

Dissertação de Investigação

Simulação de forças ao nível da ATM através de Elementos Finitos  
num modelo de Mordida Profunda.

Cristina Godinho Pinto

Gandra, 2016



Departamento de Ortodontia

CESPU - Instituto Universitário de Ciências da Saúde do Norte  
Mestrado em Ortodontia

2º ano / 2º semestre Ano letivo 2013/2014

Simulação de forças ao nível da ATM através de Elementos Finitos  
num modelo de Mordida Profunda.



Dissertação submetida ao Instituto Universitário de Ciências da Saúde do Norte  
– CESPU, para candidatura ao grau de Mestre em Ortodontia, sob orientação  
de Ana Paula Donas-Botto (PhD).

Orientador(es): Professora Doutora Ana Paula Donas-Botto  
(CESPU) e Professor Doutor Mário Vaz (FEUP)

Orientando(s): Cristina Godinho Pinto

Gandra/maio 2016

- Cristina Godinho Pinto

Aluna do Mestrado de Ortodontia do Instituto Universitário de Ciências de Saúde do Norte - CESPU.

E-mail: cristinagodinho1511@gmail.com

- Professora Doutora Ana Paula Donas-Botto

Docente no Mestrado de Ortodontia no Instituto Universitário de Ciências de Saúde - Norte - CESPU;

Docente do curso de Prótese Dentária no IPSN.

E-mail: apaulabotto@gmail.com

- Professor Doutor Mário Vaz

Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP);

Diretor do Laboratório de Mecânica experimental da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP).

Email: gmavaz@fe.up.pt

"Nunca digas é impossível. Diz: ainda não fiz"

Provérbio Japonês

Aos meus pais e ao André,

## AGRADECIMENTOS

Várias pessoas contribuíram para a realização deste projeto:

Gostaria de começar por agradecer à minha Orientadora, Professora Doutora Ana Paula Botto, por quem tenho grande admiração, pelo tempo, disponibilidade, paciência, dedicação e entusiasmo que demonstrou ao longo do trabalho e pela sugestão do tema.

Agradeço também ao meu Co-orientador, Professor Doutor Mário Vaz, ao Engenheiro Nuno Viriato, ao INEGI e à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto pela preciosa ajuda, conhecimento e disponibilidade, sem os quais o estudo de Elementos Finitos não teria sido possível.

Agradeço também aos elementos que fazem parte da equipa de Prótese do ISCSN pela ajuda neste trabalho, ao Dr. Octávio Ribeiro e à Dra. Vanessa pela realização dos TScan.

Agradeço aos meus pais pela sua constante motivação, apoio incondicional e a quem devo tudo o que sou.

Agradeço também ao André Neves, pela sua paciência, e exemplo de amor, esforço e trabalho.

Gostaria também de agradecer às minhas amigas e colegas de Mestrado, Bruna Freitas e Carolina Teixeira, por sempre se mostrarem disponíveis para ajudar ao longo deste estudo, na procura de artigos de investigação e no seu grande exemplo de amizade.

Por fim, agradeço às pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste projeto.

## RESUMO

O objetivo principal do Ortodontista em cada tratamento é obter uma posição oclusal equilibrada que evite forças iatrogénicas a nível condilar. Casos de mordida profunda acentuada, normalmente associadas a Classes I ou Classes II divisão 2, são, geralmente, mais associados a uma posição mais descentralizada do côndilo devido à guia incisiva, sendo por isso mais suscetível o desenvolvimento de Distúrbios Temporomandibulares (DTM). Assim, torna-se crucial perceber até que ponto a mordida profunda poderá influenciar o equilíbrio de forças que se gera ao nível do côndilo e se haverá uma maior relação com as DTM. O objetivo deste estudo, essencialmente do tipo observacional, consiste em simular um conjunto de vetores de força ao nível da Articulação Temporomandibular (ATM) num modelo de mordida profunda, através de um modelo matemático próprio do Método de Elementos Finitos.

## PALAVRAS-CHAVE

ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR; ELEMENTOS FINITOS; MORDIDA PROFUNDA; EQUILÍBRIO DE FORÇAS; POSIÇÃO CONDILAR

## ABSTRACT

In each treatment, the main goal of an Orthodontist is to obtain a balanced occlusal position which protects the mandibular condyle from iatrogenic forces. Excessive overbite, most commonly present in Class I and Class II division 2 malocclusions, is generally associated to a displaced condyle due to the incisal guide angle, thus predisposing to a higher risk of Temporomandibular Joint Dysfunction (TJD) appearance and development. Therefore, it is then of paramount importance to understand how deep bites influence the force balance on the Temporomandibular Joint (TMJ) and if there is indeed a greater relation to TJD or if that is only a theoretical hypothesis. The main purpose of this observational study is to create a finite element model of the TMJ and make several simulations with different force vectors.

## KEY-WORDS

TEMPOROMANDIBULAR JOINT; FINITE ELEMENTS; DEEP BITE; FORCE BALANCE; CONDILAR POSITION



## ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

ATM – Articulação Temporomandibular

DTM – Desordens Temporomandibulares

MEF – Método dos Elementos Finitos

TAC – Tomografia Axial Computorizada

M – Músculo Masseter

T – Músculo Temporal

PL – Músculo Pterigóideu Lateral

PM – Músculo Pterigóideu Medial

$E$  - Módulo de elasticidade ou módulo de Young, medido em unidades de pressão ou tensão (Pascal)

$\sigma$  - Tensão aplicada, medida em Pascal.

$\epsilon$  - Deformação elástica longitudinal do corpo (Razão adimensional)

N –Newtons (unidade de força)

Mm – Milímetros.

# ÍNDICE

Agradecimentos .....	VI
Resumo .....	VII
Palavras-Chave.....	VII
Abstract .....	VIII
Key-Words.....	VIII
Abreviaturas, símbolos e siglas.....	IX
Índice de Figuras.....	XII
Índice de Tabelas.....	XIV
Capítulo I – Introdução .....	1
I-1 Articulação Temporomandibular: Anatomia e função .....	2
I-2 Desordens Temporomandibulares .....	8
I-3 Mordida Profunda e Más-Oclusões - Relação com a ATM e Posicionamento Condilar ....	10
I-4 Biomecânica e equilíbrio de forças na ATM .....	15
I-5 Método dos Elementos Finitos e Propriedades mecânicas das estruturas.....	19
Capítulo II – Objetivo e Hipóteses de Trabalho .....	29
Capítulo III – Material e Métodos.....	31
III-1 Amostra .....	32
III-2 Critérios de Inclusão e Exclusão .....	32
III-3 Tipo de Estudo .....	33
III-4 Avaliação Clínica do Paciente e Recolha de Dados.....	33
III-5 Avaliação de Parâmetros.....	35
III-6 Avaliação da Zona de maior carga mastigatória.....	35
III-7 Desenho do Modelo em CAD – Geometria .....	36
III-8 Estudo em Elementos Finitos .....	37
III-8.1 Simulações e Teste TScan .....	38
CAPÍTULO IV – RESULTADOS.....	40
IV-1 Resultados TScan.....	41
IV-1.1 Paciente 1- Paciente do modelo MEF .....	41
IV-1.2 Paciente 2.....	43
IV-2 Resultados MEF.....	43
IV-2.1 Componentes: X= 60N/ Y= 0N .....	43
IV-2.2 Componentes: X= 60N/ Y= 20N .....	45
IV-2.3 Componentes: X= 60N/ Y= 40N .....	47

IV- 2.4 Componentes: $X= 60N/ Y= 60N$ .....	50
IV-2.5 Componentes: $X= 40N/ Y= 60N$ .....	51
IV-2.6 Componentes: $X=20N/ Y=60N$ .....	54
IV- 2.7 Componentes: $X=0/Y=60$ .....	56
Capítulo V - Discussão.....	61
Capítulo VI - Conclusão .....	68
Capítulo VII – Referências Bibliográficas .....	70
Outras Referências Bibliográficas .....	75
Capítulo VIII - Anexos .....	76
VIII-1 Anexo I .....	77
VIII-2 Anexo II .....	79

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 e 2 – Constituintes da ATM. ....	2
Figura 3 - ATM. ....	4
Figura 4 - Esquema representando a anatomia do côndilo mandibular numa vista posterior. ....	5
Figura 5 - Ligamentos esfenomandibular e estilomandibular.. ....	6
Figura 6 - Ligamento capsular.....	6
Figura 7 - Ligamentos discais medial (LDI) e lateral (LDE). ....	6
Figura 8 - Principais músculos da mastigação. ....	7
Figura 9 - Músculos principais associados à ATM: Masséter e Temporal.....	7
Figura 10 - Vascularização e inervação da ATM. Fonte: Netter, F. 2011. ....	8
Figura 11 - Classificação das DTM .....	10
Figura 12 - Representação dos três tipos de deformação para três tipos de forças: Compressão, Tensão e Cisalhamento. ....	17
Figura 13 - Remodelação da ATM. ....	19
Figura 14 - Modelo da TMJ representado através do MEF no estudo de Chen et al, 1998 .....	21
Figura 15 - Diagrama tensão/deformação de um material. ....	22
Figura 16 - Distribuição do osso cortical e trabecular na mandíbula. ....	24
Figura 17 - Orientação dos vetores das forças musculares aplicadas durante a mordida. ....	26
Figura 18 - Distribuição de tensões disco articular/côndilo representado através do MEF no estudo de Alkhiary, Y. 2012.....	28
Figura 19 – Paciente 1 .....	33
Figura 21 – Telerradiografia do paciente 1.....	34
Figura 20 – Paciente 2 .....	34
Figura 22 – Telerradiografia do paciente 2.....	35
Figura 23 - Imagem TAC obtida do paciente 1.....	36
Figura 24 - Malha de Elementos Finitos obtida a partir da imagem TAC. ....	37
Figura 25 - Restrição do modelo nas áreas marcadas a roxo. ....	38
Figura 26 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em posição de intercuspidação máxima.....	41
Figura 27 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de lateralidade direita. ....	42
Figura 28 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de lateralidade esquerda.....	42
Figura 29 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de protrusão.....	42
Figura 30 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em posição de intercuspidação máxima.....	43
Figura 31 - Vetor de força horizontal com componentes $X=60N$ e $Y=0N$ . ....	44
Figura 32 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força horizontal com componentes $X=60N$ e $Y=0N$ .....	44
Figura 33 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força horizontal com componentes $X=60N$ e $Y=0N$ a nível condilar com indicação dos valores específicos expressos em MPa.....	44
Figura 34 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força horizontal com componentes $X=60N$ e $Y=0N$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.....	45
Figura 35 - Vetor de força com componentes $X=60N$ e $Y=20N$ . ....	46
Figura 36 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60N$ e $Y=20N$ . ....	46
Figura 37 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60N$ e $Y=20N$ a nível condilar. ....	46

Figura 38 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em mm, para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=20\text{N}$ .	47
Figura 40 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=40\text{N}$ .	48
Figura 39 - Vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=40\text{N}$ .	48
Figura 41 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=40\text{N}$ a nível condilar com os valores expressos em MPa.	48
Figura 42 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=40\text{N}$ a nível condilar com os valores expressos em MPa (maior atenção parte posterior).	49
Figura 43 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=40\text{N}$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.	49
Figura 44 - Vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	50
Figura 45 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	50
Figura 46 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar com os valores expressos em MPa.	51
Figura 47 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes $X=60\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.	51
Figura 48 - Vetor de força com componentes $X=40\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	52
Figura 49 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=40\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	53
Figura 50 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=40\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar.	53
Figura 51 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes $X=40\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.	54
Figura 52 - Vetor de força com componentes $X=20$ e $Y=60$ .	54
Figura 53 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=20\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	55
Figura 54 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=20\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar com valores expressos em MPa.	55
Figura 55 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=20\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar (Vista Posterior).	56
Figura 56 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes $X=20\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.	56
Figura 57 - Vetor de força com componentes $X=0\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	57
Figura 58 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=0\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ .	57
Figura 59 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=0\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar com valores expressos em MPa.	58
Figura 60 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes $X=0\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ a nível condilar com valores expressos em MPa.	58
Figura 61 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes $X=0\text{N}$ e $Y=60\text{N}$ com indicação do ponto de máximo deslocamento.	59

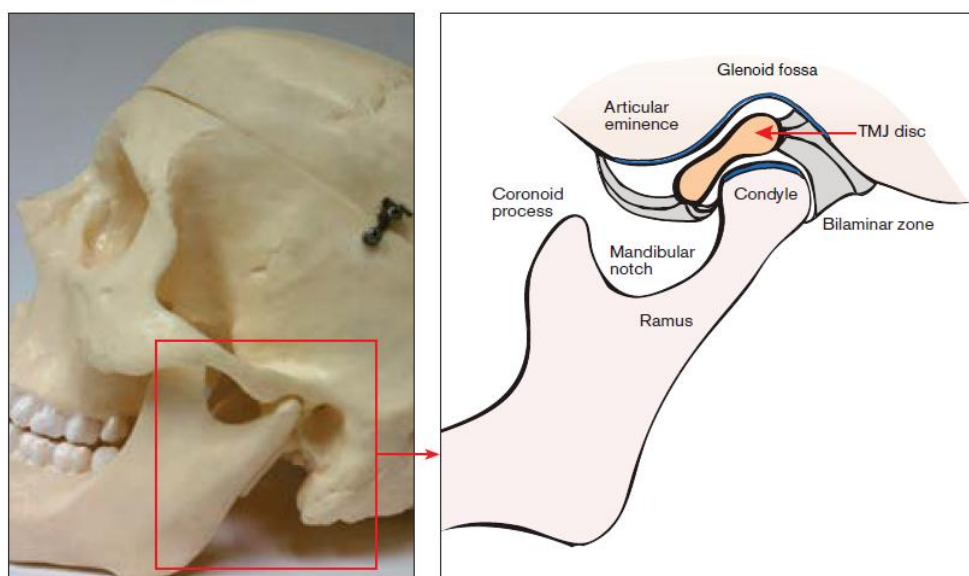
## ÍNDICE DE TABELAS

Tab.1 – Propriedades dos materiais utilizados no estudo.....	37
Tab.2 – Testes de variação das componentes das forças aplicadas.....	39
Tab.3 - Quadro resumo de resultados.....	60

## CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

## I-1 Articulação Temporomandibular: Anatomia e função

A Articulação Temporomandibular (ATM) é uma estrutura do crânio que permite o movimento de dobradiça e deslize do osso mandibular através do côndilo e de um disco articular que assentam no osso temporal. Assim sendo, é classificada como uma articulação composta (por ser constituída por três estruturas ósseas, sendo uma não calcificada que corresponde ao disco articular) e ginglemoartroidal ( devido ao tipo de movimentos) como se mostra nas Fig.1 e 2. A ATM desempenha um papel fundamental em guiar a mandíbula e distribuir as forças resultantes de hábitos diários como a mastigação, deglutição e fala, suportar uma boa oclusão e manter o sistema estomatognático equilibrado (1-3), quer nas funções, quer nas parafunções.



Figuras 1 e 2 - Constituintes da ATM (Côndilo mandibular, disco articular, fossa glenóide, eminência articular, zona bilaminar e ligamentos) (1).

As superfícies articulares da ATM são cobertas por fibrocartilagem em vez de cartilagem hialina. A sua estrutura óssea é composta pela eminência articular, cavidade glenóide do osso temporal e pelo côndilo mandibular.

O disco articular é uma estrutura bicôncava composta por fibrocartilagem constituída por fibras de colagénio tipo I, elastina, condrócitos, glicosaminoglicanos, proteoglicanos e água (4,5). Divide a ATM em dois compartimentos (superior e inferior) revestidos com células endoteliais que formam a membrana sinovial. Esta membrana produz o líquido sinovial



responsável por lubrificar e nutrir as estruturas ósseas. É formada por tecido conjuntivo fibroso que é maioritariamente destituído de inervação e irrigação à exceção da zona mais posterior (6,7). Permite ainda distribuir as forças por uma área maior e evitar o atrito provocado pelo movimento das estruturas ósseas (6). Sagitalmente, o disco é dividido em três regiões consoante a sua espessura: uma região central fina, uma região anterior e uma posterior. estas últimas mais espessas, sendo que a posterior é ligeiramente mais espessa que a anterior. Em condições normais, o côndilo mandibular encontra-se inserido na zona intermédia do disco. Frontalmente, o disco é mais espesso em mesial do que lateralmente. Contudo, a sua morfologia varia de acordo com a forma do côndilo e da cavidade glenóide. O disco é uma estrutura flexível que se vai adaptando aos movimentos da ATM e é constantemente submetido a forças de tensão, compressão e corte, mantendo sempre a sua forma, exceto se sofrer forças mais elevadas, próximas do seu limite de resistência, ou se alguma mudança estrutural ocorrer na articulação (5,7).

Posteriormente, o disco insere-se numa zona de tecido conjuntivo frouxo, altamente vascularizada, conhecida como *Tecido Retrodiscal* ou *Zona Bilaminar*. Superiormente, apresenta uma *Lâmina Retrodiscal Superior* constituída por tecido conjuntivo rico em fibras elásticas que liga o disco à parte posterior da placa timpânica. A nível inferior, é delimitado pela *Lâmina Retrodiscal Inferior* composta por fibras colagénicas. Posteriormente ao tecido retrodiscal existe um plexo venoso que durante o movimento do côndilo para a frente se enche de sangue (8).

O disco articular encontra-se inserido no *Ligamento Capsular* que envolve quase toda a articulação (especialmente a inserção superior e inferior da zona anterior do disco), sendo também preso, anteriormente, por fibras tendinosas, ao músculo *Pterigóideo Lateral Superior* (Fig.3).

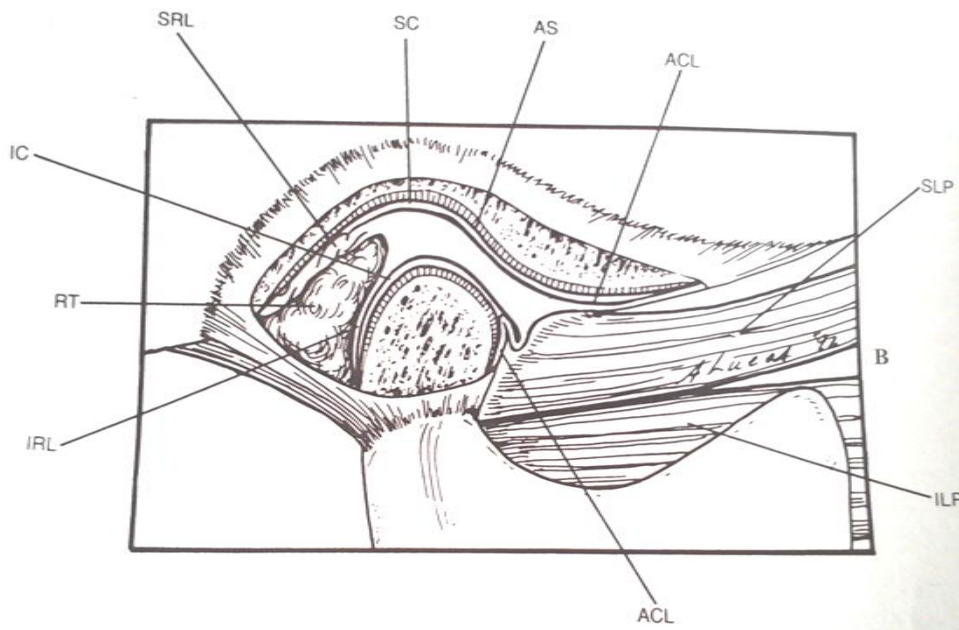


Figura 3 - ATM: ACL – Ligamento Capsular Anterior(colagenoso), AS – Superfície Articular, IC – cavidade articular inferior, ILP – Músculo Pterigóideo Lateral inferior, IRL – Lâmina Retrodiscal inferior (colagenoso), RT – Tecidos Retrodiscais, SC – Cavidade Articular Superior, SLP – Músculo PterigóideoLateral Superior, SRL – Lâmina Retrodiscal Superior (elástica) (7).

O côndilo mandibular corresponde à porção do osso mandibular que articula com o crânio e que permite os movimentos da ATM. É constituído por uma cabeça e um colo (Fig.4). Numa vista frontal, esta estrutura está dividida em polo medial e polo lateral, sendo o polo medial geralmente mais proeminente que o lateral. A sua superfície é bastante convexa no sentido antero-posterior e menos convexa latero-medialmente. A morfologia do côndilo é variável de acordo com cada indivíduo. Por sua vez, a cavidade glenóide, ou fossa mandibular, é uma estrutura óssea que faz parte da porção escamosa do osso temporal e onde o côndilo mandibular articula. Anteriormente a esta cavidade, encontra-se a eminência articular, uma proeminência composta por um osso espesso e denso que suporta forças mais elevadas, com convexidade e inclinação variáveis importantes na determinação da trajetória dos movimentos articulares.



Figura 4 - Esquema representando a anatomia do côndilo mandibular numa vista posterior. Imagem editada para Português (9).

Para que os movimentos articulares sejam possíveis, é necessário todo um sistema de músculos e ligamentos que promovem e estabilizam o movimento.

No que respeita aos ligamentos, estes são divididos em ligamentos funcionais e acessórios. Dentro dos ligamentos funcionais incluem-se: o ligamento capsular representado na Fig. 6; os ligamentos colaterais, subdivididos em ligamento discal medial e lateral ( que se mostra na Fig.7); e o ligamento temporomandibular. Por sua vez, os ligamentos acessórios incluem: o ligamento esfenomandibular, o ligamento estilomandibular (representados na Fig.5) e o pterigomandibular (7).

O sistema muscular associado à ATM engloba essencialmente, o músculo Masseter (superficial e profundo), o Temporal, os Ptérigoideos medial e lateral, este último dividido em lateral inferior e superior. As suas origens, inserções e funções estão resumidas na Fig. 8.

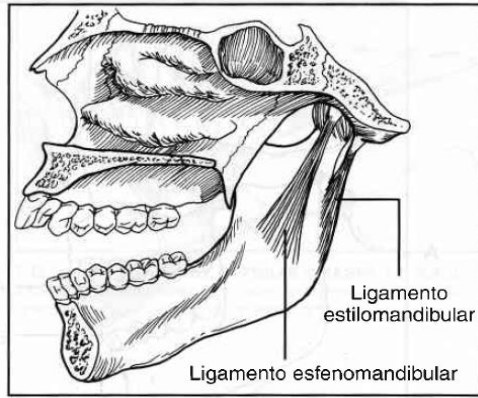


Figura 5 - Ligamentos esfenomandibular e estilomandibular (7).

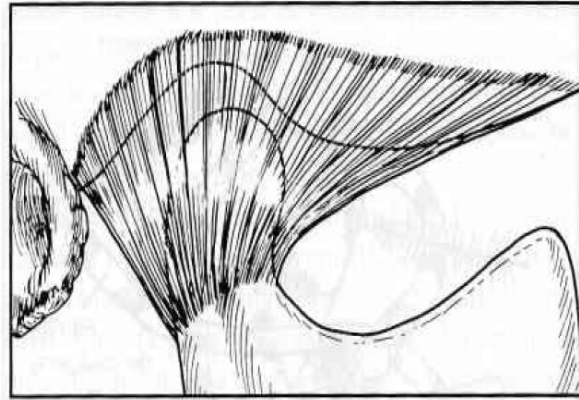


Figura 6 - Ligamento capsular (7).

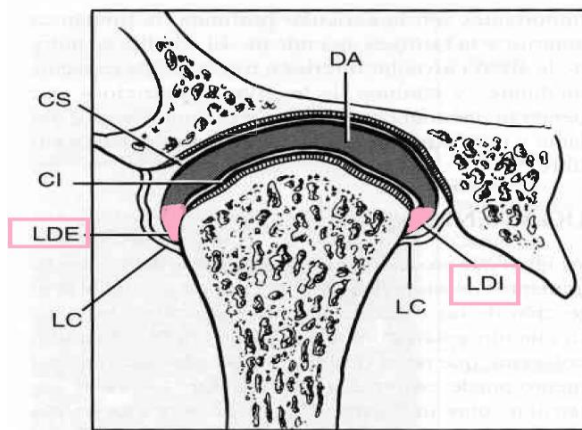


Figura 7 - Ligamentos discais medial (LDI) e lateral (LDE) (7).

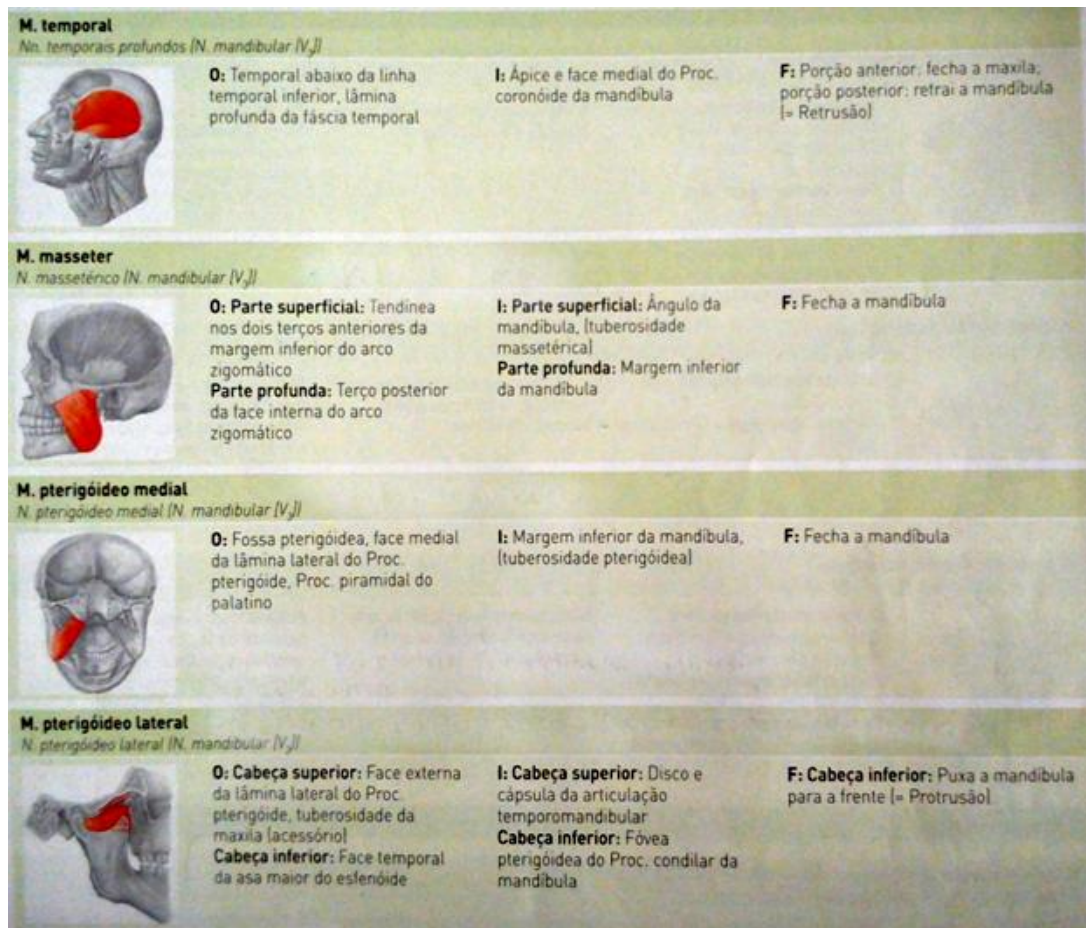


Figura 8 - Principais músculos da mastigação. O – origem / I – Inserção / F – Função (9).

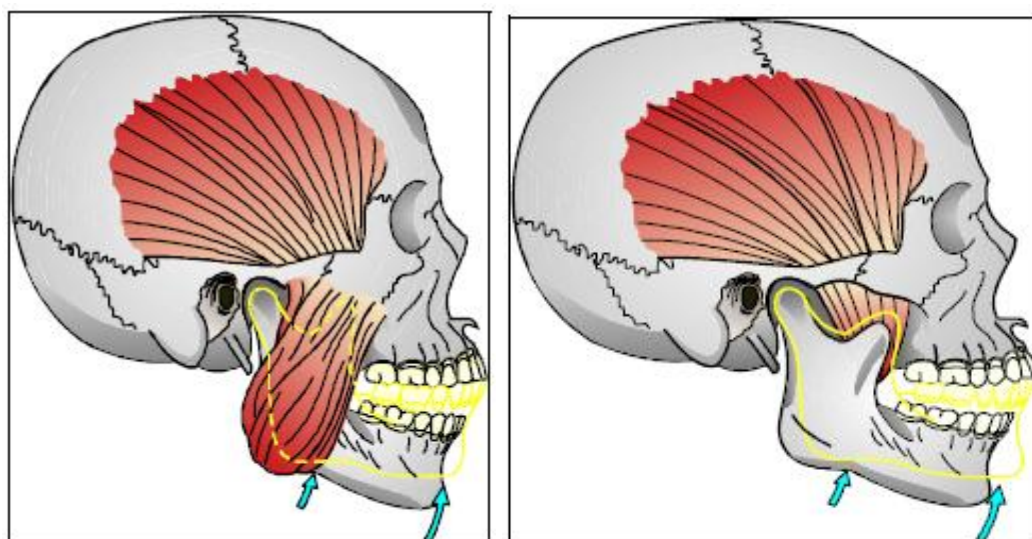


Figura 9 - Músculos principais associados à ATM: Masséter e Temporal (10).



A ATM é inervada pelo nervo trigêmeo que fornece também inervação motora e sensorial aos músculos relacionados com a articulação. A inervação aferente provém de ramos do nervo mandibular. A ATM é também inervada, a nível posterior, pelo nervo aurículo-temporal apresentando inervação adicional fornecida pelos nervos profundo-temporal e massetérico.

Relativamente à vascularização, a ATM é irrigada pelos seguintes vasos: Artéria temporal superficial (a nível posterior), artéria meníngea média (anteriormente), artéria maxilar interna (inferiormente), artérias auricular profunda, timpânica e faríngea ascendente e artéria alveolar inferior responsável pelo aporte sanguíneo ao côndilo mandibular (7,9,11).

