

Estudo Biomecânico da Articulação Temporomandibular

Sónia Cristina Moreira Santos

Dissertação do MIEM

Co-orientador: Dr. Roberto Nascimento Maciel
Orientador na FEUP: Prof. Renato Natal Jorge



FEUP

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Julho 2008

Resumo

No presente estudo analisam-se as condições funcionais da articulação temporomandibular. É dada particular atenção à parafunção conhecida por – *bruxismo* que acontece quando em situação de oclusão dentária há a continuação da activação muscular.

Para este estudo foi considerado um paciente com quadro confirmado de bruxismo. A partir de imagens médicas, designadamente de tomografia computadorizada, deste paciente criou-se um modelo geométrico da articulação temporomandibular. Foi modelada a mandíbula, e três pares de musculares.

Foi criado um modelo numérico a partir da geometria, para ser usado na análise pelo método de elementos finitos. A esse modelo foram impostas restrições e cargas que simulam a actividade muscular. Usaram-se modelos constitutivos para o comportamento dos ossos e tecidos moles, no caso, osso mandibular e músculos. Foi usado um modelo elástico para o comportamento dos ossos, e hiperelástico para os músculos

Simulou-se o desenvolvimento de forças de intensidade crescente a partir de forças equivalentes às de mastigação e avaliou-se a resposta do componente passivo, a mandíbula, ao aumento destas cargas.

Determinaram-se padrões de distribuição de força muscular, quer entre músculos congéneres, quer entre grupos musculares e retirou-se informação sobre as tensões desenvolvidas no osso mandibular face as forças presentes.

Verifica-se com este trabalho, que o paciente em estudo desenvolve forças musculares maiores do lado direito do que do lado esquerdo, e também, que a maioria da força total é desenvolvida pelos músculos temporais, o que confirma a prática clínica.

Abstract

Biomechanical study of the temporomandibular joint

Biomechanical study of the temporomandibular joint

This study is examining the conditions of the functioning of the temporomandibular joint. It gives particular attention to a para function known as - *bruxism* that happens when after dental occlusion there is the continuation of muscle activation. For this study were considered a single patient with confirmed framework of bruxism. From medical imaging, CT - computed tomography, a geometric model of the temporomandibular joint was crated. It was modeled the jaw, and three pairs of muscle.

Afterwards was created a numerical model from the geometry, to be used in the analysis by finite element method. In this model were imposed restrictions and charges that simulate the muscle activity. They used to be models for the constitutive behavior of bones and soft tissues, in the case, jaw bone and muscles. It used a elastic model for the bones behavior and hyperplasic for the muscles.

The development of increasing values of forces was simulated starting with forces equivalent of those involved in mastication. Then was evaluated the response of the passive component, the jaw, to these charges.

The patterns of muscle strength distribution were determined for single muscles and counterparts between muscle groups. Also information was extracted regarding the tensions developed in the jaw bone.

It was presented in this work, that the patient under study develops more muscular forces on the right side than on the left, and also, that the majotiy of the overall force is developed by the temporalis muscle.

Agradecimentos

Quero dedicar o meu primeiro agradecimento ao Prof. Doutor Renato Natal Jorge, quer pelos seus valiosos ensinamentos técnicos, como também pelo seu apoio, compreensão e incentivo permanente, que tanto me motivaram ao longo da realização desta tese.

Agradeço também profundamente ao Dr. Roberto Nascimento Maciel, pela excelente ideia de propor este trabalho e também pela generosidade e paciência com que partilha comigo os seus vastos conhecimentos médicos.

Agradeço ao *Instituto Campos Costa – Imagiologia Clínica* pela cedência das imagens indispensáveis à realização deste trabalho. Agradeço em particular a gentileza do Dr. José Viriato e da Dra. Sofia Vasconcelos.

Quero também deixar o meu obrigada a todos os colegas que me ajudaram durante a elaboração desta tese, em particular a: Fátima Alexandre, Iracema Braga, Marco Parente, Pedro Martins e Daniel Rocha. Deixo ainda um agradecimento especial à Júlia Meira, pelas carinhosas palavras de incentivo que sempre me dedicou.

