ e LD. A Tabela 14 a seguir reúne todos os valores de coeficientes de segurança (CS) calculados para os três materiais nas 4 condições de simulação. Variando a aplicação da carga em diagonal e vertical, e a concentração de carga mastigatória no pântico ou dividida em nos 3 dentes.

Tabela 14- Coeficientes de segurança (CS) calculados para todos os materiais. Fonte: Autora.

Material	Carga (N)	Vertical		Diagonal	
		3 dentes	Ponte	3 dentes	Ponte
3Y-TZP	500	2,87	2,87	2,26	2,25
	400	3,60	3,70	2,83	2,82
	300	4,79	4,94	3,77	3,75
	200	7,19	7,41	5,66	5,63
	100	14,40	14,81	11,32	11,27
5Y-PSZ	500	1,05	1,04	0,82	0,81
	400	1,31	1,31	1,03	1,02
	300	1,74	1,74	1,37	1,37
	200	2,61	2,61	2,06	2,05
	100	5,23	5,23	4,12	4,10
LD	500	1,04	1,03	0,82	0,81
	400	1,30	1,30	1,02	1,02
	300	1,73	1,73	1,36	1,36
	200	2,59	2,59	2,05	2,04
	100	5,18	5,19	4,09	4,08

Avaliando os coeficientes de segurança calculados, apenas a cerâmica 3Y-TZP encontra-se apta para aplicação odontológica em ponte de 3 elementos, considerando as cargas máximas mastigatórias aplicadas de 500N. Acima de 400 N de carga mastigatória aplicada todas as cerâmicas estudadas estariam em uma zona de segurança sem tendência de falha. Embora o cálculo realizado pelo critério de falha considere que coeficientes de segurança inferiores a 1,0 representem falha: (Shigley 2005), algumas informações devem ser consideradas.

- De acordo com a norma ISO 6872, os três materiais avaliados se encontram na classe apropriada para aplicação em próteses de 3 elementos contendo um molar. A norma dita que os materiais devem apresentar limite de resistência superior a 500 MPa para que possam ser aplicados nessa situação.

- O cálculo dos coeficientes de segurança foi realizado com a consideração a simulação das cargas máximas de mordida e mastigação referenciadas e estudadas por diversos autores. Conforme discutido, os valores de carga exercidos sobre o dente podem variar de acordo com a idade e gênero de cada pessoa (Saramadu *et al* 2020).

A Tabela 15 a seguir lista os resultados de coeficiente de segurança calculados para os conectores com base nos valores máximos e mínimos das tensões principais, a partir da teoria MNS, utilizando as equações 5 e 6 e os valores de limite de resistência definidos na Tabela 4 para cada material estudado

Tabela 15- Coeficientes de segurança (CS) calculados nos conectores. Fonte: Autora.

Material	Carga (N)	Vertical		Diagonal	
		3 dentes	Ponte	3dentes	Ponte
3Y-TZP	500	4,63	8,14	3,34	6,72
	400	5,79	10,18	4,17	8,41
	300	7,72	13,58	5,57	11,20
	200	11,57	20,36	8,35	16,82
	100	29,12	40,79	16,70	33,64
5Y-PSZ	500	1,68	2,94	1,21	2,43
	400	2,10	3,68	1,51	3,04
	300	2,80	4,90	2,02	4,05
	200	4,20	7,36	3,02	6,08
	100	8,47	14,73	6,05	12,16
LD	500	1,78	3,01	1,49	2,98
	400	2,22	3,77	1,86	3,74
	300	2,96	5,02	2,49	4,98
	200	4,44	7,54	3,73	7,47
	100	8,89	15,39	7,46	14,95

Avaliando os coeficientes de segurança calculados nos conectores das cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-TZP e LD todos os materiais apresentaram valores favoráveis à aplicação considerando as cargas máximas mastigatórias aplicadas na vertical ou na diagonal. Apesar dos conectores serem possíveis concentradores de tensões, nesses casos analisados eles não possuem tendências de falha.

#### 5.4.1 Coefficiente de segurança e porcentagem de erro

A partir das análises de tensões realizadas nos ensaios de flexão pistão com 3 esferas, foi possível observar as diferenças entre os valores experimentais e as previsões numéricas. Com base nessas diferenças, os coeficientes de segurança foram calculados novamente levando em conta a maior porcentagem de erro de cada material. Assim foram obtidos erros absolutos iguais a 6,7% para 3Y-TZP, 1,5% para 5Y-PSZ e 59,6% para LD, como foi apresentado na Tabela 7.

A Tabela 16 a seguir mostra os valores do coeficiente de segurança calculados com base na Tabela 14 tendo os valores de tensão principal (máxima ou mínima) corrigidos com os percentuais de diferença encontrados.

Tabela 16- Coeficientes de segurança (CS) calculados com percentual de erro. Fonte: Autora.

Material	Carga (N)	Vertical		Diagonal	
		3 dentes	Ponte	3 dentes	Ponte
3Y-TZP	500	2,70	2,69	2,12	2,11
	400	3,37	3,47	2,65	2,64
	300	4,49	4,63	3,54	3,52
	200	6,74	6,94	5,31	5,28
	100	13,50	13,88	10,61	10,56
5Y-PSZ	500	1,03	1,03	0,81	0,81
	400	1,29	1,29	1,01	1,01
	300	1,72	1,72	1,35	1,34
	200	2,58	2,58	2,03	2,02
	100	5,15	5,15	4,06	4,04
LD	500	0,65	0,65	0,51	0,51
	400	0,81	0,81	0,64	0,64
	300	1,08	1,08	0,85	0,85
	200	1,62	1,62	1,28	1,28
	100	3,25	3,25	2,56	2,55

Avaliando os coeficientes de segurança calculados com o % de erro referente a cada material cerâmico, apenas a cerâmica 3Y-TZP apresenta valores favoráveis à aplicação considerando as cargas máximas mastigatórias. A cerâmica 5Y-PSZ tem um limite de

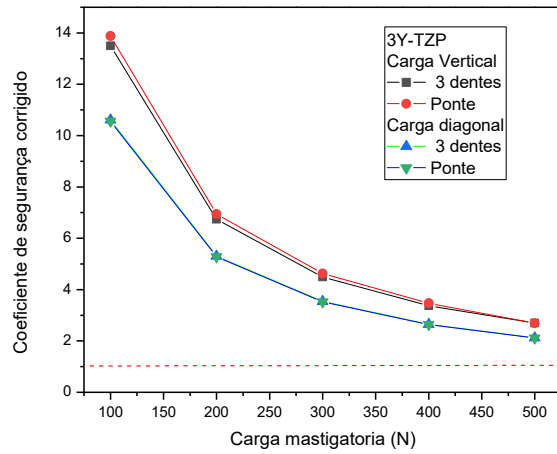
confiança até os 400 N enquanto que o LD até 200 N na carga diagonal, e até 300 N para carga vertical. Esses valores apresentados estão levando em consideração a diferença que pode ocorrer entre o valor real e o simulado para cada material, conforme constatado na simulação dos discos.

Sabendo que os valores de coeficiente de segurança inferiores a 1,0 representem tendência de falha e que a ISO 6872 para aplicação de próteses com 3 elementos contendo um molar os materiais devem ter limite de resistência superior a 500 MPa para que possam ser aplicados nessa situação, logo temos apenas a cerâmica 3Y-TZP dentro do limite de confiança esperado.

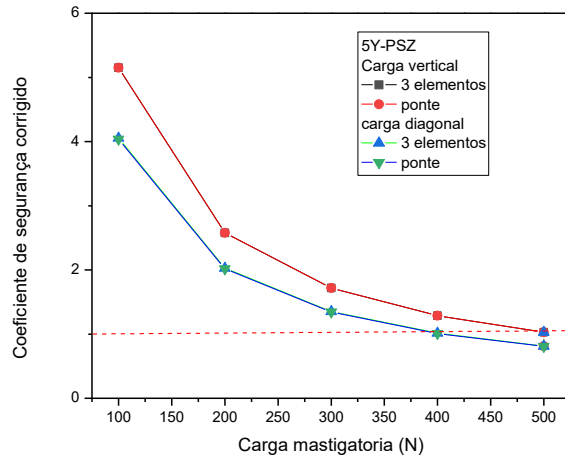
Na Figura 59 com os resultados tabulados, é possível encontrar o ponto de falha dos materiais, a região considerada crítica, ou seja, coeficiente de segurança menor que 1, ficou determinada abaixo da linha vermelha, os gráficos foram construídos com base dos dados da Tabela 16. Com os valores corrigidos com base na % de erro de cada material estudado. É possível observar a tendência de falha da cerâmica 5Y-PSZ a partir dos 400 N e do LD acima de 250 N.

O material 3Y-TZP não apresentou regiões críticas que possam gerar falhas com carga mastigatória até 500 N comprovando ser o material ideal para restaurações de 3 elementos envolvendo um molar. As cerâmicas 5Y-TZP e LD mostram uma tendência de falha quando utilizamos a carga mastigatória máxima de 500N, precisando de uma avaliação especial para utilização em cada paciente dependendo da ideia e gênero de cada um (Saramadu *et al* 2020).

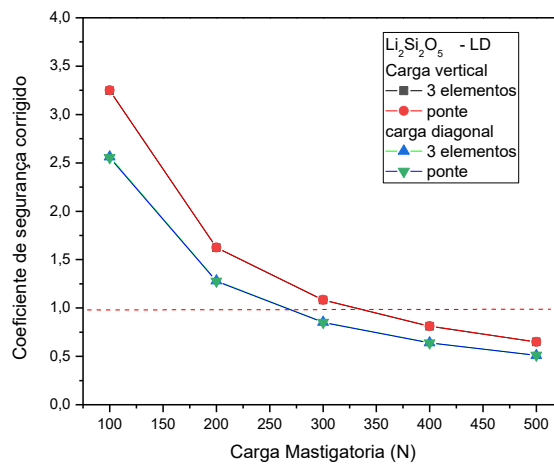




(a)



(b)



(c)

Figura 59- Coeficientes de segurança calculados com bases na correção dos erros percentuais: (a) 3Y-PSZ, (b) 5Y-TZP e (c) LD. Fonte: Autora

A Tabela 17 lista os coeficientes de segurança obtidos para os conectores com base nos valores tensões principais (máximos e mínimos). Estes coeficientes foram calculados com bases na teoria MNS com os valores de limite de resistência, listados na Tabela 4, e considerando os percentuais de erro para cada material, encontrados nas simulações numéricas do ensaio de flexão com pistão e 3 esferas.

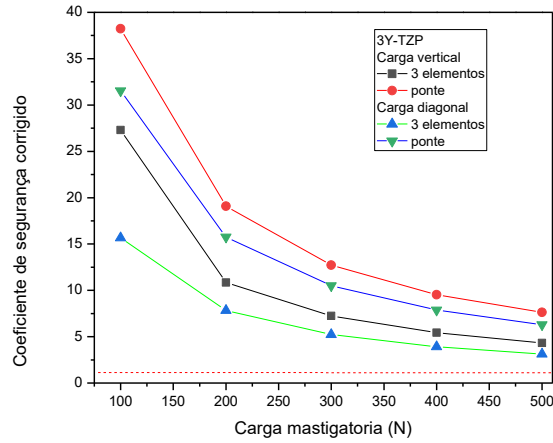
Tabela 17 - Coeficientes de segurança (CS) calculado nos conectores com percentual de erro. Fonte: Autora.

Material	Carga (N)	Vertical		Diagonal	
		3 dentes	Ponte	3 dentes	Ponte
3Y-TZP	500	4,33	7,63	3,13	6,30
	400	5,43	9,54	3,91	7,88
	300	7,23	12,73	5,22	10,50
	200	10,85	19,08	7,83	15,77
	100	27,29	38,23	15,66	31,53
5Y-PSZ	500	1,66	2,90	1,19	2,40
	400	2,07	3,62	1,49	3,00
	300	2,76	4,83	1,99	3,99
	200	4,14	7,26	2,98	5,99
	100	8,35	14,51	5,96	11,98
LD	500	1,11	1,89	0,93	1,87
	400	1,39	2,36	1,17	2,34
	300	1,86	3,15	1,56	3,12
	200	2,78	4,72	2,33	4,68
	100	5,57	9,64	4,67	9,36

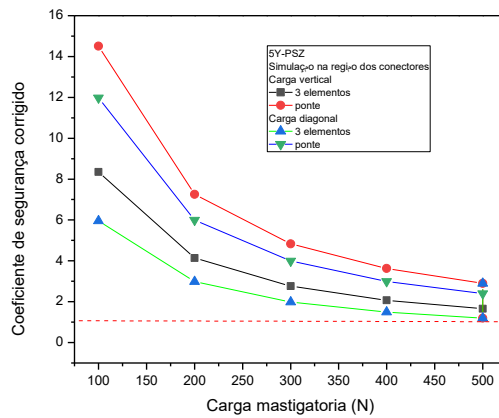
Avaliando os coeficientes de segurança calculados nos conectores das cerâmicas 3Y-TZP, 5Y-TZP apresentaram valores favoráveis à aplicação considerando as cargas máximas mastigatórias com limite de confiança dentro do esperado ou seja acima de 1. Para o LD acima de 400N de carga mastigatória os conectores entram em regiões críticas, podendo chegar a falha.

Como de acordo com as tensões na superfície das próteses de 3 elementos os materiais 5Y-TZP e LD não seriam recomendados, mesmo os conectores apresentando um limite de confiança bom para 5Y-TZP, a tendência de falha está na superfície.

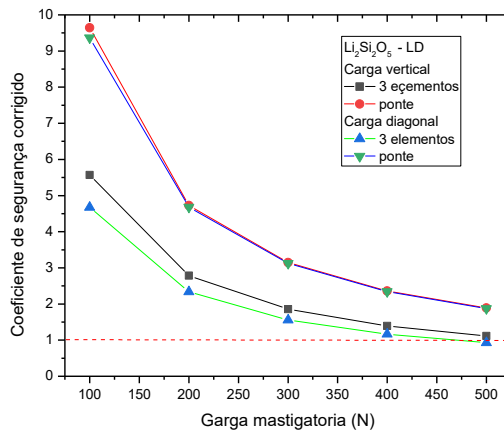
A Figura 60 mostra de forma gráfica o que foi apresentado na Tabela 17, com os resultados de tensão nos conectores, onde abaixo da linha vermelha temos a região crítica ou seja valores menor que 1.



(a)



(b)



(c)

Figura 60- Coeficientes de segurança calculados para os conectores com bases na correção dos erros percentuais: (a) 3Y-PSZ, (b) 5Y-TZP e (c) LD. Fonte: Autora

Na Figura 60 temos os resultados para os conectores, a zona crítica fica representada abaixo da linha vermelha, ou seja, o coeficiente de segurança menor que 1, desta forma é possível reparar que apenas o material LD cruza a linha entrando na região crítica próximo as 450N, as cerâmicas 3Y-TZP e 5Y-PSZ apresentam um limite de confiança seguro para os conectores. Apesar dos resultados favoráveis as tensões nos conectores, os demais resultados apresentados de coeficiente de segurança e as normais de aplicação da ISO 6872 restringem a 3Y-TZP para uma aplicação segura em ponte de 3 elementos contendo um molar.

## 7. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho foram avaliados conforme os procedimentos estabelecidos na norma ISO 6872, para realizar as simulações numéricas, foi necessário conhecer o módulo de elasticidade cujos os valores médios encontrados são iguais a  $195,3 \pm 4,2$  GPa (3Y-TZP),  $192,2 \pm 4,8$  GPa (5Y-PSZ) e  $100,3 \pm 6,2$  GPa (LD). De formar complementar, os valores médios determinados experimentalmente para o coeficiente de Poisson foram iguais a  $0,31 \pm 0,05$  para ambas zircônias e  $0,21 \pm 0,04$  para o LD. Os valores médios destas duas propriedades elásticas junto com as medidas do ensaio de flexão biaxial foram usados em modelos de elementos finitos para fins de previsão do módulo de ruptura dos sistemas cerâmicos analisados neste trabalho. Os valores médios da resistência a flexão biaxial, determinados a partir modelos representativos dos grupos de amostras ensaiadas, são iguais a 1109,61 MPa para o 3Y-TZP, 429,05 MPa para o 5Y-PSZ e 163 MPa para o LD. Em relação aos valores médios experimentais, foram achados os valores do erro relativo absoluto de 6,7% para o 3Y-TZP, 1,1% para o 5Y-PSZ e 59,69% para o LD.

Nas simulações numéricas das próteses (ponte com 3 elementos) foram considerados os erros percentuais determinados nas análises por elementos finitos do ensaio de flexão biaxial, possibilitando assim a determinação mais realista dos coeficientes de segurança para os casos de cargas mastigatórias tanto vertical quanto diagonal. O 3Y-TZP foi o único material que atendeu aos critérios da norma ISO 6278, suportando a carga de 500 N sem indicar fratura em nenhuma condição analisada nem mesmo nos conectores ou nos pontos de aplicação de carga. Na prótese de 5Y-PSZ, o valor de carga máxima encontrado que não implica em nenhuma condição de falha foi igual a 400 N. No caso do LD, por sua vez, um material com grande concentração de fase vítrea e, portanto, maior variação % do erro relativo absoluto,

apresentou a menor resistência com 300 N de carga máxima para não falhar nos principais pontos de aplicação de carga enquanto que os conectores poderiam suportar até 450 N.

Dentre os três materiais avaliados, apenas a zircônia 3Y-TZP atende diretamente a todas as exigências pré-estabelecidas na norma ISO 6872, considerando os valores máximos das cargas de mordida e mastigação. Deste modo, sua aplicação apresenta uma maior garantia de sucesso sem a ocorrência de quaisquer falhas nos carregamentos avaliados neste trabalho. Já os demais materiais, estes necessitam de maiores cuidados quanto as suas aplicações. Embora os seus resultados não sejam satisfatórios, ambos ainda se encontram dentro dos padrões aceitáveis indicados pela norma ISO 6278. Porém, é importante ressaltar que os cálculos foram realizados em condições extremas, considerando as cargas máximas medidas nos ensaios e o maior % de diferença encontrada entre o valor real e simulado para maior confiança dos resultados.

## **8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

- Avaliar os impactos da modificação da geometria dos conectores: realizar pequena redução na anatomia dos conectores estudada, mantendo as outras condições utilizadas no presente trabalho, para conhecer os concentrados de tensão.
- Realizar uma análise de pontes de próteses dentárias com mais elementos: estender a análise realizada com uma prótese de 3 elementos para pontes de 4 ou mais elementos.
- Análise de montagem completa da prótese: avaliar todos os componentes necessários para a fixação da prótese em um paciente.
- Utilizar os resultados do tratamento térmico para novas simulações a fim de analisar se haveria diferença significativa no comportamento dos materiais.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOUSHELIB MN, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*. 2006 Sep;22(9):857-63.

AL-AMLEH B, LYONS K, SWAIN M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:641–152.

ALVES, MFRP, SIMBA, BG, CAMPOS, LQBD, FERREIRA, C, SANTOS, CD. Influence of heat-treatment protocols on mechanical behavior of lithium silicate dental ceramics. *Int J Appl Ceram Technol*. 2019; 16: 1920– 1931.

ANUSAVICE, K., J.; “Phillips Materiais Dentários”, 11ª edição, Elsevier Editora Ltda, Rio de Janeiro, 2005.

ARMAN Y, ZOR M, GUNGOR MA, AKAN E, AKSOY S. Elastic-plastic finite elements analysis of transient and residual stresses in ceramo-metal restorations. *J Biomech*. 2009 Sep 18;42(13):2104-10.

ASAI T, KAZAMA R, FUKUSHIMA M, OKIJI T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J* 2010;29:661–7.

ATTIA A, KERN M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91:247–52.

BASSALI, W. A., The transverse flexure of thin elastic plates supported at several points.



Proceedings of the Cambridge Philosophic Society, 1957, 53, 728–743.

BINDL A, MORRMANN WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *Eur J Oral Sci* 2004;112:197–204.

BORENS, M., 1995. Transparent and tinted glass ceramics for Household appliances. In: Bach, H. (Ed.), Springer-Verlag, Berlin, pp. 41–106.