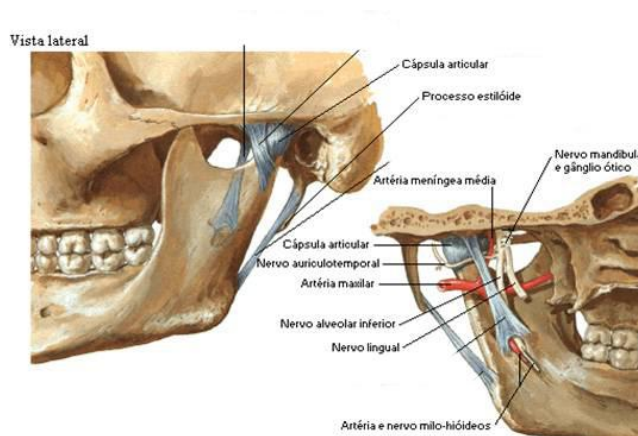


Figura 10 - Vascularização e inervação da ATM. (11).

## I-2 Desordens Temporomandibulares

O termo Desordem Temporomandibular (DTM) abrange um conjunto complexo de sinais e sintomas clínicos de etiologia ainda pouco conhecida e multifatorial (6, 7) que afetam o sistema estomatognático, envolvendo a ATM e estruturas associadas como os músculos mastigatórios, oclusão dentária e sistema neuromuscular. Inclui uma compilação de fatores físicos, emocionais e comportamentais. Algumas das condições mais referidas que poderão afetar a ATM estão relacionadas com a idade, o género, o deslocamento do côndilo, oclusão dentária, trauma oclusal, bruxismo, hábitos parafuncionais, alterações a nível intra-articular, função mandibular alterada, que despoleta um crescimento assimétrico do ramo da mandíbula, *stress*, ansiedade e postura

(1,12,14-19). Segundo Huang, GJ. 2002 e colaboradores, dentro do âmbito dos riscos oclusais de DTM, são também apontados: ausência de guias caninas nos movimentos de lateralidade e protrusão e presença de classe II esquelética e dentária (20).

Esta patologia atinge cerca de 7 a 15% da população, sendo mais frequente em indivíduos do sexo feminino. De acordo com Singh M. 2009 (21), entre 16 e 59% da população mundial apresenta sintomas e de 33 a 86% apresenta sinais clínicos de DTM. Buescher J. 2007 (14) refere que pelo menos 75% da população adulta apresenta um sinal clínico de DTM, 33% refere um sintoma e apenas 5% dos adultos com DTM requerem tratamento. De entre os sintomas mais comuns, que podem aparecer de forma isolada ou simultânea ou ainda associada a outras condições, são descritos em várias investigações os seguintes: limitação de abertura mandibular, dor muscular e articular, dor ao nível da região do pescoço, cefaleias, sons e ruídos durante os movimentos de abertura, fecho, protrusão e lateralidades (12,16,17). Geralmente, associam-se os ruídos ou sensação de “areias” a DTM de origem intra-articular enquanto que a dor ao nível do pescoço, movimentos de abertura e fecho mandibulares e cefaleias se associam a DTM musculares (14,21).

As DTM são responsáveis pela maior parte dos casos de dor crónica de origem não dentária (2). A Academia Americana de Dor Orofacial (AAOP) criou em 1995, um sistema de classificação, dividindo as DTM em dois grandes grupos principais de acordo com a sua origem (como se mostra na Fig.11): grupo I, de origem muscular (mioespasmos e mialgias (2), dor miofascial, contratura miofibrótica, miosite e neoplasia) e grupo II, de origem articular ou interna, que inclui a degeneração e/ou deslocamentos de disco (deslocamento do disco com redução e deslocamento do disco sem redução), anquiloses, desordens congénitas ou de desenvolvimento, fraturas condilares e condições inflamatórias (14-17,21,22).

Table 2. Diagnostic Classification of TMJ Disorders
<b>Articular disorders of the TMJ</b>
Ankylosis
Congenital or developmental disorders
Aplasia, hyperplasia, or hypoplasia of the cranial bones or mandible
Neoplasia of the TMJ or associated structures
Disk derangement disorders
Articular disk displacement with or without reduction
Fracture of the condylar process
Inflammatory disorders
Synovitis, capsulitis, polyarthritides including the TMJ
Osteoarthritis
TMJ dislocation
<b>Masticatory muscle disorders</b>
Local myalgia (unclassified)
Myofascial pain
Myofibrotic contracture
Myositis
Myospasm
Neoplasia
<i>TMJ = temporomandibular joint.</i>
<i>Information from reference 8.</i>

Figura 11 - Classificação das DTM (14).

### I-3 Mordida Profunda e Más-Oclusões - Relação com a ATM e Posicionamento Condilar

Edward Angle, em 1907, criou um sistema de classificação de más-oclusões (Neutro-Oclusão, Classe I, Classe II/1, Classe II/2 e Classe III) que se baseia na relação entre as arcadas dentárias ou bases ósseas no plano sagital e tendo como referência a posição do 1º Molar Maxilar que considerou como imutável (23).

De acordo com Angle, a oclusão ideal corresponde à situação clínica em que a cúspide mesio-vestibular do 1º molar superior engrena com o sulco vestibular do 1º molar inferior num plano sagital. Se, perante esta situação, houver anomalias de posição, número e forma, num ou vários dentes, a oclusão terá a denominação de Má-Oclusão de Classe I (23).

No plano vertical, a mordida profunda apresenta bastante influência na importância da relação entre oclusão e DTM. A mordida profunda, ou supra-oclusão incisiva, é definida como a situação em que os incisivos maxilares cobrem em excesso os Incisivos mandibulares no plano vertical quando os dentes posteriores se encontram ocluídos. A mordida profunda pode resultar tanto de um movimento de rotação anterior e superior da mandíbula durante o



crescimento como de uma excessiva erupção dos incisivos, sobretudo inferiores ou de uma infra-oclusão na região dos molares. Geralmente corresponde a mais do que 2 ou 3 mm e pode ocorrer especialmente em dois casos: uma má-oclusão de classe I ou uma má-oclusão de classe II/2 (23). A Classe II/2 é geralmente definida como a situação clínica em que o 1º molar mandibular oclui mais posteriormente em relação ao 1º molar maxilar e os incisivos maxilares encontram-se retro inclinados. Etiologicamente, crê-se que a existência de uma posição elevada da linha do lábio inferior contribua para a retro inclinação dos incisivos superiores e inferiores. A incidência desta má-oclusão varia entre os 1,5% e os 7%. Tal como os restantes tipos de má-oclusões, a Classe II divisão 2 pode ser esquelética ou dentária. No caso esquelético, geralmente é caracterizado por uma altura facial inferior reduzida, um lábio superior curto, um queixo proeminente, ângulo goníaco pequeno, curva de *spee* acentuada e sobremordida vertical aumentada. No que respeita ao caso dentário, existe um perfil facial normal sem discrepância esquelética (18).

A literatura revela que a sobremordida vertical excessiva se encontra normalmente associada a dor muscular e deslocamento anterior do disco sem redução (24). De acordo com Almasan e colaboradores, a presença de grandes sobremordidas horizontais, mordida profunda e desvios de linha média acentuados constituem um sinal para ter em atenção a ATM aquando de um tratamento ortodôntico, por se encontrarem mais associados a DTM (25).

Num artigo de 2013, Sonnesen investigou a ocorrência e manifestação de sintomas de DTM num grupo com mordida profunda, com indicação para tratamento ortodôntico e comparou com um grupo de controlo. Verificou que, no grupo de estudo, a incidência de DTM era maior. No entanto, esta não é uma conclusão consensual entre vários investigadores, havendo artigos que revelam não existir esta associação, com fundamento, talvez, em diferentes parâmetros de diagnóstico ou amostras (26).

A correção da sobremordida vertical aumentada é importante, sobretudo se interceptada na dentição decídua/mista uma vez que apresenta um forte componente genético. Na dentição definitiva será necessário recorrer a uma

expansão da arcada maxilar, intrusão incisiva e/ou extrusão dos molares dependendo das características do perfil facial e tecidos moles.

Para uma oclusão estática e dinâmica saudável, a ATM e os dentes anteriores, também apelidados de guia posterior e anterior, respetivamente, devem estar em harmonia (27). Inicialmente, a guia anterior e o trajeto condilar eram considerados fatores independentes. No entanto, mais tarde, alguns autores afirmaram que para uma oclusão ideal balanceada, estes fatores teriam de ser paralelos. Hoje em dia, contudo, foram encontradas diferentes correlações. De acordo com Darendeliler (27), a literatura mais recente demonstra que enquanto o trajeto condilar é convexo, o trajeto incisivo é côncavo, pelo que não existe uma relação linear. Afirma também que, nas desordens articulares, o trajeto condilar tende a apresentar uma amplitude maior que os casos em que estas desordens não estão presentes. Na mordida profunda, Darendeliler concluiu que o ângulo de rotação do côndilo é maior e que o movimento deste em conjunto com a mandíbula não são guiados pela posição dos incisivos nestes casos, o que pode levar a forças descontroladas e, como consequência, aparecimento de DTM.

No que respeita à ATM, considera-se que uma posição ortopedicamente estável dos côndilos será aquela em que estes se encontram posicionados antero-superiormente na fossa mandibular, apoiados nas vertentes posteriores das eminências articulares com os discos articulares interpostos de forma adequada. Quando ocorre uma contração dos músculos elevadores da mandíbula, sem interferências oclusais, a estabilidade ortopédica mantém-se. Esta posição é denominada posição musculoesqueletalmente estável e conhecida como Relação Cêntrica, semelhante à posição proposta por Dawson (posição mais superior do côndilo na fossa glenóide). No entanto, este tem sido um alvo de mudança de conceitos ao longo dos anos (7).

Barrera-Mora, 2012, coloca a seguinte questão: "*será que existe realmente uma posição condilar ideal em Relação Cêntrica ou numa posição muscular relaxada?*". Após uma extensa análise, o autor chega à conclusão que não existe um acordo universal sobre este assunto. As más-oclusões, todavia, exercem influência neste posicionamento do côndilo e na forma da fossa glenóide (28).

Algumas investigações recentemente publicadas avaliam a relação entre a morfologia da ATM com as anomalias oclusais e a posição condilar (18, 28-30). Arieta-Miranda *et al* (29) descreve que a relação sagital entre a maxila e a mandíbula pode influenciar outras estruturas do sistema craniofacial como a ATM. Assim, a morfologia e a relação entre côndilo-fossa poderão estar comprometidas numa discrepância sagital mais severa devido às forças compressivas e tenses exercidas a nível condilar.

Analisando de um ponto de vista geral, segundo Reis Fraga M *et al* (30), um número representativo de estudos mais antigos que avaliaram a adequada relação côndilo-fossa, referem que existe uma correlação direta entre desarranjos internos da ATM e a posição condilar, referindo também que a posição mais saudável será aquela em que o côndilo mandibular se encontra centralizado na fossa glenóide no sentido anteroposterior. No entanto, no seu estudo com Tomografia Axial Computorizada (TAC), Reis Fraga concluiu que tal centralização (diferença entre espaço articular anterior e espaço articular posterior) não se verificou, sendo o espaço anterior menor que o posterior tanto do lado esquerdo como direito nos grupos assintomáticos de neutroclusão e más-oclusões (Classe I, II divisão 1 e III), havendo, no entanto, simetria quando são apenas comparadas as ATM esquerda e direita dentro do mesmo grupo. Apesar destes resultados, Reis Fraga encontrou maior descentralização nas Classes II divisão 1.

Vitral R. num artigo em conjunto com Reis Fraga (31), concluiu que tanto nas Classes I como nas Classes II divisão 1 não havia uma posição concêntrica do côndilo na fossa, tendo demonstrado que este se encontrava posicionado, de forma estatisticamente significativa, mais anteriormente. Também Katsavrias, numa investigação em 2005 (13), concluiu o mesmo, afirmando que nas Classes II, em ambas as divisões, o côndilo se encontra numa posição mais anterior, corroborando também os resultados de Pullinger e Hollander em 1986 (17), que verificaram que ocorria também uma maior descentralização nas Classes II que nas Classes I (13,31).

Arieta-Miranda *et al* (29) verificaram que nas Classes II (de acordo com o ângulo ANB), o côndilo se encontra numa posição mais superior, anterior e com maior espaço posterior relativamente às Classes I.

Katsavrias e colaboradores demonstraram que o ângulo da eminência articular mais pronunciado das Classes II/2 predispõe estes indivíduos ao desenvolvimento de DTM mais facilmente. Contudo, os resultados de Arieta-Miranda demonstraram que, de facto, este ângulo era mais acentuado nas Classes I. Numa outra investigação em 2006, Katsavrias ao avaliar grupos de pacientes de diferentes idades com Classes II divisão 2, concluiu que a inclinação da eminência articular apresenta grande variabilidade interindividual quanto à sua inclinação e que a morfologia da fossa glenóide atinge dimensões típicas de um adulto antes dos 8 anos de idade (12,13,18).

Giuntini (16) avaliou também a posição da fossa glenóide nas Classes II com retrusão mandibular e verificou que esta se encontrava posicionada mais posteriormente. No entanto, já em 1998, Peck S. tinha afirmado que a classe II divisão 2, apesar de hereditária, não tem evidência científica suficiente que leve a concluir que indivíduos com esta má-oclusão irão ter sinais e sintomas de DTM a longo prazo, embora prove que o côndilo se encontra numa posição mais posterior nestes casos (32). Também Miller *et al* 1996 (33) e Luther *et al* 1998 (34) chegaram à mesma conclusão. Por outro lado, Pullinger, 1991 e John *et al* 2002 (17), afirmaram que a existência de uma sobremordida horizontal, ou vertical, mais acentuada, só por si, não constituía um fator causador de DTM (16, 32-34).

As posições condilares, em pacientes com DTM e com posicionamento discal normal, variam de forma aleatória e podem incluir um posicionamento anterior, central ou posterior, sendo que este último é mais prevalente em pacientes com um deslocamento anterior do disco (37). Incesu e colaboradores (2004) (38), obtiveram resultados que corroboram os de Ren YF., tendo concluído que uma posição mais posterior do côndilo articular predispõe a uma maior tendência a alterações no posicionamento do disco, sobretudo um deslocamento anterior, mas não na sua morfologia. Assim sendo, apesar de uma posição mais posterior do côndilo poder ser menos benéfica no equilíbrio de forças a nível articular, não pode ser considerado como fator significativo no aparecimento de DTM nos casos em que ocorre. No entanto, poderá considerar-se a hipótese que o equilíbrio de forças a nível articular é alterado, uma vez que está mais associado a um deslocamento

anterior do disco e como tal a uma maior força de tensão ao nível do tecido retrodiscal (28,38).

#### I-4 Biomecânica e equilíbrio de forças na ATM

Os artigos na literatura que avaliam a nível prático a relação entre as forças a que o côndilo está sujeito, a sua posição e o desenvolvimento de DTM são muito raros e apenas começam a ganhar maior desenvolvimento recentemente. Têm surgido algumas investigações que recorrem a modelos tridimensionais e modelos de elementos finitos para avaliar que tipo de forças provoca danos irreparáveis nos tecidos da ATM e que magnitudes e duração apresentam estas mesmas forças (8, 21). Todavia, existem ainda bastantes limitações nas propriedades materiais que representam a cartilagem condílea, modelos *in vivo*, variabilidade inter-individual e parâmetros biomecânicos *standard* suficientemente fiáveis (21). O comportamento biomecânico do disco articular da ATM não foi ainda descrito completamente pelo que não existem valores universais consensuais no que diz respeito às cargas suportadas pela ATM, como é que estas são suportadas e o limite que as torna nocivas (8).

As propriedades mecânicas do disco articular variam conforme o género, idade, nível de hidratação e temperatura corporal e são essencialmente estudadas, na literatura, no sentido medio-lateral através de testes de tensão, uma vez que existe alguma dificuldade em obter amostras experimentais com dimensão adequada ao estudo no sentido antero-posterior, de modo a englobar a zona anterior, intermédia e posterior do disco (5).

De forma geral, existem três tipos de forças ao nível da ATM (tal como se pode ver na Fig.12). Forças de compressão (força que comprime um corpo), tração (força oposta à compressão que alonga um dado corpo) e corte ou cisalhamento (força resultante do movimento paralelo em direções opostas de dois corpos) (5,8). Durante os movimentos mandibulares ocorre uma combinação destas forças. A carga, que é suportada maioritariamente pelo disco articular, pode ainda ser estática (bruxismo cêntrico e excêntrico) ou dinâmica (mastigação, fala...).

As forças de compressão dependem essencialmente da duração das mesmas e são suportadas pelas propriedades viscoelásticas do disco e pela sua composição em proteoglicanos, especialmente as moléculas de maior dimensão localizadas na zona intermédia e lateral do disco. Na zona medial e lateral da região intermédia do disco articular existe maior predominância de moléculas de proteoglicanos mais pequenas, onde o módulo de compressão é menor. Por sua vez, durante as forças de tração, as fibras de colagénio, inicialmente dispostas de forma ondulada, começam a esticar, ocorrendo um rearranjo reversível desde que o disco não ultrapasse o seu limite fisiológico.

As forças de tração apresentam menor magnitude nas regiões mesial e lateral do disco pelo que não é necessária a existência de uma densa rede de colagénio nestas zonas para manter a integridade do mesmo.

Estipula-se que o aparecimento precoce de doenças degenerativas da ATM ocorra por fadiga mecânica dos tecidos articulares. O excesso de acumulação de forças aumenta a probabilidade de rompimento do disco. Tanto as forças de tração como de compressão contribuem para este fenómeno. As forças de tensão são resultado de forças de varrimento e de fricção produzidas pela deformação da matriz cartilágnea à medida que o campo de tensão, que chega a exceder uma velocidade de 100 l/seg, passa pela superfície do disco. No entanto, as forças de tensão associadas a fricção, estática ou dinâmica, ao nível do disco, são escassas e as que se encontram associadas ao fenómeno de varrimento não foram ainda devidamente caracterizadas (39).

As forças de corte ou cisalhamento, que ocorrem devido ao facto das forças exercidas não ocorrerem na mesma direção, dependem da quantidade de compressão no disco num dado local e do movimento da água na matriz extracelular. Estas forças são mais pronunciadas nas regiões medial e lateral do disco.

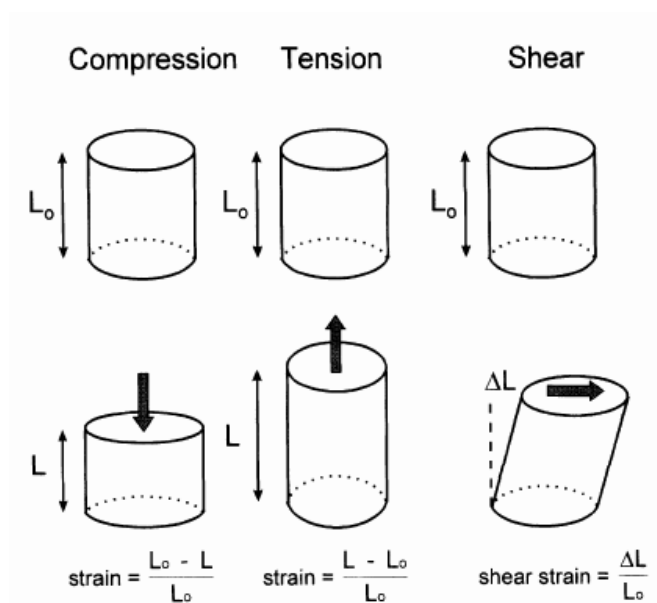


Figura 12 - Representação dos três tipos de deformação para três tipos de forças: Compressão, Tensão ou tração e Cisalhamento ou corte (40).

Dada a complexidade da morfologia da ATM, alguns autores estudaram a resposta biomecânica da articulação nos movimentos mais simples como os de abertura e fecho. Foi já demonstrado que o movimento de abertura não é o movimento oposto ao de fecho (41). Como tal, as forças a que a ATM está sujeita são diferentes em ambos os movimentos. De acordo com Tuijt e colaboradores (41), as forças são maiores durante o movimento de abertura e que uma posição e trajetória condilar mais superior, ou cranial, predispõe a ATM a forças mais intensas. Stankovic afirmou na sua investigação em 2013 que, quando a ATM está em posição de fecho, as forças predominantes são as de compressão do disco articular, enquanto as forças de cisalhamento e a deformação são mínimas quando comparadas com o movimento de abertura (8).

No que respeita às forças oclusais, estas constituem um fator importante na morfologia articular e no desenvolvimento maxilofacial (43,50). Sugiyama concluiu que alterações a nível condilar, associadas a discrepâncias oclusais verticais, influenciam o crescimento condilar e craniofacial durante o crescimento, embora ocorra uma resposta adaptativa enquanto o potencial de crescimento permanece (42).

Kurusu A. e colaboradores (43) afirmam que o crescimento condilar não depende apenas de fatores genéticos mas também de fatores funcionais e

concluiu que quanto maior a força oclusal, maior o longo eixo do côndilo, relacionando-se também com maiores forças compressivas no polo lateral e posterior do côndilo. Ainda de acordo com o mesmo autor, a força oclusal, juntamente com a morfologia maxilofacial e a morfologia condilar influenciam-se mutuamente.

A geometria dos dentes guia, nomeadamente os caninos, influencia também o equilíbrio de forças gerado ao nível da ATM. Pileičikienė e colaboradores (44) simularam interferências oclusais nestes dentes e verificaram que provocaram toda uma alteração no nível de forças total que atuam ao nível da arcada maxilar e nas ATM. Concluíram também que a distribuição de forças resultantes mais benéfica ocorreu aquando de uma interferência oclusal de 0,3 mm de altura, mas, mesmo com esta mínima altura, houve forças laterais deletérias.

A ATM é a única articulação do corpo humano com um centro de crescimento que depende da função das duas articulações direita e esquerda (8). A cartilagem condilar funciona como uma zona de crescimento adaptativa durante o crescimento da mandíbula. A compressão mecânica é essencial uma vez que induz formação de condrocitos na cartilagem do côndilo, promovendo assim o crescimento do mesmo durante a maturação de um indivíduo (ver Fig.13), (3, 45). Kurusu e colaboradores (43) observaram também, clinicamente, que forças mastigatórias mais fracas a nível muscular durante o período de crescimento conduzem a um padrão esquelético em que o ramo da mandíbula é mais curto e os planos cefalométricos mandibular, oclusal e ângulo goníaco são maiores.



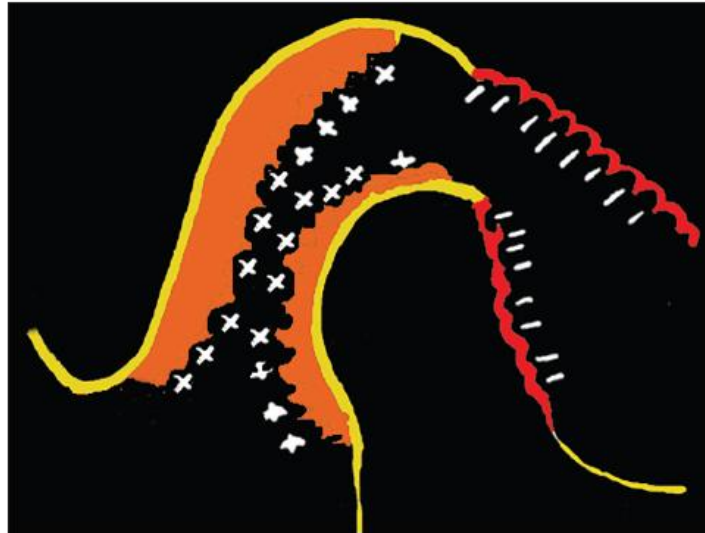


Figura 13 - Processo de remodelação da ATM. (45)

## I-5 Método dos Elementos Finitos e Propriedades mecânicas das estruturas

A ATM é uma das articulações mais expostas a cargas de elevada intensidade que variam no tempo e no espaço. É também uma das articulações mais utilizadas pelo organismo. O disco articular presente na ATM está assim sujeito a grandes forças de compressão e algumas de tração durante a mastigação (46).

Os modelos matemáticos provaram ser ferramentas essenciais para prever estas forças. Contudo, a maior parte dos estudos publicados avaliam a articulação como uma estrutura rígida (2). Apesar das investigações nesta área serem ainda escassas, tem havido esforço por parte da comunidade científica no sentido de conseguir um modelo a partir do Método dos Elementos Finitos (MEF). Este método mostrou ser eficaz no caso de estruturas mais complexas e apresenta potenciais aplicações que permitem definir um limite entre função normal e parafunção. A nível prático, estes modelos podem ser utilizados para medir a distribuição de campos de tensão e avaliar o equilíbrio de forças que acompanham as várias atividades do sistema estomatognático. Clinicamente, o médico dentista poderá, com esta ferramenta numérica, avaliar a implicação na ATM aquando da colocação de implantes e extrações dentárias. Um outro

aspecto a considerar nestes modelos é a sua capacidade de proporcionar um outro nível de diagnóstico de DTM (3, 21).

A origem do Método dos Elementos Finitos (MEF), poderá dizer-se que remonta ao século XVIII quando Gauss propõe utilizar funções de aproximação para solucionar problemas matemáticos. Devido às limitações tecnológicas e de conhecimento matemático e da limitação das equações algébricas da época, só mais tarde, em 1956, com o início da computação, Turner, Clough, Martins e Topp propuseram um método de análise estrutural semelhante ao MEF. Em 1960, os mesmos autores descreveram detalhadamente este método e desde então foi evoluindo de forma notória e exponencial sendo ainda hoje aplicado em várias áreas científicas incluindo a Engenharia, a Medicina e a Medicina Dentária, especialmente a Ortodontia (47).

O MEF corresponde a um método de resolução numérica de um sistema de equações diferenciais parciais. Através do MEF, um meio contínuo é subdividido em elementos que mantêm as propriedades do que os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados (48, 49). O MEF permite modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, assim como modificar os parâmetros dessa mesma geometria. A partir daí, é possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas à estrutura em causa (47). Atualmente é também possível dispor de ferramentas numéricas, do tipo *Multibody Dynamics*, com as quais se podem caracterizar as forças e movimentos associados a um dado conjunto de corpos que se encontram ligados entre si, tal como a mandíbula e o crânio. No entanto, o presente trabalho versa apenas o cálculo de tensões e deslocamento a partir do conhecimento da geometria, condições de fronteira e cargas associadas a um dado posicionamento entre os corpos.

De modo a obter um modelo a partir do MEF é necessário seguir um protocolo previamente definido. Assim, primeiramente, deve definir-se o objeto do estudo, neste caso a própria ATM. De seguida, a estrutura a analisar é definida geometricamente. Para tal, recorre-se, normalmente, a um programa

de computador (*Software*) específico, conhecido por Computer Aided Design (CAD) de modo a elaborar um desenho gráfico. Para que isto seja possível, é imperativo obter previamente a forma da estrutura, quer através de métodos radiográficos, como a Tomografia Axial Computorizada (TAC), ou o mais recente *Cone Beam*, quer através de modelos reais, como crânios secos ou cadáveres (2). A partir daqui, a estrutura será então dividida em pequenos elementos, os elementos finitos, cujo número irá determinar a precisão de representação do objeto em causa. Esta tarefa é designada por geração de malha e corresponde à discretização dos objetos originais. Estes elementos são definidos por um conjunto de nós a que correspondem coordenadas x, y e z no espaço e apresentam variadas formas geométricas. A extremidade de cada um destes elementos forma um ponto ou nó que poderá formar uma estrutura bi ou tridimensional ao ligar cada elemento entre si. Neste estudo e uma vez que se irá analisar a morfologia condilar, os modelos tridimensionais são os mais vantajosos e os únicos que nos permitem avaliar estruturas como a ATM e sua distribuição de cargas nos três planos do espaço(Fig.14).

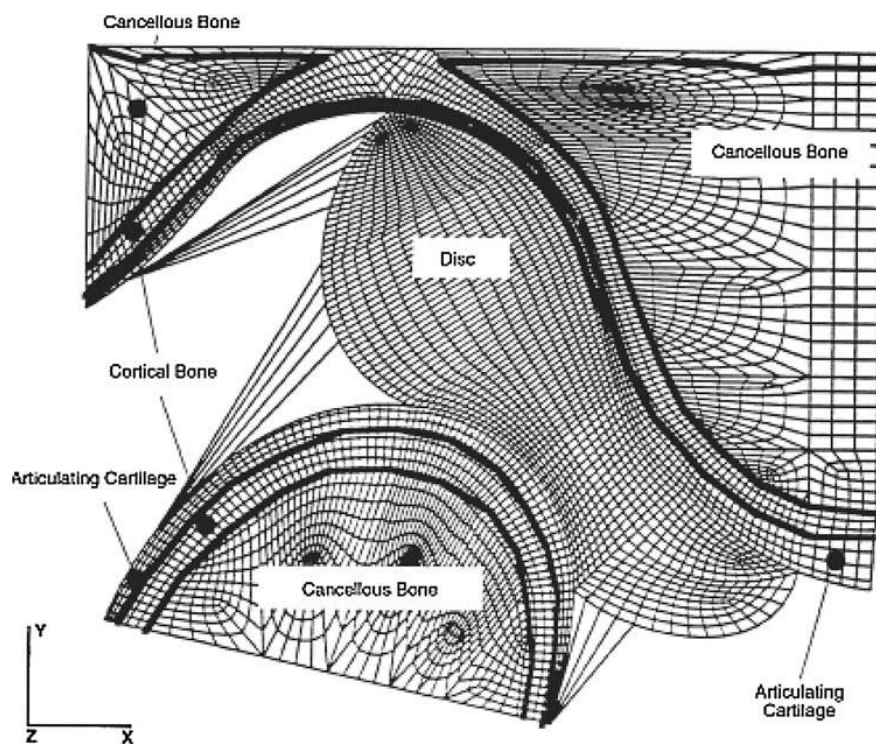


Figura 14 - Modelo da TMJ representado através do MEF no estudo de Chen et al, 1998 (6).