Finalmente agradeço à pessoa sem a qual esta tese nunca estaria no meu percurso de vida, o meu marido Luís, que faz com que tudo seja possível para mim.

Índice de Conteúdos

1	Introdução.....	1
1.1	Contexto da Dissertação.....	1
2	Estudo da Articulação Temporomandibular.....	2
2.1	Introdução.....	2
2.1.1	Sistema músculo-esquelético.....	2
2.1.2	Ossos.....	2
2.1.3	Articulações.....	3
2.1.4	Músculos.....	5
2.1.5	Tendões e ligamentos.....	6
2.1.6	Cartilagem.....	6
2.2	Articulação Temporomandibular - ATM.....	6
2.2.1	Mandíbula.....	7
2.2.2	Ligamentos da ATM.....	9
2.2.3	Músculos da ATM.....	10
2.3	Estado da arte.....	14
2.4	Bruxismo.....	15
2.4.1	Descrição.....	15
2.4.2	Etiologia.....	16
2.4.3	Sinais e Sintomas.....	17
3	Simulação do bruxismo: análise de um caso.....	19
3.1	Método dos elementos finitos.....	19
3.2	Modelo geométrico.....	19
3.3	Modelo numérico.....	24
3.3.1	Geração da malha de elementos finitos.....	24
3.3.2	Condições fronteira.....	31
3.3.4	Propriedades do modelo.....	35
3.4	Resultados.....	38
4	Conclusões.....	46
4.1	Conclusões.....	46
4.2	Trabalho Futuro.....	46
5	Referências e Bibliografia.....	47
	ANEXO A: Resultados da formulação Neo-Hookeana.....	49
	ANEXO B: Resultados da formulação Mooney-Rivlin – 1 ^a	52
	ANEXO C: Resultados da formulação Mooney-Rivlin – 2 ^a	53

1 Introdução

1.1 Contexto da Dissertação

O presente trabalho resulta do crescente interesse na aproximação entre a tecnologia e a medicina, nomeadamente nos aspectos clínicos. Aplicar técnicas e tecnologias típicas de análise de problemas do foro da engenharia a questões médicas, tem-se revelado da maior utilidade. Nesta tese analisa-se uma questão médica muito actual e que oferece sérias dificuldades aos profissionais de saúde no seu diagnóstico e tratamento, o bruxismo.

O bruxismo é uma parafunção que se caracteriza pela activação muscular involuntária dos músculos mastigatórios. A esta activação correspondem forças de oclusão dentária superiores às desenvolvidas na função mastigatória. Estas forças parafuncionais trazem prejuízo de várias ordens à articulação temporomandibular.

Admite-se que as respostas para uma melhor abordagem a esta questão poderão estar na quantificação de diferentes fenómenos biomecânicos. Assim tenta-se neste estudo, usando técnicas de análise numérica, dar algumas respostas a essas questões.

2 Estudo da Articulação Temporomandibular

2.1 Introdução

Nesta secção são apresentados os constituintes do corpo humano mais relevantes para este estudo. Assim com recurso a um atlas de anatomia [13], um livro de biomecânica [10] e material pedagógico de apoio a aulas de medicina [11] e [15], faz-se um resumo da informação de carácter genérico considerada essencial para bom entendimento do sistema a ser analisado.

2.1.1 Sistema músculo-esquelético

Fazem parte do sistema músculo-esquelético do esqueleto humano, além dos ossos, os tendões, os ligamentos e as cartilagens. É nos ossos que se prendem os músculos esqueléticos, por intermédio dos tendões.

O sistema músculo-esquelético tem quatro funções principais, sendo que, duas são de natureza fisiológica e duas de natureza mecânica:

1. Hematopoeese – produção de glóbulos vermelhos e brancos
2. Reserva de minerais – em especial cálcio e fósforo
3. Protecção de órgãos vitais – O crânio é formado por vários ossos unidos entre si que formam uma caixa forte e resistente que protege o cérebro. Na parte de trás do crânio sai a coluna vertebral. As vértebras protegem a espinal-medula, que é um órgão muito delicado e muito importante para o nosso corpo, porque comanda a respiração, os batimentos do coração e outras funções vitais. A caixa torácica é formada pelas costelas, esterno, omoplatas e clavículas. Estes ossos, em conjunto, protegem o coração e os pulmões.
4. Suporte e movimento

Os ossos da cabeça formam o crânio e a face. A face é constituída por catorze ossos. Na face estão os maxilares e por sua vez, nos maxilares encontram-se os dentes.