BRUM, R.; MAZUR, R.; ALMEIDA, J.; BORGES, G.; CALDAS, D. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. *Operative Dentistry*, n. 36, v. 5, p. 478-85, 2011.

Byrne, W. P. and Morrell, R., Results of the UK Interlaboratory Strength Test Exercise. NPL Report CMMT (A) 296, November 2000.

CAPARROSO PEREZ, CARLOS BERNARDO ; MARIN MUNOZ, DIANA VIRGINIA ; Echavarría Velasquez, Alejandro *Revista Facultad de Odontología*, July, 2011, p.186(12)

CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M, TORRE JP, PEILLE CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45–61.

CHRISTENSEN GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* 2007;138:662–5.

CRONIN, R.J.; CAGNA, D.R.; “An Update on Fixed Prosthodontics”, *J Am Dental Assoc*, v.128, pp. 425-436, 1997.

CULP L, MCLAREN EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31:716–25.

DE MOLON, DE AVILA R. S., DORIGATTI E. ; AUGUSTO C.J. ; ALMEIDA, C.M. ; CAPELOZZA-FILHO, LEOPOLDINO ; BARROS B., GÓMEZ-MORENO L.A., G ; MIJIRITSKY, Optimizing Maxillary Aesthetics of a Severe Compromised Tooth through Orthodontic Movement and Dental Implants E Case reports in dentistry, Vol. 2014, p.103808-10

DELLA BONA A, ANUSAVICE KJ, DEHOFF PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003 Nov;19(7):662-9.

DELLA BONA A, KELLY JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep;139 Suppl:8S-13S.

DITTMER MP, KOHORST P, BORCHERS L, STIESCH M. Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 63 –8.

DITTMER MP, KOHORST P, BORCHERS L, STIESCH-SCHOLZ M. Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture. *Acta Biomater.* 2009 May;5(4):1349-55.

DONOVAN TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139 Suppl:14S-8S.

EBEID K, WILLE S, HAMDY A, SALAH T, EL-ETREBY A, KERN M, Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia, *Dental Materials*, Volume 30, Issue 12, 2014, Pages e419-e424,

FASBINDER D.J.; DENNISON J.B.; HEYS D.; NEIVA G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns: a two-year report. *The Journal of the American Dental Association*, v. 2 suppl, p.10 s-14s, 2010.

FISCHER J, STAWARCZYK B, HAMMERLE CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008 May;36(5):316-21.

FISCHER J, STAWARCZYK B, TROTTMANN A, HAMMERLE CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater.* 2009 Mar;25(3):326-30.

GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOE RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703–4.

GEHRE G, KAPPERT HF. Vollkeramische Systeme. In: Kappert HF, Eichner K, editors. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung—Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten.* Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2008. p. 268–312.

GENG JP, TAN KB, LIU GR Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.

GENG JP, TAN KB, LIU GR Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.

GIORDANO, R.A.; PELLETIER, L., CAMPBELL, S., POBER, R.; “Flexural Strength of an Infused Ceramic, Glass Ceramic and Feldspathic Porcelain”, *J Prosthetic Dentistry*, v.73, n.5, pp. 411-418, 1995.

GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):449-56.

GUAZZATO, M.; ALBAKRY, M.; RINGER, S.P.; SWAIN, M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and aluminaglass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, Kidlington, v. 20, p. 441-448, 2004.

GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NR. Allceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, v. 55, n.2, p. 333-52, 2011.

GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 434–42

GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23:434–42.

HABIBE, C. H, Avaliação de propriedades de uma nova cerâmica dentaria nacional, *Cadernos UNIFOA*, 27p, 2011.

HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all- ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;

HICKEL R, MANART J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3:45–64.

HILL, R., HOWARD, C.J., 1987. Quantitative phase Analysis from neutron powder diffraction data using the Rietveld method. *J. Appl. Crystallogr.* 20, 467–474.

HOLLAND, W., RHEINBERGER, V., APEL, E., RITZBERGER, C., ROTHBRUST, F., KAPPERT, H., KRUMEICH, F., NESPER, R., 2009. Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *J. Eur. Ceram. Soc.* 29,1291–1297,

HOLLAND, W., RHEINBERGER, V., APEL, E., VAN'T HOEN, C., 2007. Principles and phenomena of bioengineering with glass- ceramics for dental restoration. *J. Eur. Ceram. Soc.* 27, 1521–1526,

ISO 13356-15, 2015. INTERNATIONAL ORGANIZATION for STANDARDIZATION, Implants for Surgery – Ceramic Materials Based on Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia (Y-TZP), ISO 13356, p. 13p.

JONES. D.W.; “Desenvolvimento da Cerâmica Odontológica – Uma Perspectiva Histórica”, *Clin Odontol Am Norte – Simpósio sobre Cerâmicas*, pp. 1-26, 1988.),

JOSÉ DOS SANTOS JUNIOR, 1995, Oclusão clinica, atlas colorido, Livraria Santos Editora Ltda., 1º Edição p. 34-37

KANG SH, CHANG J, SON HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry and Endodontics*, v. 38, n. 3, p. 134-40, 2013.

KANG, S.H., CHANG, J., SON, H.H., 2013. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor. Dent. Endod.* 38, 134–140.

KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D., “Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Prospectives”, *J Prosthet Dent*, v.75, n.1, pp. 18-32, 1996.).

KENNETH, J.A. OSAMA, M.J., Time- dependente Fracture Probability of Bilayer, Lithium-Disilicate-base, Glass-ceramic, Molar Crons as a Function of core/ veneer thickness Ratio and Load Orientation, , *Dental Materials* 29 (2013) 1132- 1138.

KERN, M.; DOUGLAS, W.H.; FECHTIG, T., STUB, J.R., DELONG, R., “Fracture Strength of All-Porcelain, Resin-Bonded Bridges After Testing in an Artificial Oral Environment”, *J Dent*, v.21, pp. 117-121, 1993. with Ceramic Oxides’; *Br Dent J*, v.119, pp. 251-267, 1965.

KINA, S.; BRUGERA, A. Invisível: restaurações estéticas cerâmicas. 2º Ed. Maringá: Dental Press. 2008:419p.

Kirstein, A. F. and Woolley, R. M., Symmetrical bending of thin circular elastic plates on equally spaced point supports. *J. Res. Natl. Bur. Stand., Sect. C*, 1967, 71, 1–10.

KLIPPEL G.G.P., MELO-SILVA C.L. MELO-SILVA T.C.F, ELIAS C.N, BIASI R.S., SANTOS C. Shear Bond Strength of Lithium Disilicate to Resin Cement After Treatment with Hydrofluoric Acid and a Self-etching Ceramic Primer. *Materials Research* 2021, v. 24, n. 4.

KOHAL RJ, KLAUS G, STRUB JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:565–71.

- KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999 Nov;15(6):426-33.
- KRELL, A., “Improved Hardness and Hierarchic Influences on Wear in Submicron Sintered Alumina”, *Mat Sci Engin*, v. 209, n.4, pp. 156-163, 1996
- KRIMM, S.; TOBOLSKY, A. V. Quantitative x-ray studies of order in amorphous and crystalline polymers. Quantitative x-ray determination of crystallinity in polyethylene. *Journal of Polymer Science*, New York, v. 7, n. 1, p. 57-76, 1951.
- LAKSHMI, R.D. ABRAHAM, A. SEKAR, V. HARIHARAN, Influence of Conector Dimensions on the Stress Distribution of Monolithic Zircônia and Lithium-di-Silicate Inlay Retained Fixed Dental Prostheses- A 3D Finite Elemento Analysis, *Tanta Dental Journal* 12 (2015) 56-64.
- LAMPE K, LUTHY H, MORMANN WH. Fracture load of all ceramic computer crowns. In: Mormann WH, editor. *CAD/ CAM in aesthetic dentistry: CEREC 10 year anniversary symposium*. Chicago, IL: Quintessence; 1996.
- LANGE FF. Transformation toughening: Part 2 contribution to fracture- toughness. *J Mater Sci* 1982;17:235–9.
- LIN J, SHINYA A, GOMI H, SHINYA A. Finite element analysis to compare stress distribution of connector of lithia-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *Odontology* 2012; 100: 96 –9.
- LIU PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:482–8.
- LUGHI V, SERGO V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 2010; 26(8): 807-820.
- LUTHARDT RG, SANDKUHL O, REITZ B. Zirconia-TZP and alumina – advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7:113–9.
- MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R. BUONOCORE Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481–508.

MATINLINNA JP, LASSILA LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater* 2011; 27: 273–80.

MCLEAN, J.W., “Evolution of Dental in the Twentieth Century”, *J Prosthetic Dentistry*, v. 85, n.1, pp. 62-66, 2001.

MCLEAN, J.W.; HUGHES, T.H.; “The Reinforcement of Dental Porcelain[58] KRELL, A., “Improved Hardness and Hierarchic Influences on Wear in Submicron Sintered Alumina”, *Mat Sci Engin*, v. 209, n.4, pp. 156-163, 1996.

MEYENBERG KH, Lu” thy H, SCHAEER P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7:73–80.

MITOV, G., HEINTZE D.S., WALZ S., WOLL, K., MUECKLICH, F., POSPIECH, P., Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures, *Dental Materials*, Volume 28, Issue 8, 2012, Pages 909-918,

MIYAZAKI T, NAKAMURA T, MATSUMURA H, BAN S, KOBAYASHI T. CURRENT status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236–61.

MORRELL, R., MCCORMICK, N. J., BEVAN, J., LODEIRO, M. AND MARGETSON, J., Biaxial disc flexure-modulus and strength testing. *Bri. Ceram. Trans.*, 1999, 98, 234–240.

MOTTA AB, PEREIRA LC, da CUNHA AR, DUDA FP The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs* 2008;32:283-91.

OH WS, ANUSAVICE KJ Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536-42.

PICONI C, MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.

PICONI C, MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.

PJETURSSON BE, SAILER I, ZWAHLEN M, HAMMERLE CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:73-85.

RITTER, R.G., 2010. Multifunctional uses of a novel ceramic-litium dissilicate. *J. Esthet. Restor. Dent.* 22, 332–341,

SAILER I, FEHER A, FILSER F, GAUCKLER LJ, LUTTHY H, HAMMERLE CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383–8.

SAILER I, PJETURSSON BE, ZWAHLEN M, HAMMERLE CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:86-96.

SCHERRER SS, QUINN GD, QUINN JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008 Aug;24(8):1107-13

SCHMITTER, M., MUELLER, D. AND RUES, S. *In vitro* chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* (2013), 40: 519-525

SHETTY, D. K., ROSENFELD, A. R., MCGUIRE, P., BANSAL, G. K. AND DUCKWORTH, W. H., Biaxial flexure test for ceramics. *Ceramic Bulletin*, 1980, 59, 1193–1997.

SHIGLEY, JOSEPH E. “Projeto de Engenharia mecânica”, 7ed, Bookman 2005, Capítulo 6: Falhas resultantes de carregamento estático.

SILVA NR, BONFANTE EA, MARTINS LM, VALVERDE GB, THOMPSON VP, FERENCZ JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of Dental Research*, v. 91, n. 3, p. 305-10, 2012.

SIMBA B.G., RIBEIRO M.V., SUZUKI P.A., ALVES M.F.R.P., STRECKER K., SANTOS C, Mechanical properties of lithium metasilicate after short-term thermal treatments, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 98, 2019, Pages 179-186.

SORENSEN JA, CRUZ M, MITO WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:95-106; quiz 108.

SPRINGATE SD, WINCHESTER LJ. AN evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod* 1991;18:203-9.

TAKABA M, TANAKA S, ISHIURA I, BABA K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *J Prosthodont* 2013;22:402–7.

Timoshenko, S. P. and Woinowsky-Krieger, S., *Theory of Plates and Shells*, 2nd edn. McGraw-Hill International Editions, New York, 1959.

TYSOWSKY GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today* 2009;28:112–3.

VINES, R.F.; SEMMELMAN, J.O., LEE, P.W.; FONVIELLE, F.D.; “Mechanisms Involved in Securing Dense, Vitrified Ceramics from Pre-Shaped Partly Crystalline Bodies”, *J Am Ceram Soc*, v.41, pp. 304-308, 1958.

Vitman, F. F. and Pukh, V. P., A method for determining the strength of sheet glass. *Zavod. Lab.*, 1973, 29, 863–867.

WANG H, ABOUSHELIB MN, FEILZER AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*. 2008 May;24(5):633-8.

WANG, X., JIAN, Y, GUESS, P.C. SWAIN, M.V. ZHANG, X.P., ZHAO, K. Effect of Core Ceramic Grinding on Frature Behaviour of Bilayered Lithium Disilicate Glass-ceramic under two Loading Schemes, *Journal of Dentistry* 42 (2014) 1436-1445.

Ward, F. Análise de tensões em sistemas cerâmicos monolíticos de próteses dentárias para aplicação em restaurações de molar, *Dissertação de mestrado*, Universidade Federal fluminensa UFF, 96pag 2020.

WEINSTEIM, M., KATZ, S., WEINSTEIN, A.B.; “Fused Porcelain-to-Metal Teeth”, *US PATENT* 3052, 982, 1962.

WHITE SN, MIKLUS VG, MCLAREN EA, LANG LA, CAPUTO AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005 Aug;94(2):125-31.

WIEDHAHN K. CEREC VENEERS: esthetics and longevity. In: Mormann WH, editor. *State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC*. Surrey: Quintessence Publishing; 2006.



WOLFART S, HARDER S, ESCHBACH S, LEHMANN F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci* 2009;117:741–9.

Yamashita, K. Tsukuma, 2005. Phase separation and hydrothermal degradation of 3 mol % Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-ZrO<sub>2</sub> ceramics. *J. Ceram. Soc. Jpn.* 113, 530–533.

ZHANG Z, LI Q, LI W, SWAIN M. Transient modelling of thermal processing for ceramic prostheses. *J Austr Ceram Society.* 2009;45 (2):40-8.

Zhang, F., Reveron, H., Spies, B.C., Van Meerbeek, B., Chevalier, J., 2019. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicat glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomater.* 91,24-34

ZHANG, Y. MAI, Z. BARANI, A. BUSH, M. LAWN, B., Fracture- Resistant Monolithic Dental Crowns, *Dental Materils* (2015) 2697.

**Anexo 1- Figuras da distribuição da tensão máxima principal e tensão mínima principal.**

**Tensão máxima principal carga 500N na vertical nos 3 dentes**

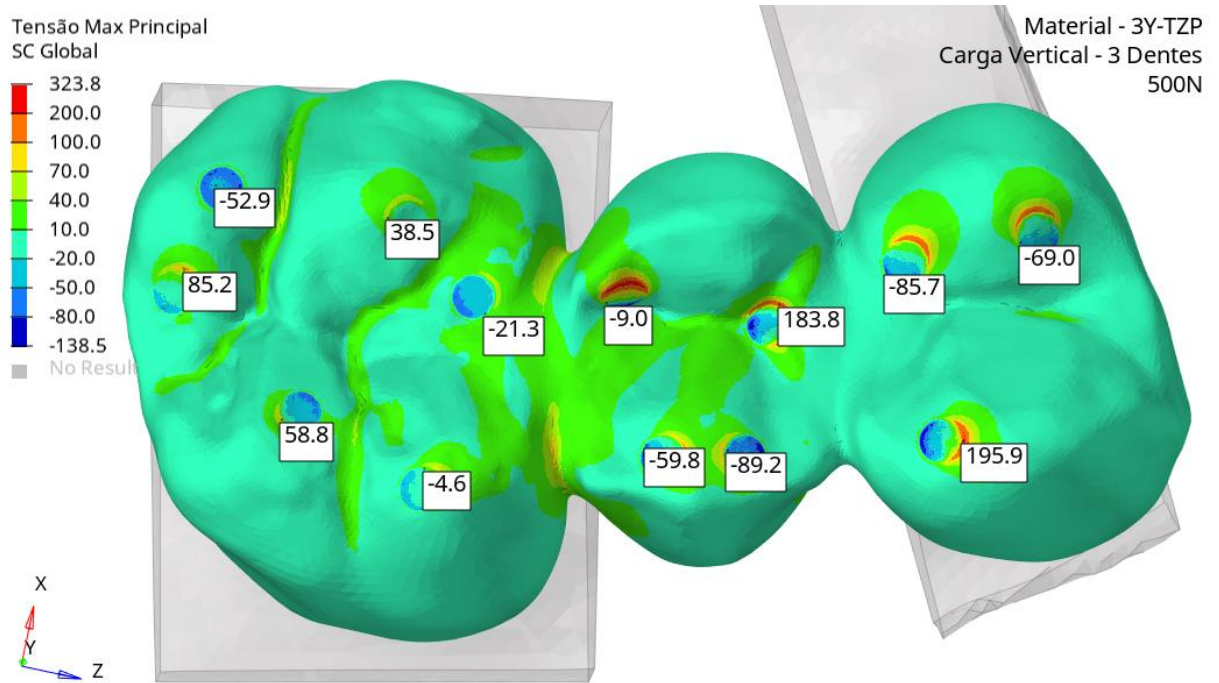


Figura A.1- distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.

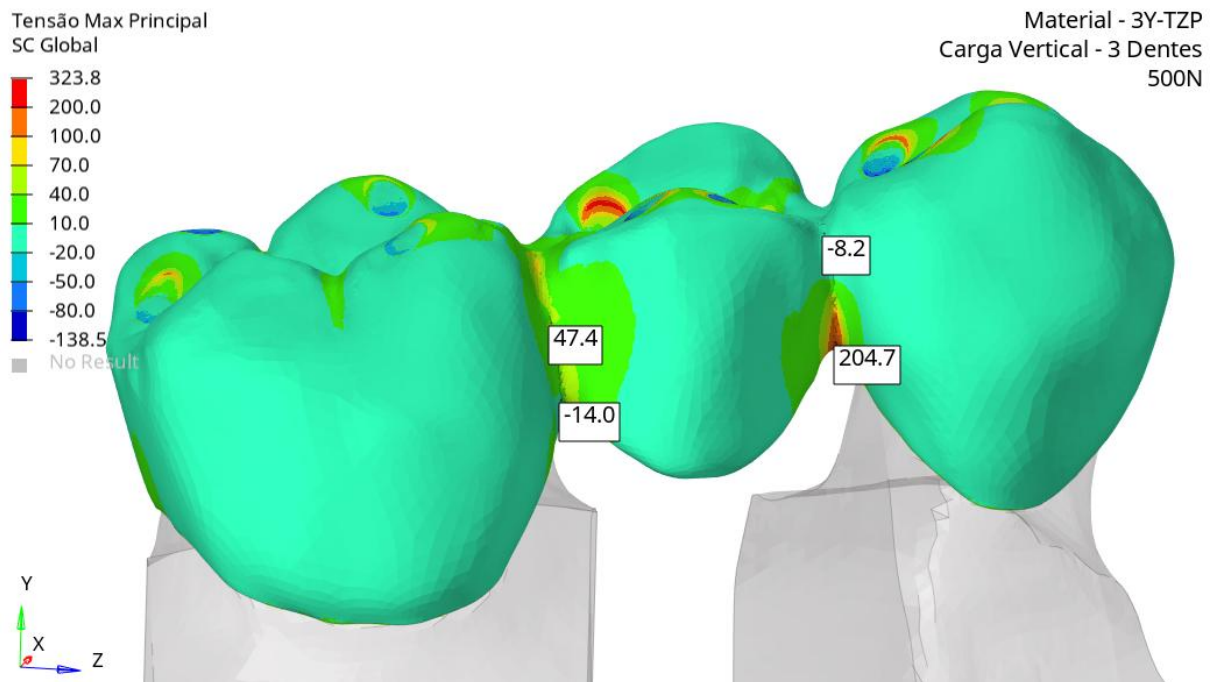


Figura A.2- distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.