De seguida, é essencial definir as propriedades mecânicas da estrutura e definir o seu comportamento face a uma dada deformação. Modelar a função do sistema mastigatório é, em si mesmo, uma tarefa desafiante. Uma das dificuldades consiste em obter os valores específicos referentes às propriedades de cada elemento não só por apresentarem um largo intervalo mas também por serem, por vezes, desconhecidas (50).

A relação entre tensão/deformação é uma característica de cada material. Os materiais apresentam uma primeira fase de comportamento linear até que alcançam o seu limite elástico. A partir deste limite, qualquer força exercida irá causar deformações irreversíveis, fase conhecida como fase plástica ( ver Fig.15).

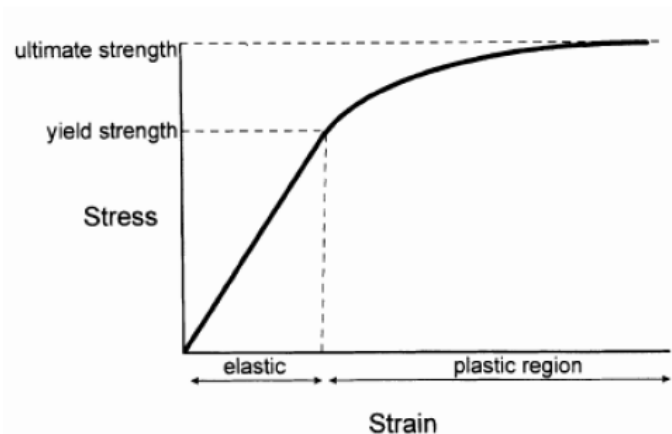


Figura 15 - Diagrama tensão/deformação de um material. Stress – Tensão / Strain – Deformação / Yield Strength – Limite Elástico / Ultimate Strength – Limite de rutura (40).

Assim, um material pode ser classificado como elástico, com comportamento linear e não-linear; viscoelástico (com deformação e retorno à condição de origem dependentes do tempo) e viscoplástico (dependência do tempo e deformação sem retorno à condição de origem).

Quando se modela um material isotrópico e linear, é possível caracterizá-lo com as propriedades mecânicas - Coeficiente de Poisson e Módulo de Young (Elasticidade). O Coeficiente de Poisson relaciona-se com o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais num eixo de tração axial, ou seja, quando um material é tracionado ou comprimido numa dada direção, alonga ou encolhe nessa mesma direção

(deformação primária), mas também altera as suas dimensões transversais (deformação secundária). O coeficiente de Poisson é descrito pela seguinte equação (o sinal “-“ é incluído para que o resultado seja positivo pois as duas deformações têm normalmente sentidos opostos):

$$\nu = - \varepsilon_{\text{secundaria}} / \varepsilon_{\text{primaria}}$$

O Módulo de Young representa as propriedades elásticas do material e corresponde à inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação. Pode ser obtido através da razão entre tensão exercida e a deformação sofrida pelo material pela seguinte equação:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

$E$  é o módulo de elasticidade ou módulo de Young, medido em unidades de pressão (Pascal). O Pascal (Pa) é uma unidade derivada cujo valor da intensidade é baixo, razão pela qual são geralmente usados os seus múltiplos - Megapascal (MPa) ou Gigapascal (GPa).

$\sigma$  é tensão normal aplicada, medida em Pascal.

$\varepsilon$  é a deformação elástica longitudinal do corpo.

Tendo em conta o comportamento linear elástico, os materiais podem ser classificados como isotrópicos, quando as propriedades são as mesmas em todas as direções num mesmo ponto; ortotrópicos, quando as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções mas diferentes numa terceira e, por fim, anisotrópicos quando as suas propriedades diferem em todas as direções (47,51).

Macroscopicamente, existem dois tipos de tecido ósseo: cortical (osso compacto) e esponjoso (osso trabeculado constituído por várias cavidades intercomunicantes) (53). A mandíbula humana possui uma morfologia ideal para resistir às forças mecânicas provenientes da mastigação. A sua

morfologia permite obter um material rígido mas leve ao mesmo tempo, uma vez que o exterior é formado pelo osso cortical e o interior por osso esponjoso, variando em quantidade consoante as forças a que está sujeita. Assim, existem regiões de maior espessamento de osso cortical, como na região anterior ao nível da protuberância mentoniana. Nesta zona, o osso compacto é espesso por sofrer maiores forças de tração (52, 54). Os côndilos são maioritariamente constituídos por osso esponjoso e cobertos por uma cartilagem que incorpora uma cavidade devidamente lubrificada de modo a promover uma *interface* com um baixo coeficiente de fricção (atrito), facilitando o movimento entre a mandíbula e o osso temporal ao nível da ATM (Fig.16) (55).



Figura 16 - Distribuição do osso cortical e trabecular na mandíbula. Fonte: <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library>.

Ao estudar as propriedades mecânicas do osso, é necessário dividir o osso cortical do osso esponjoso e ter em consideração a sua complexidade, pelo facto de serem materiais com grande heterogeneidade e considerados anisotrópicos. Dada a dificuldade em modelar o osso esponjoso a partir de uma TAC, devido à insuficiente resolução da mesma, este é geralmente considerado como um material homogéneo e isotrópico apesar das suas características variarem dentro da própria mandíbula. De acordo com Choi A.H. e colaboradores (57), tanto o osso cortical como o osso esponjoso podem ser considerados transversalmente isotrópicos, com um módulo de elasticidade alto no sentido longitudinal e baixo em todas as direções transversais. Numa investigação de 2009, Zhang e colaboradores (56) concluíram que a anisotropia condilar apresenta uma influência subtil, mas mesmo assim com

alguma significância, nos efeitos da distribuição das forças de tração (50, 51, 56, 57).

O disco articular é considerado pelos vários autores na literatura como sendo um biomaterial anisotrópico bifásico, com um comportamento viscoelástico não linear, composto por uma fase sólida e uma líquida. De acordo com Stankovic e colaboradores (8), 90% das forças de cisalhamento são suportadas pela fase líquida. O comportamento viscoelástico significa que a reação da cartilagem do disco às forças é dependente do tempo. O facto de ser classificado como não linear advém da orientação das fibras de colagénio ao longo da linha de ação das forças de tensão (5). Contudo, este comportamento é principalmente pronunciado durante as forças de compressão. Existem fórmulas bifásicas para reprodução da ATM por Método de Elementos Finitos, embora as propriedades materiais não lineares descritas não sejam ainda fiáveis (4).

O disco articular é das estruturas que mais atenção tem tido na literatura, no entanto, nos casos em que existe uma posição condilar mais posterior, o tecido retrodiscal é de maior relevância e, de acordo com Singh e colaboradores, essencial para um melhor entendimento dos desarranjos internos da ATM (21). O tecido retrodiscal é composto por três partes: temporal, condilar e intermédia. Tanto a parte temporal como condilar encontram-se diretamente ligadas à banda posterior do disco articular e assumem a função de controlo da posição do mesmo durante os movimentos de abertura e fecho da ATM. A nível histológico, esta estrutura consiste de fibras elásticas, responsáveis por restaurar a forma do tecido após ser submetido a forças, e fibras de colagénio, responsáveis por suportar e resistir às forças de tração e manter a forma do tecido, sendo este menos espesso que o próprio disco articular. O seu comportamento viscoelástico relaciona-se com a matriz de fibras de colagénio e com a afinidade osmótica da zona submetida a cargas (58).

As principais funções do aparelho estomatognático como a mastigação, deglutição e fala exigem movimentos mandibulares precisos coordenados por um conjunto de músculos já descritos anteriormente na secção 1.1. (59). Simular as forças musculares de forma realista é das partes mais desafiantes

do estudo pelo MEF. As magnitudes das forças musculares podem ser deduzidas a partir de estudos já existentes que efetuaram medidas em áreas de cortes seccionais ou eletromiografias. Quando aplicadas ao modelo MEF, as forças devem distribuir-se pela superfície do modelo correspondente à área onde se inserem os respectivos músculos (50). Num Sistema Estomatognático equilibrado, a soma de todas as forças deve anular-se, garantindo o equilíbrio do sistema biomecânico. As forças exercidas pelas contrações destes músculos, que por sua vez originam forças compressivas a nível das ATM, são geralmente representadas por vetores nas três direções do espaço (Fig.17) e normalmente assumidas como sendo simétricas e de igual magnitude. A direção destes vetores é definida pela orientação, a origem e a inserção dos músculos, informação obtida de estudos anatómicos que se encontram na literatura (3, 57). Devido à grande variedade interindividual da forma dos crânios, a orientação dos músculos varia, daí que se torne importante realizar investigações variando também este fator. De acordo com Groning e colaboradores, mudanças na orientação das forças musculares alteram de forma significativa os resultados num estudo MEF (50).

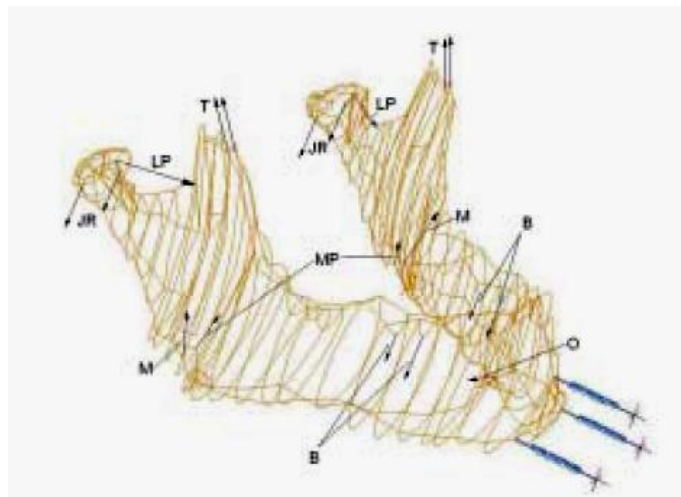


Figura 17 - Orientação dos vetores das forças musculares aplicadas durante a mordida. M – Masseter; MP – Pterigóideu medial; O – músculos elevadores; LP – Pterigóideu lateral; B – força de mordida aplicada; T – Temporal; JR – força de reação articular (50)

Num estudo de Elementos Finitos da ATM, uma outra dificuldade reside no grau de simplificação do modelo, uma vez que o *software* não irá exprimir toda a complexidade do sistema mastigatório. Um dos aspetos a ter em conta consiste em definir as condições de restrição do modelo (50). Na literatura



existem duas condições de aplicação de cargas na ATM, em que a primeira consiste no deslocamento condilar e a segunda corresponde às forças musculares, definindo-se os pontos de origem e inserção de cada músculo e a máxima força consoante a inclinação da mesma (ângulo entre as linhas de acção de cada músculo e o plano oclusal). No que respeita às condições de restrição, estas representam pontos específicos que permitem que o modelo de estudo se torne numa estrutura rígida, mas não excessivamente, de forma a não criar artefactos de deformação. Geralmente, estes contactos correspondem a ambas as ATM e num ponto de contacto oclusal. Contudo, a direcção destes pontos varia consoante os vários autores. Ao nível da ATM, a primeira zona de contacto situa-se entre o disco articular e a superfície do osso temporal, sendo que a segunda corresponde à região entre o disco articular e a superfície condilar (3, 50).

No final, o comportamento do material é traduzido em fórmulas matemáticas cujos resultados correspondem à distribuição de tensões e deformações que, por sua vez, são representados no pós-processamento do MEF, através de uma escala de cor ( ver Fig.18) (57). Esta escala de cor diz respeito às distribuições de tensões que poderão ser normais, de corte ou de von Mises. O critério de falha de von Mises, que em engenharia é formulado em termos de tensão equivalente de von Mises, é utilizado para testar o limite elástico de um dado material e prevenir a rutura do mesmo quando sujeito a uma dada carga, indicando onde ocorrem as áreas de valor numérico mais crítico. Este indicador vai de acordo com o princípio de que dois estados de tensão com a mesma energia de distorção têm a mesma tensão equivalente de von Mises e é aplicável para a análise de deformação plástica de materiais dúcteis, ou seja, materiais que sob acção de uma força podem esticar-se sem se romper. Em resumo, a tensão equivalente de von mises representa o valor de tensão normal segundo um dado eixo que é equivalente ao estado de tensão 3D com as várias componente da tensão segundo as três direcções.

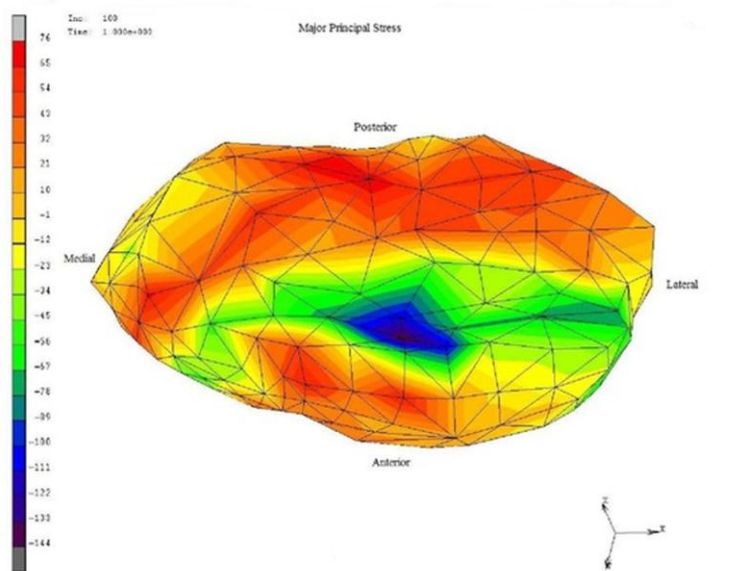


Figura 18 - Distribuição de tensões disco articular/côndilo representado através do MEF no estudo de Alkhiary, Y. (2012) (3).

## CAPÍTULO II – OBJETIVO E HIPÓTESES DE TRABALHO

Clinicamente, este estudo revela-se importante na medida em que, a maior parte dos Ortodontistas, que se preocupam com a relação entre a ATM e a oclusão dentária, concordam que quanto maior a discrepância existente entre a posição condilar e de intercuspidação antes do tratamento ortodôntico, maior será a dificuldade em atingir o resultado desejado no final do mesmo (15). O objetivo principal do Ortodontista em cada tratamento é obter uma posição oclusal equilibrada que evite forças iatrogênicas a nível condilar. Casos de mordida profunda acentuada, normalmente associados a Classes II divisão 2 ou Classe I, são mais relacionados com uma posição mais descentralizada do côndilo devido à guia incisiva, sendo por isso mais suscetível o desenvolvimento de DTM. Assim, torna-se crucial perceber, no caso de mordida profunda, que situação de forças poderá influenciar mais negativamente o equilíbrio de forças que se gera ao nível do côndilo e se haverá maior relação com as DTM.

**Objetivo:**

Através da simulação de várias forças, identificar qual a situação mais nefasta para a ATM no modelo de mordida profunda em estudo.

**Hipótese de Trabalho:**

A mordida provoca grande concentração de tensões a nível da ATM e influencia o aparecimento e presença de DTM.

**Hipótese nula:**

A mordida profunda não provoca grande concentração de tensões a nível da ATM e não influencia o aparecimento e presença de DTM.

## CAPÍTULO III – MATERIAL E MÉTODOS

### III-1 Amostra

Este trabalho começou com um estudo observacional que incluiu dois casos, amostra de conveniência, divididos em Paciente 1 e Paciente 2. Ambos os pacientes, de raça caucasiana, apresentam idades compreendidas entre os 20 e os 50 anos, em período de dentição permanente com uma sobremordida vertical superior a 3 mm. O paciente 1, do sexo feminino, apresenta uma Classe I e constituiu a base para o modelo de estudo. O paciente 2, do sexo masculino, apresenta uma Classe II divisão 2 com maior sobremordida vertical, retroinclinação incisiva e travamento mandibular (Fig. 19 e 20). O paciente 1 foi então submetido a uma TAC e ambos aceitaram executar um teste de distribuição de forças oclusais, TScan - Tekscan®. A TAC permitiu desenvolver um modelo tridimensional de uma ATM através do MEF, com a colaboração da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), recorrendo ao *Software* de CAD *Solid Works* 2014© e ao programa de Elementos Finitos *Ansys*©. A partir deste modelo foi possível simular um conjunto de vetores que podem refletir situações extremas de forças e relacionadas também com a severidade das mordidas profundas, consoante o ponto de aplicação. As propriedades mecânicas foram baseadas em artigos de investigação que definiram previamente os parâmetros mais adequados para o comportamento do osso e disco (2, 4, 50, 56, 60, 61).

### III-2 Critérios de Inclusão e Exclusão

#### Inclusão

- Presença de sobremordida vertical superior a 3 mm;

#### Exclusão

- Doenças auto-imunes e/ou crónico-degenerativas;
- Deformidades dento-faciais;
- Ter sido submetido a cirurgia na região da cabeça ou do pescoço;

- Não apresentar telerradiografia inicial;
- Já ter sofrido traumatismos na região da cabeça e pescoço;
- Apresentar uma sobremordida vertical inferior ou igual a 2 mm.

### III-3 Tipo de Estudo

Estudo transversal de carácter observacional.

### III-4 Avaliação Clínica do Paciente e Recolha de Dados

Recolheu-se uma Tomografia Axial Computorizada (TAC) de um dos casos de mordida profunda, de forma a analisar a morfologia da ATM e demonstrar e ilustrar a nível clínico o objetivo do estudo. Obteve-se o consentimento informado (Anexo I), fotos e telerradiografias, para medir a quantidade de mordida profunda (distância, medida em milímetros, entre a face incisal do Incisivo Superior e a face incisal do Incisivo Inferior no plano oclusal), (ver Fig.21 e 22) de ambos os pacientes envolvidos na investigação.



Figura 19 – Paciente 1



Figura 20 – Paciente 2

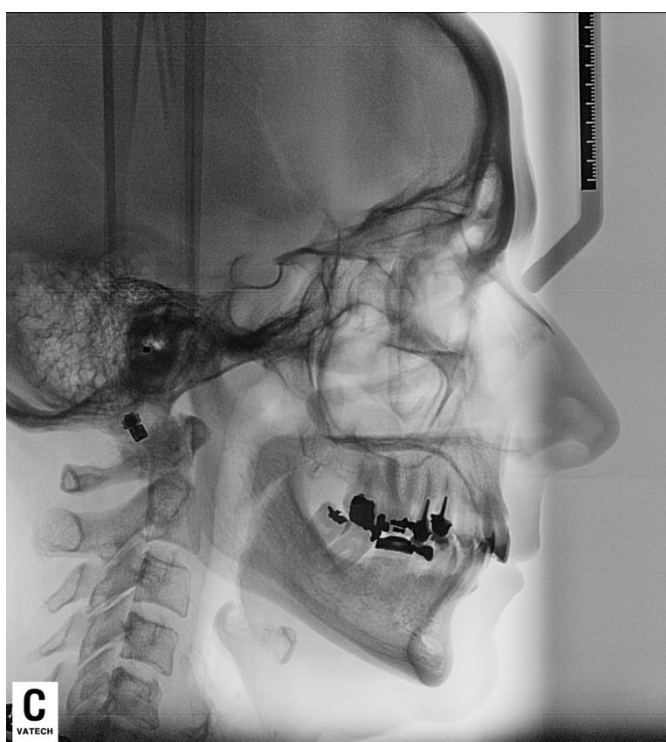


Figura 21 – Telerradiografia do paciente 1





Figura 22 – Telerradiografia do paciente 2

### III-5 Avaliação de Parâmetros

Simulação de forças ao nível do côndilo articular em mordida profunda e variação de forças de tensão e deslocamento.

### III-6 Avaliação da Zona de maior carga mastigatória

Os pacientes foram submetidos a um teste TScan para avaliar onde se concentra a maior percentagem de carga mastigatória. Este teste foi também utilizado por Jaisson e colaboradores na sua investigação de 2011 para estudar de que forma as forças de mastigação e oclusão se distribuem (46).

### III-7 Desenho do Modelo em CAD – Geometria

Para a realização do MEF foi necessário desenhar a geometria das estruturas em estudo em CAD (modelo 2D). Para tal recorreu-se ao programa *Solid Works*® onde se delineou a mandíbula, parte do osso temporal, disco e côndilo, a partir da imagem obtida por TAC ( ver Fig.23). Para efeitos de simplificação, considerou-se que os dois lados, esquerdo e direito, eram simétricos, tendo sido escolhido o lado esquerdo por apresentar melhor definição das estruturas. A TAC corresponde a um método de diagnóstico complementar que usa raios-X para obter informação sobre um dado corpo em estudo, sobretudo estruturas ósseas. O seu funcionamento baseia-se no princípio que os raios-x são absorvidos de forma diferente consoante a densidade do corpo. Assim, uma TAC indica a quantidade de radiação absorvida por cada parte do corpo analisada, (radiodensidade) e traduz essas variações numa escala de cinzentos, produzindo uma imagem. Cada pixel da imagem corresponde à média da absorção dos tecidos nessa zona, expresso em unidades de Hounsfield (51). De acordo com Jaisson M. e colaboradores (46), a TAC fornece informação precisa que pode ser usada em estudos de MEF e tem ganho grande interesse por vários outros autores, especialmente quando associada a imagens obtidas por Ressonância Magnética, esta última mais utilizada na caracterização dos tecidos moles.

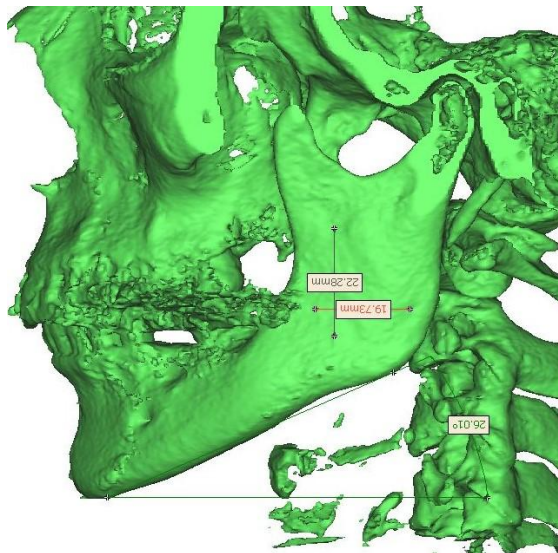


Figura 23 - Imagem TAC obtida do paciente 1. Altura do Ramo: 22,28 mm; Largura do ramo: 19,73 mm.

### III-8 Estudo em Elementos Finitos

Após a obtenção do modelo CAD, este foi transportado para o programa informático *Ansys*® à escala real. O disco articular foi desenhado de acordo com esquemas de Chen *et al*, 1998 (2, 6, 21). Através deste *Software* foi possível realizar vários testes com vetores de forças, sem considerar as forças musculares. Para tal realizou-se a malha em Elementos Finitos e refinou-se ao nível do côndilo mandibular e do osso Temporal. As propriedades materiais estão resumidas na Tabela 1. Esta malha é composta por 15349 elementos tetraédricos e 28978 nós (Fig.24).

Tab.1 – Propriedades dos materiais utilizadas no estudo MEF (51, 56, 60)

Material	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson [ν]
<b>Osso Cortical</b>	14217	0,3
<b>Côndilo</b>	3120	0,42
<b>Disco Articular</b>	44,1	0,4

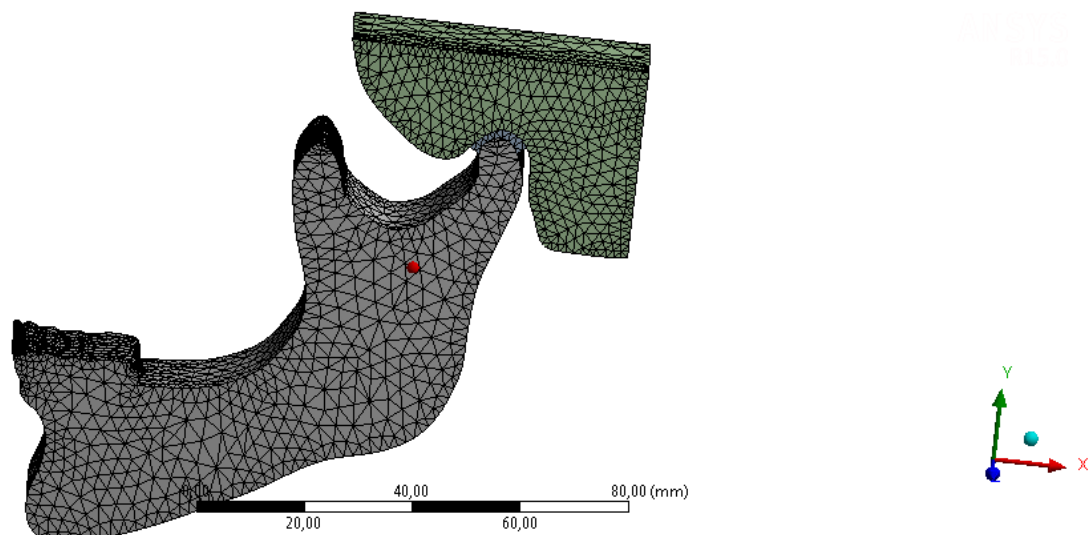


Figura 24 - Malha de Elementos Finitos obtida a partir da imagem TAC.

De seguida definiu-se as condições de fronteira, restringindo o movimento ao nível das faces superior e posterior do Osso Temporal (Fig. 25).

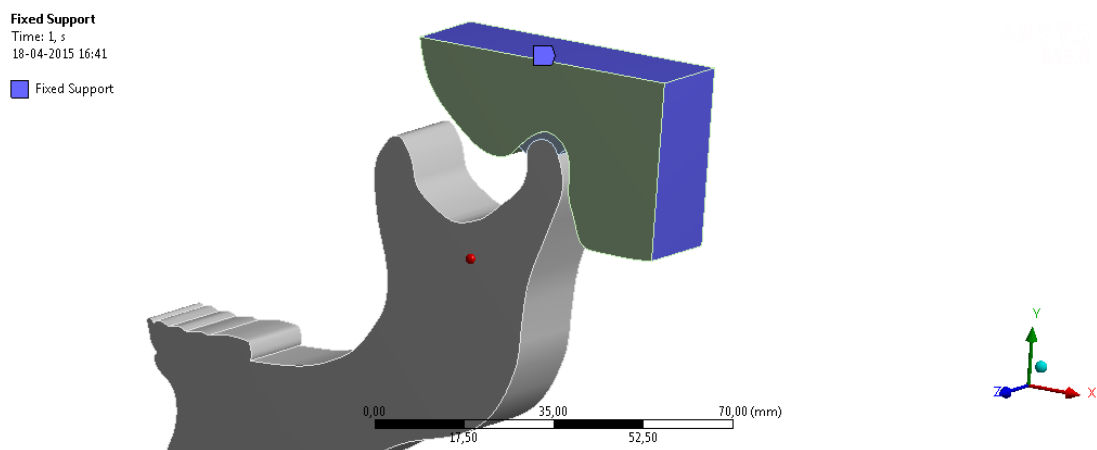


Figura 25 - Restrição do modelo nas áreas marcadas a roxo.

### III-8.1 Simulações e Teste TScan

Para a realização dos testes, assumiu-se uma força de 60N (valor positivo equivalente a posição de aperto oclusal) em variações de 40 e 20, no eixo X e Y, adaptada de uma média de forças aplicadas na literatura (59, 64). O local de aplicação das forças baseia-se no teste TScan efetuado em ambos os pacientes, onde se verifica que a maior carga mastigatória se acumula ao nível dos incisivos inferiores e é influenciada pela má-oclusão da amostra. Neste caso o ponto de aplicação correspondeu à face vestibular do incisivo inferior. A variação dos componentes do vetor da força em cada teste está resumida na tabela 2.

O TScan corresponde a um sistema digital de análise oclusal que ajuda a identificar contatos prematuros, locais de maior força oclusal e a relação entre as superfícies oclusais dentárias, sendo que uma das aplicações corresponde a casos de DTM. O TScan é constituído por um *software* específico e por um sensor que avalia a intensidade da força de mordida, ao longo do tempo, de um dado paciente.

Tab.2 – Testes de variação dos componentes das forças aplicadas.

<b>Teste</b>		
<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>
60	0	
60	20	
60	40	
60	60	
40	0	
40	20	
40	40	
40	60	
20	0	
20	20	
20	40	
20	60	
0	0	
0	20	
0	40	
0	60	

## CAPÍTULO IV – RESULTADOS

## IV-1 Resultados TScan

### IV-1.1 Paciente 1- Paciente do modelo MEF

O teste TScan, executado em posição de intercuspidação máxima, revelou que, no paciente 1, a maior carga mastigatória se concentra ao nível da zona anterior incisiva do lado direito. Aos 2,93 segundos, atinge o máximo de força voluntária que consegue, que ronda os 98.06% (fig.26).

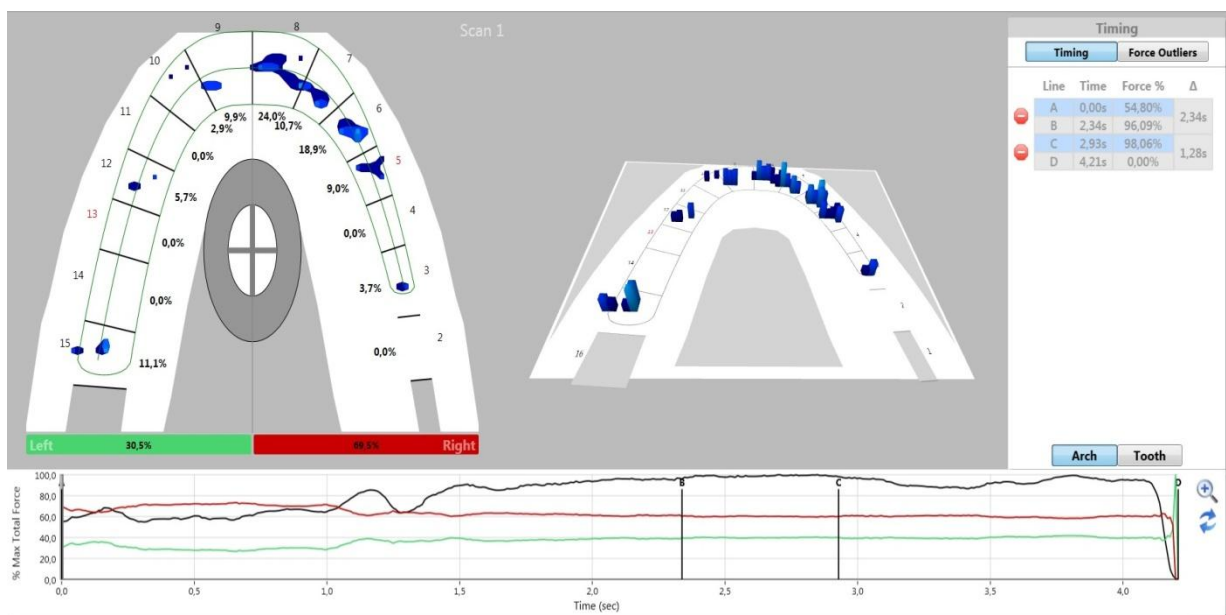


Figura 26 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em posição de intercuspidação máxima.