2.1.2 Ossos

Há 206 ossos no corpo humano, 210 se contarmos os ossos sesamóides que se encontram por baixo do primeiro metatarso no pé da maioria das pessoas. O maior deles é o fémur, que fica na coxa, e o menor o estribo que fica dentro do ouvido médio. As mãos e os pés são constituídos por pequenos ossos, as falanges, que correspondem a cerca de metade dos ossos do nosso corpo.

Os ossos do corpo humano variam de formato e tamanho e são normalmente divididos em três grupos: ossos longos, como o fémur e a tíbia que são longos numa direcção e a sua secção transversal é circular; ossos curtos, como os do punho e do tornozelo que têm sensivelmente as mesmas dimensões em todas as direcções; e ossos planos (ou chatos) como os que se encontram no crânio ou na pélvis que são muito menores numa direcção.

Quando se fala em osso normalmente é uma referência à estrutura, sendo importante distinguir osso de tecido ósseo. Os ossos são compostos por tecido ósseo, que são de dois tipos, cortical e trabecular (ou esponjoso).

Nos membros, os ossos unem-se uns aos outros através de importantes articulações como ombro, cotovelo, pulso, anca, joelho e tornozelo.

2.1.3 Articulações

Uma articulação é uma união entre dois ossos. Há articulações fixas e articulações móveis. As articulações fixas como as dos ossos do crânio não deixam mover os ossos que unem, as articulações móveis como as do joelho permitem o movimento relativo [10].

Existem mais de 200 articulações no corpo humano.

No corpo humano e na grande maioria dos ser vivos vertebrados, existem 3 tipos principais de articulações:

1. Sinartroses (articulações fixas).

São articulações fixas, desprovidas ou com muito pouco movimento, constituídas por tecidos fibrosos, cuja função é unir dois ou mais ossos.

Têm como função dar estabilidade estrutural, tendo a capacidade de absorver choques e vibrações, dissipando alguma energia. As Sinartroses dividem-se em: suturas, sindesmoses, gonfoses. A figura 1 mostra uma sinartrose, a sinartrose craniana também chamada de suturas.

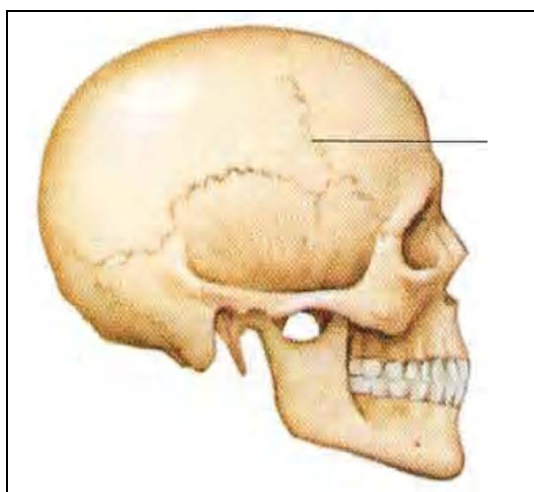


Figura 1 - Sinartroses cranianas (Suturas) [11]

2. Anfiartroses (articulações de reduzida mobilidade).

Articulações que apresentam mobilidade reduzida. Os ossos estão unidos entre si por uma fibrocartilagem cuja consistência (rigidez, histerese) permite a existência de deformação e dum certo grau de movimento (normalmente flexão) entre os segmentos ósseos.

Têm como função dar estabilidade estrutural, tendo a capacidade de absorver choques e vibrações, dissipando alguma energia. Apresenta-se na figura 2 o exemplo da anfiartrose vertebral.