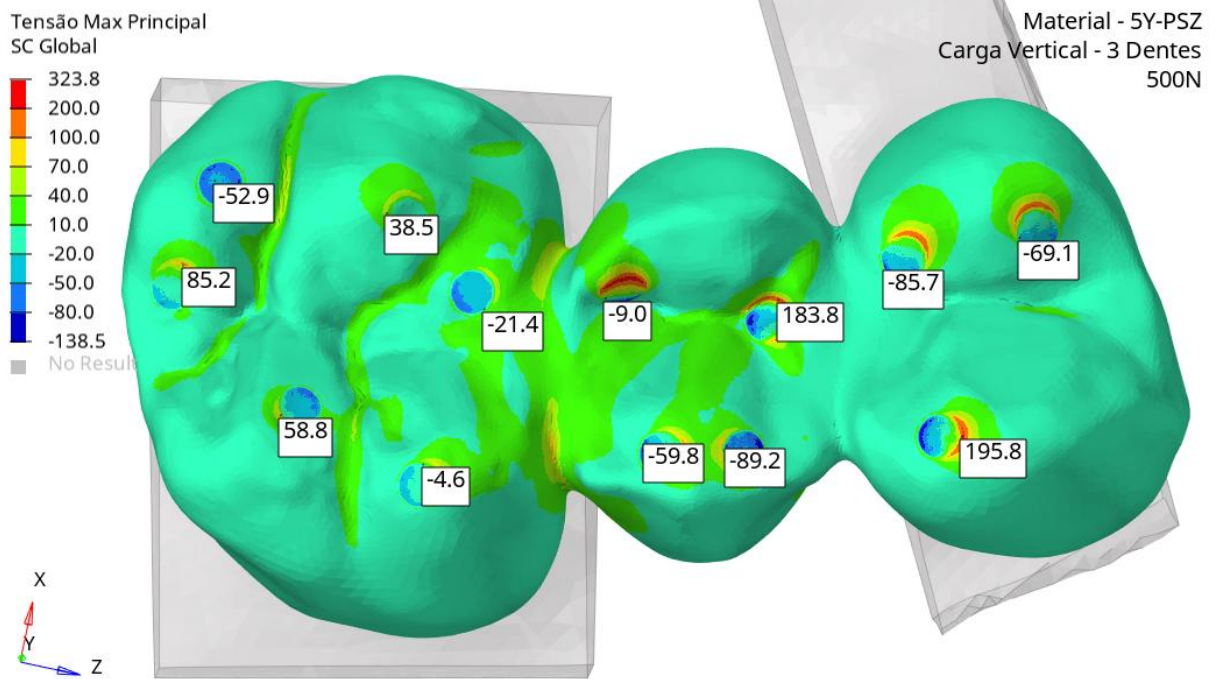


Figura A.3- distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

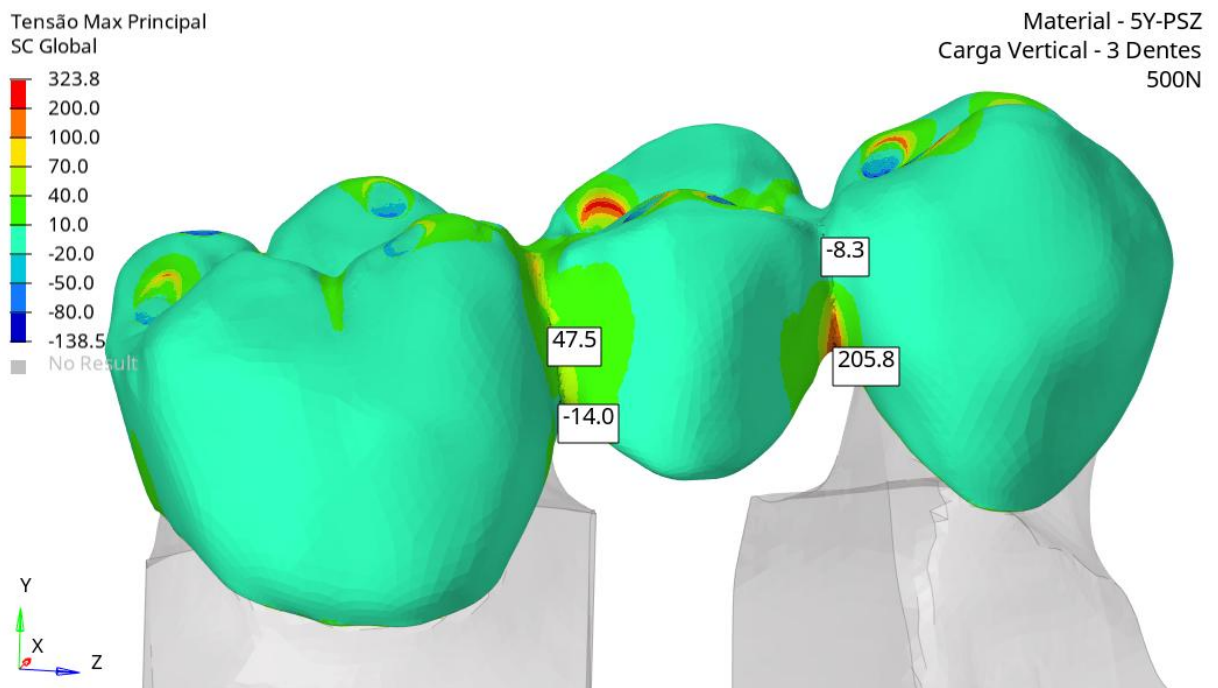


Figura A.4- distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

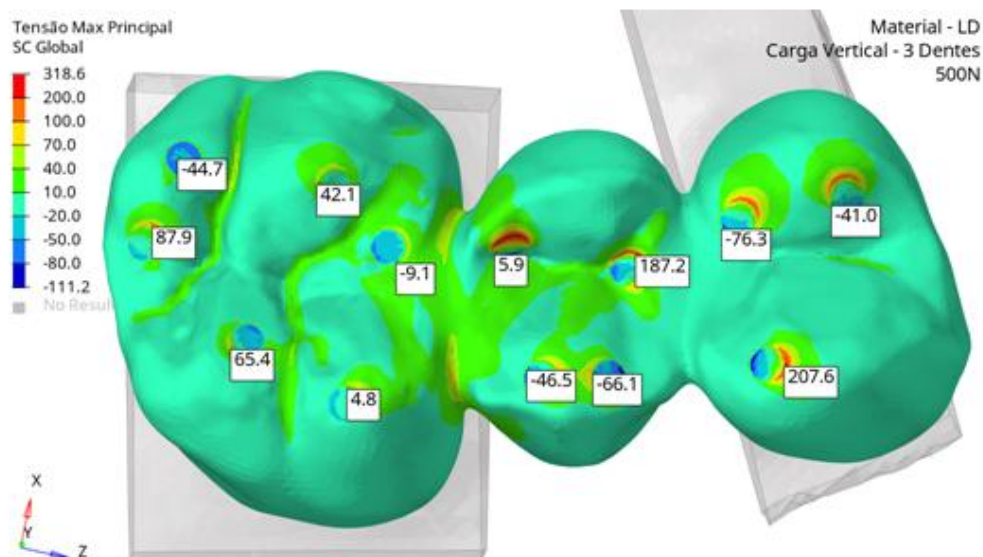


Figura A.5- distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N nos 3 dentes para LD.

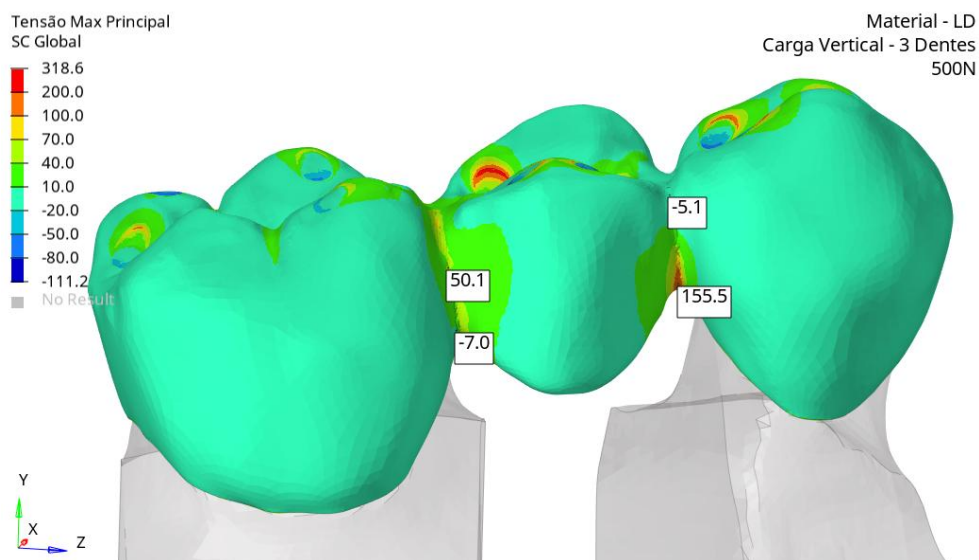


Figura A.6- distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N nos 3 dentes para LD.

## Distribuição da tensão máxima principal carga 500N na vertical concentrada no pântico

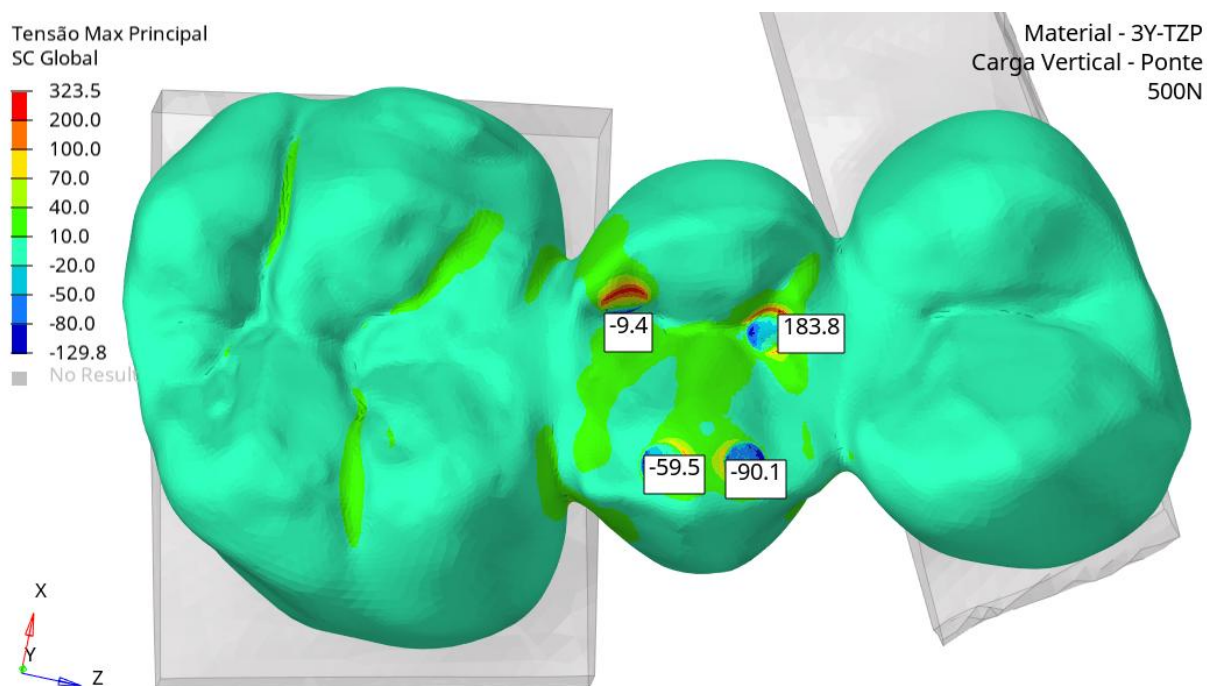


Figura A.7- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N no pântico para 3Y-TZP.

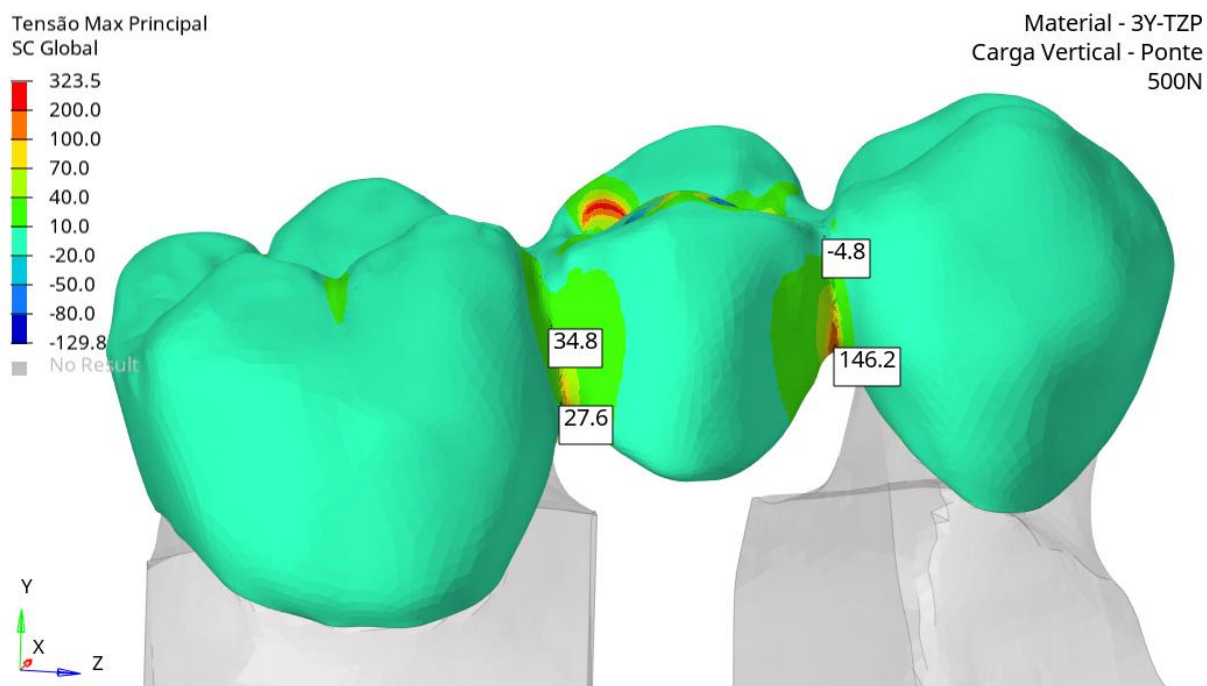


Figura A.8- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N no pântico para 3Y-TZP.

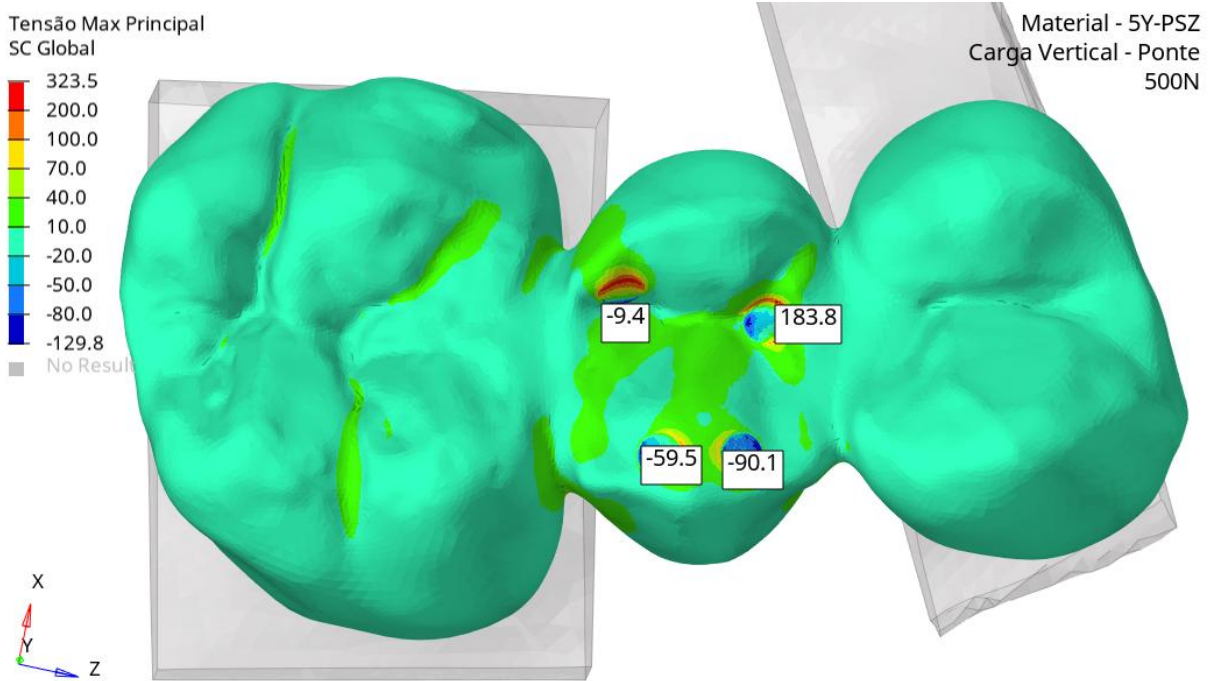


Figura A.9- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N no pântico para 5Y-PSZ.

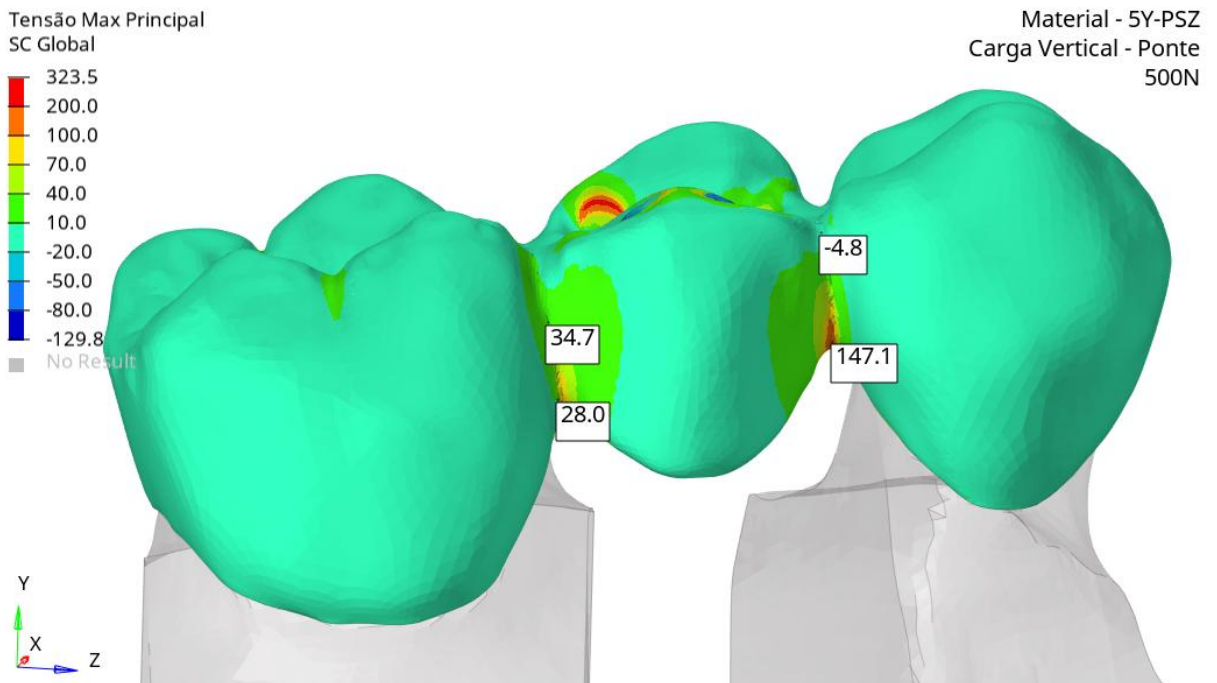


Figura A.10- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N no pântico para 5Y-PSZ.