Nas figuras 27, 28 e 29 encontram-se representados os resultados para a distribuição das cargas mastigatórias em movimentos de lateralidade direita e esquerda e de protrusão, respetivamente, sendo visível que a maior carga se mantém, maioritariamente, a nível anterior (setor incisivo), com uma interferência oclusal ao nível dos molares do lado esquerdo no movimento de lateralidade direita (fig.27) e setor posterior em geral no movimento de protrusão (fig.29).

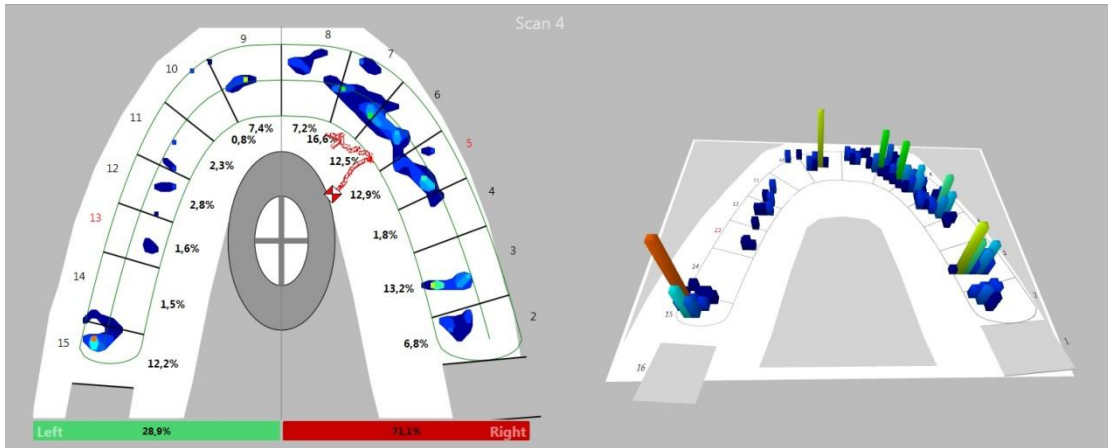


Figura 27 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de lateralidade direita.

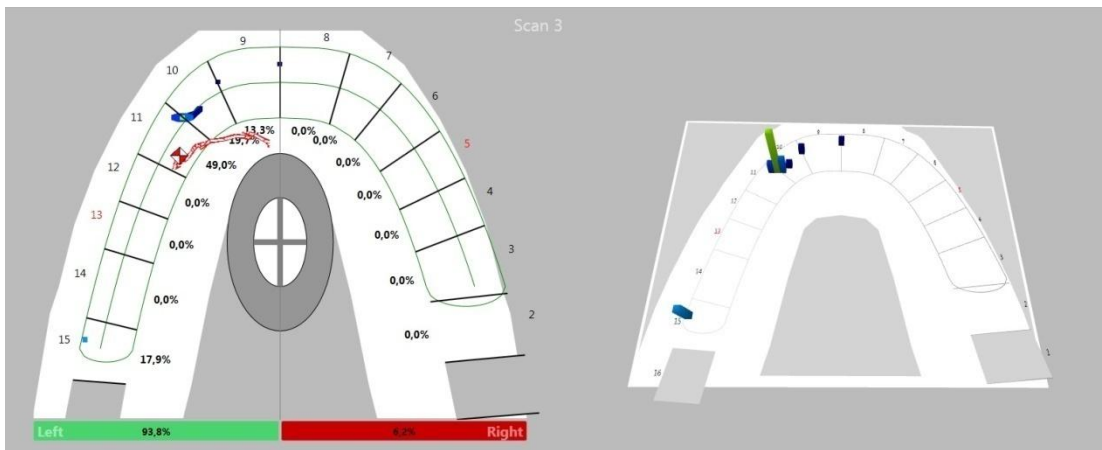


Figura 28 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de lateralidade esquerda.

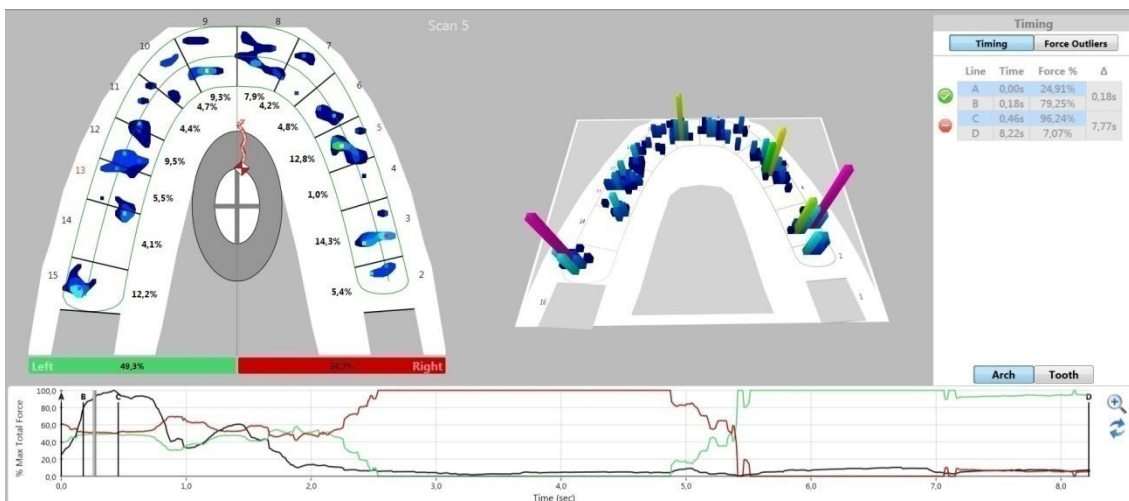


Figura 29 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em movimento de protrusão.



## IV-1.2 Paciente 2

Tal como no paciente 1, o teste TScan executado em posição de intercuspidação máxima demonstra que, no paciente 2, a maior concentração de carga mastigatória se verifica a nível da região incisiva, predominantemente, do lado direito (representado pela cor rosa). No entanto, neste caso, as forças apresentam melhor equilíbrio na sua distribuição uma vez que o paciente apresenta todas as peças dentárias (Fig.30).

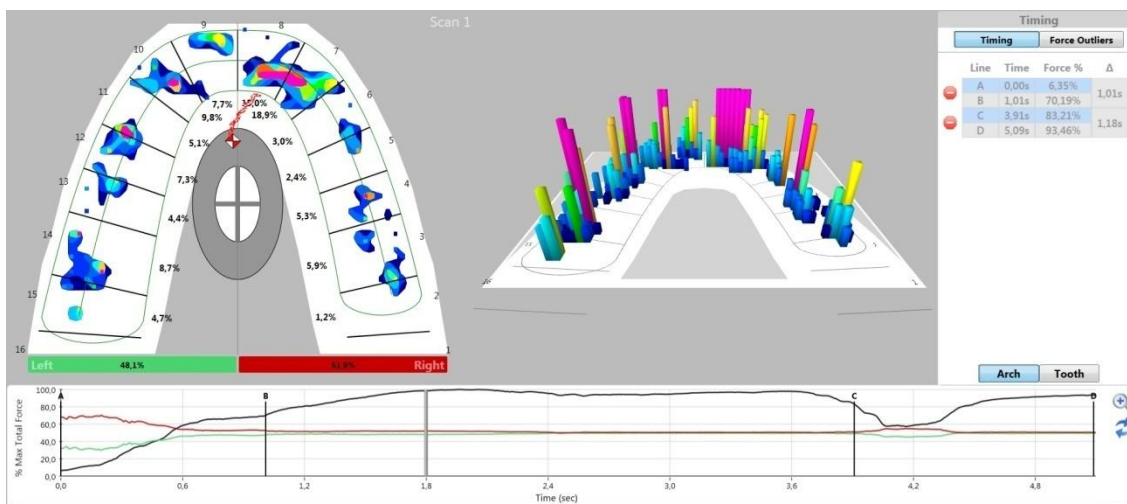


Figura 30 - Distribuição das forças mastigatórias ao longo do tempo em posição de intercuspidação máxima.

## IV-2 Resultados MEF

### IV-2.1 Componentes: X= 60N/ Y= 0N

Uma força puramente horizontal de 60N (Fig.31) provoca uma concentração de tensões de von Mises consideráveis, dispersas pela zona anterior e posterior do colo do côndilo, representadas a verde nos contornos do mesmo, sendo mais pronunciadas e de maior intensidade na zona anterior e atingindo valores que rondam os  $18,16 \times 10^{-13}$ MPa e os  $15 \times 10^{-13}$ MPa, correspondentes às áreas vermelha e amarela, respetivamente. O disco articular, com propriedades distintas tanto do côndilo como do osso temporal, sofre também uma grande concentração de carga, embora de valor mais baixo, que se expande até à fossa glenóide. (Fig. 32 e 33)

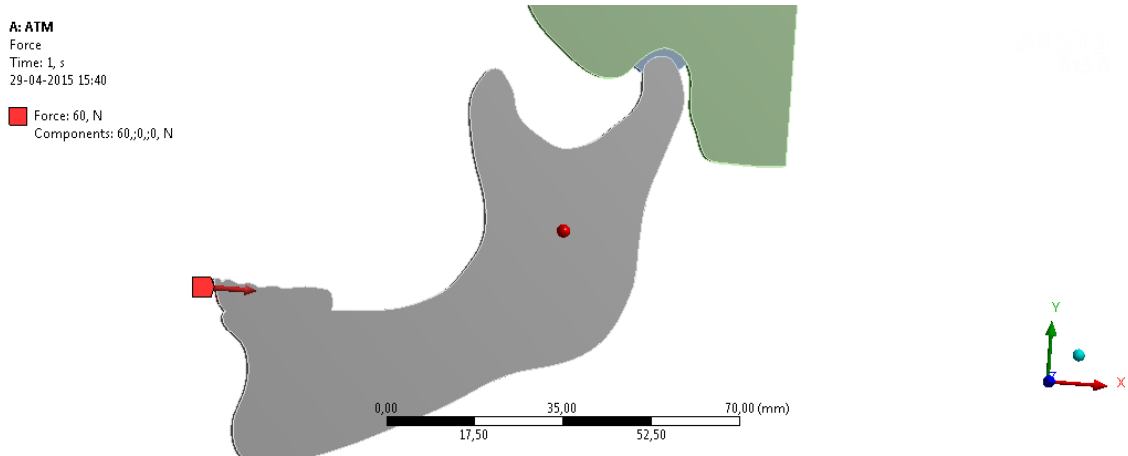


Figura 31 - Vetor de força horizontal com componentes X=60N e Y=0N.

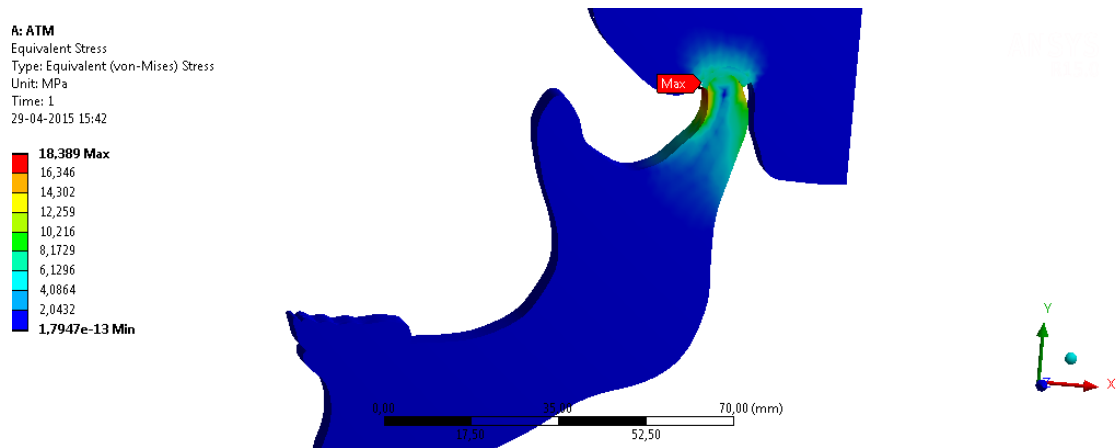


Figura 32 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força horizontal com componentes X=60N e Y=0N.

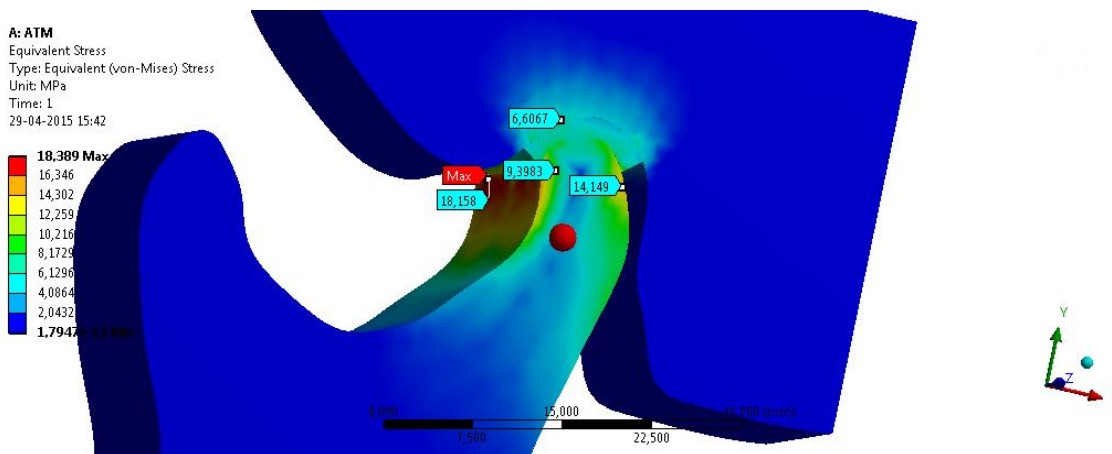


Figura 33 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força horizontal com componentes X=60N e Y=0N a nível condilar com indicação dos valores específicos expressos em MPa.

No que respeita ao deslocamento, o ponto máximo de 0,56558 mm encontra-se ao nível da zona do mento e estende-se com menor intensidade até à região anterior do corpo mandibular, diminuindo até chegar à ATM (Fig.34).

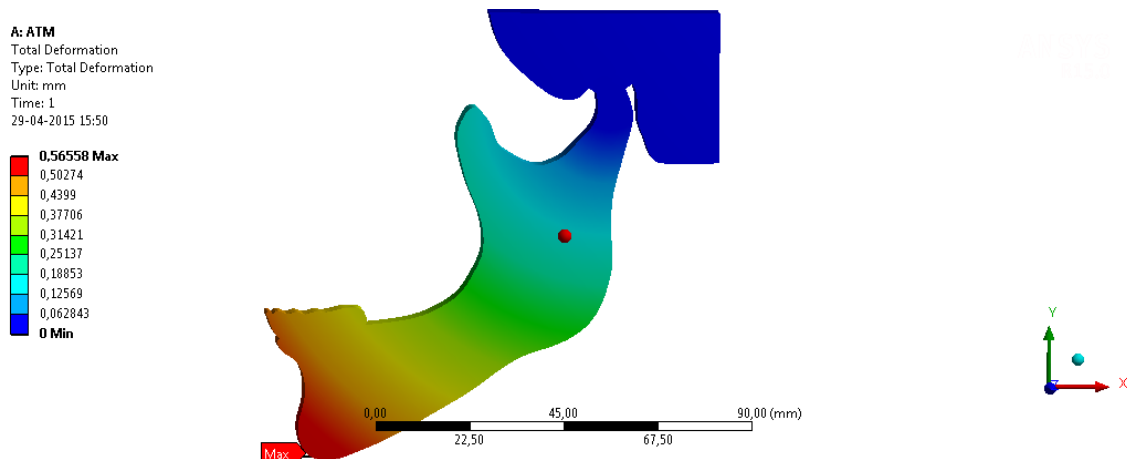


Figura 34 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força horizontal com componentes X=60N e Y=0N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

## IV-2.2 Componentes: X= 60N/ Y= 20N

A aplicação de uma força com componentes X=60N e Y=20N (maior componente horizontal) com uma angulação de aproximadamente  $10^\circ$  e de valor equivalente a 63, 246N (Fig.35) provocou uma concentração de tensões significativa, acumulada sobretudo ao nível da cabeça do côndilo, tanto a nível superior, anterior como posterior. A região colorida a verde continua predominante e em anterior mantém-se a maior intensidade de tensões, representadas a cor vermelha e amarela, com valores que oscilam entre os 4 e os  $7,9 \times 10^{-13}$ MPa (Fig. 36 e 37).

Estas tensões expandem-se, com maior expressão que no caso anterior, para o disco e osso temporal. Começa também a ser mais perceptível uma maior tensão na região do corpo mandibular, correspondente à zona da curvatura de Spee, e no bloco dentário, embora de baixo valor. O ponto máximo corresponde a um valor de  $7,975 \times 10^{-13}$ MPa e encontra-se na área mais posterior do côndilo.

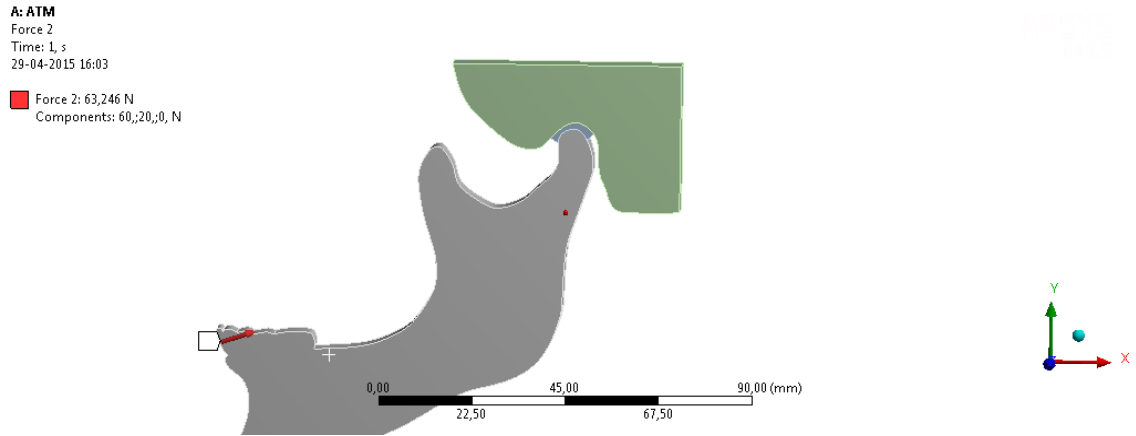


Figura 35 - Vetor de força com componentes X=60N e Y=20N.

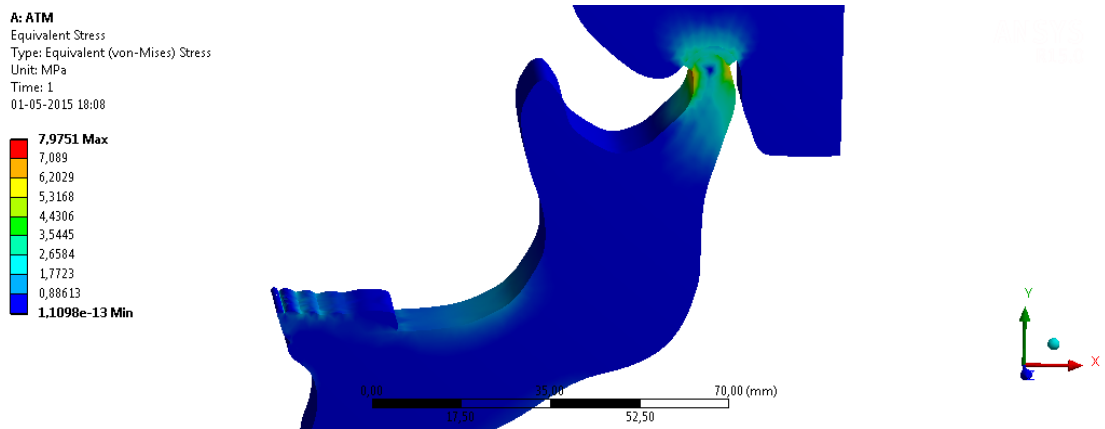


Figura 36 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=20N.

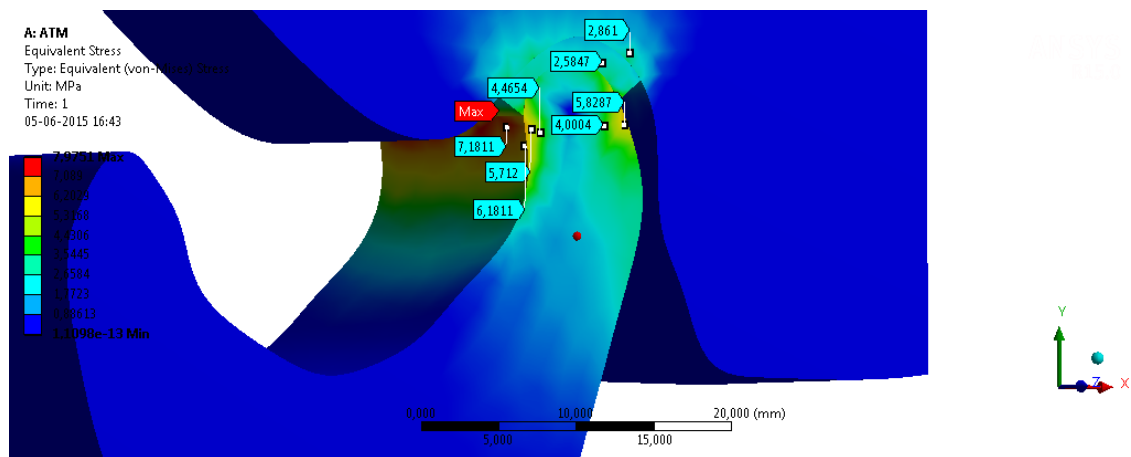


Figura 37 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=20N a nível condilar.

O deslocamento total é mais expressivo na região do mento e zona anterior incisiva com valores entre os 0,18624 mm e o máximo de 0,20952 mm, diminuindo gradualmente até à ATM (Fig.38).

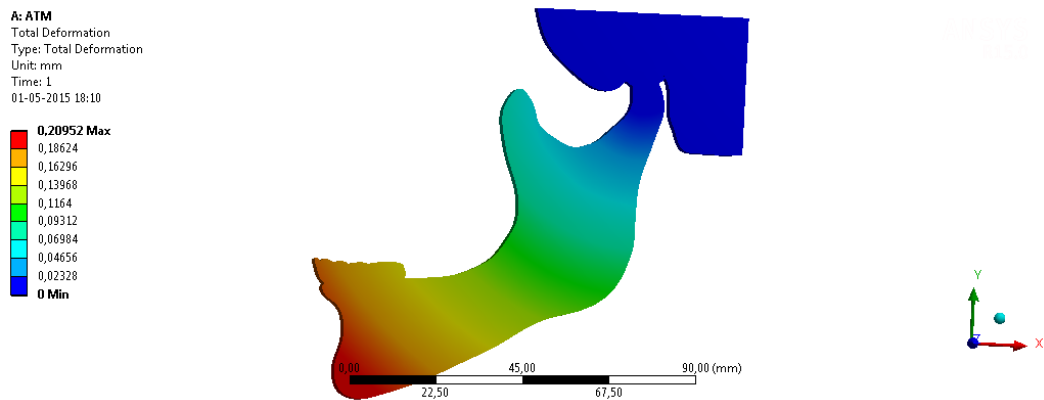


Figura 38 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em mm, para o vetor de força com componentes X=60N e Y=20N.

### IV-2.3 Componentes: X= 60N/ Y= 40N

Ao aplicar uma força de componentes X=60N e Y=40N, maior componente horizontal, com uma angulação, aproximada e estimativamente, de 30° e valor equivalente a 72N (Fig.39), verifica-se que resultou numa maior área de tensão bastante dispersa colorida a verde, que oscila entre os 2 e  $3 \times 10^{-14}$  MPa, que vai da parte superior do côndilo e se estende ao colo e início da parte posterior do ramo mandibular e chanfradura mandibular, diminuindo aí a sua intensidade e oscilando entre os 1 e  $1,6 \times 10^{-14}$  MPa. A maior acumulação de tensão e os maiores valores e o ponto máximo de  $4,8318 \times 10^{-14}$  MPa encontram-se em anterior do colo do côndilo (Fig.40 e 41).

Existe também uma grande concentração de tensões de Von Mises ao nível do corpo mandibular que ronda os  $3,21 \times 10^{-14}$  MPa também presente com menor intensidade na zona inferior da mandíbula e no bloco dentário, especialmente na região incisiva (Fig.42).

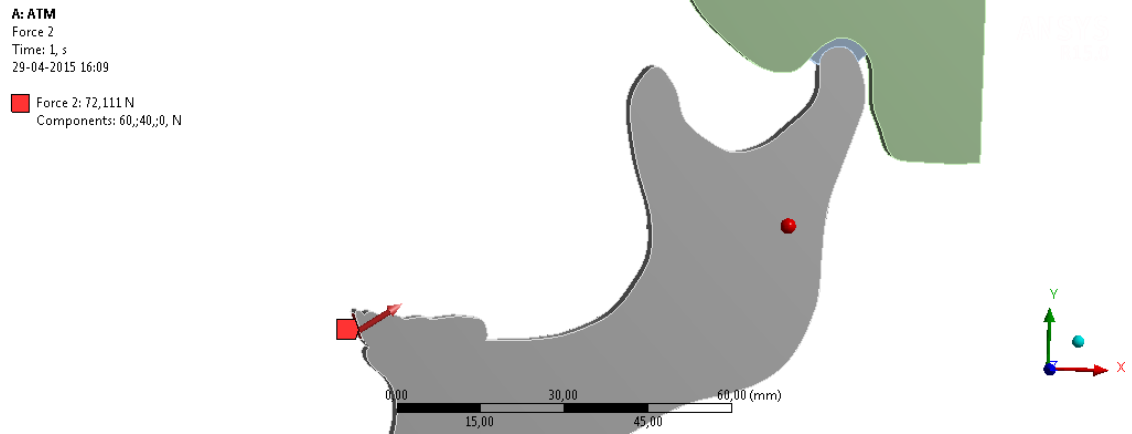


Figura 39 - Vetor de força com componentes X=60N e Y=40N.

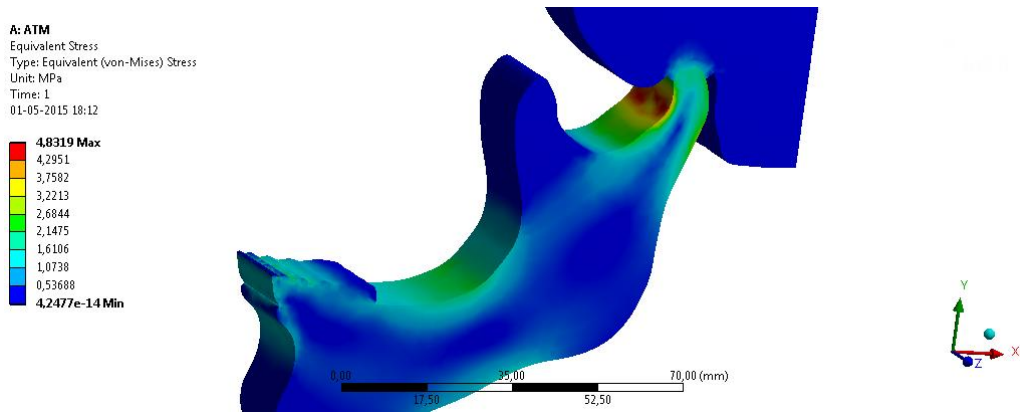


Figura 40 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=40N.

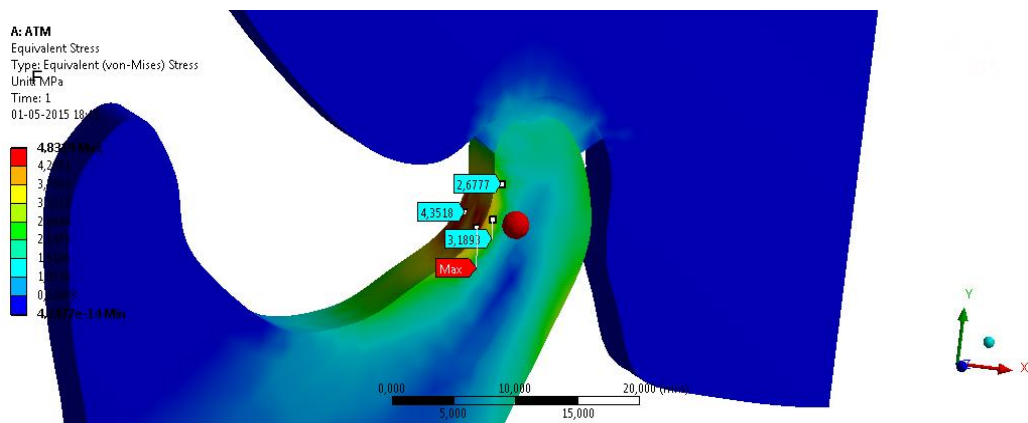


Figura 41 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=40N a nível condilar com os valores expressos em MPa.