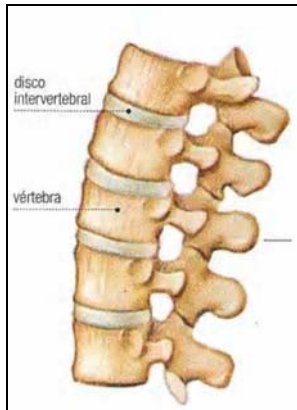


Figura 2 - Anfiartrose vertebral (discos) [11]

3. Diartroses ou Sinoviais (articulações de grande mobilidade):

Articulações que permitem uma ampla gama de movimentos e nas quais os ossos estão interligados por meio de ligamentos. Existem vários tipos de articulações sinoviais consoante a sua função e o movimento admitido (desde pequenas translações até grandes rotações).

Ex: Diartrose do joelho, diartrose da anca, figura 3, diartrose do ombro, diartrose temporomandibular.

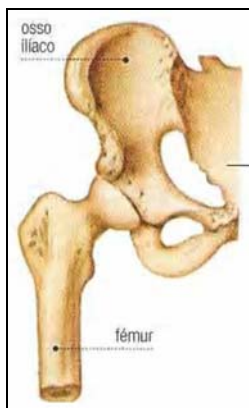


Figura 3 -Diartrose da anca [11]

As diartroses dividem-se em:

- Enartroses - articulação móvel constituída por um segmento ósseo esférico que encaixa dentro de uma cavidade e portanto pode mover-se em todos os sentidos. Ex: Enartrose da anca.
- Condilartroses - articulação móvel constituída por um segmento ósseo arredondado ou elíptico e outro que apresenta uma concavidade como que moldada ao primeiro. Ex: Condilartrose do cotovelo.
- Trocleartroses - articulação móvel constituída por um segmento ósseo em forma de poleia, pois apresenta uma depressão no centro, e outro que tem uma crista que encaixa no canal da poleia. Ex: Trocleartrose do cotovelo.

- Artrodias ou Artroses – articulação móvel constituída por segmentos ósseos planos que só podem deslizar entre si. Ex: Artrodia cervical, entre o atlas e o axis[11].

2.1.4 Músculos

Os músculos activam, posicionam e estabilizam o esqueleto, e são a maior massa do corpo humano, correspondendo a 40 a 50 % do peso total.

Há aproximadamente 700 músculos diferentes no corpo humano, divididos em três tipos: esquelético, cardíaco e liso figura 4. Os músculos esqueléticos são responsáveis pelos movimentos voluntários, são estriados e representam 36% do peso de uma mulher e 42% do peso de um homem. Os músculos cardíacos também são estriados mas o seu movimento é involuntário e os músculos lisos são involuntários e não estriados.

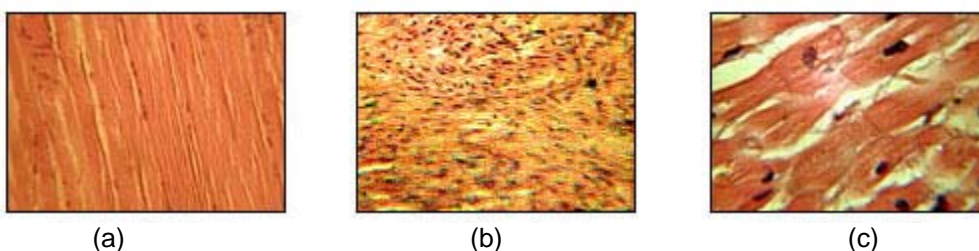


Figura 4 - Tipos de músculos: esqueléticos (a), liso (b) e cardíaco (c) [27]

Os músculos variam muito em tamanho, forma, capacidade de produzir força e arquitectura das fibras.

Músculos esqueléticos

Os músculos têm uma estrutura complexa bem definida hierarquicamente em vários níveis.

A um nível mais exterior, os músculos estão cobertos por um tecido conectivo fibroso, o epimísio, composto por vários feixes revestidos por um tecido conectivo denso, o perimísio. Estes feixes são compostos por longas células cilíndricas com várias centenas de núcleos, as fibras musculares, cobertas por tecido conectivo livre, o endomísio. Entre as fibras musculares encontram-se vasos sanguíneos e por baixo do endomísio de cada fibra muscular existe uma fina membrana elástica com dobras, o sarcolema. As fibras musculares têm uma espessura que varia entre 10 e 100 μm e um comprimento de 1 a 30 cm.