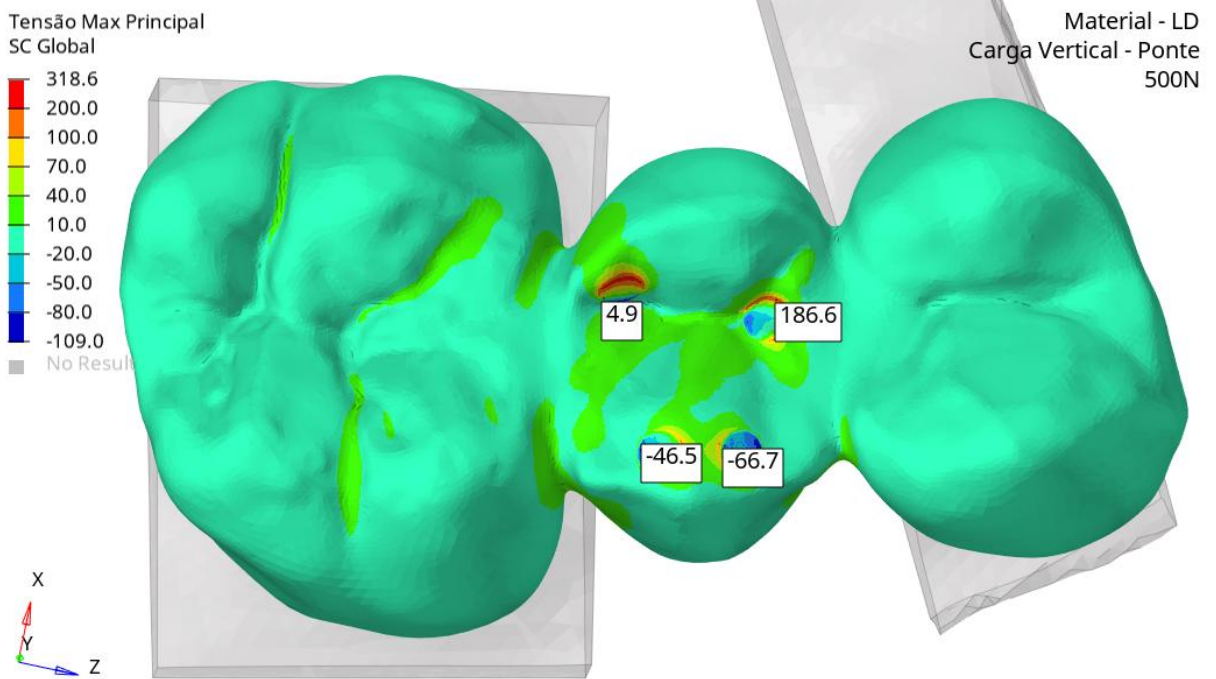


Figura A.11- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento de 500N no pântico para LD.

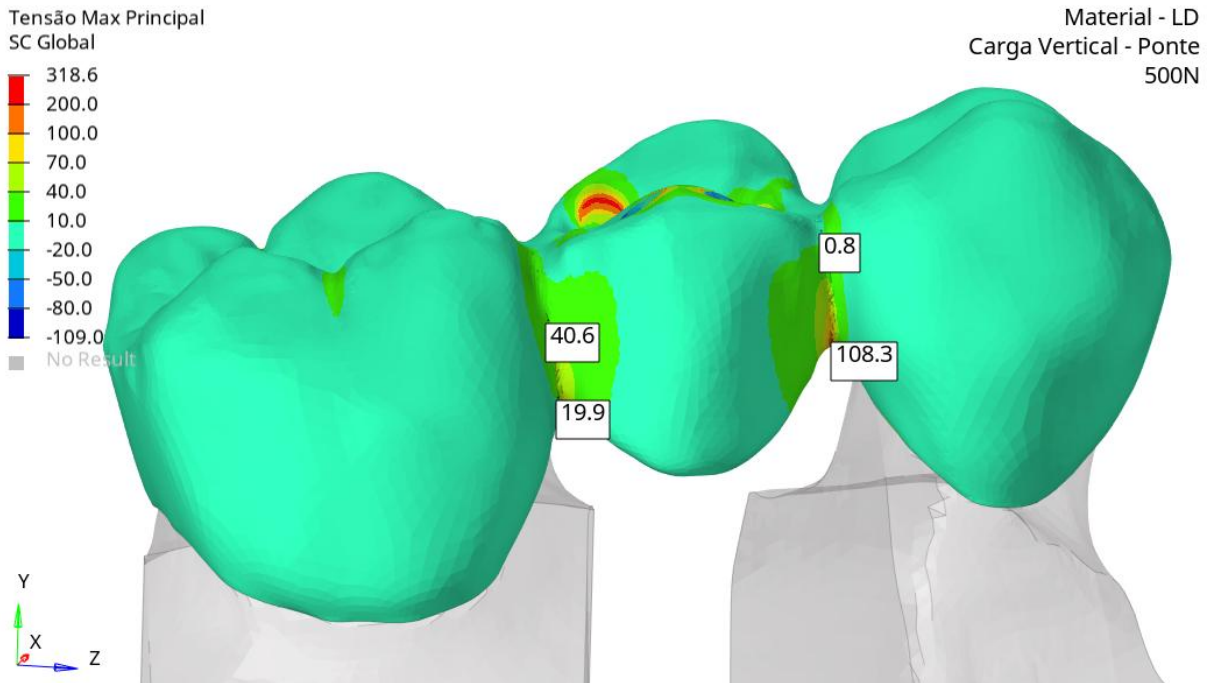


Figura A.12- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N no pântico para LD.

**Distribuição da tensão máxima principal carga 500N diagonal 3 dentes**

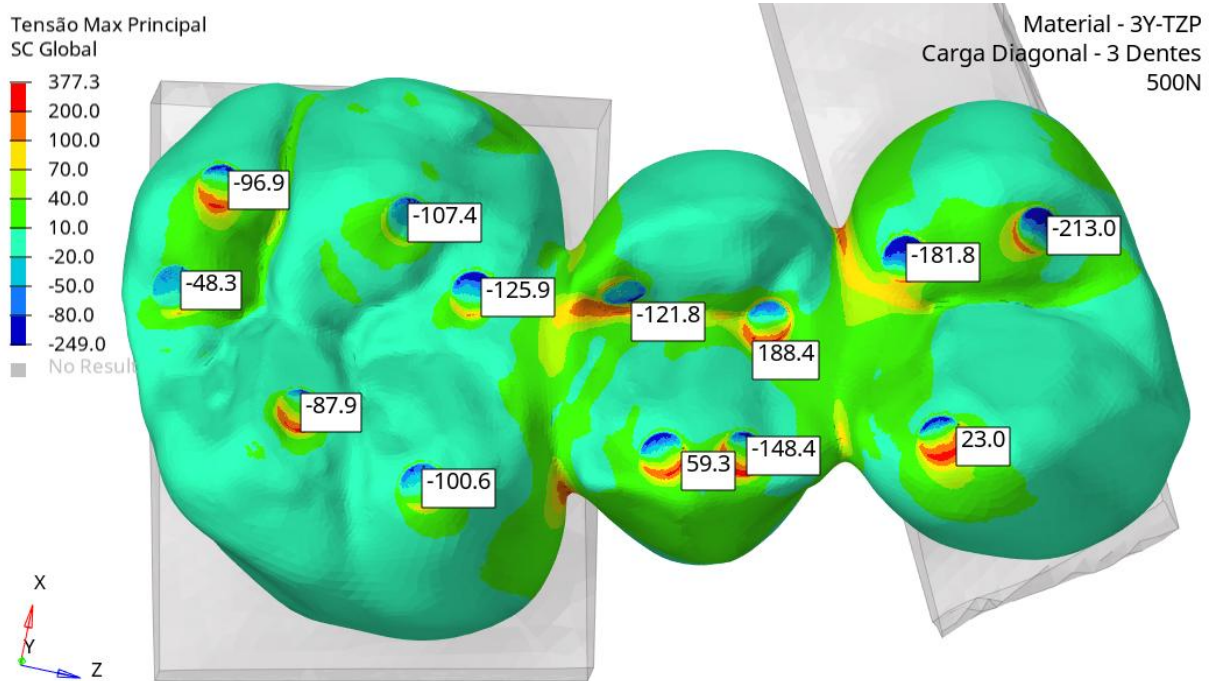


Figura A.13- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.

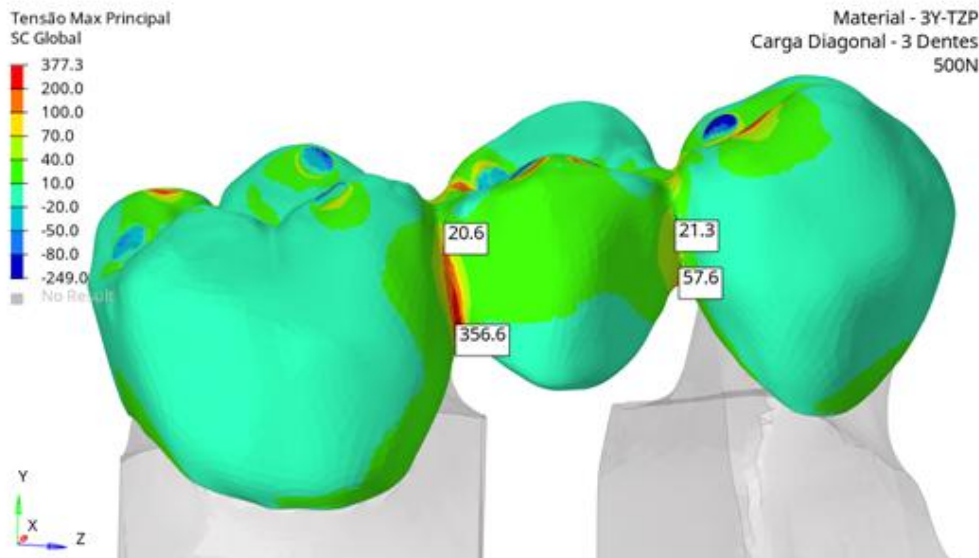


Figura A.14- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.



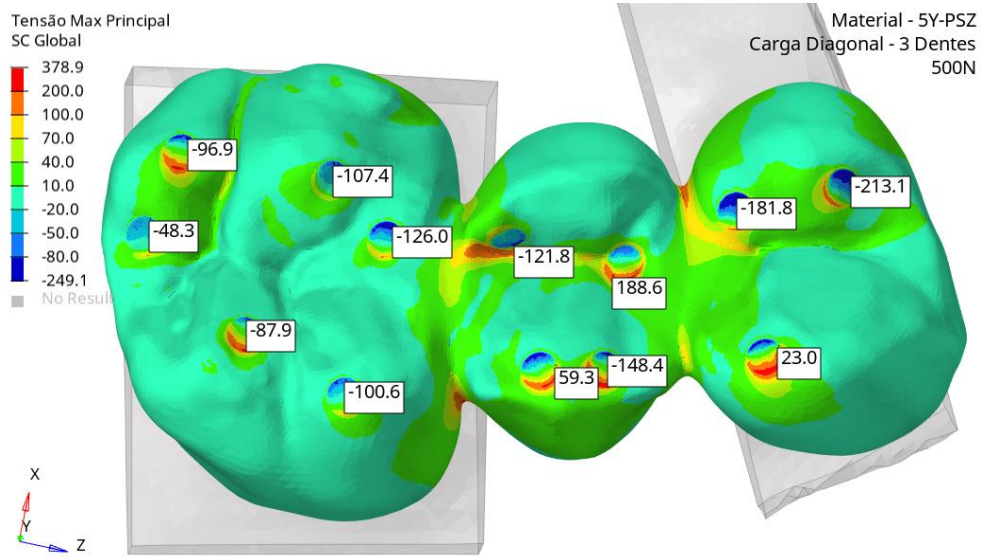


Figura A.15- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

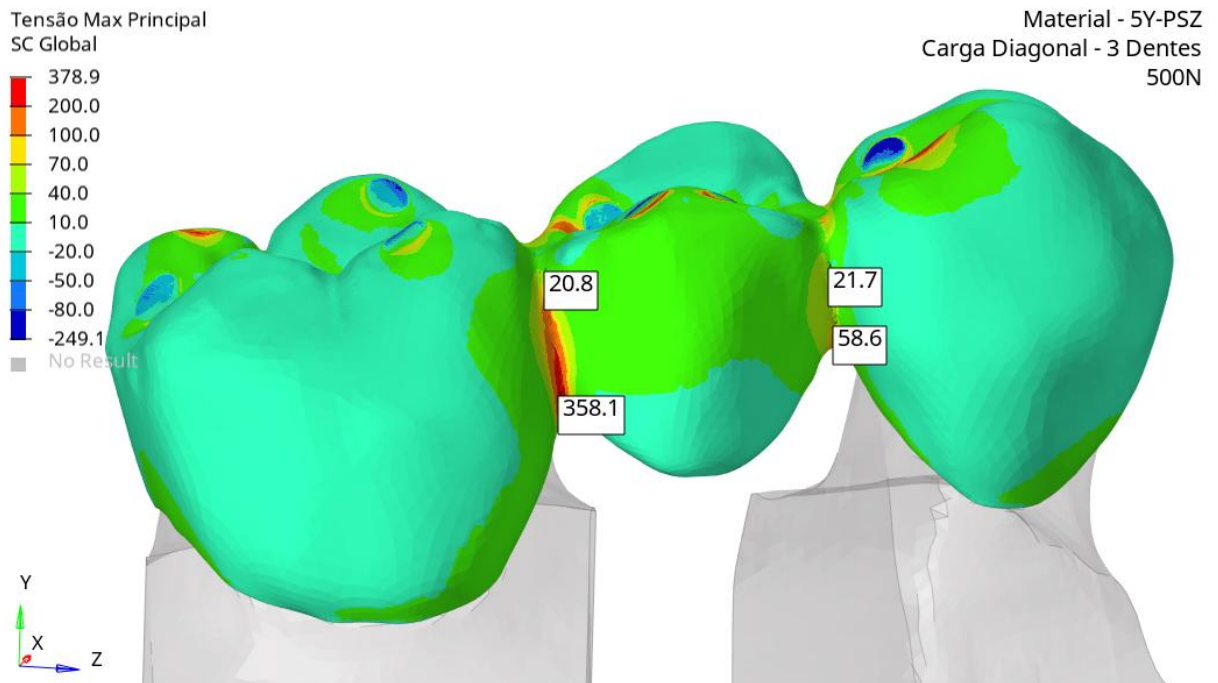


Figura A.16- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

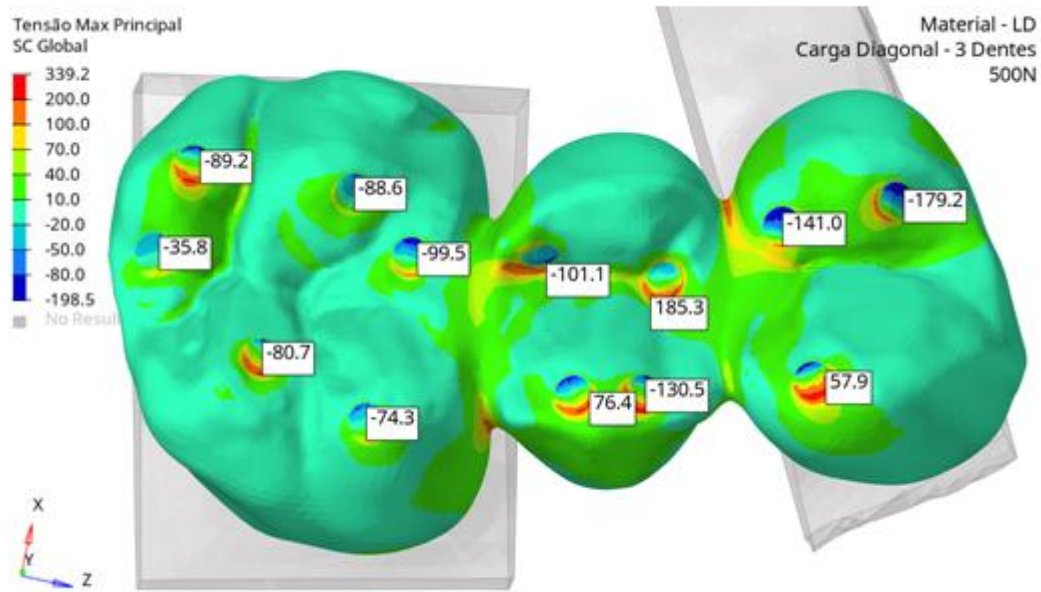


Figura A.17- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para LD.

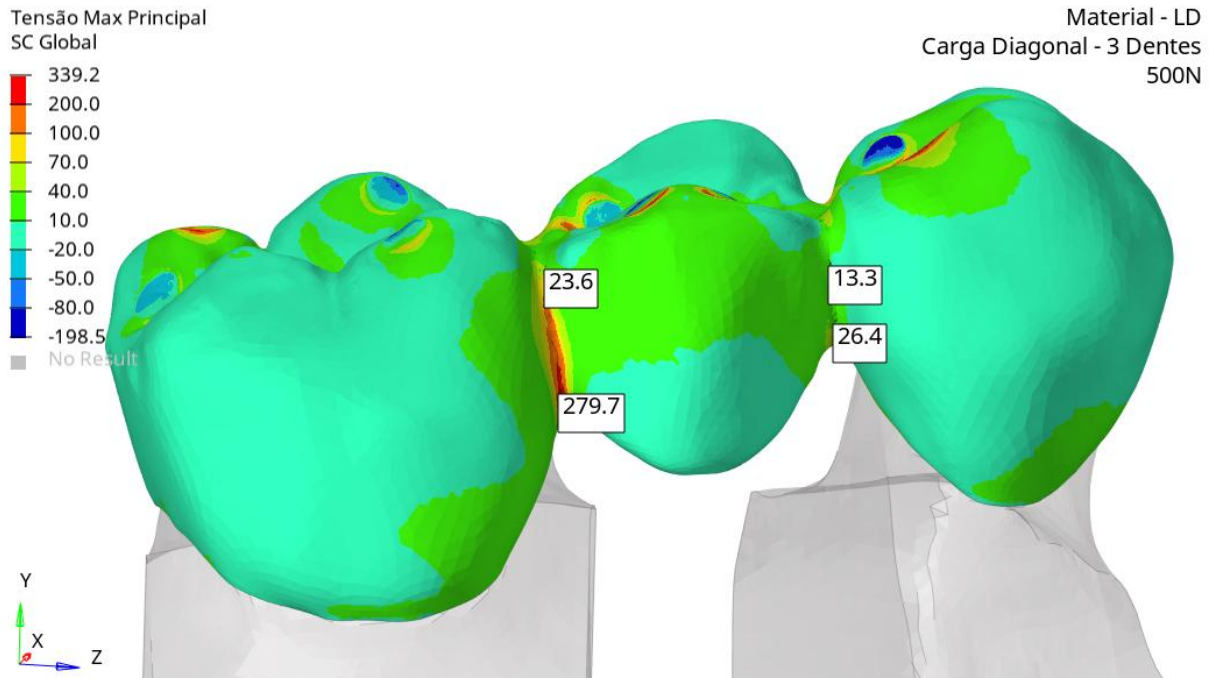


Figura A.18- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N no pântico para LD.

**Distribuição da tensão máxima principal carga 500N diagonal no pântico**

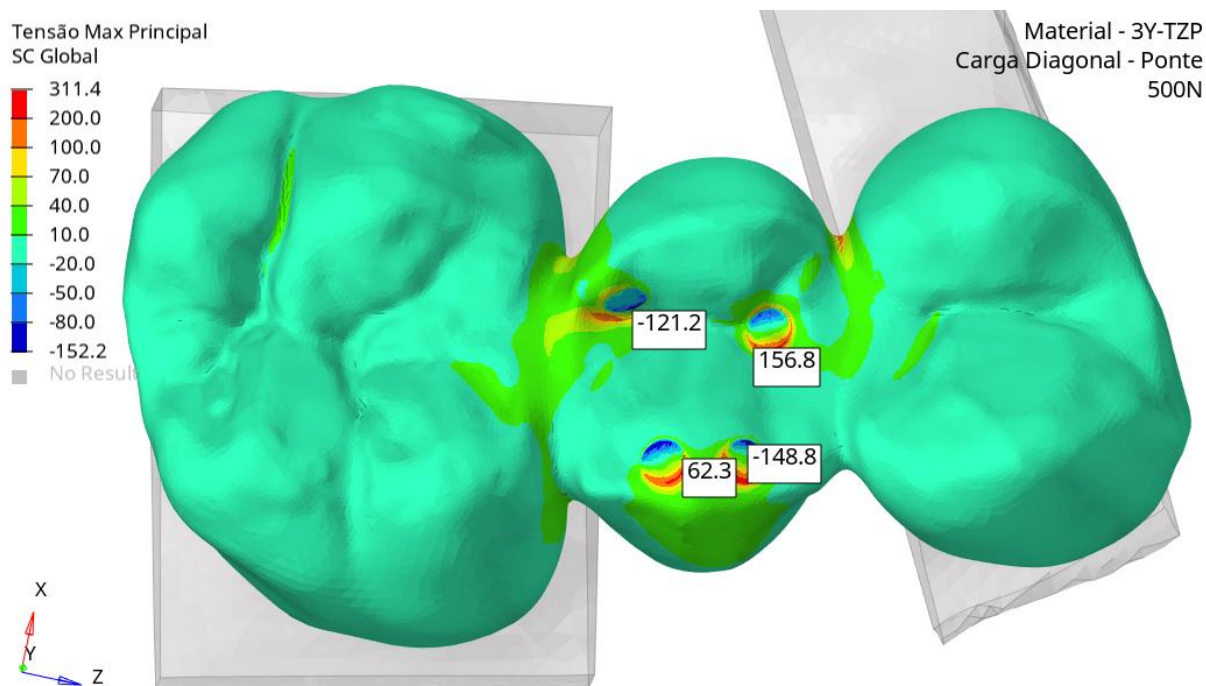


Figura A.19- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 3Y-PSZ.