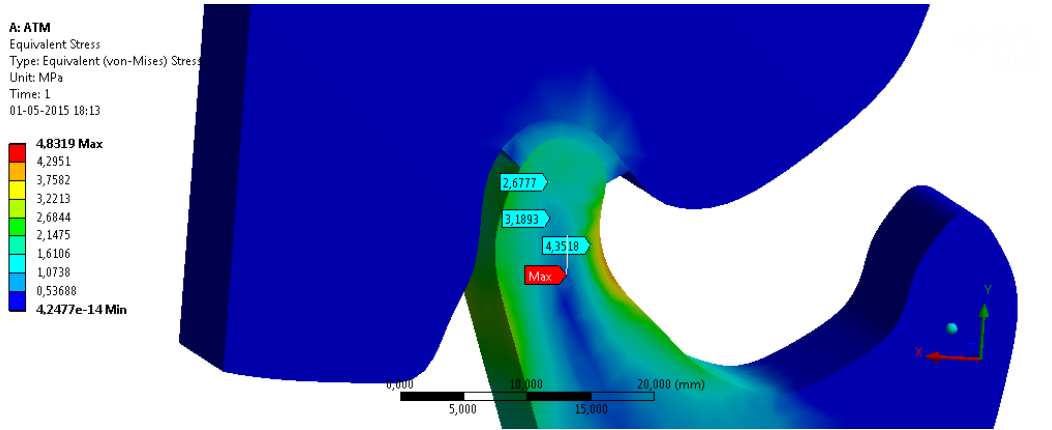


Figura 42 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=40N a nível condilar com os valores expressos em MPa (maior atenção parte posterior).

O deslocamento total é mais intenso na zona do mento, região anterior mandibular e bloco incisivo, com valores que rondam entre os 0,13 e os 0,14696 mm (ponto máximo) (Fig.43).

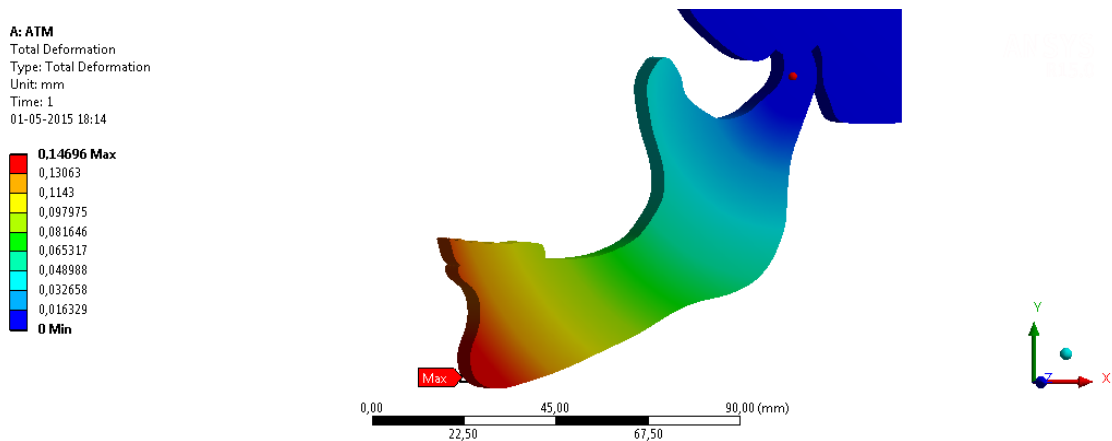


Figura 43 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes X=60N e Y=40N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

## IV- 2.4 Componentes: X= 60N/ Y= 60N

A aplicação de uma força de componente horizontal e vertical iguais, X=60N e Y=60N, correspondente a uma angulação de 45° e de valor equivalente a 84,85N, maior força aplicada nestas simulações (Fig. 44), provocou uma distribuição de tensões significativa na zona superior, anterior e posterior da cabeça do côndilo, sendo o ponto máximo de  $14,203 \times 10^{-14}$ MPa atingido em anterior. As zonas coloridas a verde voltam a ser predominantes com valores que oscilam entre os 6 e os  $8 \times 10^{-14}$ MPa, bem como a amarelo, com valores entre os 9 e os  $12 \times 10^{-14}$ MPa e até mais presente na zona posterior também (Fig.45).

Verifica-se também a presença de tensão ainda no corpo mandibular ao nível da curvatura de Spee, embora não tão pronunciado como no caso anterior para X=60N e Y=40N (Fig.46).

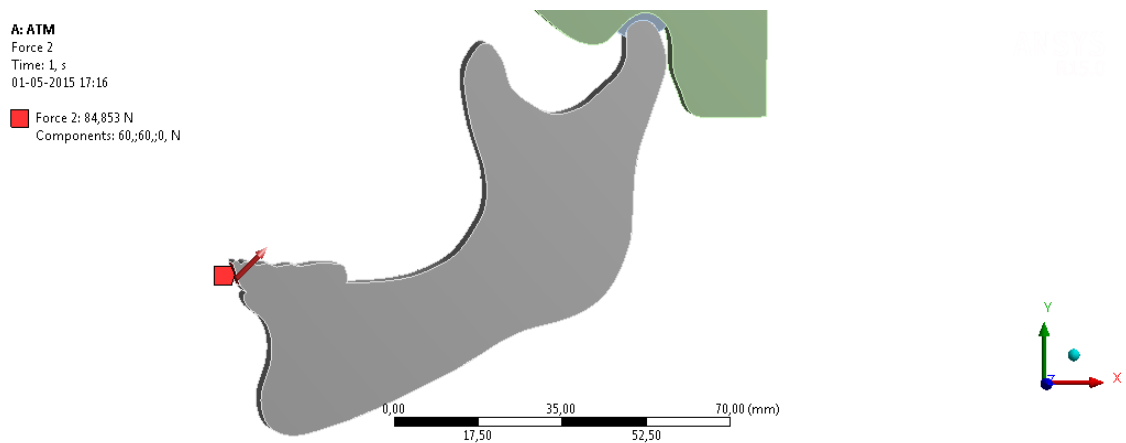


Figura 44 - Vetor de força com componentes X=60N e Y=60N.

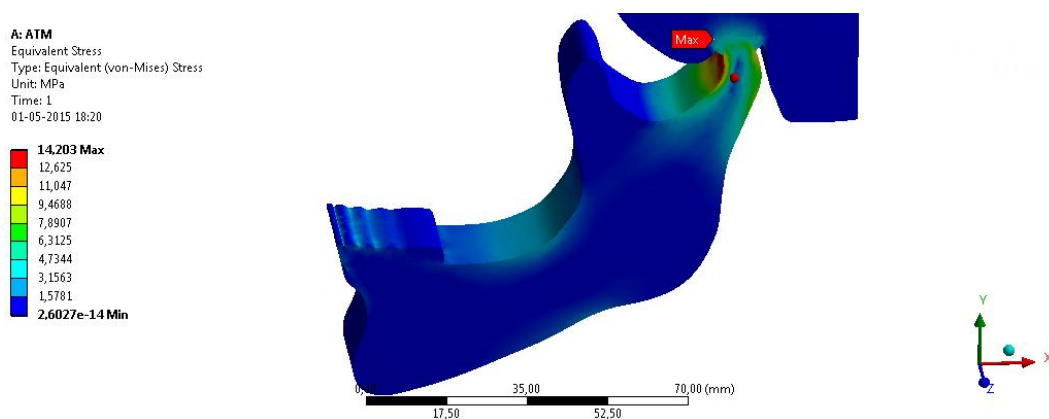


Figura 45 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=60N.



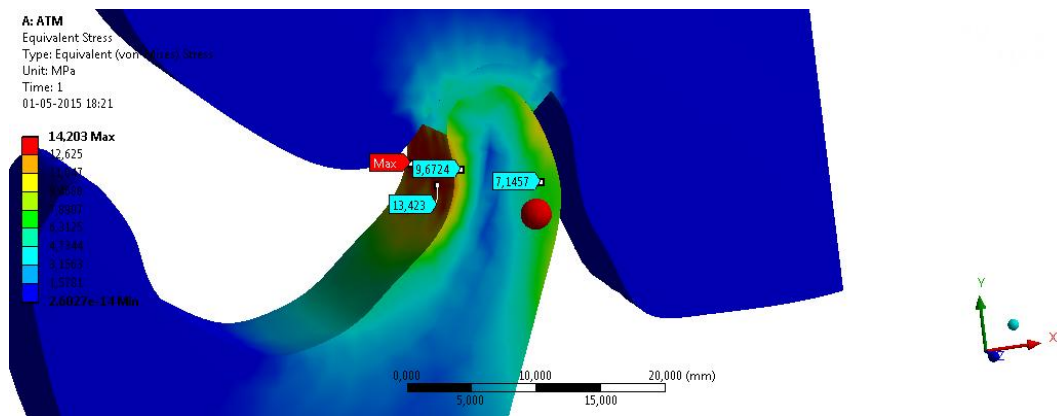


Figura 46 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=60N e Y=60N a nível condilar com os valores expressos em MPa.

O ponto máximo de deslocamento total resultante da força aplicada encontra-se novamente ao nível da região mentoneana, embora com valores mais pronunciados de 0,50297 mm em relação aos casos anteriores. Mais uma vez, a quantidade de deslocamento vai diminuindo à medida que se aproxima da ATM (Fig.47).

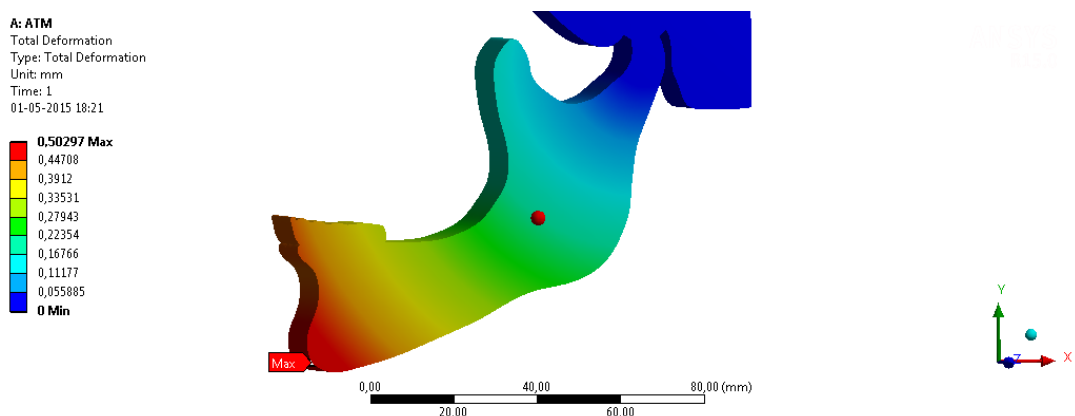


Figura 47 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes X=60N e Y=60N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

#### IV-2.5 Componentes: X= 40N/ Y= 60N

A força de componentes  $X=40\text{N}$  e  $Y=60\text{N}$ , maior componente vertical, de angulação aproximada de  $55/60^\circ$  e com uma magnitude de  $72,111\text{N}$  (Fig.48) provocou uma tensão bastante concentrada ao nível da cabeça do côndilo, com maior área colorida a verde na zona posterior, bem como uma parte a amarelo considerável e com valores a oscilar entre os 8 e os  $17 \times 10^{-14}\text{MPa}$ . Mais uma vez, a zona anterior do côndilo concentra as tensões de Von Mises mais elevadas e representadas a vermelho, com um ponto máximo de  $19,435 \times 10^{-14}\text{MPa}$  (Fig.49), sendo ainda mais expressiva que nos casos supra-referidos.

Verifica-se, também, que existe acumulação de alguma tensão, representada a azul clarinho e com valores entre os 4,3 e os  $6,5 \times 10^{-14}\text{MPa}$ , que se estende até à chanfradura mandibular e igualmente na região do corpo mandíbula, embora menos pronunciada quando comparada à aplicação das forças anteriormente descritas (Fig.50).

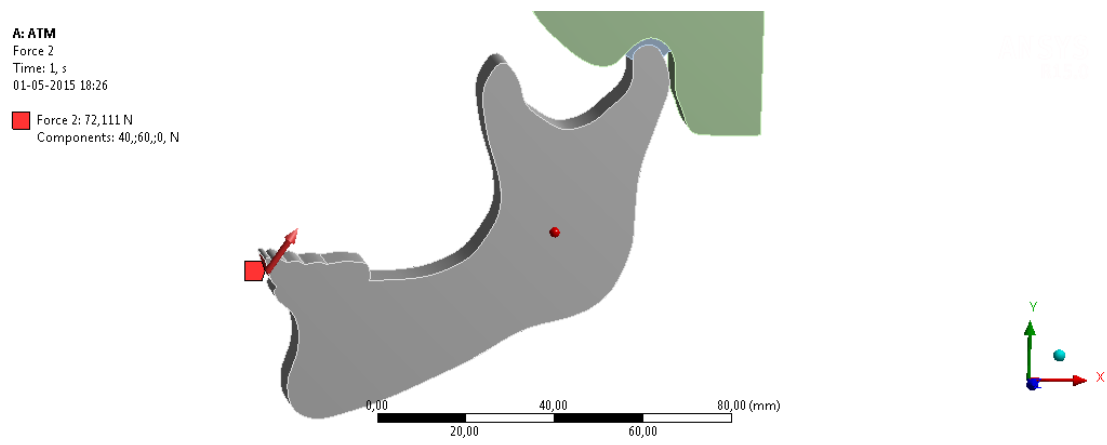


Figura 48 - Vetor de força com componentes  $X=40\text{N}$  e  $Y=60\text{N}$ .

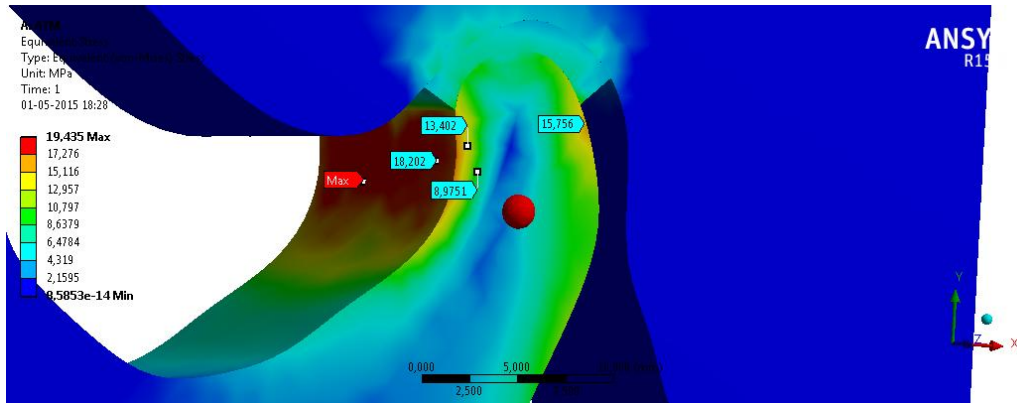


Figura 49 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=40N e Y=60N.

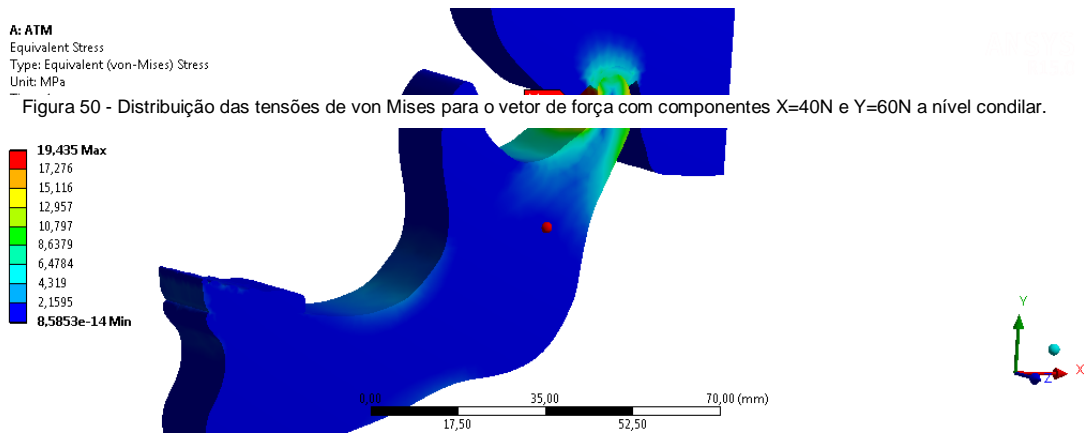


Figura 50 - Distribuição das tensões de von Mises para o vetor de força com componentes X=40N e Y=60N a nível condilar.

O deslocamento total sofrido pela estrutura apresentou um ponto máximo de 0,69144 mm ao nível do mento. Neste caso, a área mais

avermelhada não se estende tanto à zona incisiva, continuando, no entanto, a diminuir gradualmente à medida que se aproxima da ATM (Fig.51).

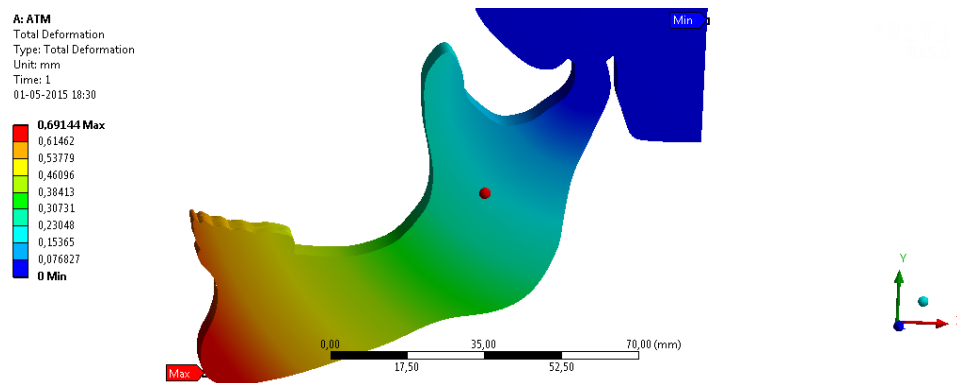


Figura 51 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes X=40N e Y=60N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

## IV-2.6 Componentes: X=20N/ Y=60N

Uma força de maior componente vertical X=20N e Y=60N, de angulação correspondente a, aproximadamente,  $70/80^\circ$  e de magnitude equivalente a 63, 2N (Fig.52), resultou numa concentração de carga significativa na zona do côndilo com maior quantidade de área colorida a verde, sobretudo em posterior, e com valores entre os 11 e os  $16 \times 10^{-13}$ MPa e uma grande área amarelada entre 16 e  $22 \times 10^{-13}$ MPa, tanto em posterior como em anterior. Verifica-se novamente que a área colorida a vermelho, que representa as tensões de von Mises maiores, se encontra em anterior com valores que oscilam entre os 22 e os  $25, 255 \times 10^{-13}$ MPa (Fig. 53, 54 e 55).

Neste caso não existe zona de tensão na região do corpo mandibular e as cargas continuam a estender-se para o disco articular e o osso temporal.

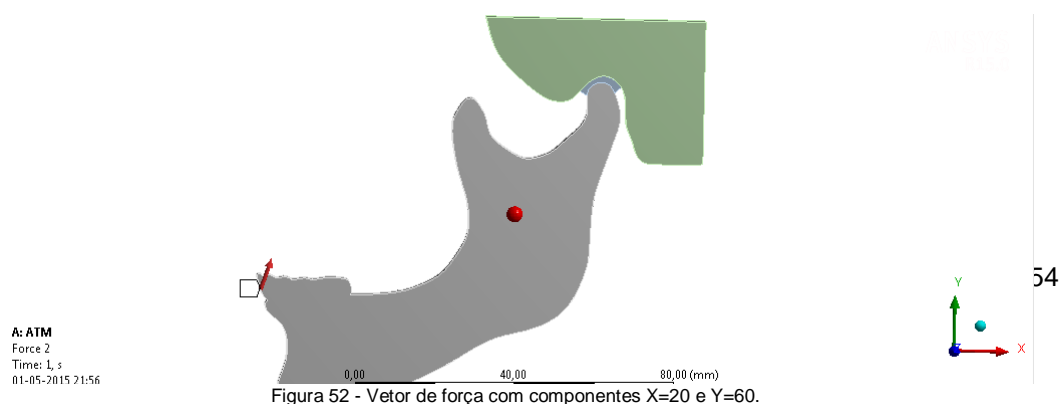


Figura 52 - Vetor de força com componentes X=20 e Y=60.

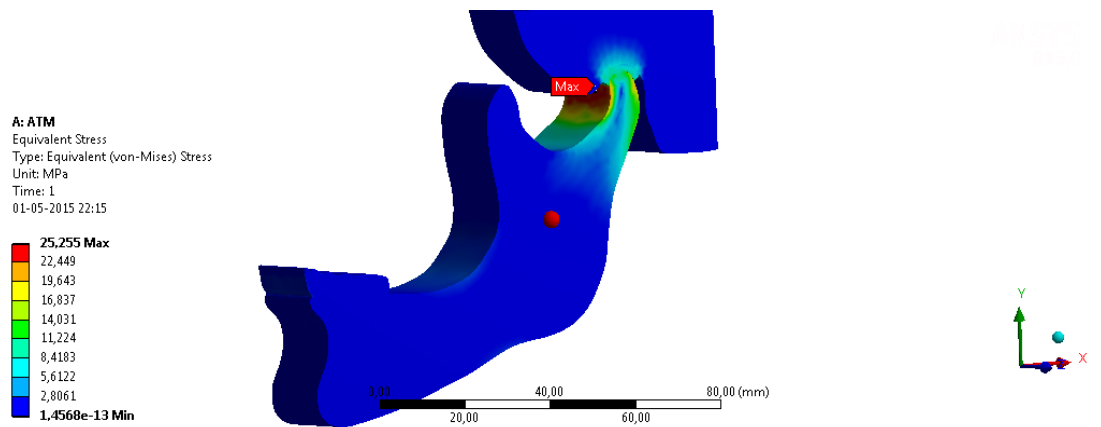


Figura 53 - Distribuição das tensões de von Mises para o vetor de força com componentes X=20N e Y=60N.

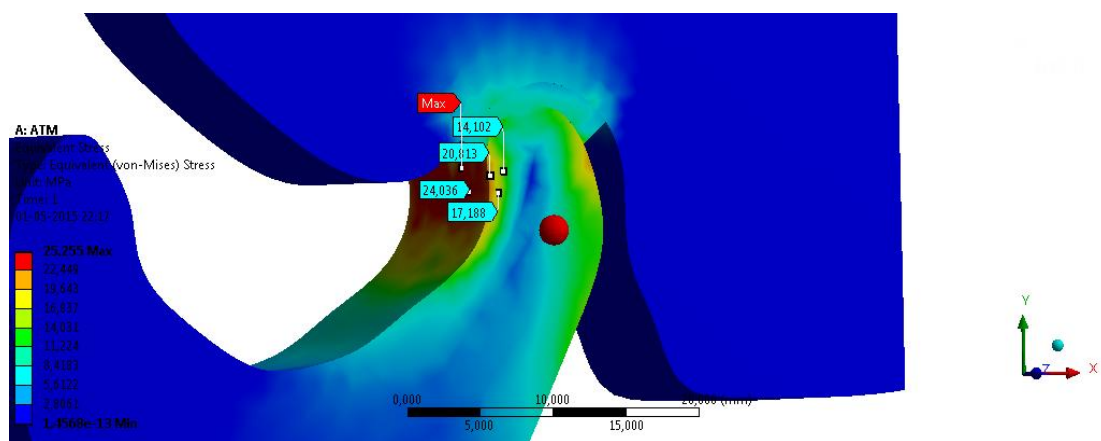


Figura 54 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=20N e Y=60N a nível condilar com valores expressos em MPa.

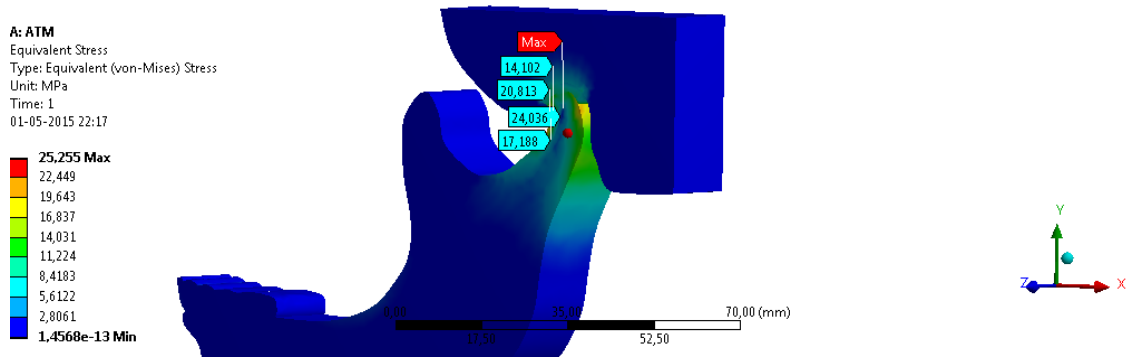


Figura 55 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=20N e Y=60N a nível condilar (Vista Posterior).

O deslocamento total volta a concentrar-se na região do mento e zona anterior incisiva, diminuindo gradualmente até chegar à ATM, com um valor máximo de 0,87994 mm (Fig.56).

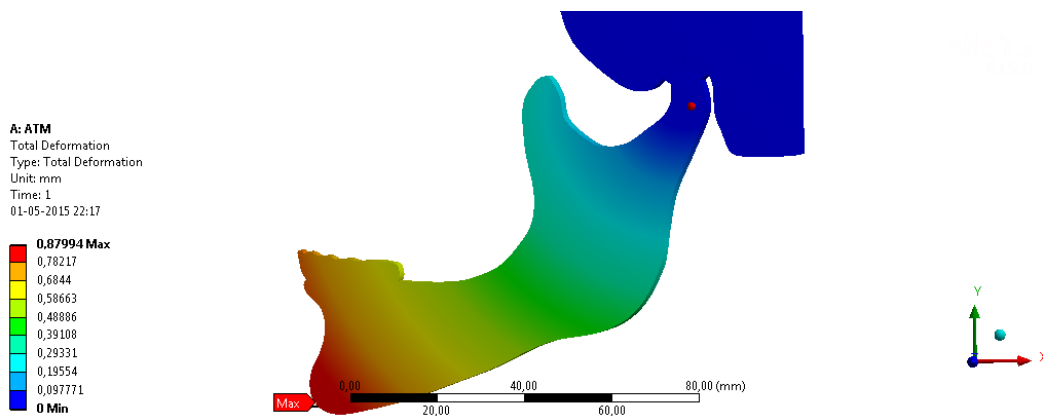


Figura 56 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes X=20N e Y=60N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

### IV- 2.7 Componentes: X=0/Y=60

Uma força puramente vertical de 60N composta apenas pela componente em Y de 60N (Fig.57) provocou uma área de tensões de Von Mises que se estende por todo o colo do côneo, com maior quantidade de área colorida a verde, correspondente a valores que se encontram no intervalo entre 13 e  $20 \times 10^{-13}$ MPa. A zona que sofre maior carga está presente em anterior com as cores amarelo e vermelho entre os 24 e os  $31,31 \times 10^{-13}$ MPa (ponto máximo) (Fig. 58, 59 e 60). Quando comparado com todos os testes anteriores, verifica-se que esta é a força que provoca um valor mais alto de tensão sofrida pelo côneo.

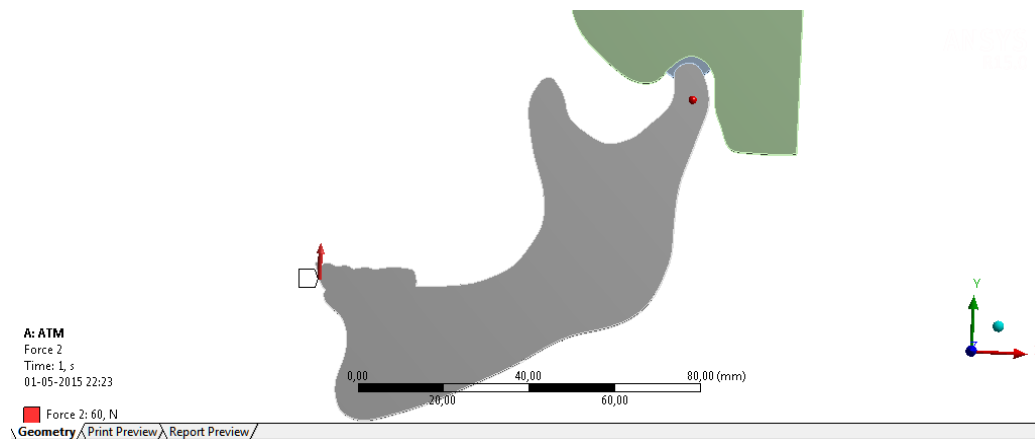


Figura 57 - Vetor de força com componentes X=0N e Y=60N

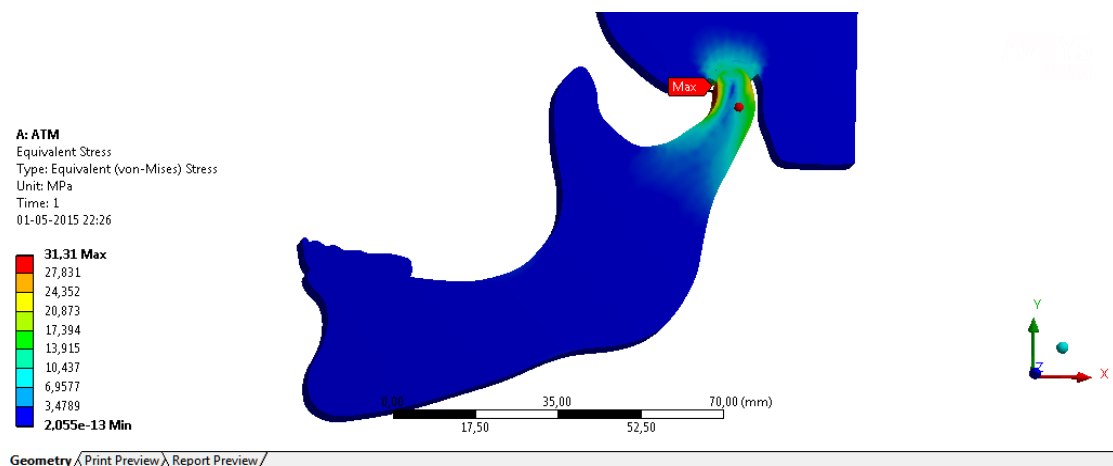


Figura 58 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=0N e Y=60N.