As fibras musculares são formadas por um grande número de miofibrilas, repetidas ao longo do seu comprimento, os sarcómeros, que são as unidades funcionais do sistema contráctil. Cada sarcómero é composto por miofilamentos espessos e miofilamentos finos, constituídos respectivamente pelas proteínas miosina e actina. Os filamentos de actina são presos numa extremidade, mas livres ao longo do seu comprimento deslizando relativamente aos filamentos de miosina. Entre as extremidades das moléculas de miosina e os filamentos de actina, formando pontes cruzadas, e em diferentes locais destes filamentos podem estabelecer-se e quebrar-se ligações químicas. Este é o processo responsável pela contracção activa e geração de força dos músculos e é regulado por duas proteínas adicionais existentes nos filamentos de actina, a tropomiosina e a troponina.

A mais pequena parte dum músculo que se contrai independentemente, unidade motora, é composta por um neurónio e as fibras musculares são estimuladas por ele. Em músculos grandes, cada unidade motora pode ter entre 1000 e 2000 fibras musculares. O grau de activação de um músculo é o resultado de um número de unidades motoras activadas. Note-se

que as fibras de cada unidade motora não são contíguas, mas dispersas por todo o músculo. Assim, sempre que uma simples unidade motora for estimulada, uma grande porção do músculo será contraída. [26]

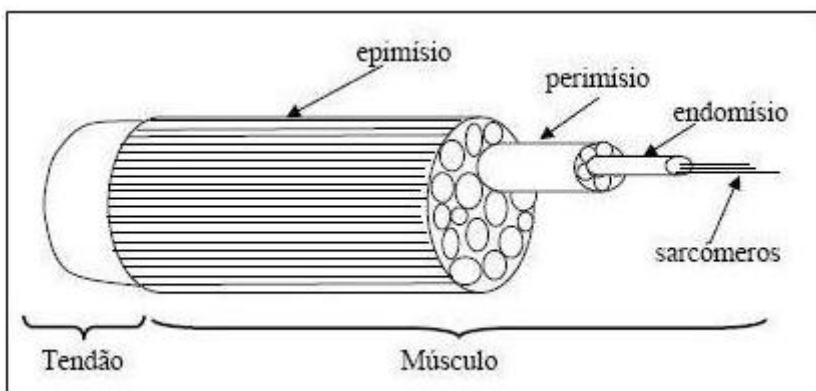


Figura 5 - Constituição do músculo esquelético [26]

2.1.5 Tendões e ligamentos

Os tendões ligam músculo a osso, os ligamentos ligam osso a osso. São elementos estruturais, constituídos por fibras que por sua vez são constituídas de vários tipos de colagénio, na sua maioria colagénio tipo I. Apesar da constituição de tendões e músculos ser semelhante, o tendão é mais resistente e mais duro devido ter uma orientação de fibras geralmente mais alinhada.

2.1.6 Cartilagem

A cartilagem é uma estrutura complexa que consiste numa matriz elástica composta por fibras, água (cerca de 60%), moléculas grandes e outros elementos. Tem normalmente entre 2 a 4 mm no joelho ou anca e não têm nervos ou vasos sanguíneos [10].

Existem três tipos de cartilagem:

- Cartilagem hialina: Possui moderada quantidade de fibras colágenas. Forma o primeiro esqueleto do embrião, que, depois, é substituído por osso. Mesmo assim, alguns locais dos ossos ainda mantêm esse tipo de cartilagem. Ela é a mais abundante do corpo humano. É encontrada no disco epifisário, fossas nasais, brônquios e na traqueia.
- Cartilagem fibrosa: Apresenta abundante quantidade de fibras colágenas. É encontrada nos chamados discos intervertebrais e na sínfise púbica. Suporta altas pressões.
- Cartilagem elástica: Pequena quantidade de colagénio e grande quantidade de fibras elásticas. É encontrada no pavilhão auditivo, no conduto auditivo externo, na epiglote, na tuba auditiva e na laringe.