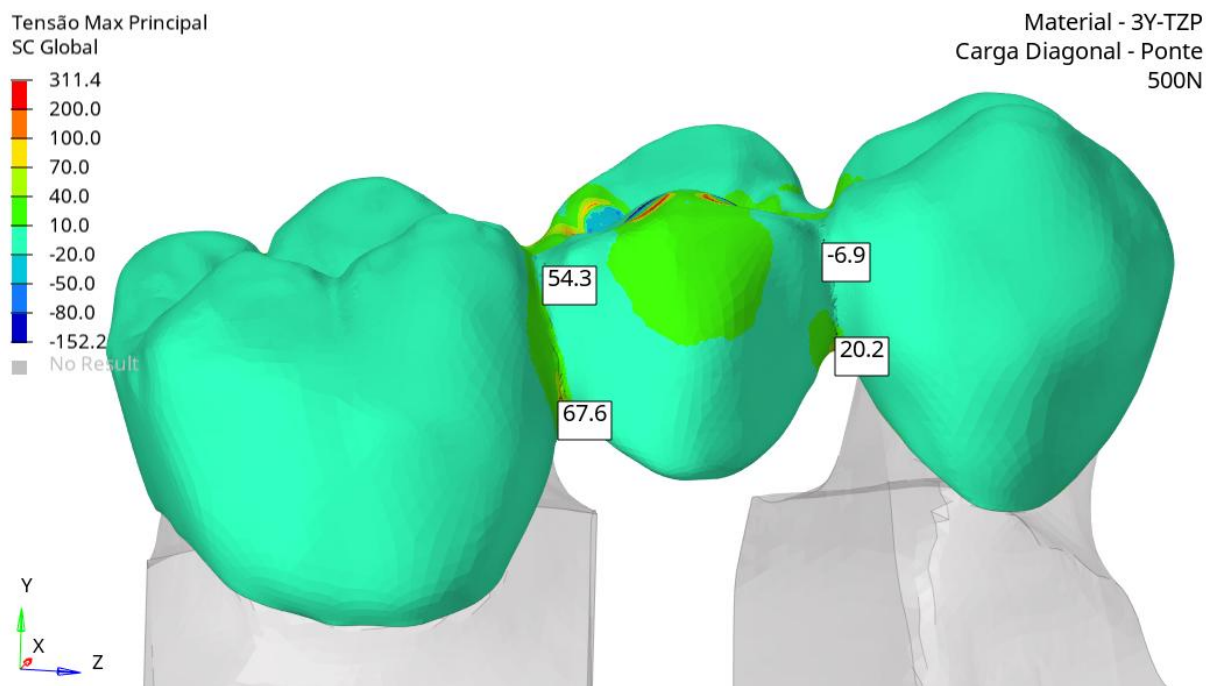


Figura A.20- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 3Y-PSZ.

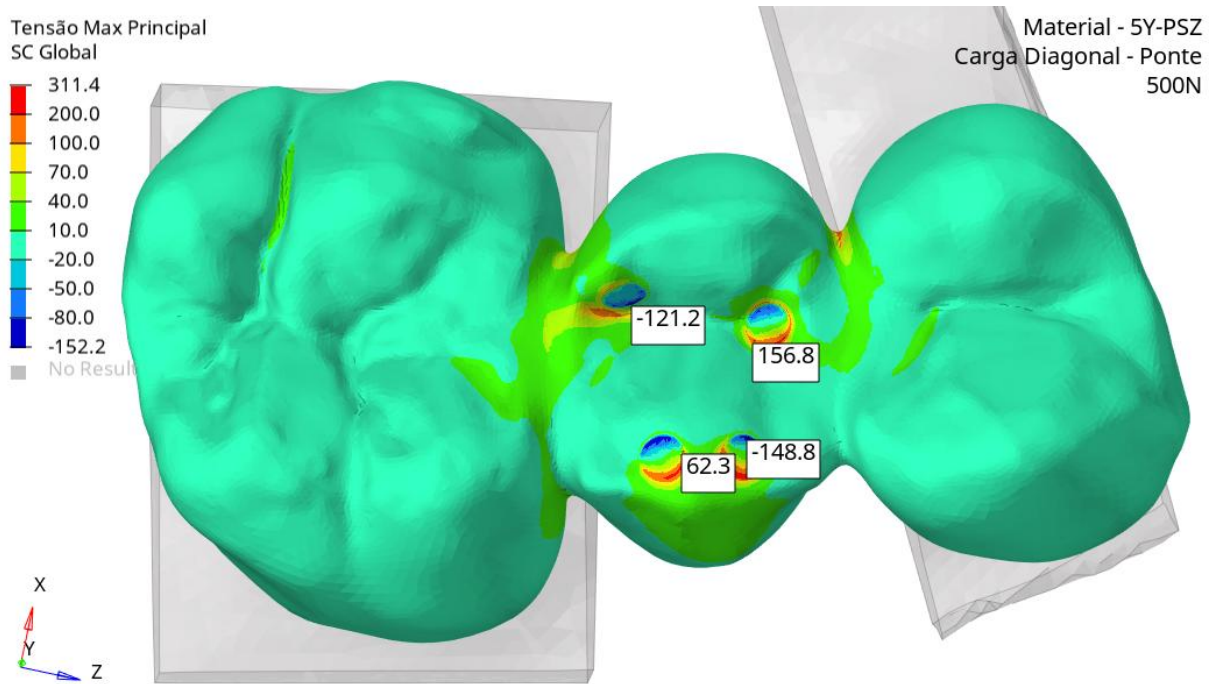


Figura A.21- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 5Y-TZP.

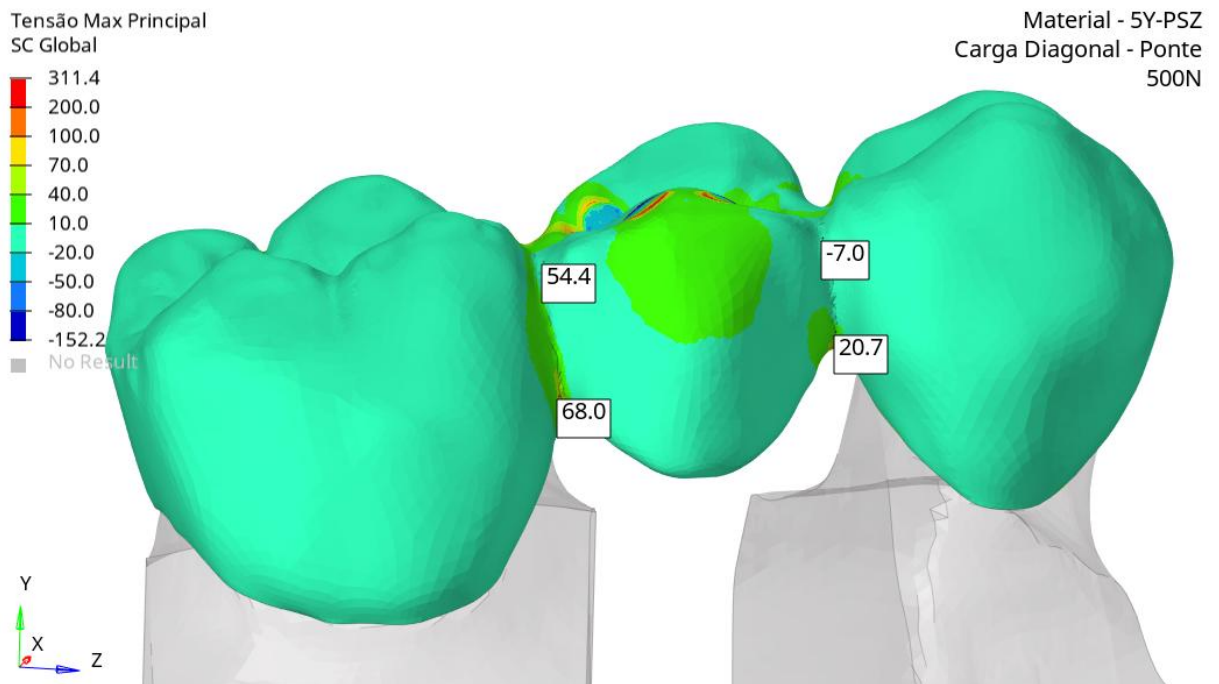


Figura A.22- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 5Y-TZP.

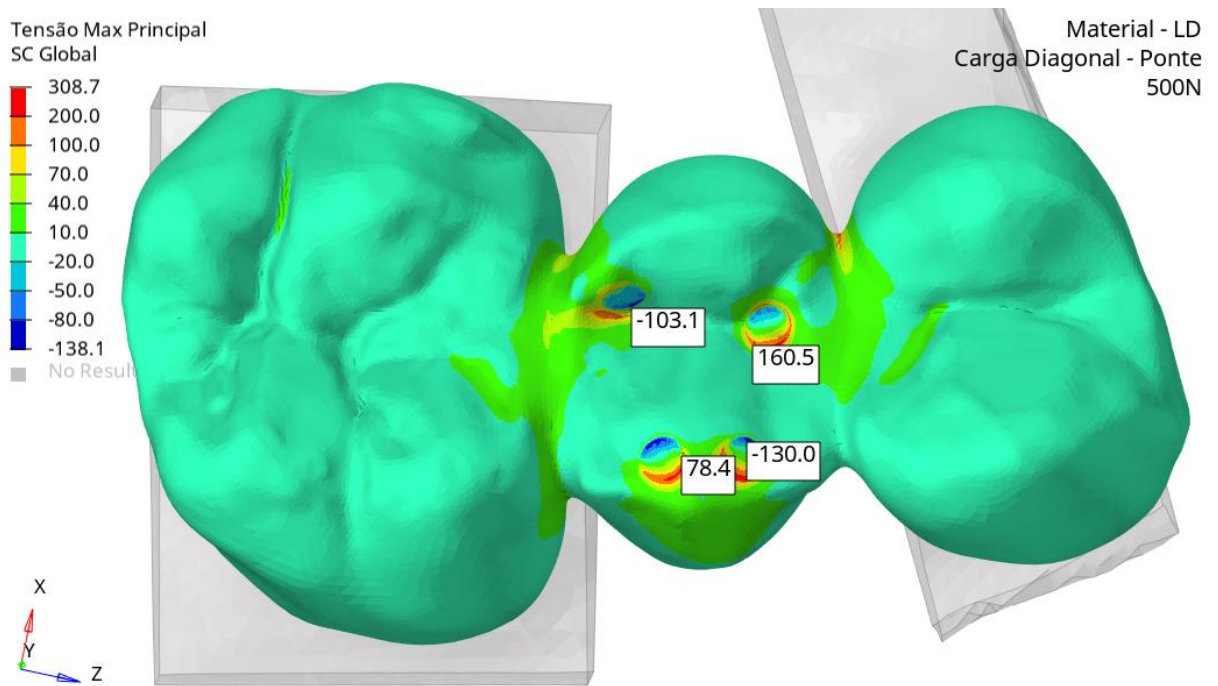


Figura A.23- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para LD.

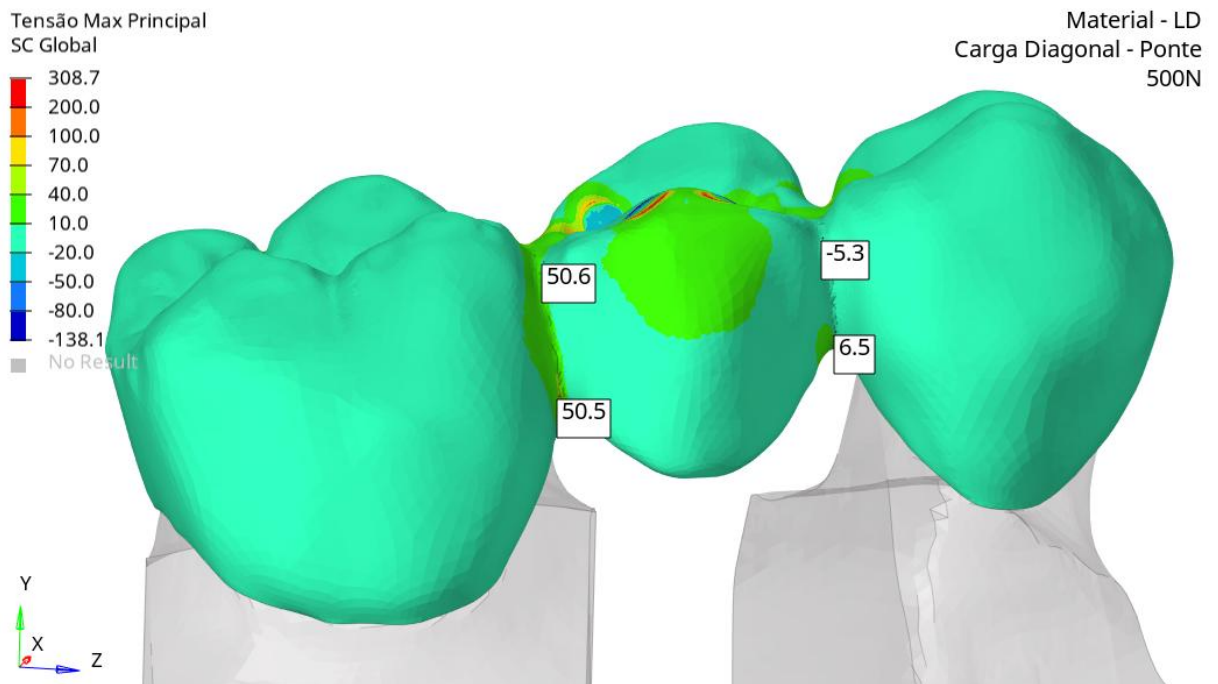


Figura A.24- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para LD.

**Distribuição da tensão Mínima principal carga 500N vertical nos 3 dentes**

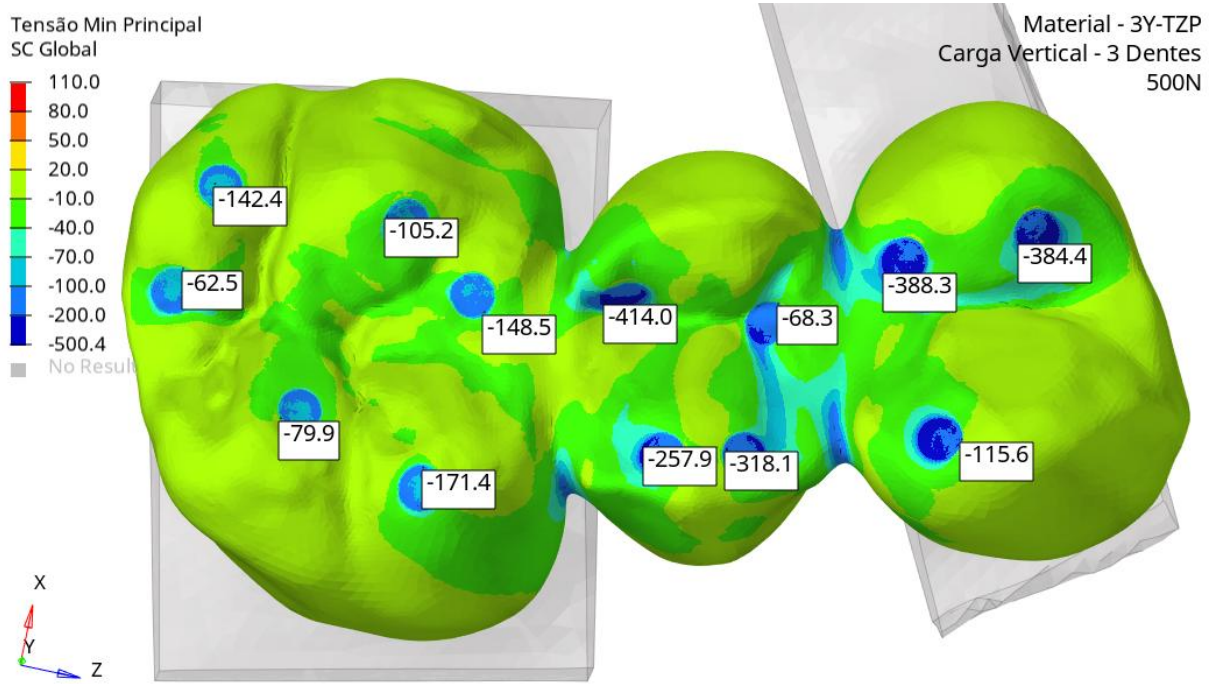


Figura A.25- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N na vertical nos 3 dentes para 3Y-TZP.

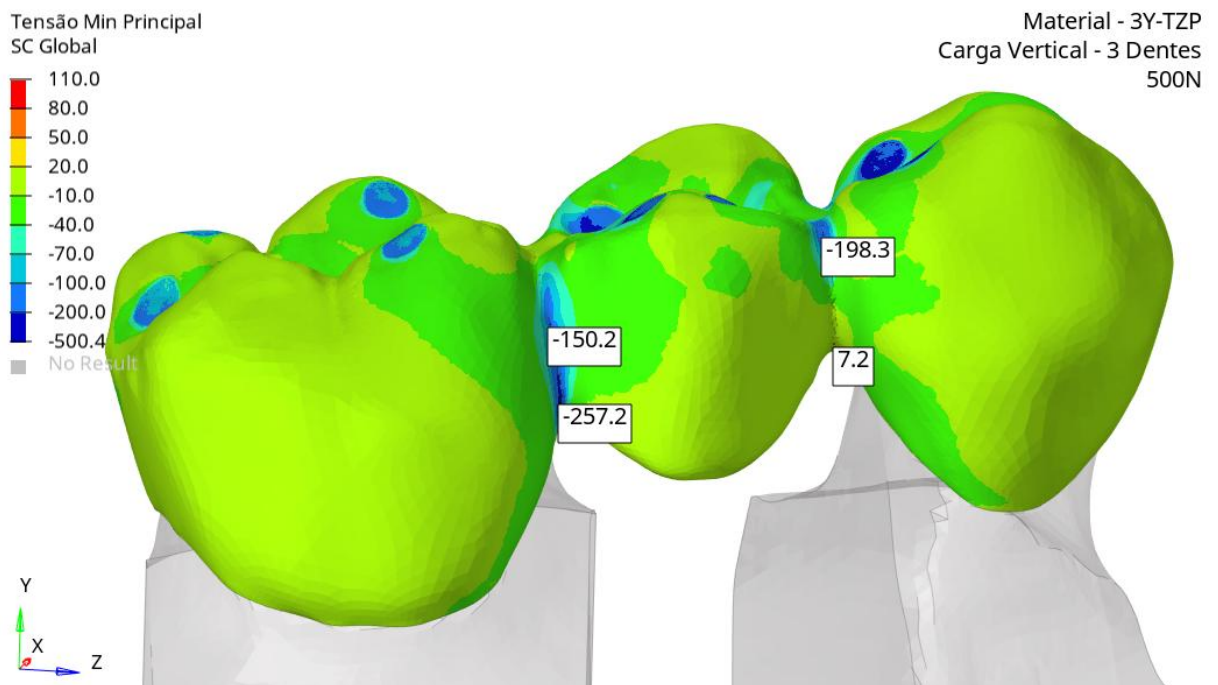


Figura A.26- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical nos 3 dentes para 3Y-TZP.