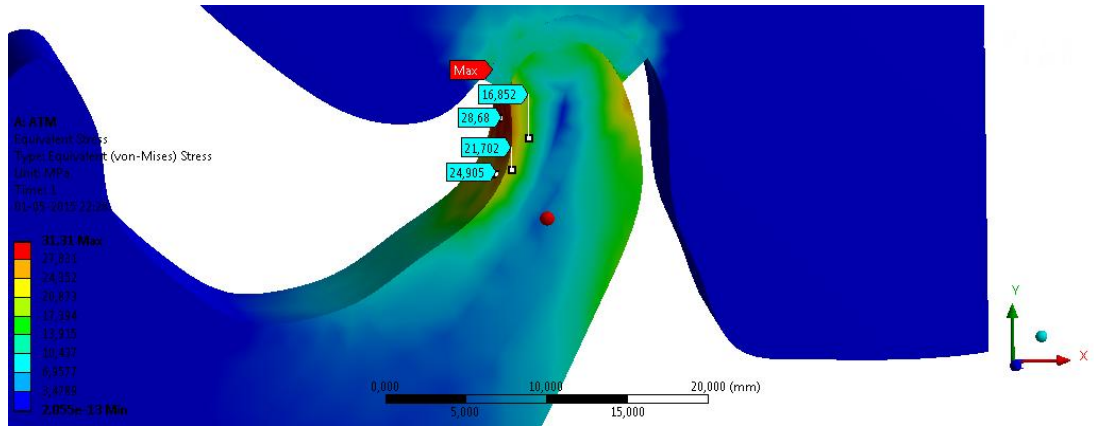


Figura 59 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=0N e Y=60N a nível condilar com valores expressos em MPa.

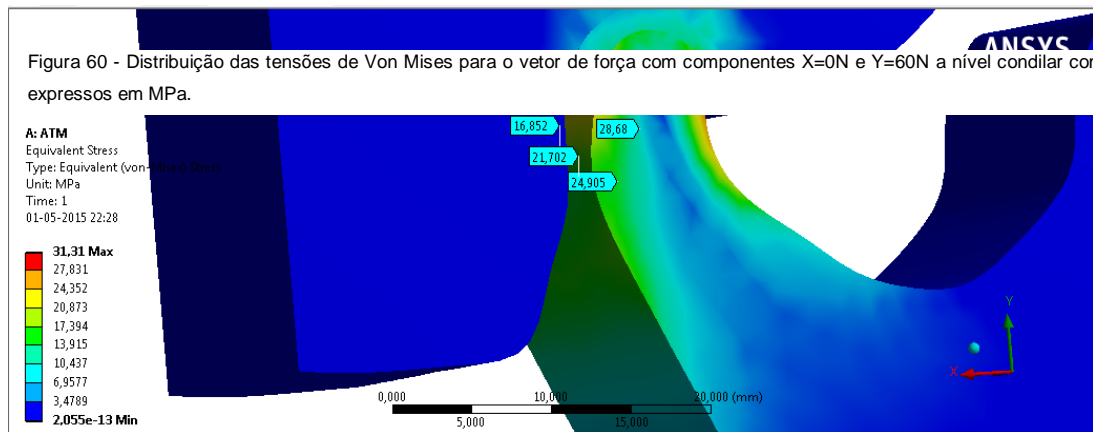


Figura 60 - Distribuição das tensões de Von Mises para o vetor de força com componentes X=0N e Y=60N a nível condilar com valores expressos em MPa.



Neste caso, o deslocamento total do corpo mandibular foi o que atingiu um valor mais elevado de todos os testes, com um ponto máximo na zona do mento mandibular, de 1,0684 mm (Fig.61).

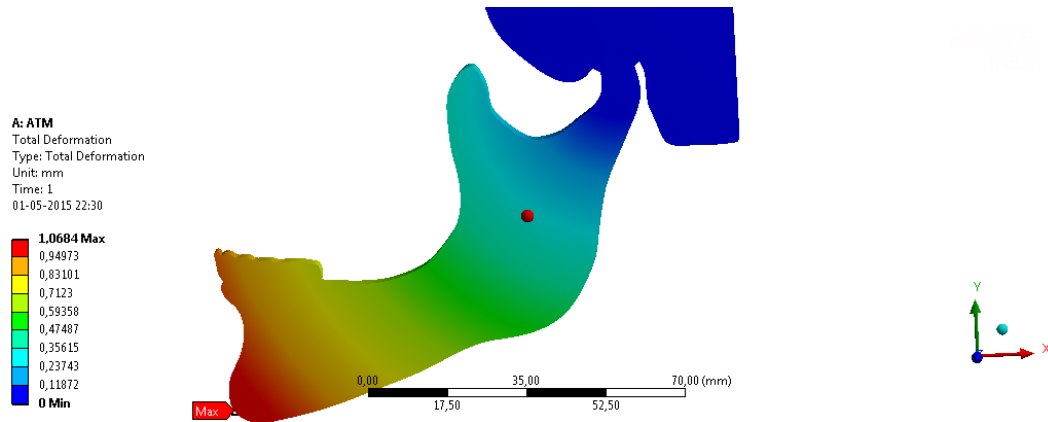


Figura 61 - Indicação do deslocamento sofrido pelo modelo expresso numa escala de cores em milímetros, para o vetor de força com componentes X=0N e Y=60N com indicação do ponto de máximo deslocamento.

Foram efetuados outros testes com a mesma angulação de forças, mas com valores inferiores, que estão resumidos na tabela 2 acima. Os resultados que foram obtidos são correspondentes, embora com um efeito mais diminuído. As imagens obtidas através do programa Ansys© estão resumidas no Anexo II.

Tab.3. - Quadro Resumo de Resultados

<b>Força (N)</b>	<b>Sentido da Força</b>	<b>Tensões de Von Mises (MPa)</b>	<b>Local</b>	<b>Deslocamento (mm)</b>	<b>Local</b>
<b>60</b>	X=60/Y=0	$15 \times 10^{-13}$ a $18,16 \times 10^{-13}$	Zona anterior e posterior do colo do côndilo; disco e osso temporal	0,56558	Mento e região anterior incisiva
<b>63,246</b>	X=60/Y=20	$4 \times 10^{-13}$ a $7,9 \times 10^{-13}$	Cabeça do côndilo (ponto máximo na zona posterior), disco e osso temporal	0,20952	Mento
<b>72</b>	X=60/Y=40	$2 \times 10^{-13}$ a $3 \times 10^{-13}$	Cabeça e colo do côndilo; zona posterior do ramo mandibular; corpo mandibular (curvatura de Spee++)	0,13 a 0.14696	Mento e região incisiva
<b>84,85</b>	X=60/Y=60	$6 \times 10^{-14}$ a $14,203 \times 10^{-14}$	Cabeça do Côndilo; corpo mandibular (curvatura de Spee+)	0,50297	Mento e região incisiva
<b>72,111</b>	X=40/Y=60	$8 \times 10^{-14}$ a $19,435 \times 10^{-14}$	Cabeça do Côndilo e zona posterior	0,69144	Mento
<b>63,2</b>	X=20/Y=60	$11 \times 10^{-13}$ a $22 \times 10^{-13}$	Cabeça do e zona Posterior	0.87994	Mento e região incisiva
<b>60</b>	X=0/Y=60	$13 \times 10^{-13}$ a $20 \times 10^{-13}$ e $24 \times 10^{-13}$ a $31,10^{-13}$	Colo do côndilo e zona superior do côndilo.	1,0684	Mento e região incisiva

## CAPÍTULO V - DISCUSSÃO

Apesar de já desde há alguns anos se utilizarem os modelos matemáticos para estudar a complexidade da ATM, sendo estes cada vez mais pormenorizados, feitos tridimensionalmente e incluindo maior quantidade de variáveis, o modelo de elementos finitos obtido neste estudo é o primeiro que se foca numa específica característica de má-oclusão, a sobremordida vertical excessiva com travamento mandibular. Como já foi dito anteriormente, esta encontra-se geralmente associada a más-oclusões do tipo Classe I ou Classe II divisão 2. A maior parte das investigações existentes na literatura constrói modelos baseados em TACs ou Ressonâncias Magnéticas de crânios de cadáveres ou animais, ou utiliza modelos edêntulos. Mais ainda, atualmente, o seu objeto de estudo tem vindo a focar-se cada vez mais no disco articular, negligenciando outras estruturas como o tecido retrodiscal, por exemplo. Contudo, este modelo está ainda longe de estar completo, acarretando algumas limitações (2, 4, 46, 50, 56, 57, 60, 61).

A primeira limitação consiste no facto de ser um modelo rígido bidimensional. Como tal, o disco não pode deslizar e a estrutura move-se como um todo, estando fixa ao nível do osso temporal. Sendo bidimensional, não se simulou forças nos três planos do espaço ao introduzir a componente Z para além dos componentes X e Y. Devido ao tempo de realização da investigação, aos recursos disponíveis e à extrema complexidade dos vetores de forças e resultantes, foi preferível simplificar o modelo dessa forma. Além disso, apesar das lateralidades fazerem parte do ato mastigatório (exigindo a componente Z no estudo das mesmas), as cargas aplicadas nos eixos aqui estudados (X e Y) constituem grande parte dos atos de mastigação, fala ou deglutição. Optou-se também por simular forças no sentido de aperto, para que não sejam incluídos os movimentos de rotação ou translação do côndilo.

A segunda limitação baseia-se na grande variedade de propriedades materiais descritas na literatura. Uma vez que estas variam de autor para autor, após extensa pesquisa, efetuou-se uma média de valores entre os que foram encontrados. Todas as estruturas anatómicas estudadas, como osso temporal, o disco e mandíbula, foram consideradas isotrópicas, homogéneas e de comportamento linear.

A terceira limitação relaciona-se com o facto de não terem sido incluídas as forças musculares, nem algum tipo de ligamentos articulares. De acordo

com Gronning, F. e colaboradores (50), a inclusão das forças musculares e a variação da orientação das mesmas apresenta grande influência num estudo MEF, sendo que o seu padrão varia consoante o ponto de aplicação e angulação do vetor de força aplicado. Contudo, só faria sentido considerar os músculos num modelo tridimensional e com diferentes magnitudes de força. No que respeita aos ligamentos, todavia, alguns autores demonstraram que a inclusão dos ligamentos articulares e cápsula da ATM não têm uma influência significativa, em oposição à inclusão do ligamento periodontal (22,41,62). Adicionar músculos ou ligamentos neste modelo iria, provavelmente, reduzir as tensões que ocorrem, proporcionando maior equilíbrio.

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que a aplicação de um vetor de força de 60N tanto em X como em Y, conjugação com componentes horizontais e verticais de igual intensidade ou menor, provoca grande concentração de tensões de von Mises na zona posterior do côndilo e do colo do mesmo, pelo que se infere que, de facto, haverá possibilidade deste tipo de casos de mordida profunda com travamento mandibular prejudique os tecidos e ligamentos posteriores e influencie no aparecimento de DTM. De referir que, as tensões em si não serão o mais importante neste estudo, mas sim a sua distribuição.

A situação que pareceu ser mais nociva foi onde se aplicou um vetor de força com componentes  $X=60N$  e  $Y=40N$ , que poderá corresponder a forças existentes em casos de retro inclinação incisiva mais excessiva, como nas Classes II divisão 2, equivalente ao paciente 2. Considerou-se nocivo, uma vez que houve maior concentração de tensões de von Mises em todo o côndilo e no corpo mandibular, em comparação com os restantes testes. Este é um fenómeno interessante, uma vez que a zona do corpo mandibular afetada corresponde à curva de *spee*, abrangendo também o bloco dentário e a zona inferior da mandíbula. Tais resultados provam e confirmam o que realmente acontece nos pacientes que apresentam travamento mandibular e mordidas profundas, que é a presença de uma curva de *spee* bastante acentuada. No entanto, situações em que a força apresentou maior componente vertical do que horizontal ( $X=20N/Y=60N$ ;  $X=0N/Y=60N$ ) resultaram em tensões de von Mises de valor quantitativo mais elevado e que, inclusivamente, se expandiram mais para a zona do osso temporal, mas sem tanta influência no corpo

mandibular. Comparando a força puramente horizontal de 60N com a força puramente vertical da mesma magnitude, verificou-se que, de facto, o último caso demonstrou ser o mais prejudicial para o côndilo. Estes casos poderão corresponder a situações de menos retro inclinação incisiva, mas em que os incisivos inferiores sofrem forças verticais intensas, quando em contacto com o palato ou cingulo dos incisivos superiores, não havendo tanto deslize das faces vestibular dos incisivos inferiores sobre a face lingual dos incisivos superiores e por isso maior carga ao nível da ATM.

Em todos os testes, contudo, o côndilo foi alvo de grande concentração de tensões, tanto em anterior como em posterior, pelo que não é um tipo de oclusão favorável para a ATM, qualquer que seja o sentido dos vetores de força aplicados. Esta presença de tensões na zona posterior poderá acarretar problemas relacionados com o ouvido médio e pressão ao nível da zona bilaminar. Após pesquisa na literatura, apenas um autor apresenta uma investigação que relaciona a mordida profunda com inflamações no ouvido médio e disfunções ao nível da trompa de Eustáquio. McDonnel e colaboradores (63) analisaram uma amostra de crianças com historial de problemas nas estruturas referidas e despistaram outras variáveis como palatos estreitos, alergias, hábitos parafuncionais e amamentação através de uma ficha clínica que utilizaram para os critérios de inclusão e exclusão do seu estudo. Este grupo de investigadores chegou à conclusão que, crianças com presença de sobremordida vertical aumentada têm 2,8 vezes mais probabilidade de desenvolver disfunções na trompa de Eustáquio do que os seus pares com ausência deste tipo de má-occlusão. No entanto, não se pode inferir que seja uma relação de causa-efeito. McDonnel aponta também vários estudos que se debruçaram nesta área e na relação com a ATM, relação essa que se enquadra no âmbito desta investigação. No seu artigo, McDonnel menciona os estudos de Seldin e de Sicher (Seldin HM. 1955; Sicher, N. 1948). Ambos propuseram que uma mordida profunda resulta numa descentralização condilar no sentido posterior que provoca inflamação e espasmos musculares, sendo prejudicial para o tecido retrodiscal e toda a musculatura que rodeia a ATM. Sicher postulou ainda um bloqueio nos canais linfáticos que partem do ouvido interno, passam pela fissura petrotimpânica, fossa glenóide e atingem o côndilo mandibular. Da inflamação, juntamente com os espasmos musculares

resulta um edema crónico que afeta os tecidos que rodeiam a trompa de Eustáquio.

Outros autores mencionados no estudo de McDonnel, como Stack, Myrhaug e seus colaboradores (Stack, BC. 1977; Myrhaug, H. 1970), referem uma relação entre mordida profunda e um côndilo deslocado distalmente com conseqüente pressão e inflamação no tecido retrodiscal e cápsula articular da ATM. Myrhaug relaciona a ATM com o ouvido médio baseado na embriologia. Partes dos ossículos do ouvido médio, sua musculatura e músculos da mastigação apresentam a mesma origem no primeiro arco braquial e são todos inervados pelo quinto par nervoso craniano. Assim, num paciente com sobremordida vertical aumentada com deslocamento distal do côndilo mandibular, este pode causar disfunção neuromuscular de todos os músculos inervados pelo nervo supra-referido, incluindo o tensor do véu palatino, apontado por McDonnel como possível causa para os problemas na trompa de Eustáquio, por prevenir uma ventilação apropriada e por estar diretamente associado a esta mesma estrutura. Contudo, o autor salvaguarda o facto de que, na literatura, a relação direta entre mordida profunda e um côndilo distalizado não é clara e é ainda bastante controverso, como já discutido anteriormente na introdução (63).

No que respeita à presença de tensões de von Mises na zona anterior e superior do côndilo, obtidas neste estudo, estas poderão representar um perigo acrescido para um deslocamento anterior do disco e possível rutura do mesmo. Embora os valores quantitativos sejam considerados baixos e a sua representação seja meramente indicativa, a natureza e distribuição destas tensões é importante na influência no aparecimento de DTM. Como já foi mencionado na introdução, alguns investigadores apontam para uma relação entre mordida profunda e deslocamento anterior do disco sem redução (24) mas nenhum faz referência a perfurações do disco, sendo que, no entanto, face aos resultados obtidos, se poderá considerar que poderá haver maior probabilidade da sua ocorrência neste tipo de más-oclusões.

Quanto ao deslocamento, a estrutura sofreu maior deslocamento na zona do mento. Este fenómeno vai de acordo com a expectativa, uma vez que corresponde a área onde é aplicado o vetor de força e onde o movimento é

maior, em comparação com a zona do corpo mandibular e ATM, onde o deslocamento vai diminuindo gradualmente. Além disso, na presença de travamento mandibular, o desenvolvimento do osso alveolar é restringido, em comparação com o osso cortical, que continua o seu desenvolvimento durante o período de crescimento, daí que seja muitas vezes notório um mento mais proeminente em paciente com mordidas profundas acentuadas associadas a Classes II divisão 2 ou Classes I (66).

Korioth e colaboradores (64) realizaram uma investigação em que avaliaram a quantidade de força exercida nos incisivos durante a mordida topo-a-topo forçada com sensores específicos. Chegaram à conclusão que a magnitude da força resultante varia entre 24,5 e 28,4N. Já numa situação de intercuspidação máxima, em que é avaliada a força resultante em mordida forçada, Kurusu, A. (43) verificou que a força rondou os 587N, valor bastante elevado. Por sua vez, Hirabayashi, M. (62) utilizou uma força de 300N, baseado noutros trabalhos que haviam investigado a carga mastigatória ao nível do primeiro molar inferior. Uma vez que forças que ultrapassam os 100N são bastante elevadas, num caso em que a carga se concentra sobretudo ao nível dos incisivos, como demonstrado no Tscan do paciente que serviu de base para a realização do modelo, foi escolhida uma média de 60N que em alguns testes ultrapassou os 80N. Outra das razões relaciona-se com o facto de que forças de maior magnitude poderiam ultrapassar a resiliência da estrutura.

Já houve autores que estudaram as tensões durante a aplicação de diferentes cargas, simulando tanto o ato mastigatório (62) como a mordida estática (65). Contudo, torna-se difícil comparar os resultados obtidos neste estudo com esses trabalhos, não só devido à diferente estrutura do modelo, tipo de modelo, cargas aplicadas, como também pelo tipo de amostra e pelo facto de não existirem linhas diretivas na literatura para a interpretação destas tensões (57). Assim sendo, apenas será possível afirmar que estes resultados são corroborados pelos resultados de Choi AH.(57), que apesar de utilizar um modelo bem mais complexo, constituído por músculos, testou forças não-verticais com componentes X e Y no sentido de fecho, aperto, semelhante ao que foi testado nesta investigação, chegando à conclusão que as tensões se



concentraram, de forma geral, em toda a área do côndilo mandibular, estendendo-se à zona do terceiro molar.

Como sugestão para trabalhos futuros com acesso a mais recursos e a maior tempo de realização dos mesmos, seria interessante estudar o efeito das cargas a nível condilar no tecido retrodiscal, com inclusão de músculos e ligamentos, através de simulação com molas, em casos de travamento mandibular e em que o côndilo assume uma posição mais posterior. Propõe-se também uma investigação que inclua movimentos policêntricos, como as lateralidades, através de um modelo tridimensional, variando as propriedades do disco articular nos vários testes.

## CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO

Com a realização deste estudo, é possível concluir que a hipótese de trabalho inicialmente formulada se verifica, podendo descartar-se a hipótese nula. De facto, neste modelo, a presença de uma mordida profunda apresentou implicações ao nível da distribuição de tensões na ATM, sendo estas nocivas sobretudo na região do côndilo, zona anterior e posterior (podendo provocar um deslocamento anterior do disco, caso haja descentralização condilar e/ou problemas futuros ao nível do ouvido ou zona bilaminar) e nas situações em que as forças apresentam maior componente vertical.

Concluiu-se também que nas sobremordidas verticais, aumentadas com forças de maior componente horizontal, existe grande acumulação de tensões na região da curvatura de *spee*, ficando provada a razão da existência de uma curvatura mais acentuada nos casos de travamento mandibular.

Por fim, concluiu-se que este tipo de má-oclusão provoca grande concentração de tensões de von Mises, que podem influenciar o aparecimento e presença de DTM ou agravamento da mesma. No entanto, não é ainda possível extrapolar estes resultados para todos os casos de mordida profunda, sendo ainda um estudo piloto cujo protocolo poderá ser utilizado para desenvolver uma investigação mais aprofundada, com um modelo tridimensional mais preciso, um maior número de testes com forças noutras direções e levando em conta outros fatores, como forças musculares, ligamento periodontal, ligamentos articulares e variação das propriedades materiais do disco e morfologia condilar.

## CAPÍTULO VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Murphy, M., MacBarb, R., Wong, M., Athanasiou, K. Temporomandibular Disorders: A Review of Etiology, Clinical Management, and Tissue Engineering Strategies. Quintessence PublishingCo Inc 2013; 28 (6).
2. Beek M., Koolstra J.H., Van Ruijven, L.J., Van Eijden, T.M.G. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *Journal of Biomechanics*. 2000; 33 (3): 307-316.
3. Alkhiary, YM et al. A New Numerical Model to Analyze stress Distribution of TMJ Disc from 2-D MRI scans. *Advances in Computing* 2012; 2(5) : 66-75.
4. Donzelli PS., Gallo, LM., Spilker, RL., Palla, S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements. *Journal of Biomechanics* 2004; 37 (11) 1787–1791.
5. H.Kang G., Bao S., S.-n.Qui. Biomechanical responses of human temporomandibular joint disc under tension and compression. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006; 35: 817–821.
6. Ingwalé, S., Goswami, T. Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics. *Annals of Biomedical Engineering* 2009; 37 (5): 976–996
7. Jeffrey P. Okeson. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. Mosby Elsevier. 6th Edition; 2008.
8. Stankovic S et al. Morphological and biomechanical features of the temporomandibular joint disc: An overview of recent findings. *Archives of Oral Biology* 2013; 58: 1475–1482
9. Sobotta. *Atlas de anatomia humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.
10. Alfredo Júnior Fernandes Neto. *Oclusão e Disfunções Temporomandibulares*. Uni. Fed. Uberlândia-Mg; 2008.
11. Netter, FH. *Atlas de Anatomia Humana*. Mosby Elsevier. 5ª edição; 2011.
12. Katsavrias E. et al. Changes in Articular Eminence Inclination During the Craniofacial Growth Period. *Angle Orthod* 2002; 72(3) :258–264
13. Katsavrias EG. et al. Condyle and fossa shape in class II and class III skeletal patterns: a morphometric tomography study. *Am J Orthod Dent Orthop* 2005; 128 (3): 337-46.
14. Buescher J et al. Temporomandibular Joint Disorder. *American Family Physician* 2007; 76 (10).
15. Andrew Girardot R. Comparison of Condylar Position in Hyperdivergent and Hypodivergent Facial Skeletal Types. *Angle Orthod* 2001; 71:240–246.
16. Giuntini, V., De Toffol, L., Franchi, L., Bacceti, T. Glenoid Fossa Position in Class II Malocclusion Associated with Mandibular Retrusion. *Angle Orthodontist* 2008; 78(5): 808-12.
17. John MT, Hirsch C, Drangsholt MT, Mancl LA, Setz JM. Overbite and overjet are not related to self-report of temporomandibular disorder symptoms. *J Dent Res.* 2002; Mar;81(3):164-9.

18. Katsavrias E. Morphology of the temporomandibular joint in subjects with Class II Division 2 malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 470-8.
19. Sonnesen L, Svensson P. Temporomandibular disorders and psychological status in adult patients with a deep bite. *European Journal of Orthodontics* 2008; 30, 621–629.
20. Huang GJ, LeResche L, Critchlow CW, Martin MD, Drangsholt MT. Risk factors for diagnostic subgroups of painful temporomandibular disorders (TMD). *J Dent Res*. 2002;81:284-8.
21. Singh M, Detamore MS. Biomechanical properties of the mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc. *Journal of Biomechanics* 2009; Vol. 42 (4): 405–417.
22. Koolstra JH, vanEijden TMGJ. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *Journal of Biomechanics* 2005; 38: 2431–2439
23. Moyers RE. *Handbook of orthodontics*. Year Book Medical Publishers. 15th edition; 1998.
24. Ari-Demirkaya A., Biren, S., Özkan, H., Küçükkeleş, N. Comparison of deep bite and open bite cases: normative data for condylar positions, paths and radiographic appearances. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004; 31; 213–224.
25. Almăsan OC et al. Skeletal pattern in subjects with temporomandibular joint disorders. *Arch Med Sci*. 2013; 9 (1): 118-126.
26. Sonnesen L, Svensson P. Jaw-motor effects of experimental jaw-muscle pain and stress in patients with deep bite and matched control subjects. *archives of oral biology* 2013; 58. 1491–1497.
27. Darendeliler N, Dinçer M. The biomechanical relationship between incisor and condylar guidances in deep bite and normal cases. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004; 31; 430–437
28. Barrera-Mora J. et al. The Relationship Between Malocclusion, Benign Joint Hypermobility Syndrome, Condylar Position and TMD Symptoms. *Journal of Craniomandibular Practice* 2012; 30 (2), 121-130.
29. Arieta-Miranda, J., Silva-Valencia, M., Flores-Mir, C., Paredes-Sampen, NA., Arriola Guillen, LE. Spatial analysis of condyle position according to sagittal skeletal relationship, assessed by cone beam computed tomography. *Progress in Orthodontics* 2013; 14: 36
30. Reis Fraga, M. et al. Anteroposterior condylar position: A comparative study between subjects with normal occlusion and patients with Class I, Class II Division 1, and Class III malocclusions. *Med Sci Monit*; 2013; 19: 903-907
31. Vitral R., Telles, S., Fraga, MR., de Oliveira, RS., Tanaka, OM. Computed tomography evaluation of temporomandibular joint alterations in patients with Class II Division 1 subdivision malocclusions: Condyle-fossa relationship. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 126 (1): 48-52.

32. Peck S, Peck L, Kataja M. Class II Division 2 malocclusion: a heritable pattern of small teeth in well-developed jaws. *Angle Orthod.* 1998; 68(1):9-20.
33. Miller VJ, Smidt A. Condylar asymmetry and age in patients with an Angle's Class II division 2 malocclusion. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(10):712-5.
34. Luther F. Orthodontics and the temporomandibular joint: where are we now? Part 1. Orthodontic treatment and temporomandibular disorders. *Angle Orthod* 1998; 68(4):295-304.
35. Luther F. Orthodontics and the temporomandibular joint: where are we now? Part 2. Functional Occlusion, Malocclusion and TMD. *Angle Orthod.* 1998; 68(4):295-304.
36. Pullinger AG, Seligman DA. Overbite and overjet characteristics of refined diagnostic groups of temporomandibular disorder patients. *AM J Orthod Dent Orthop* 1991; 100 (5): 401-15.
37. Ren YF., Isberg A, Westesson PL. Condyle position in the temporomandibular joint. Comparison between symptomatic volunteers with normal disk position and patients with disk displacement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 80(1):101-7.
38. Incesu L., Taşkaya-Yilmaz N, Oğütçen-Toller M, Uzun E. Relationship of condylar position to disc position and morphology. *Eur J Radiol.* 2004; 51(3):269-73.
39. Nickel J.C., Iwasaki L.R., Beatty, M.W., Marx, D.B. Laboratory Stresses and Tractional Forces on the TMJ Disc Surface. *J Dent Res* 2004; 83(8):650-654.
40. Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol. Med.* 2000; 11(1):123-36.
41. Tuijt M., Koolstra, JH., Lobbezoo, F., Naeije, M. Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw. *Journal of Biomechanics* 2010; 43 (6): 1048–1054
42. Sugiyama, H. et al. Influences of vertical occlusal discrepancies on condilar responses and craniofacial growth in growing rats. *The Angle Orthodontist* 1999; 69(4).
43. Kurusu, A., Horiuchi, M., Soma, K. Relationship between Occlusal Force and Mandibular Condyle Morphology Evaluated by Limited Cone-Beam Computed Tomography. *Angle Orthod.* 2009; 79:1063–1069
44. Pileičikienė, G. et al. Influence of guiding tooth geometry on contact forces distribution in the human masticatory system: a FEM study. *Mechanika* 2010; 83 (3):34-9
45. Festila D, Ghergie M, Watted N, Abu-Hussein, M. Morphological changes of the facial skeleton in class II/1 patients treated with orthodontic functional appliances. *APOS Trends in orthodontics* 2014; 4 (5).126-132.
46. Jaisson M., Lestriez, P., Taiar, R., Debray, K. Finite element modelling of the articular disc behavior of the temporo-mandibular joint under dynamic loads. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2011; 13(4): 85-91.