2.2 Articulação Temporomandibular - ATM

A articulação Temporomandibular – ATM, é uma diartrose em que os componentes ósseos envolvidos são a fossa mandibular e o eminência ou tubérculo articular do osso temporal e o côndilo da mandíbula.

2.2.1 Mandíbula

A mandíbula divide-se fundamentalmente em três partes, o corpo horizontalmente curvo e convexo, e duas partes laterais, os ramos.

O corpo é encurvado em forma de ferradura e divide-se ainda em face interna, face externa e dois bordos, superior ou alveolar e inferior [12]. Os ramos da mandíbula são rectangulares e alargam no sentido de cima para baixo. Apresentam duas faces, uma lateral e outra medial, quatro bordos e dois processos.

O esquema e a legenda [13] são apresentados de seguida.

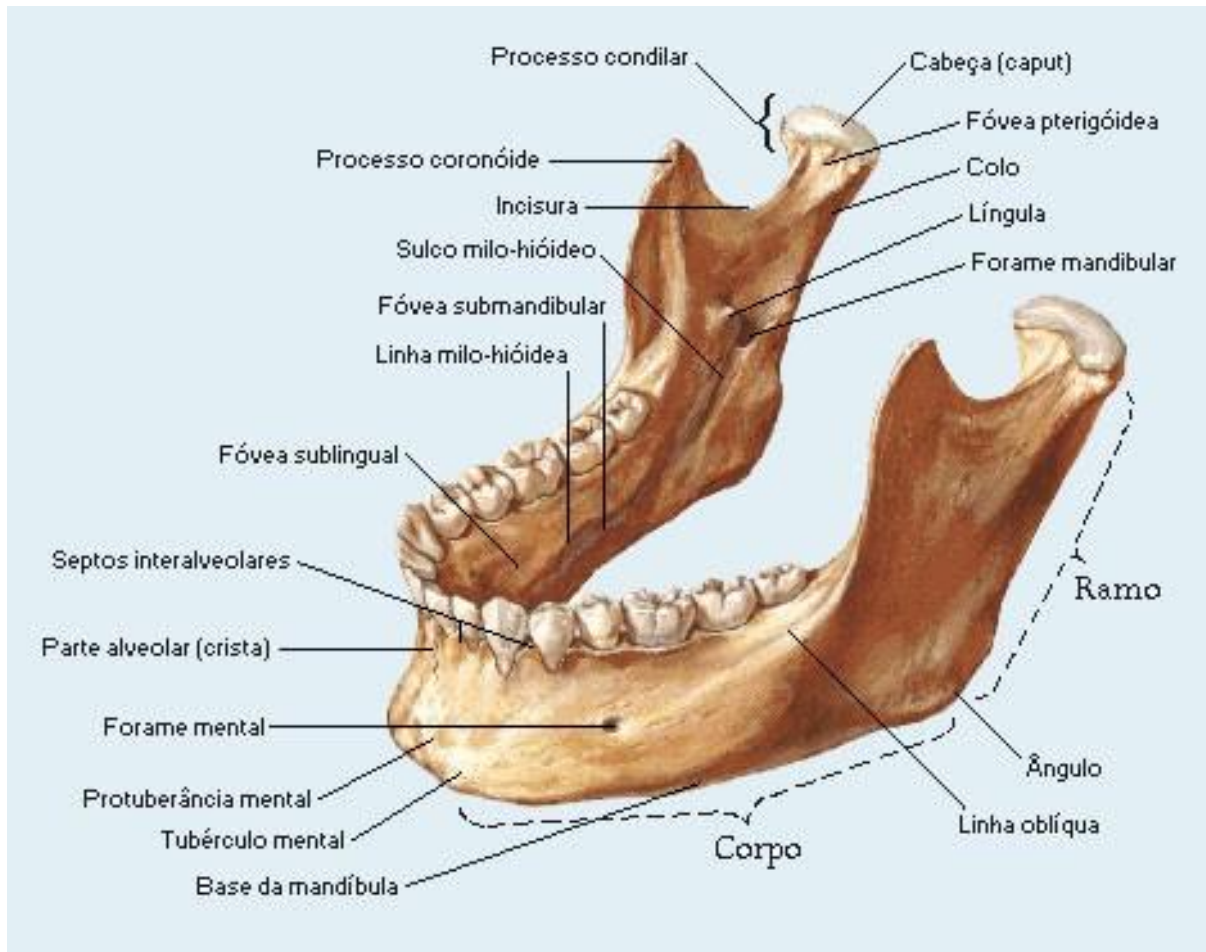


Figura 6 - Esquema de mandíbula (vista frente)