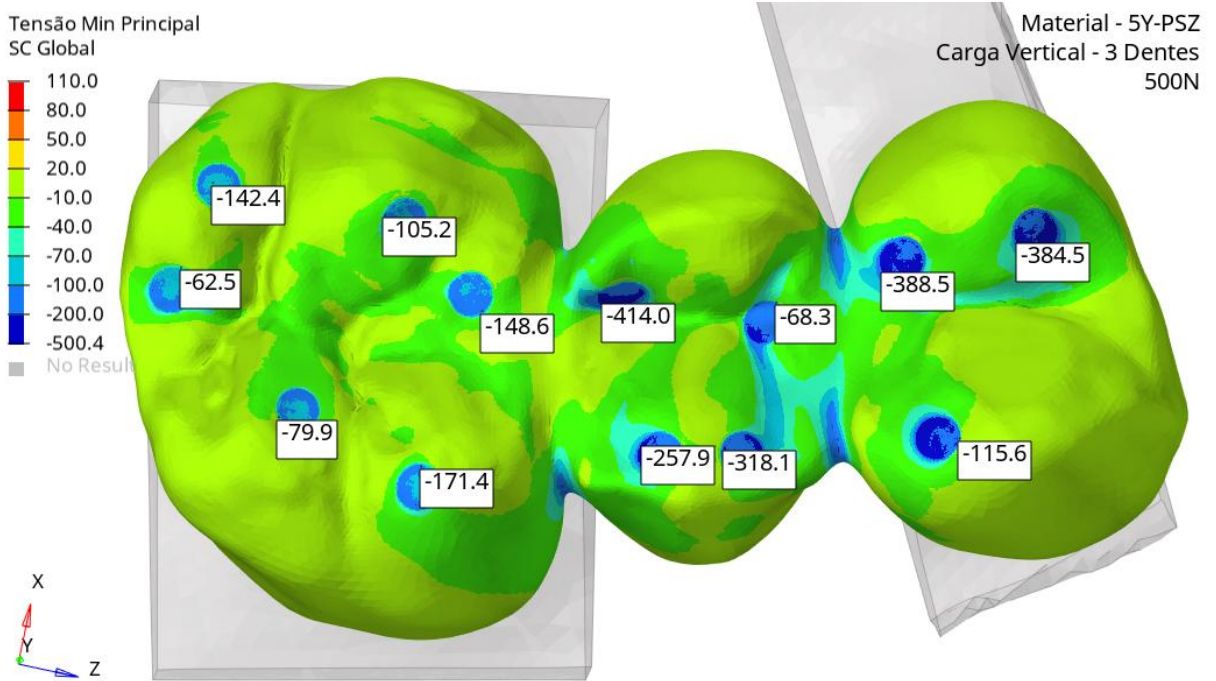


Figura A.27- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N vertical nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

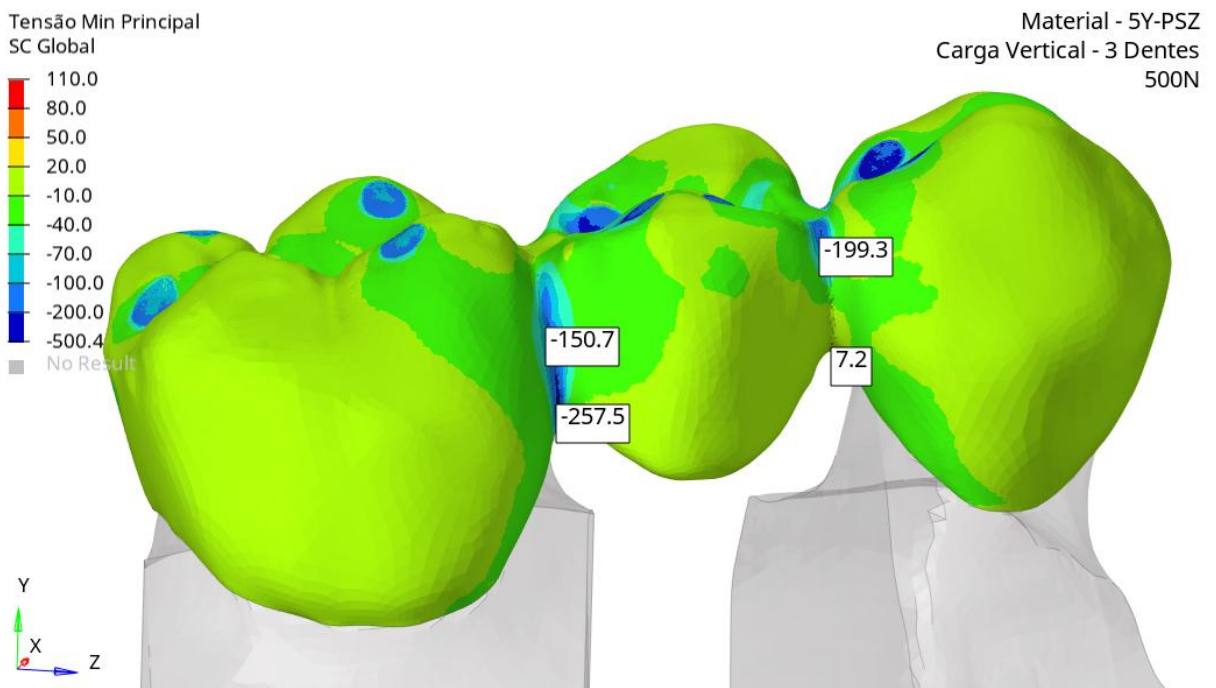


Figura A.28- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

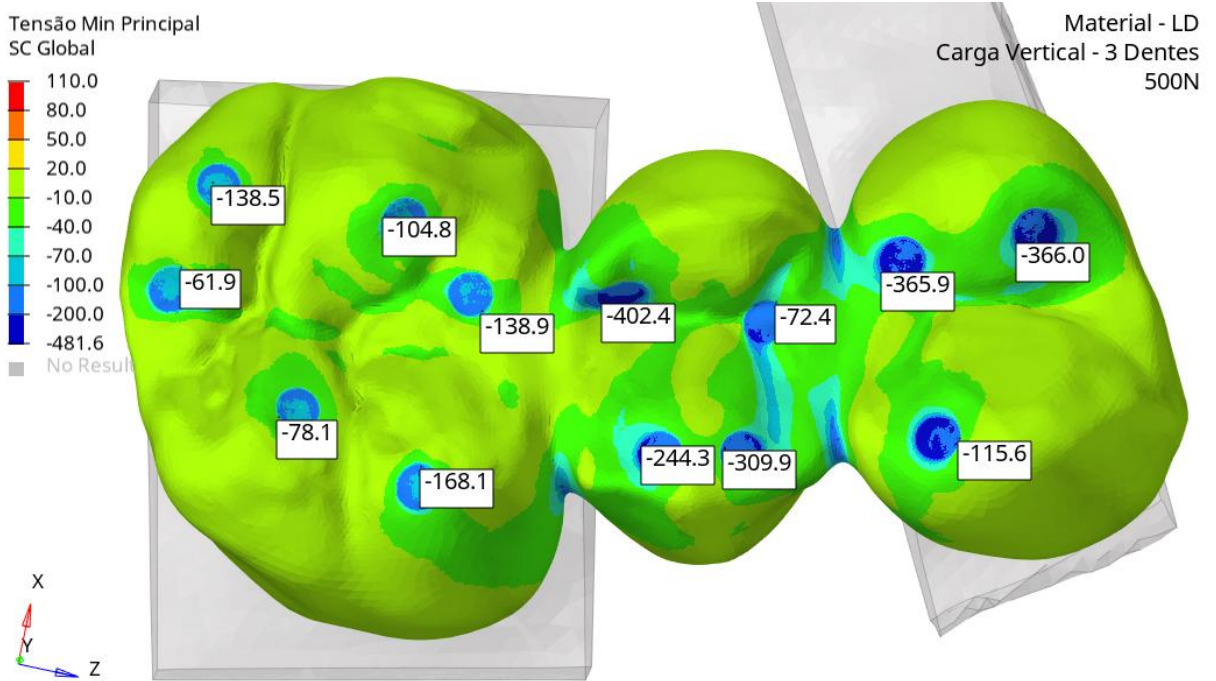


Figura A.29- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N vertical nos 3 dentes para LD.

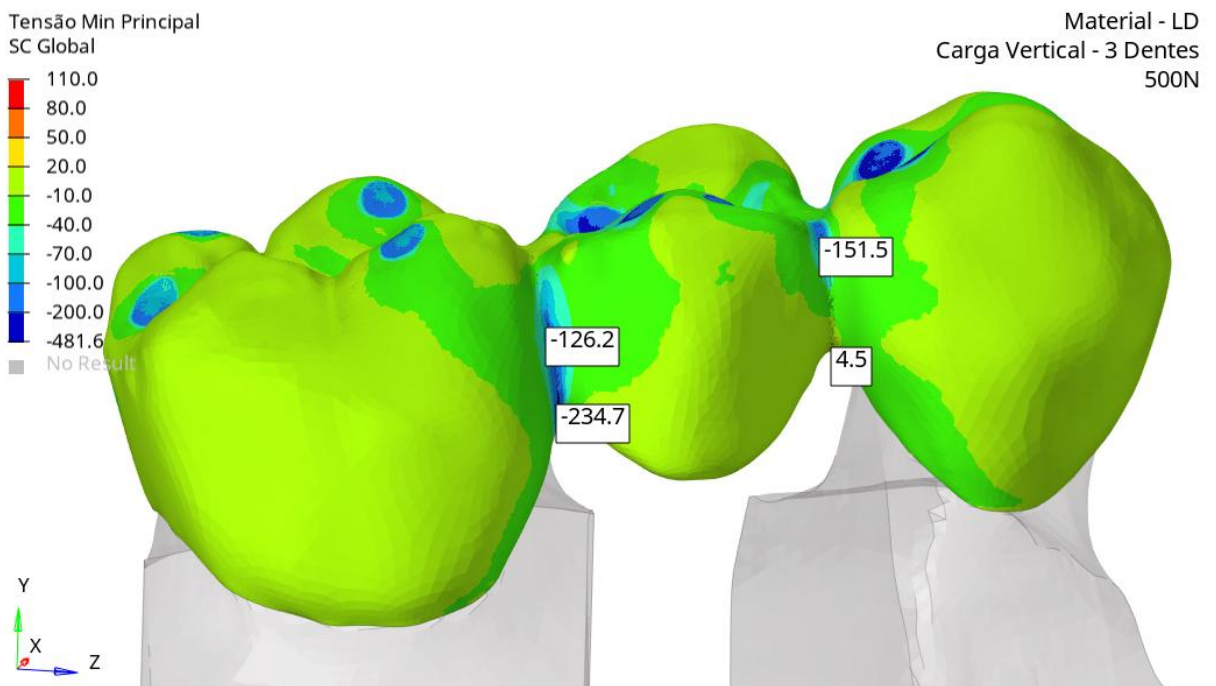


Figura A.30- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical nos 3 dentes para LD.



## Distribuição da tensão mínima principal carga 500N vertical concentrada no pântico

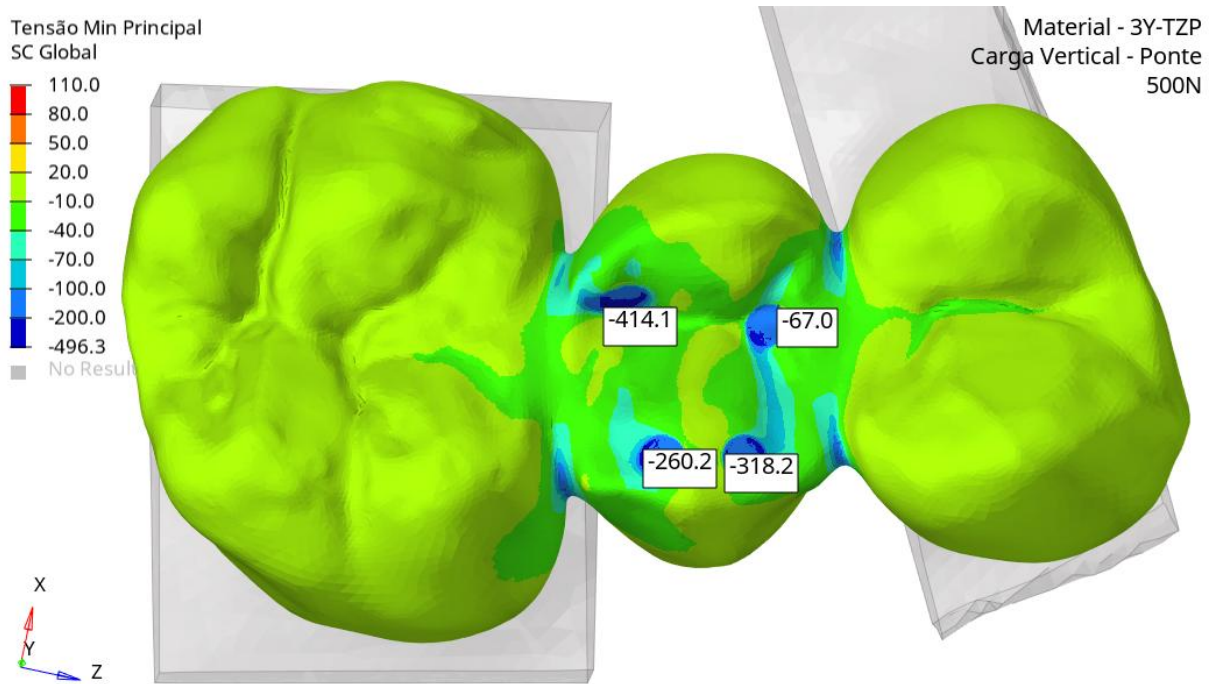


Figura A.31- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N vertical no pântico para 3Y-TZP.

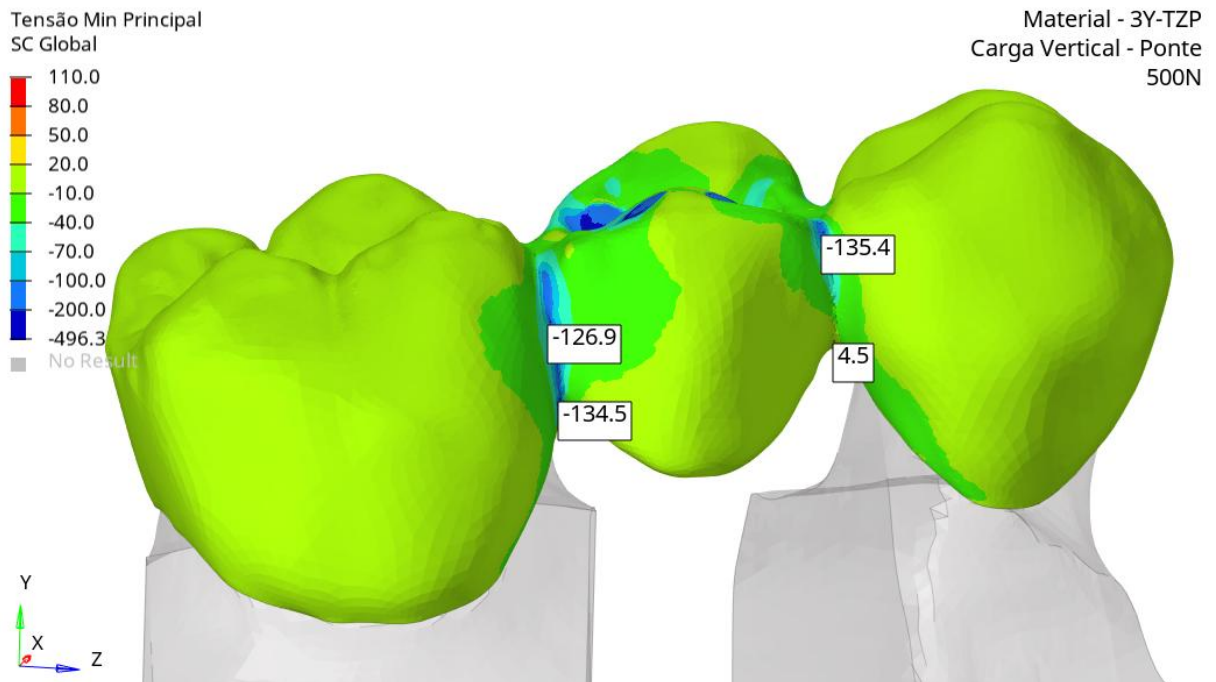


Figura A.32- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical no pântico para 3Y-TZP.

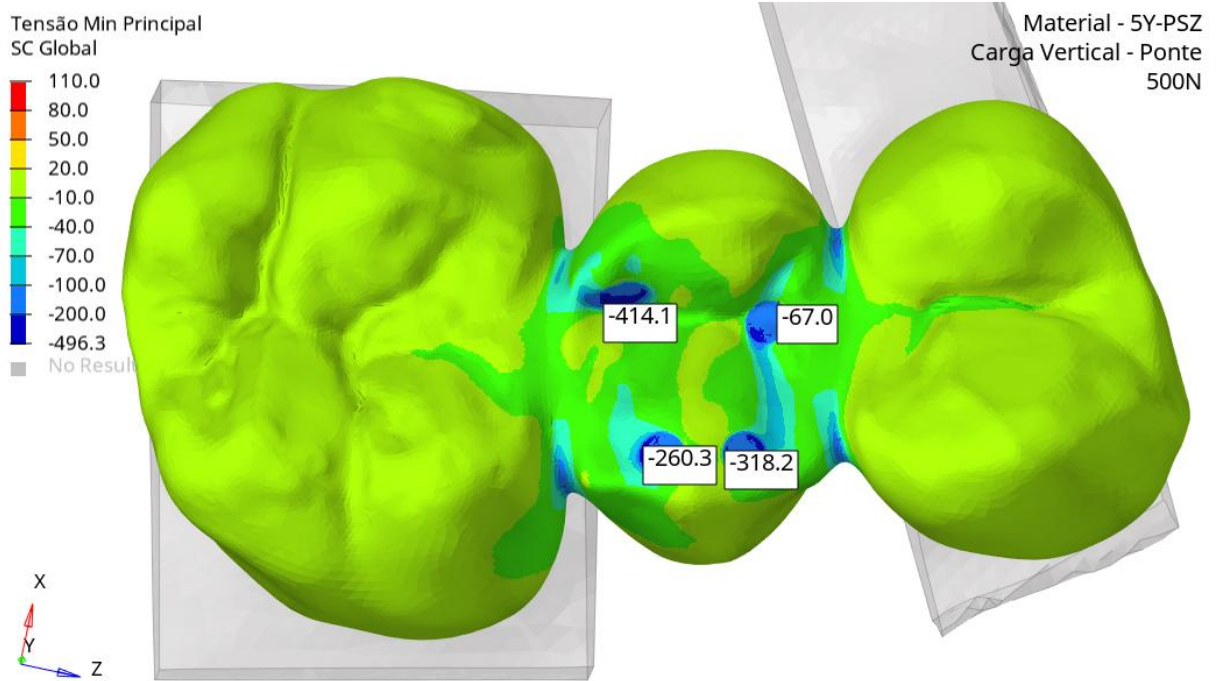


Figura A.33- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N vertical no pântico para 5Y-PSZ.