47. Lotti, R., Machado, A.W., Mazzeiro, E.T., Júnior, J.L. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006; 11 (2), p. 35-43.
48. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite element analysis .4ª ed. John Wiley & Sons, Inc. 2002.
49. Azevedo AFM. Método elementos finitos. Portugal: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1ª Edição; 2003.
50. Groning, F., Fagan, M., O'Higgins, P. Modeling the Human Mandible Under Masticatory Loads: Which Input Variables are Important? *The Anatomical Record* 2012; 295:853–863
51. Santos, S. Estudo Biomecânico da Articulação Temporomandibular. Dissertação do MIEM. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (ND).
52. McNeill C. Ciência e prática da oclusão. Quintessence Editora, 1ª Edição; 2000.
53. Junqueira, L.C. & Carneiro, J. Histologia Básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 10ª Edição; 2004.
54. Cruz-Rizzolo RJ, Madeira MC. Anatomia Facial com fundamentos de anatomia sistêmica geral. São Paulo: Sarvier, 2ª edição; 2005.
55. Surwald AC. Biomecánica del maxilar superior. Universitat de Barcelona. Departament d'Odontostomatologia. Tesis Doctoral 2008.
56. Zhang, M. et al. Effects of condylar elastic properties to temporomandibular joint stress. *J Biomed Biotechnol.* 2009.
57. Choi AH, Nissan B-Ben, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal* 2005; 50 (1):42-48
58. Tanaka E. et al. v Viscoelastic properties of bovine retrodiscal tissue under tensile stress-relaxation. *Eur J Oral Sci.* v2003; 111: 518–522
59. Itoh K, Hayashi T. Functions of masseter and temporalis muscles in the control of temporomandibular joint loading – a static analysis using a two-dimensional rigid-body spring model. *Frontiers Med. Biol. Engng.* 2000; 10 (1): 17-31.
60. Aoun M et al. 2D Finite Element Model of the TMJ. Simulation of an opening movement. Université de Bordeaux, Laboratoire Mécanique Physique and University of Aveiro, Portugal; 2010.
61. Fricová M, Horak Z., Konvickova S. Modelling of temporomandibular joint and FEM analysis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2006; 8 (1):| 37-45
62. Hirabayashi M, Motoyoshi M, Ishimaru T, Kasai K, Namura S. Stresses in mandibular cortical bone during mastication: biomechanical considerations using a three-dimensional finite element method. *J Oral Sci.* 2002; 44(1):1-6.
63. McDonnell J. et al. The Relationship between Dental Overbite and Eustachian Tube Dysfunction. *Laryngoscope*, 2001; Vol.111: 310-16.



64. Koriath TWP, Waldron TW, Versluis A, Shulte J. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J. Biomech.* 1997; 30(6): 631-633.
65. Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech.* 1980; 13(9):755-63.
66. Araújo, Laura L. Posição do Incisivo Inferior e dimensão alveolar vestibular no tratamento da má-oclusão de Classe II. Dissertação para obtenção de grau de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil; 2013.

## OUTRAS REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

<http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library> (Consultado em Setembro 2014)

<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan> (consultado em Março 2015)

## CAPÍTULO VIII - ANEXOS

## VIII-1 Anexo I

## Participação em Investigação Científica

**Promotor:** Instituto Universitário de Ciências de Saúde do Norte- ISCS-N

**Nome do estudo:** Simulação de forças ao nível da ATM através de Elementos Finitos num modelo de Mordida Profunda.

No âmbito do projeto final inserido no 2º ano do curso de Mestrado em Ortodontia, escolhi o tema acima referido para desenvolver um projeto de investigação onde irei verificar o equilíbrio das forças às quais o côndilo está sujeito quando se encontra posicionado mais posteriormente na fossa glenóide, com travamento mandibular.

Para a realização deste estudo, será necessário ter acesso a Tomografias Axiais Computorizadas (TAC) de cada indivíduo. Este exame irá permitir desenvolver um modelo de uma Articulação TemporoMandibular através do Método dos Elementos Finitos Tridimensional com a colaboração da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). Será garantido o completo anonimato do paciente e não são previstos quaisquer riscos nem benefícios. Para além do referido, o paciente não terá que suportar nenhum tipo de despesas, sendo estas suportadas pelo investigador e é livre de aceitar ou recusar a sua participação no estudo. Em caso de participação voluntária, o paciente é livre para abandonar o estudo a qualquer momento e os seus respetivos registos de diagnóstico e radiográficos não serão utilizados.

**Declaro que recebi, li e percebi a explicação do estudo,**

---

(Assinatura do paciente)

## Declaração de consentimento informado

\_\_\_\_\_ (nome completo), o paciente, pai, mãe ou responsável pelo paciente \_\_\_\_\_ (nome completo), portador do Bilhete de Identidade nº \_\_\_\_\_, compreendi a explicação que me foi fornecida, por escrito e verbalmente, acerca da investigação conduzida pela estudante *Cristina Godinho Pinto* no Instituto Superior de Ciências de Saúde Norte, para a qual é pedida a minha/sua participação. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e para todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação que me foi prestada versou os objetivos, os métodos e os benefícios previstos. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de decidir livremente aceitar ou recusar a todo o tempo a minha/sua participação no estudo. Sei que posso abandonar o estudo e que não terei/terá que suportar qualquer penalização, nem quaisquer despesas pela participação neste estudo. Foi-me dado todo o tempo de que necessitei para refletir sobre esta proposta de participação.

Nestas circunstâncias, aceito a minha participação neste projeto de investigação, tal como me foi apresentado pela investigadora responsável sabendo que a confidencialidade dos participantes e dos dados a eles referentes se encontra assegurada.

Mais autorizo que os dados deste estudo sejam utilizados para este e outros trabalhos científicos, desde que irreversivelmente anonimizados.

**Data:**                    de                    de 2014

**Assinatura do paciente ou responsável do paciente:**

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do Investigador:**

**Investigador:** Cristina Godinho Pinto, aluna do 2º ano do curso de Mestrado em Ortodontia no Instituto Universitário de Ciências da Saúde do Norte. Tlm.:911838690; cristinagodinho1511@gmail.com

## VIII-2 Anexo II

### RESULTADOS MEF

Componentes: X= 40N/ Y= 0N

A: ATM  
Force  
Time: 1, s  
01-05-2015 17:28  
Force: 40, N  
Components: 40,0;0,0, N

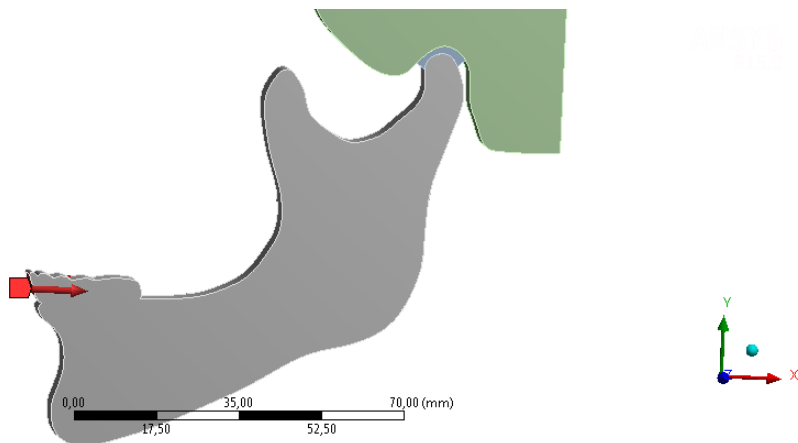


Fig.1- Vetor de força com componentes X=40N e Y=0N.

A: ATM  
Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
01-05-2015 17:34

12,259 Max  
10,897  
9,535  
8,1729  
6,8107  
5,4486  
4,0864  
2,7243  
1,3621  
1,1966e-13 Min

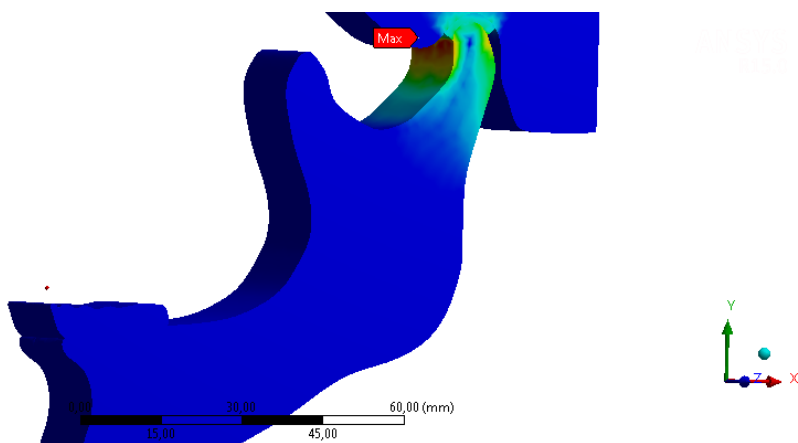


Fig.2- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=0N.

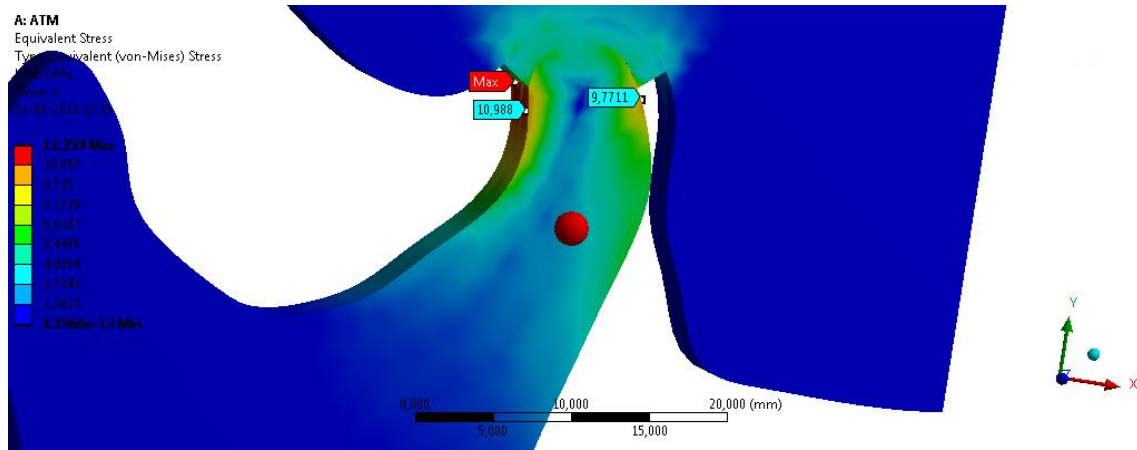


Fig.3- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=0N a nível condilar.

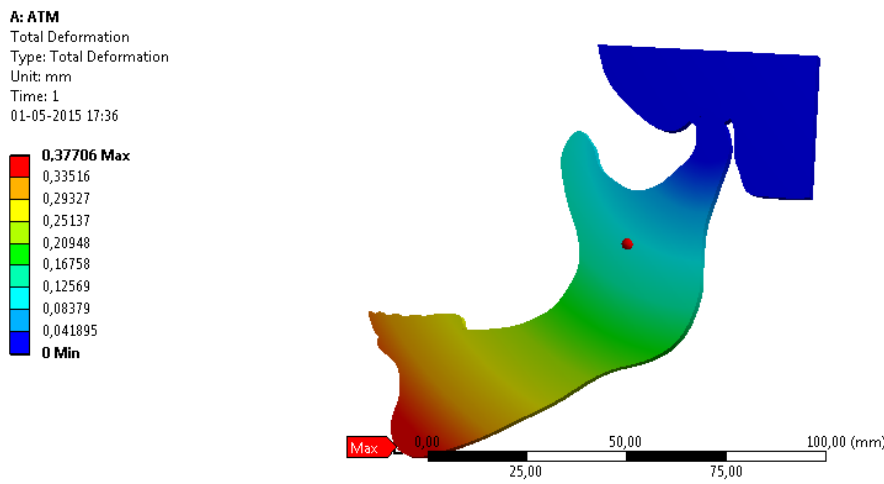


Fig.4- Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=40N e Y=0N.

Componentes: X= 40N/ Y= 20N

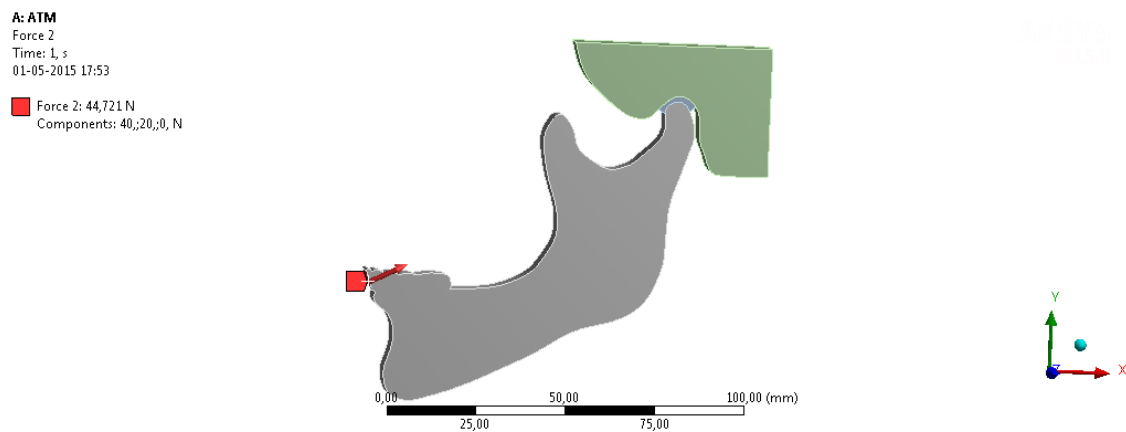


Fig5 - Vetor de força com componentes X=40N e Y=20N.

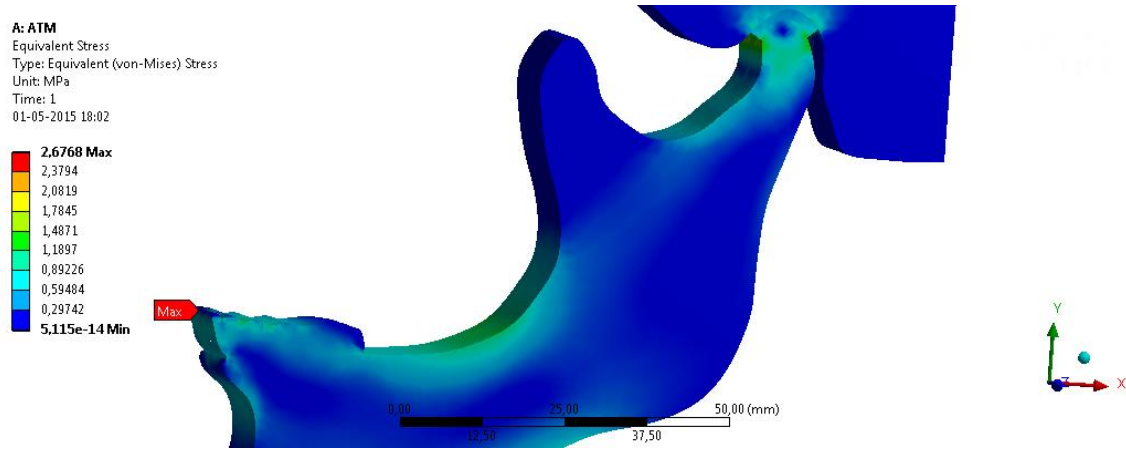


Fig.6- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=20N.

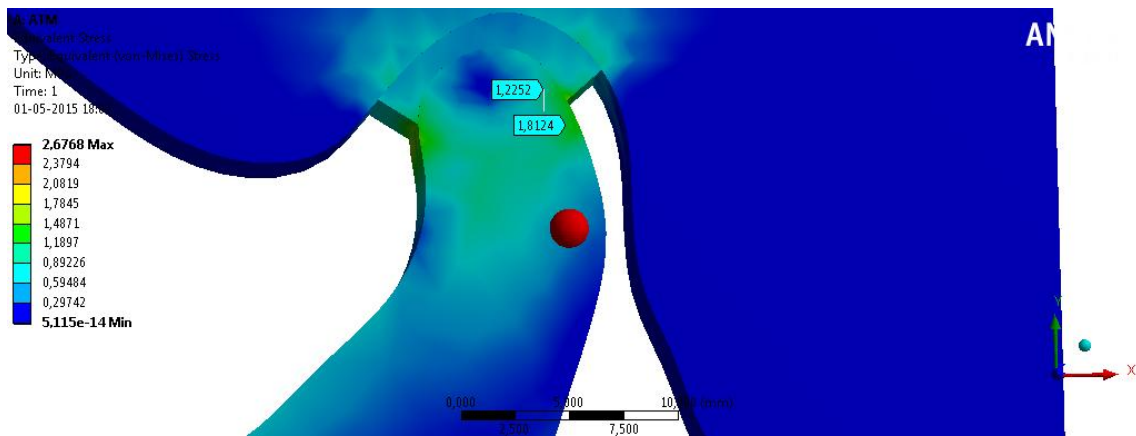


Fig.7- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=20N a nível condilar.

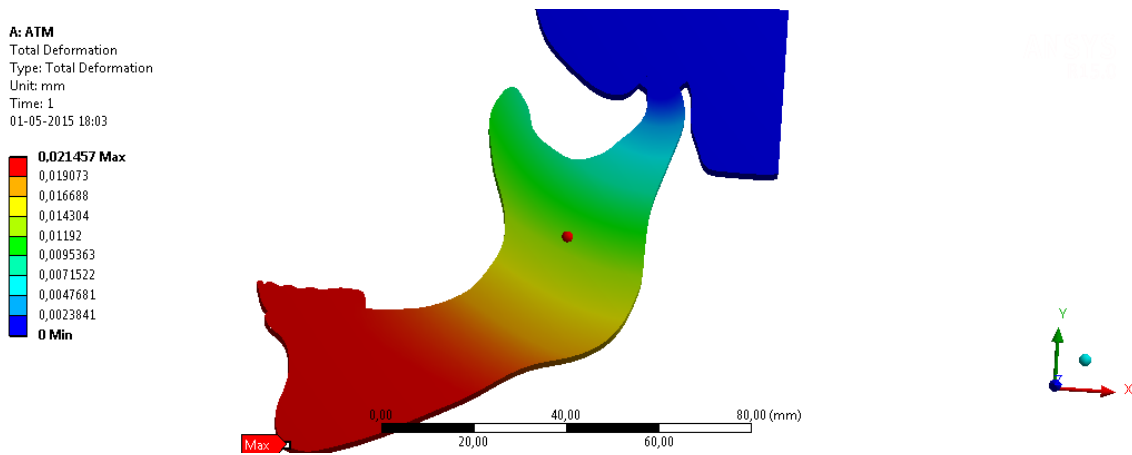


Fig.8 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=40N e Y=20N.

Componentes: X= 40N/ Y= 40N

A: ATM  
Force 2  
Time: 1, s  
01-05-2015 18:26  
Force 2: 56,569 N  
Components: 40,40,0, N

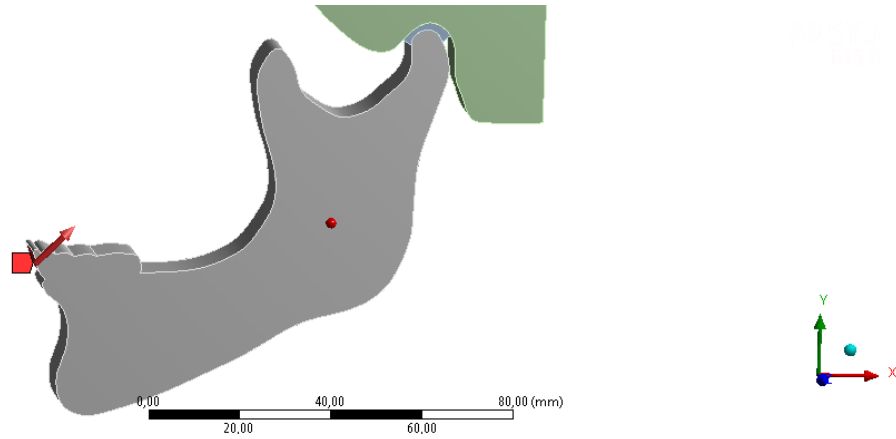


Fig.9 - Vetor de força com componentes X=40N e Y=40N.

A: ATM  
Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
01-05-2015 18:24

9,4688 Max  
8,4167  
7,3646  
6,3125  
5,2604  
4,2083  
3,1563  
2,1042  
1,0521  
1,7351e-14 Min

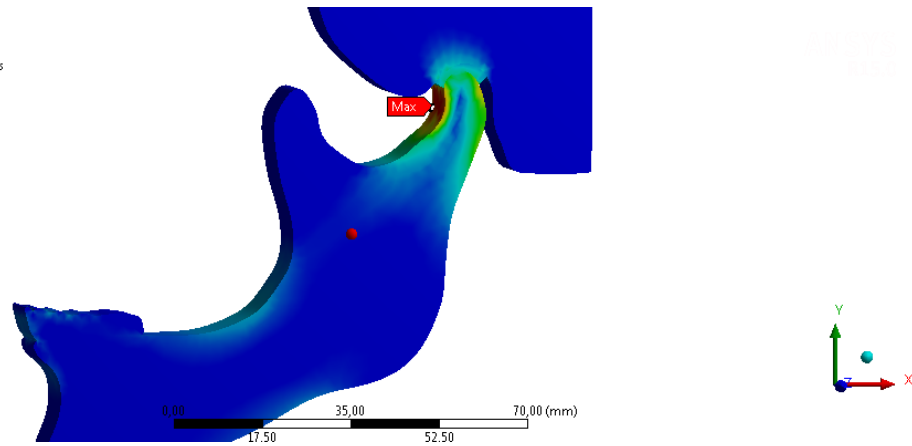


Fig.10- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=40N.

A: ATM  
Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
01-05-2015 18:24

9,4688 Max  
8,4167  
7,3646  
6,3125  
5,2604  
4,2083  
3,1563  
2,1042  
1,0521  
1,7351e-14 Min

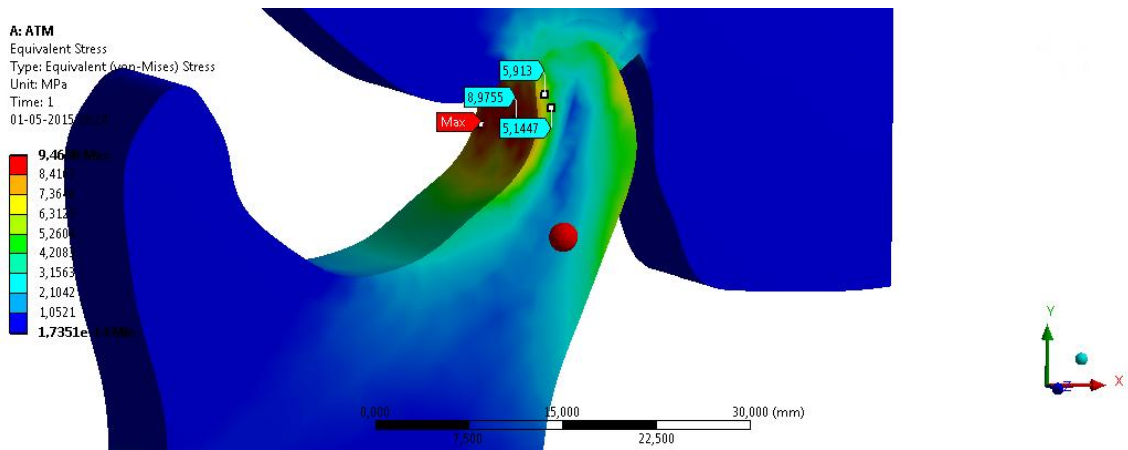


Fig.11- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=40N e Y=40N a nível condilar.



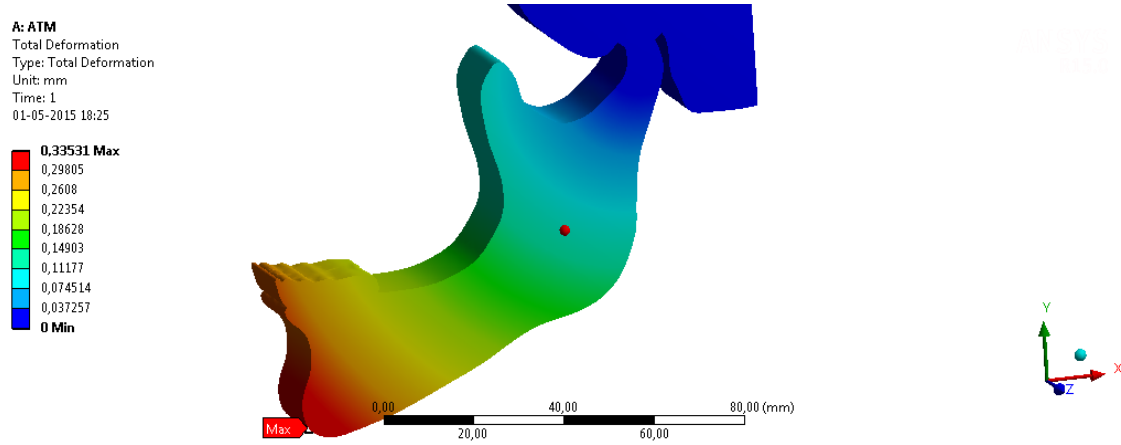


Fig.12 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=40N e Y=40N.

Componentes: X= 20N/ Y= 0N

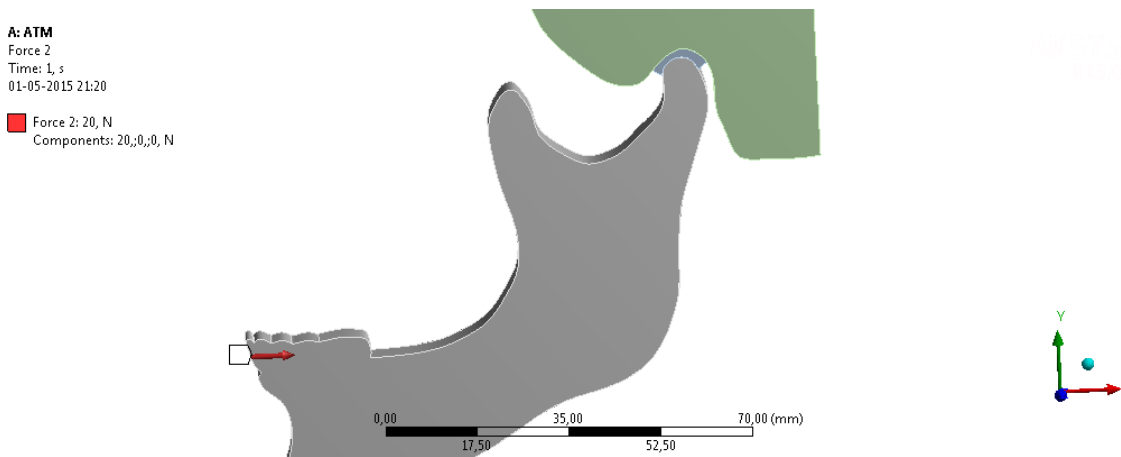


Fig.13 - Vetor de força com componentes X=20N e Y=0N.

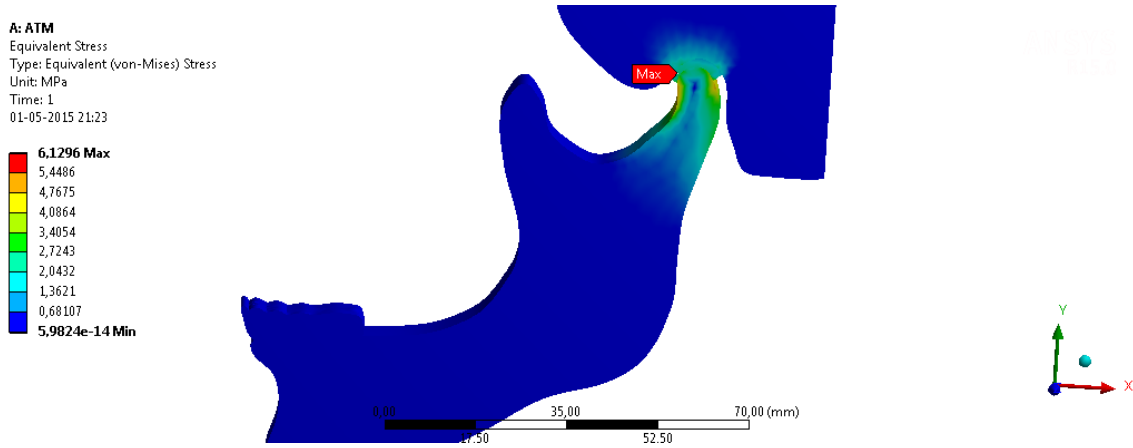


Fig.14- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=0N.

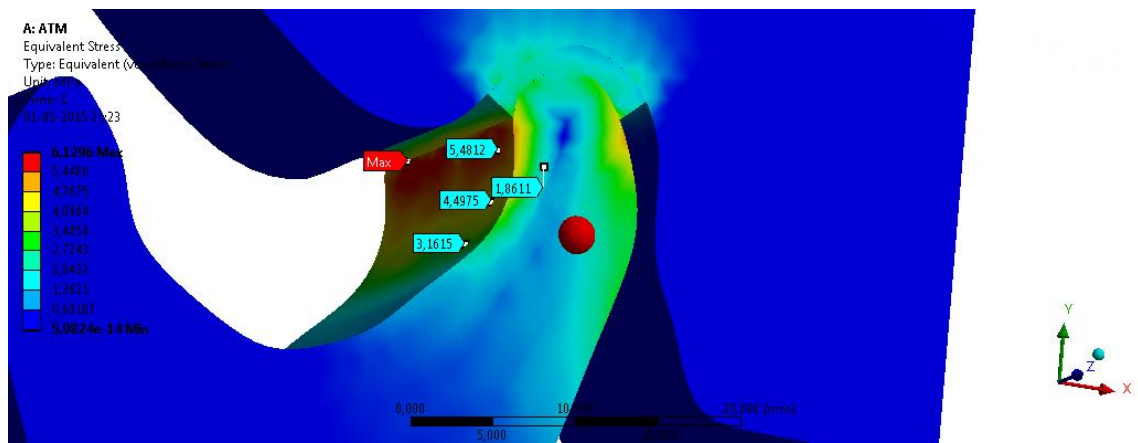


Fig.15- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=0N a nível condilar.