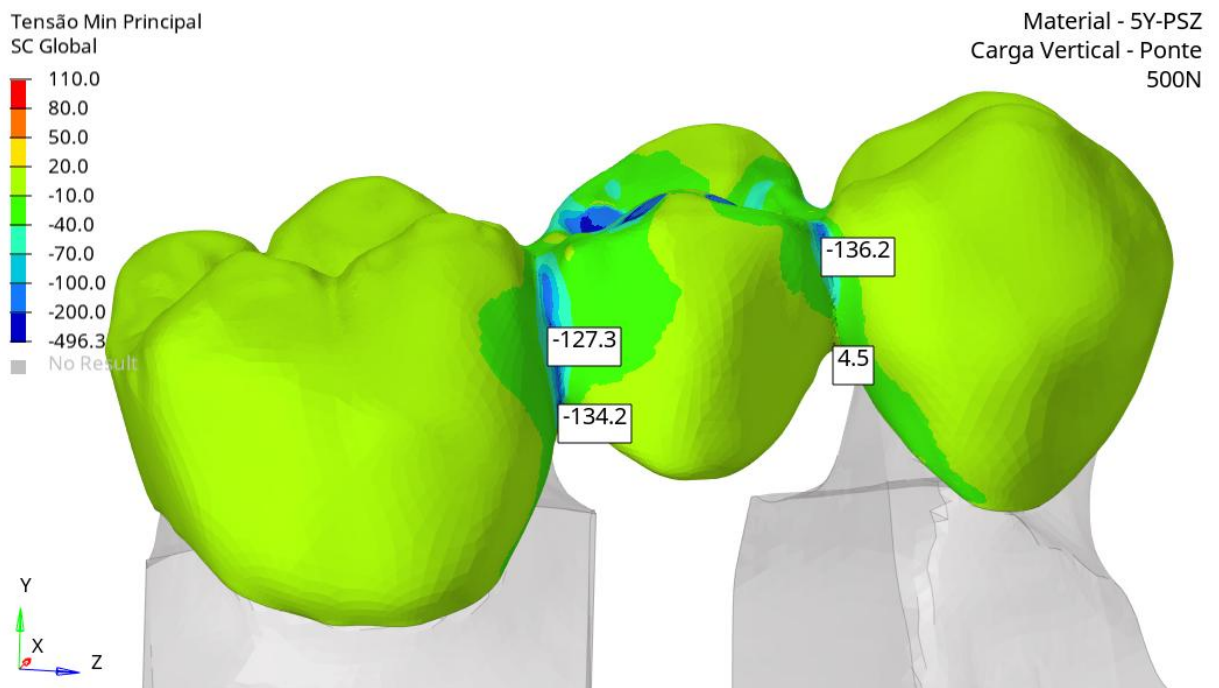


Figura A.34- Distribuição da tensão mínimo principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical no pântico para 5Y-PSZ.

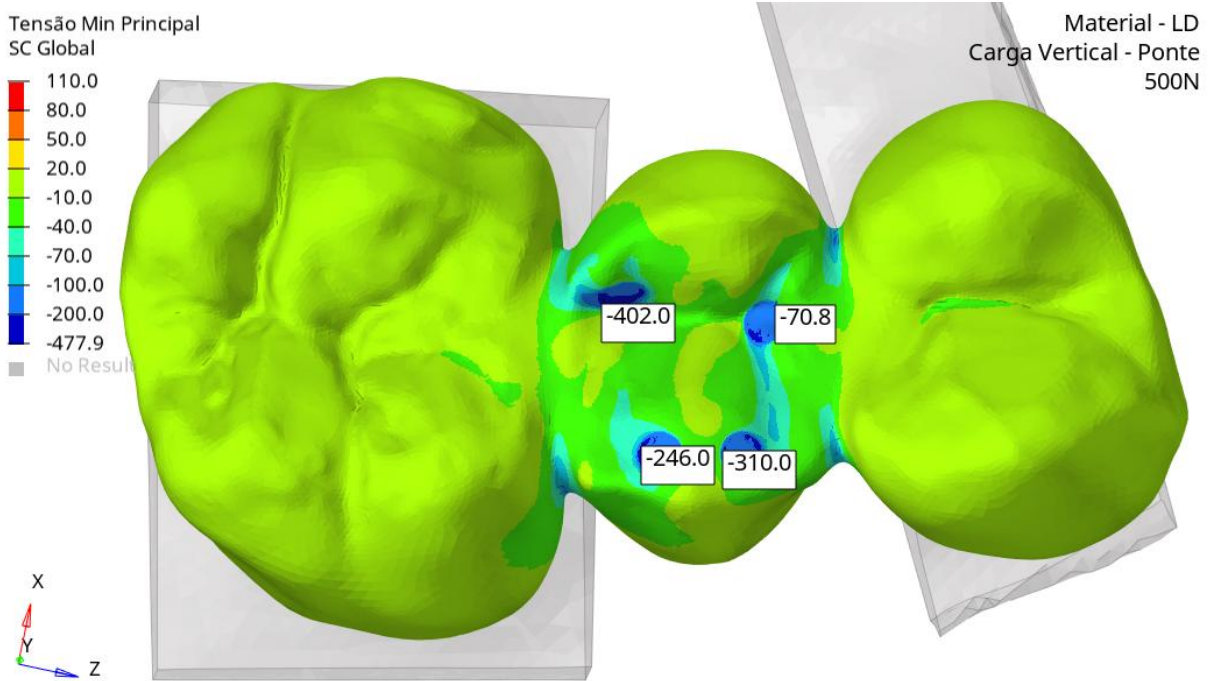


Figura A.35- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento de 500N vertical no pântico para LD.

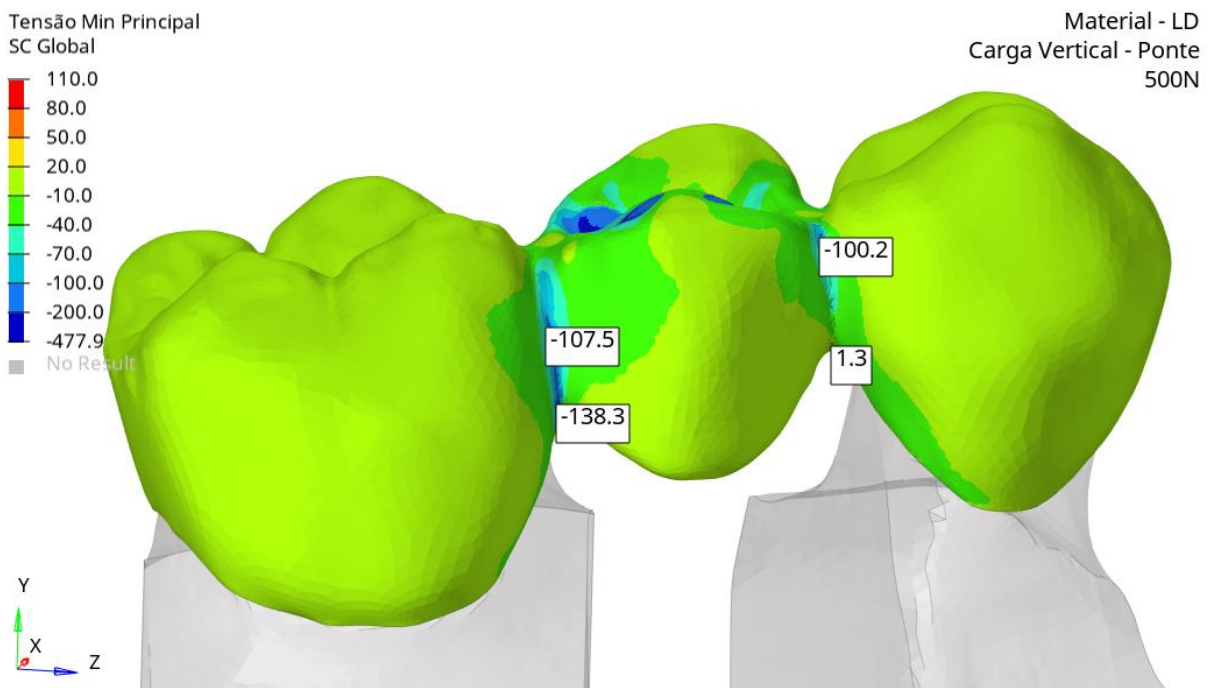


Figura A.36- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento de 500N vertical no pântico para LD.

### Distribuição da tensão mínima principal carga 500N diagonal 3 dentes

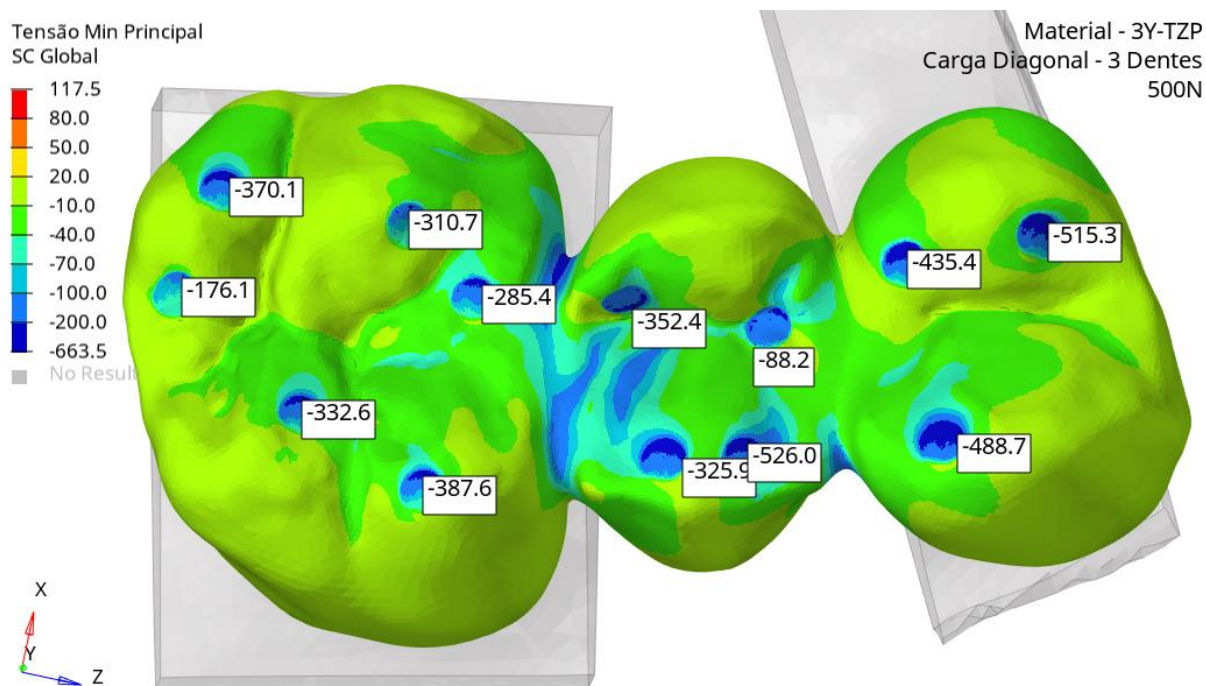


Figura A.37- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.

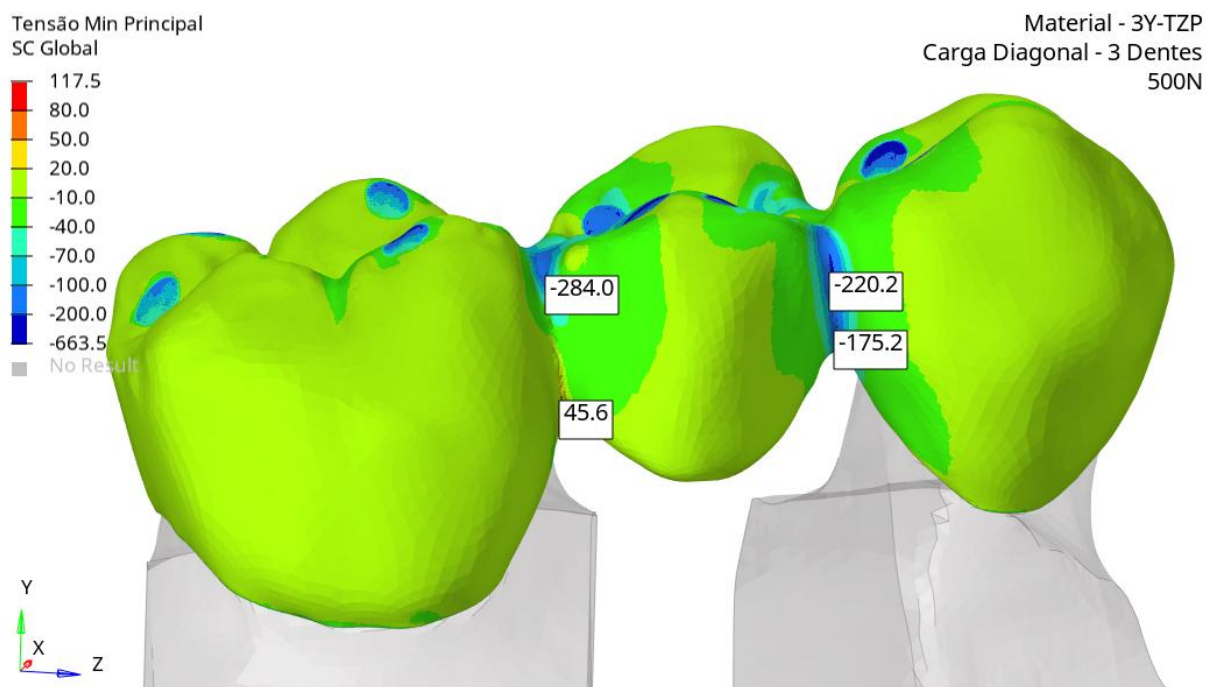


Figura A.38- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 3Y-TZP.

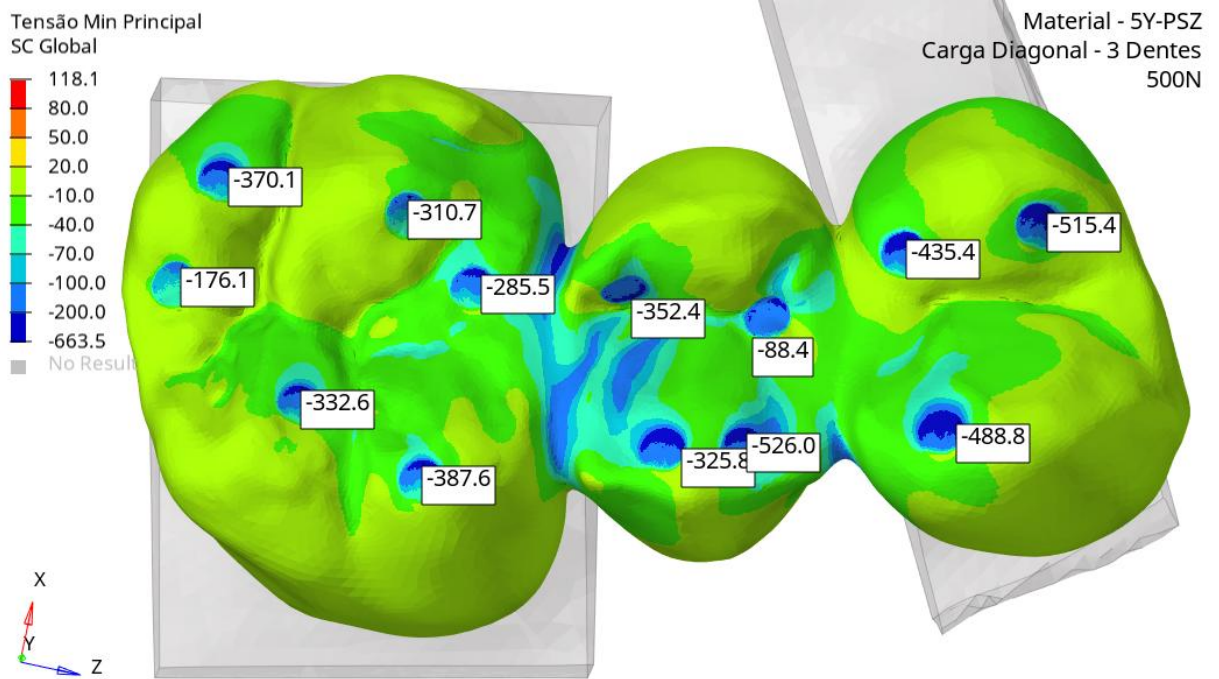


Figura A.39- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

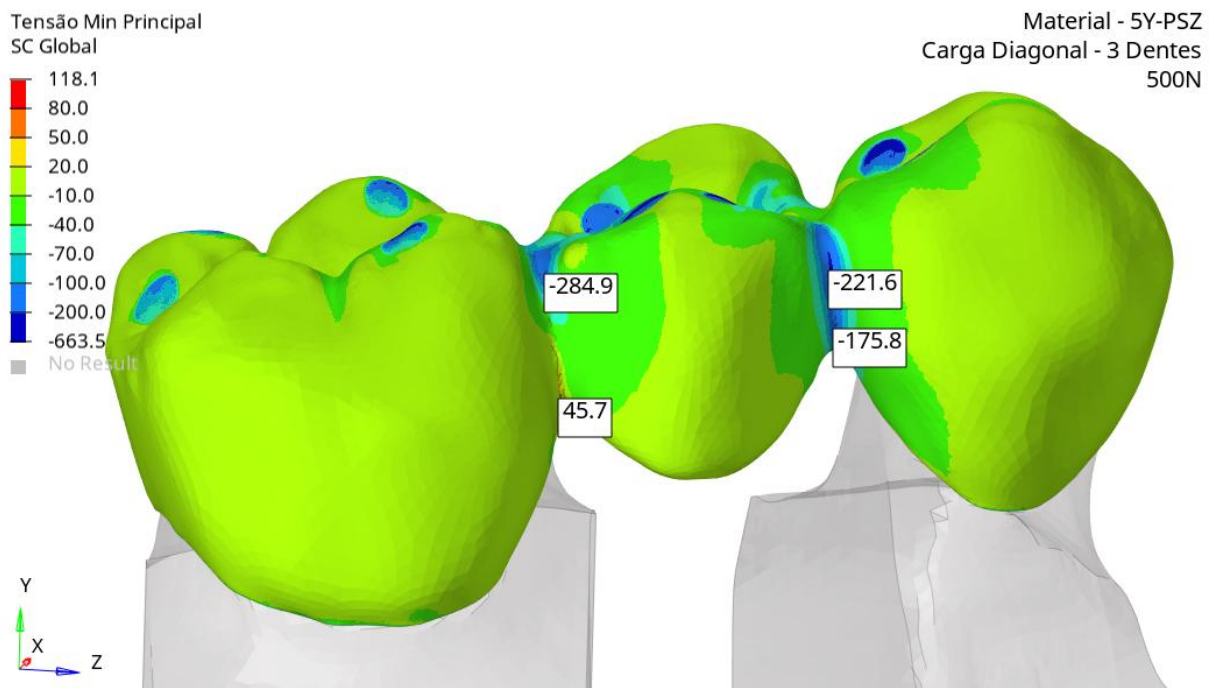


Figura A.40- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para 5Y-PSZ.

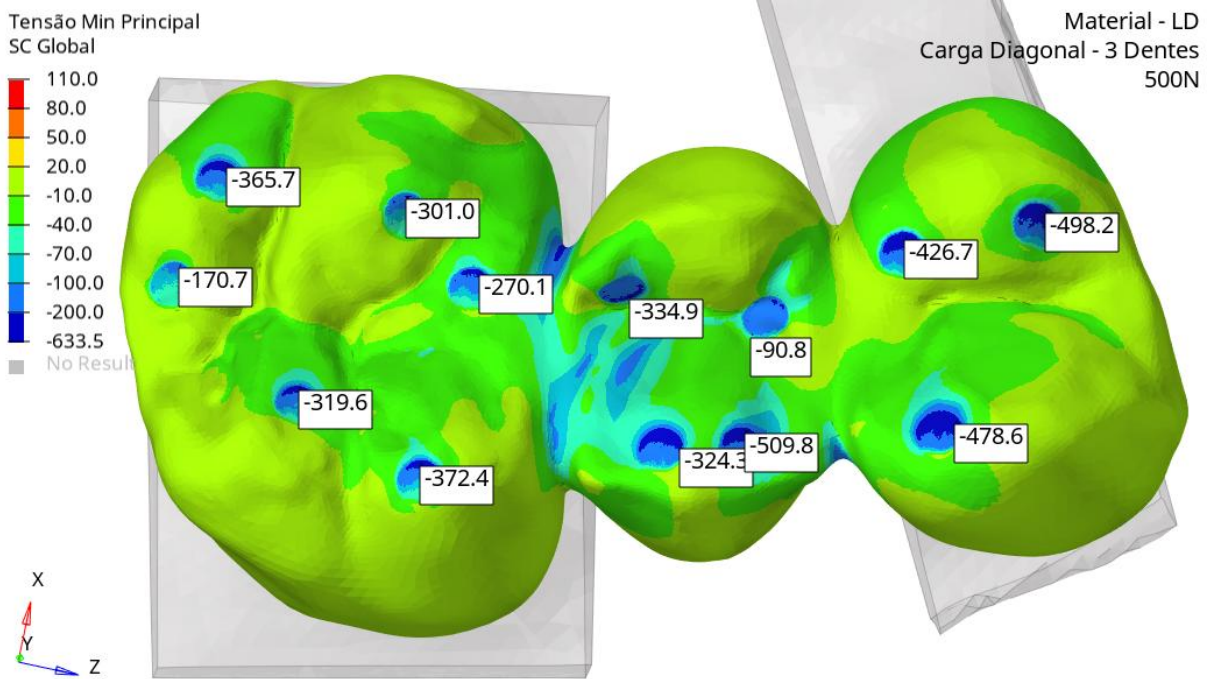


Figura A.41- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N nos 3 dentes para LD.

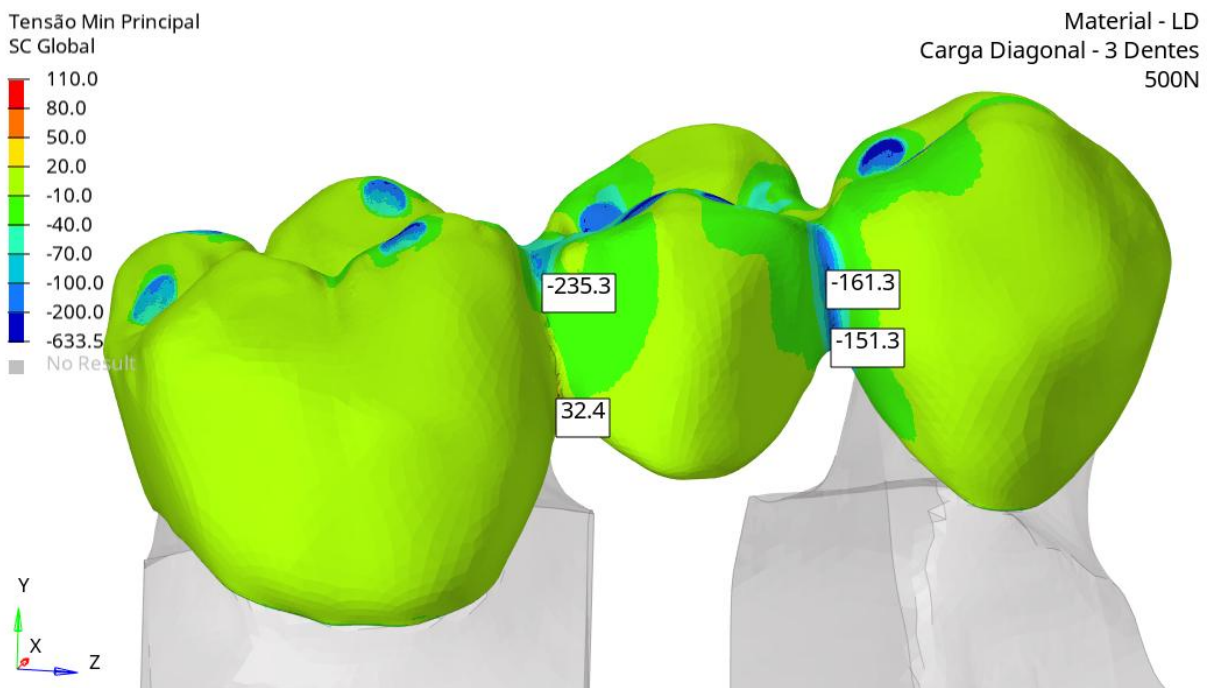


Figura A.42- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N no pântico para LD.

**Distribuição da tensão mínima principal carga 500N diagonal no pântico**

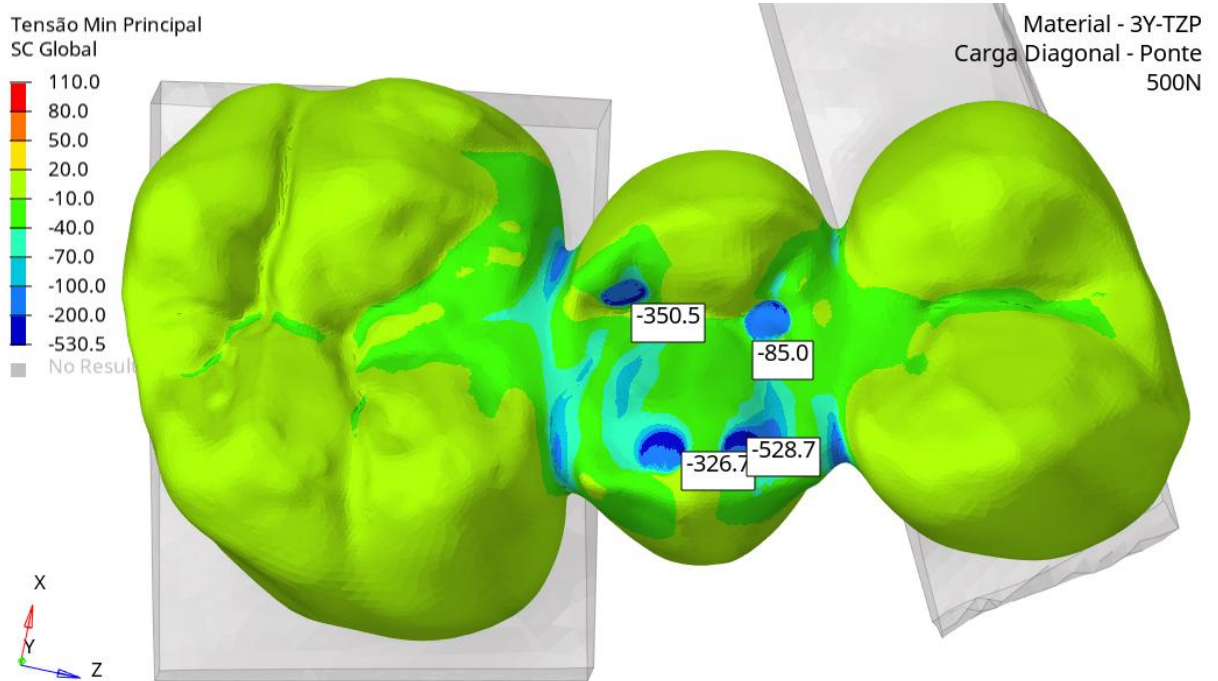


Figura A.43- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 3Y-PSZ.

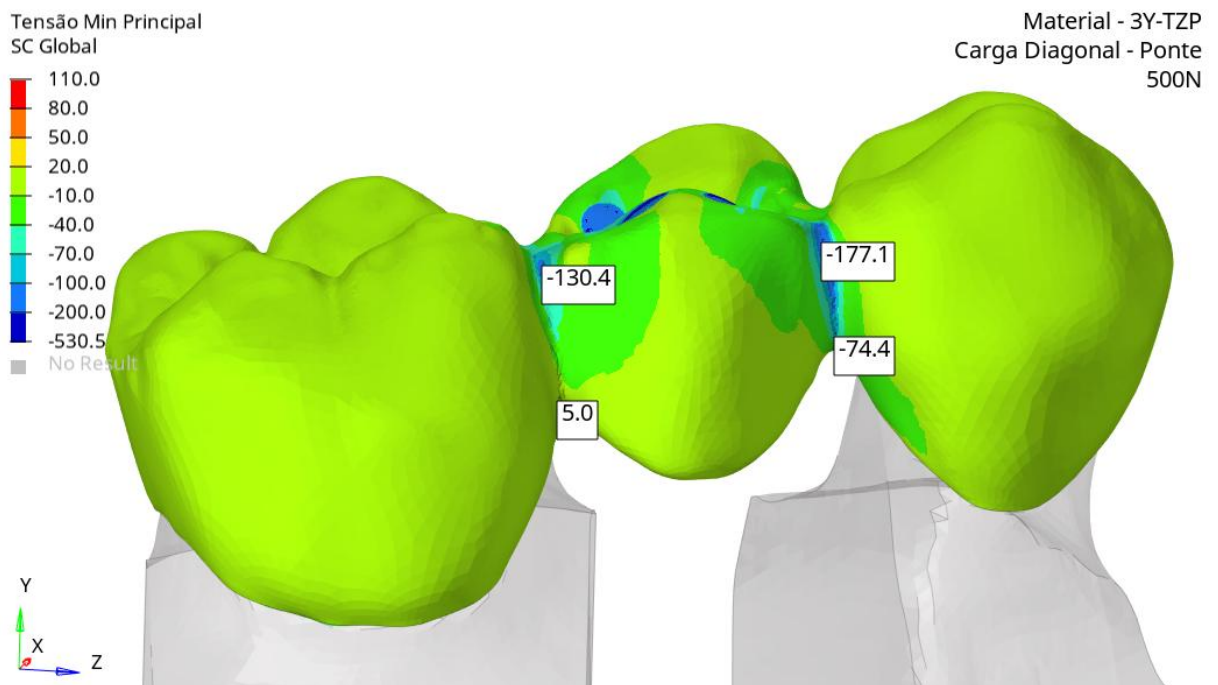


Figura A.44- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 3Y-PSZ.

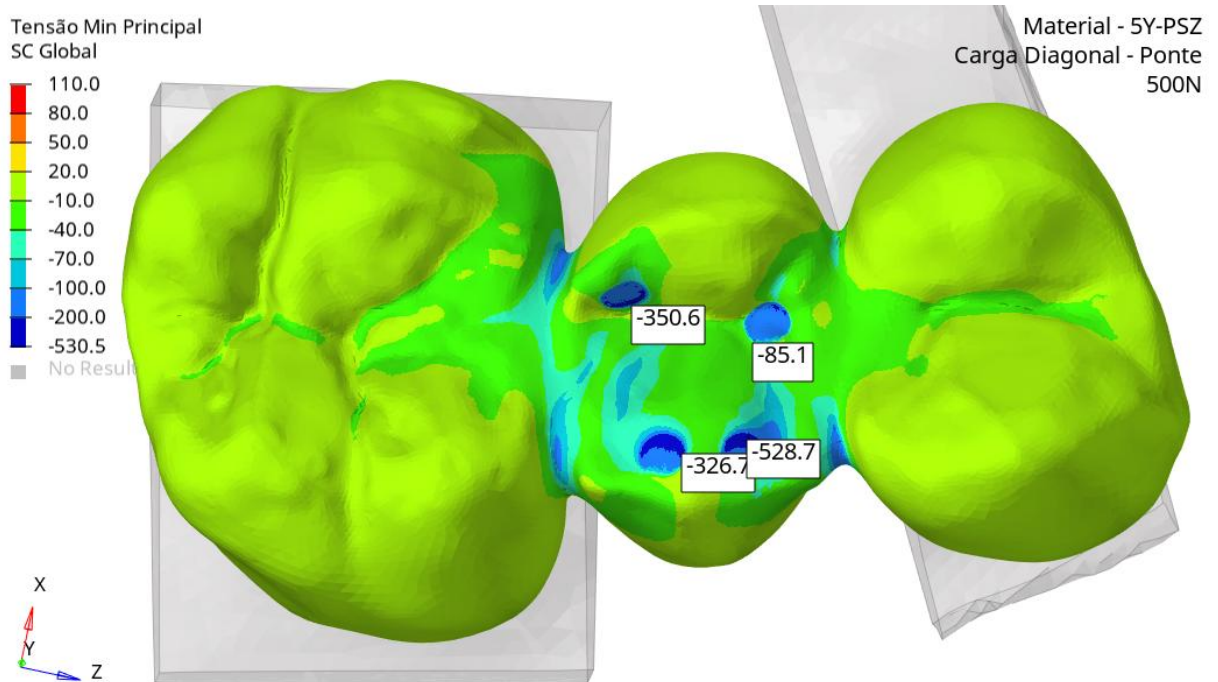


Figura A.45- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 5Y-TZP.

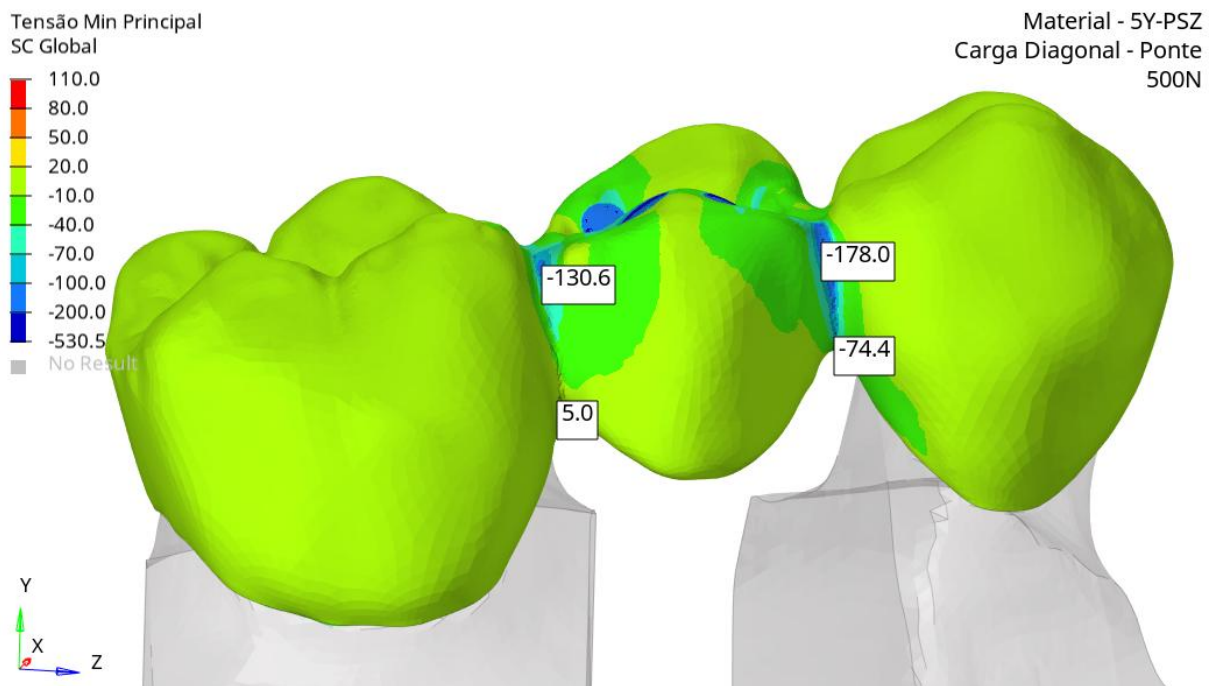


Figura A.46- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para 5Y-TZP.



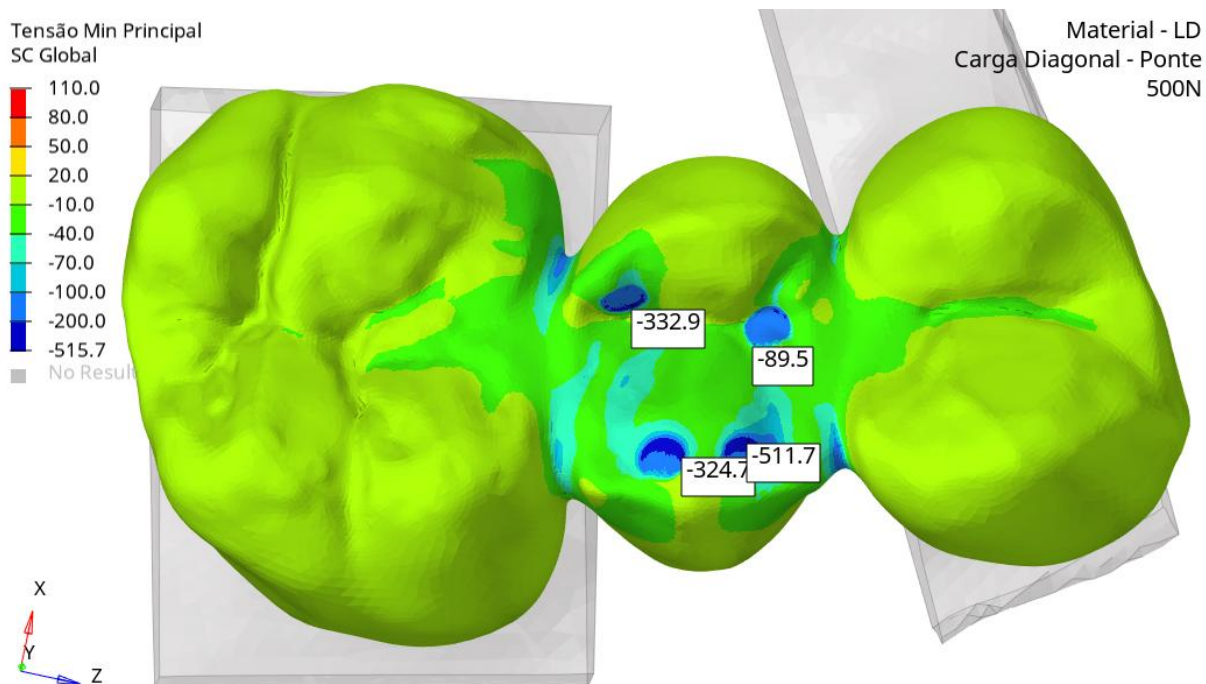


Figura A.47- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para LD.

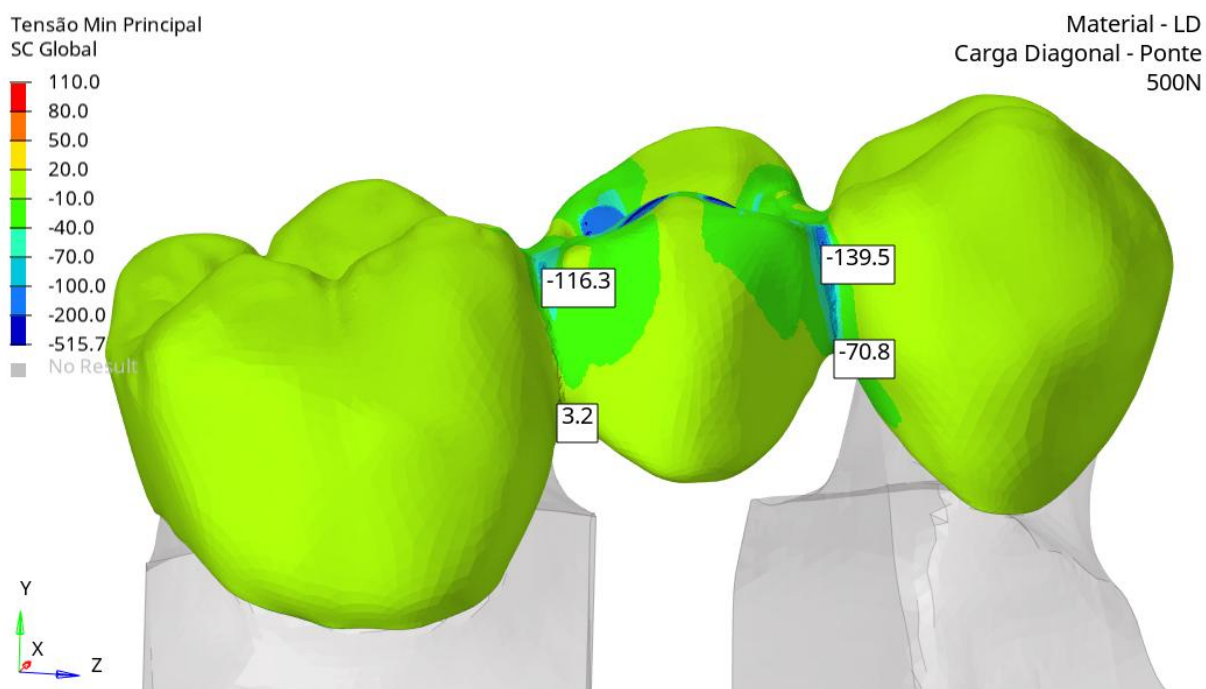


Figura A.48- Distribuição da tensão mínima principal (MPa) nos conectores com carregamento diagonal de 500N concentrada no pântico para LD.