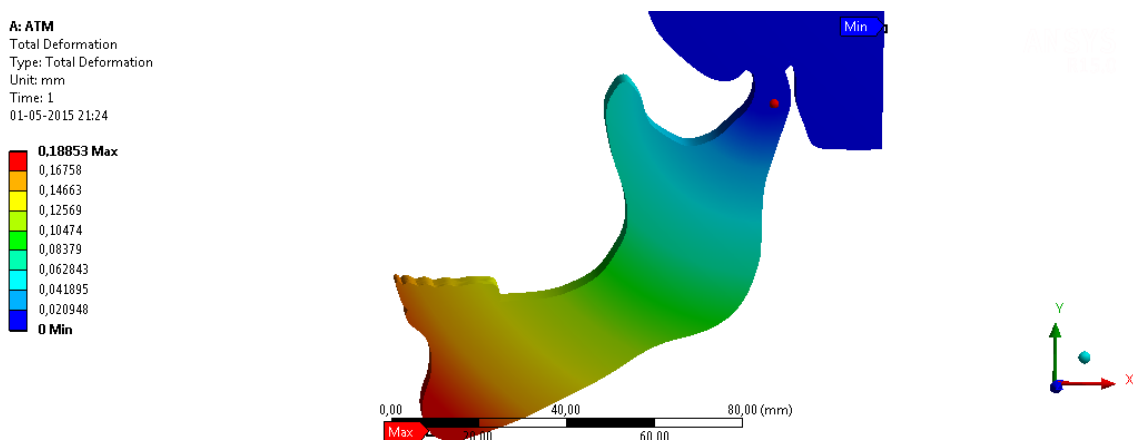


Fig.16 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=20N e Y=0N.

Componentes: X= 20N/ Y= 20N

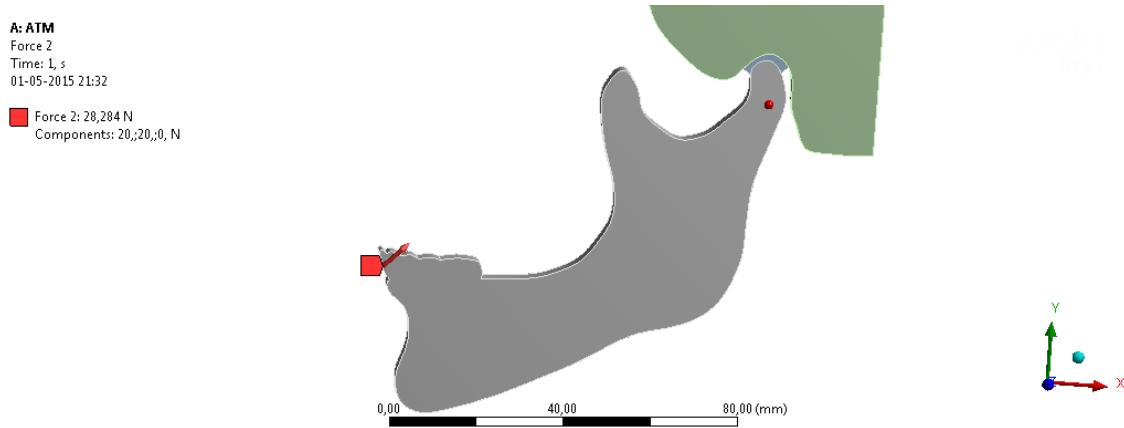


Fig.17 - Vetor de força com componentes X=20N e Y=20N.

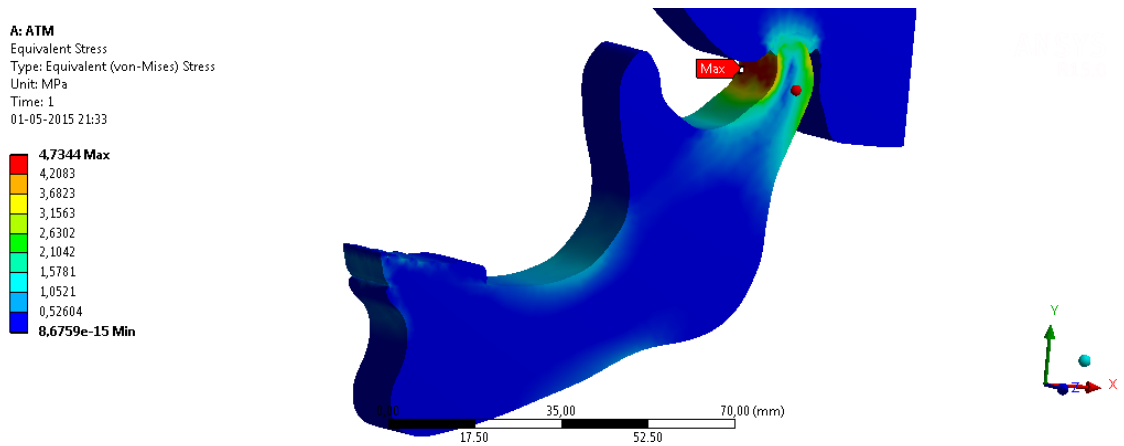


Fig.18- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=20N.

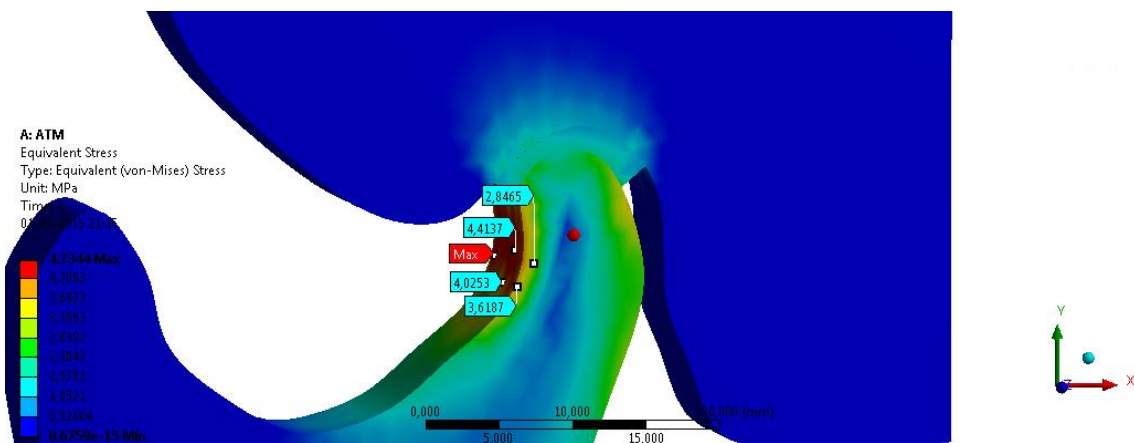


Fig.19- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=20N a nível condilar.

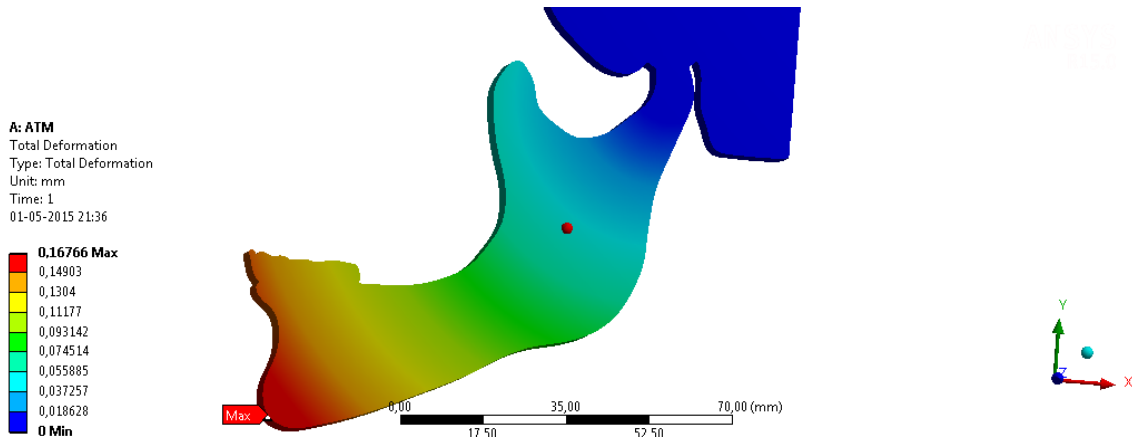


Fig.20 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=20N e Y=20N.

Componentes: X= 20N/ Y= 40N

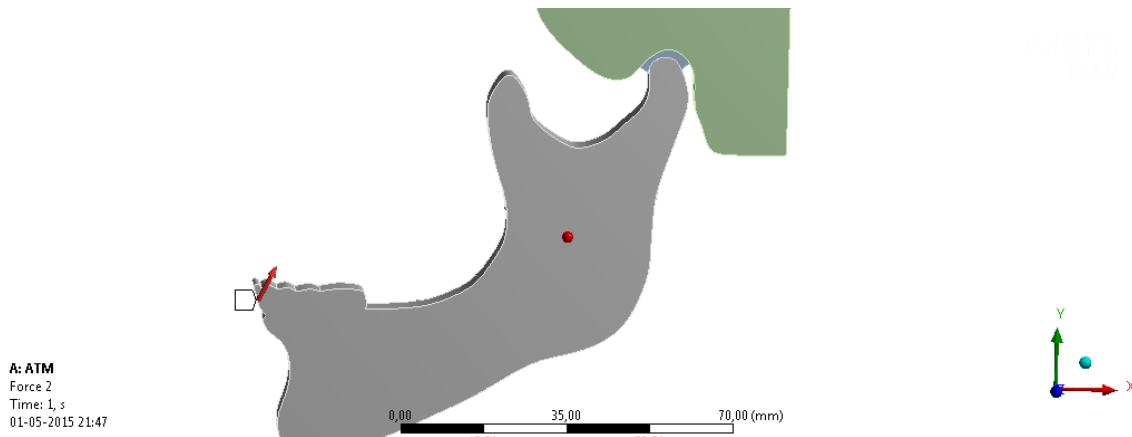


Fig.21 - Vetor de força com componentes X=20N e Y=40N.

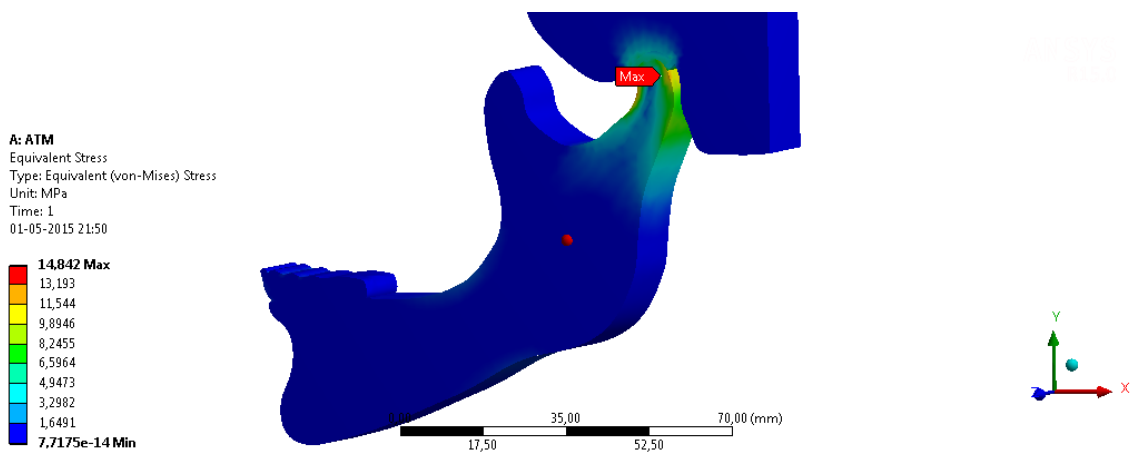


Fig.22- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=40N.

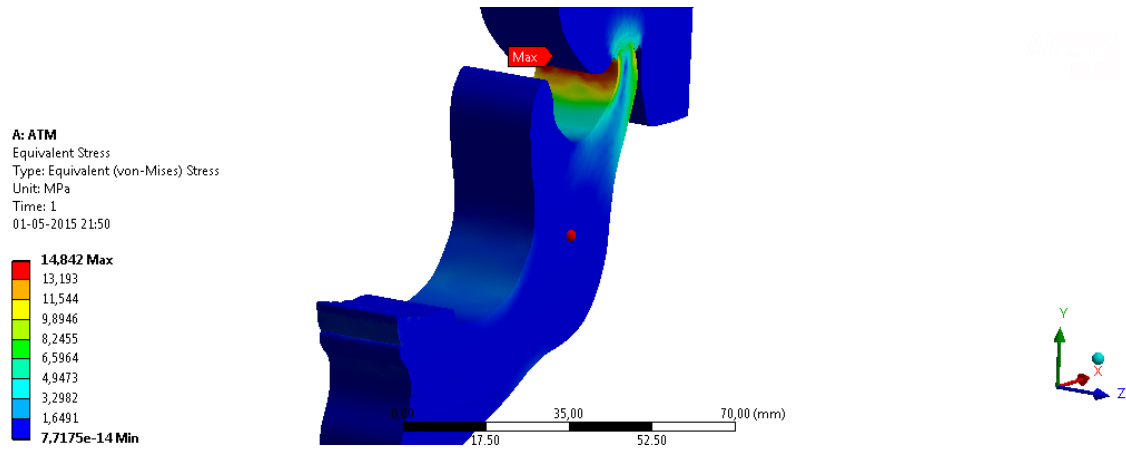


Fig.23- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=40N (vista frontal).

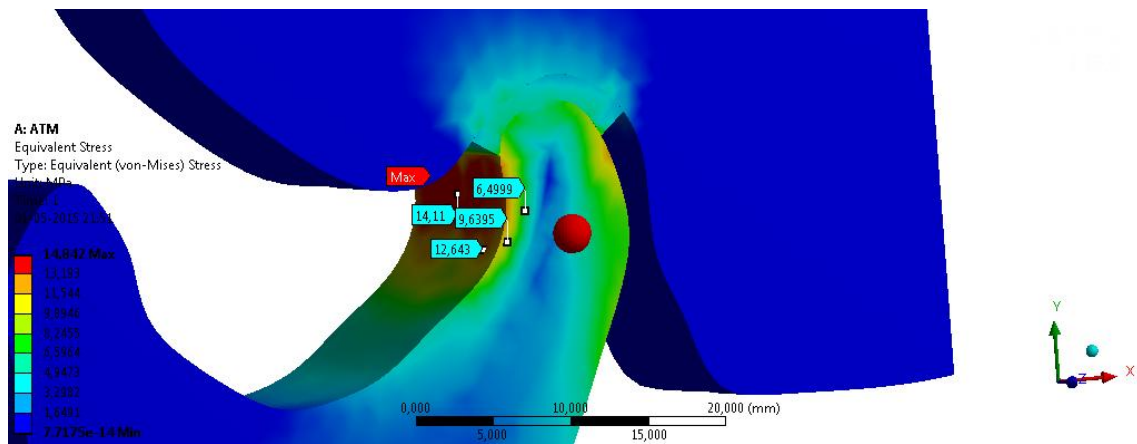


Fig.24- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=20N e Y=40N a nível condilar.

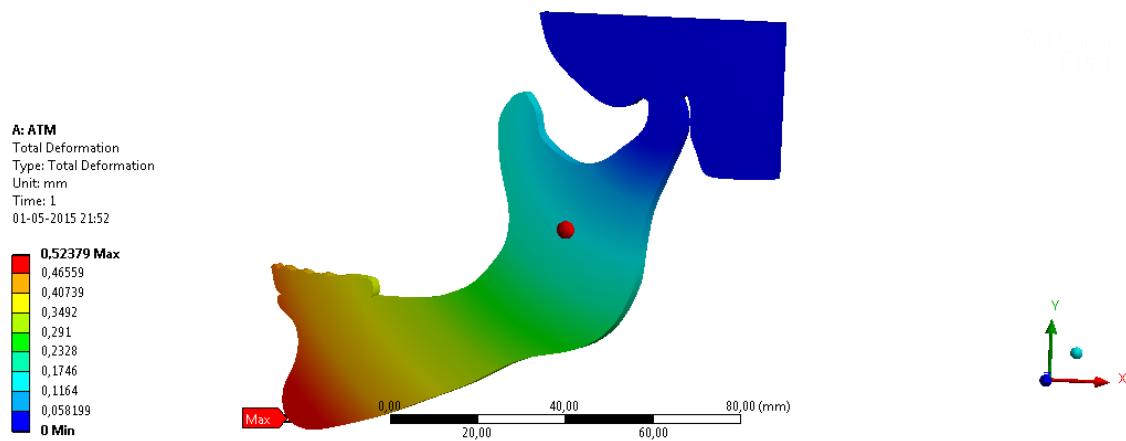


Fig.25 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=20N e Y=40N.

Componentes: X= 0N/ Y= 40N

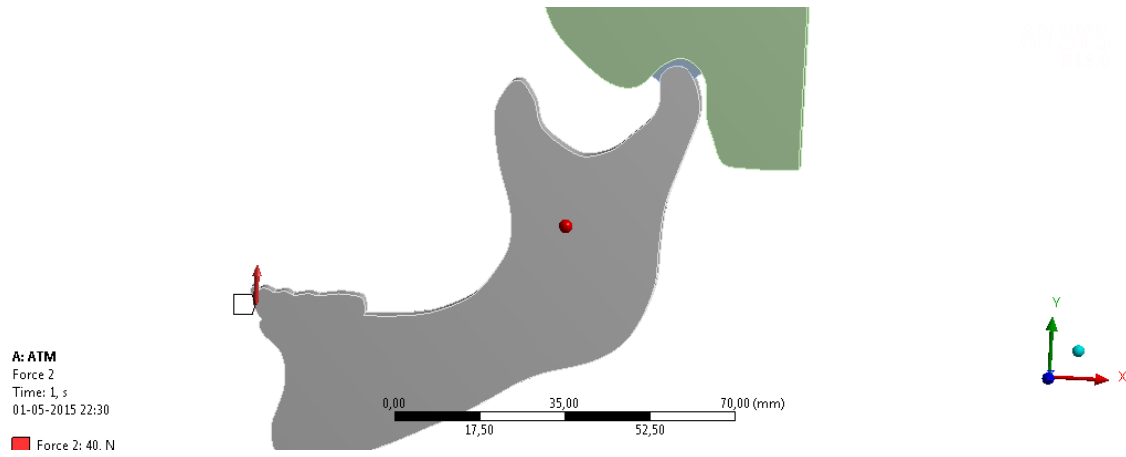


Fig.26- Vetor de força com componentes X=0N e Y=40N.

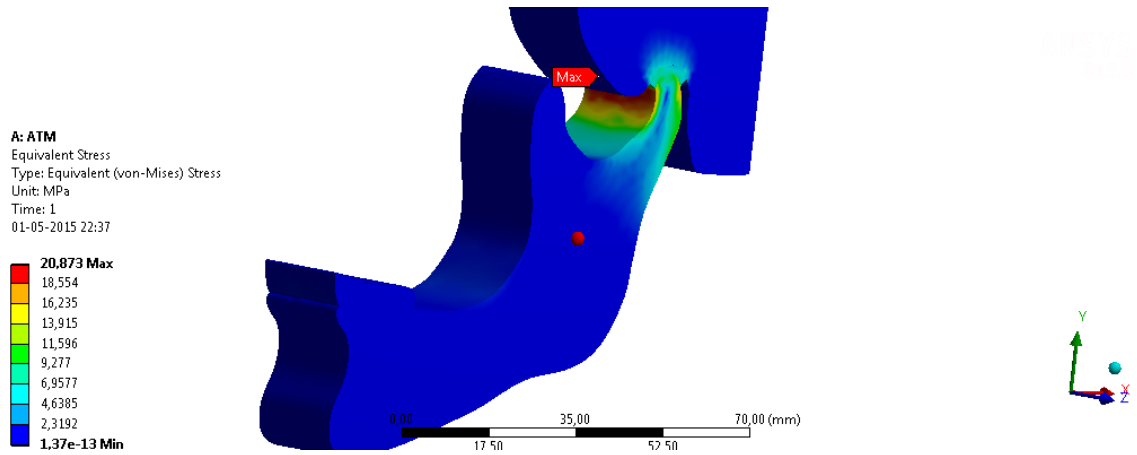


Fig.27- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=0N e Y=40N.

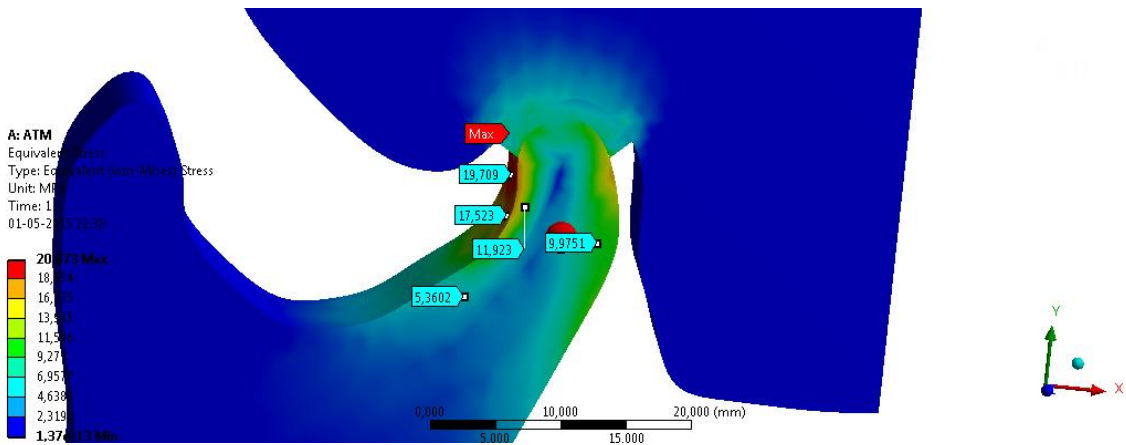


Fig.28- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=0N e Y=40N a nível condilar

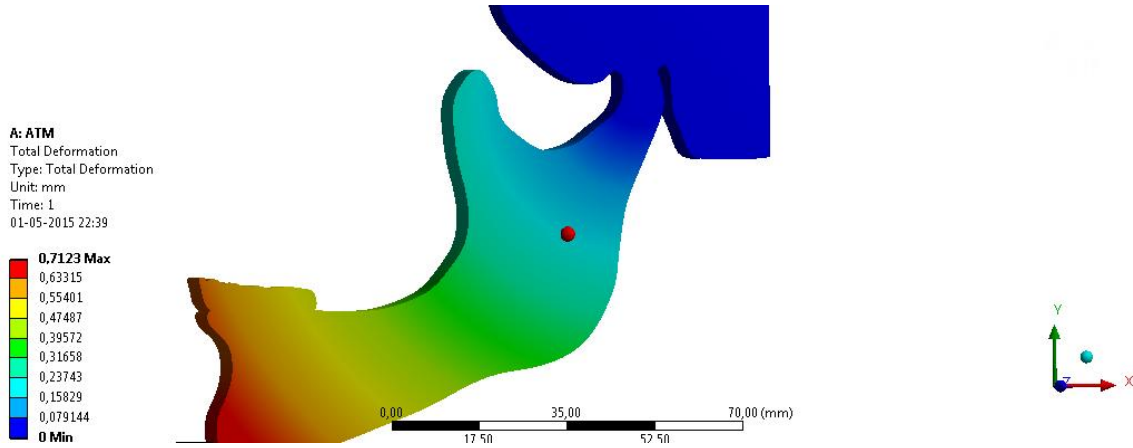


Fig.29 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=0N e Y=40N.

Componentes: X= 0N/ Y= 20N

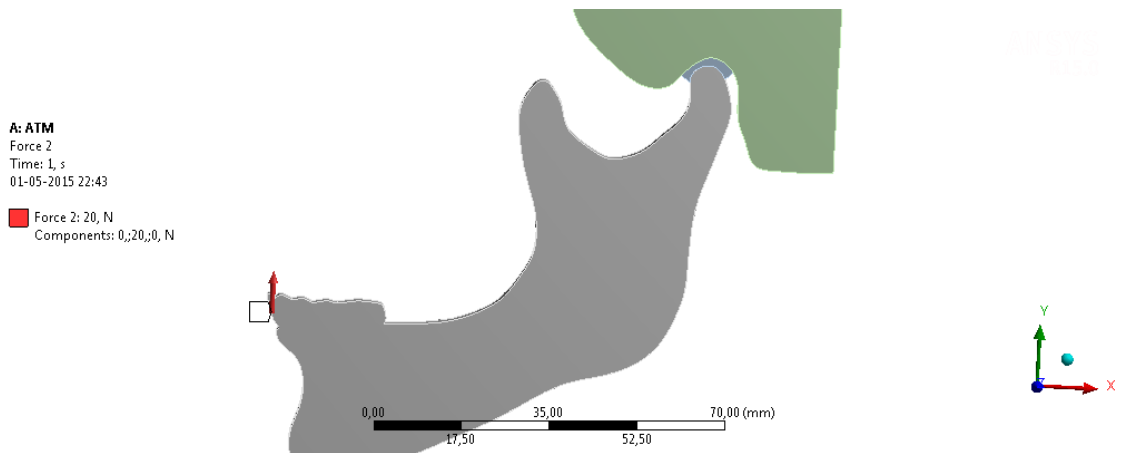


Fig.30 - Vetor de força com componentes X=0N e Y=20N.

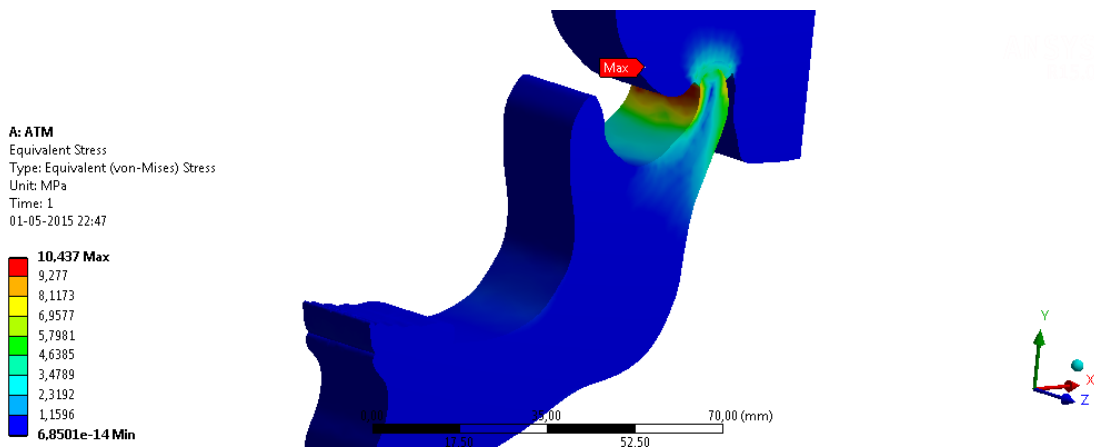


Fig.31- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=0N e Y=20N.

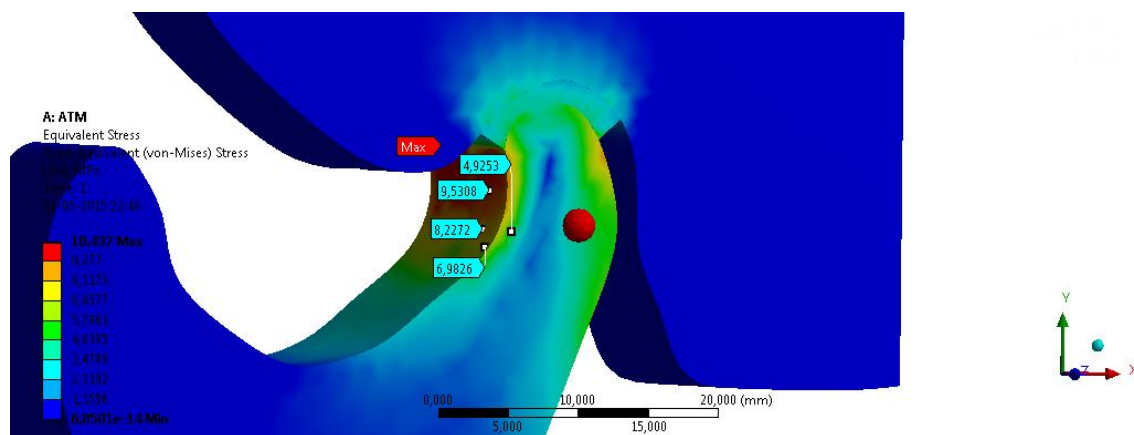


Fig.32- Distribuição das tensões de von mises para o Vetor de força com componentes X=0N e Y=20N a nível condilar.

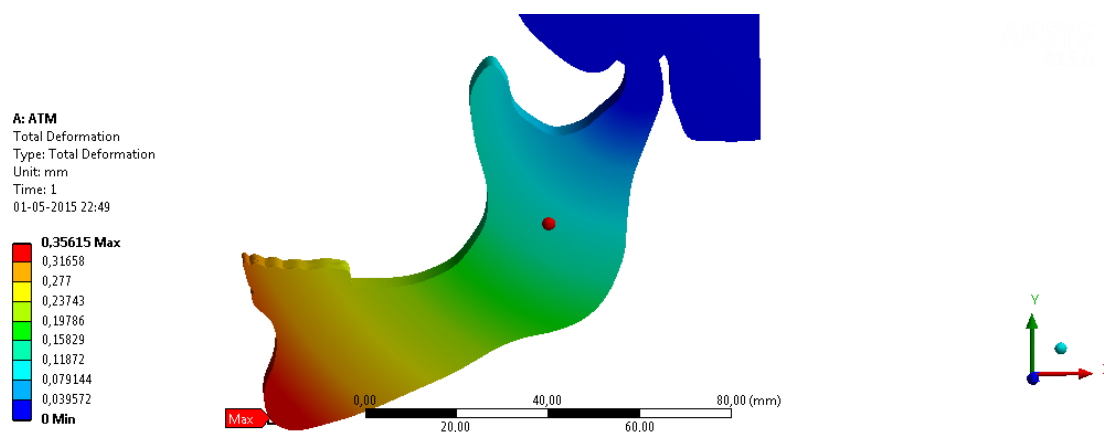


Fig.33 -Deslocamento obtido com o vetor de força de componentes X=0N e Y=20N.