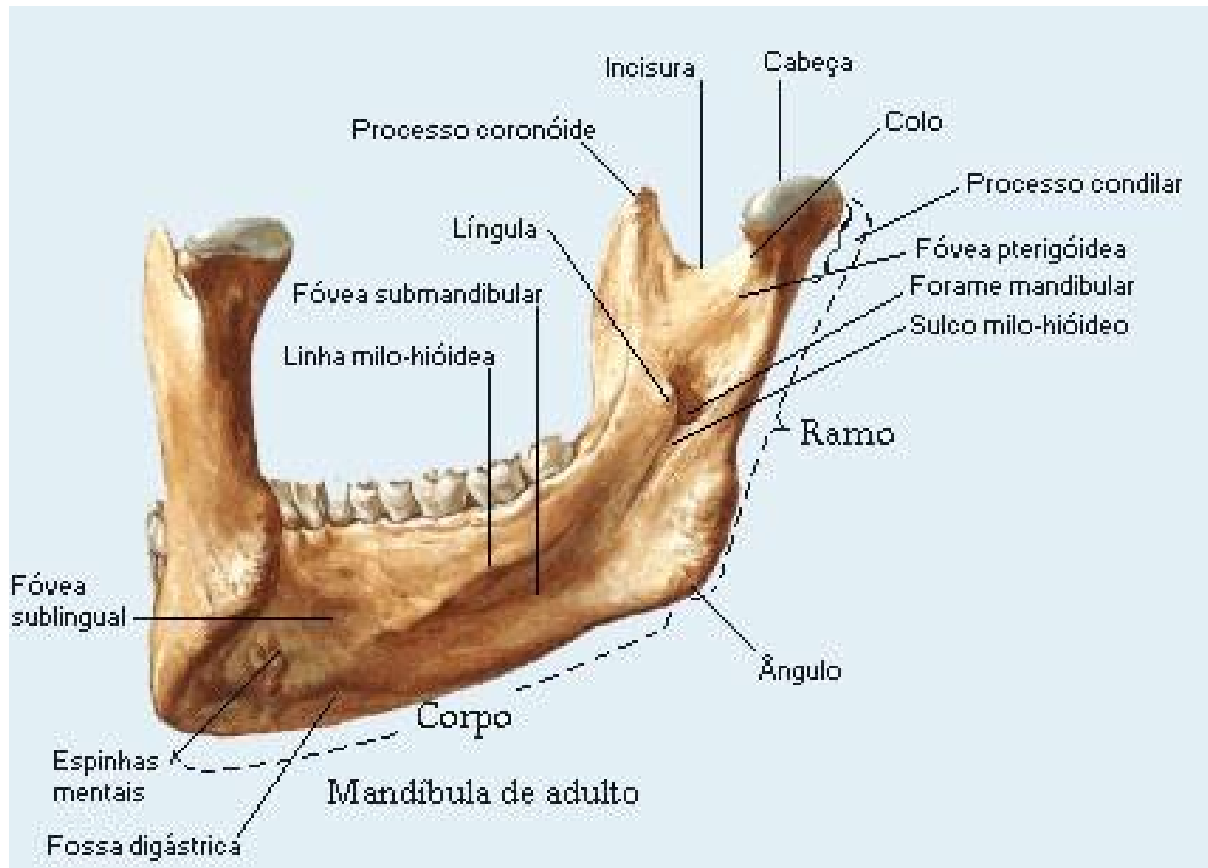


Figura 7 - Esquema de mandíbula (vista trás)

Legenda:

Corpo

Face Externa

- * Protuberância Mentoniana - eminência triangular
- * Sínfise Mentoniana (Ponto Antropométrico) - crista suave na linha mediana
- * Forame Mentoniano - depressão de cada lado da sínfise. Passagem de vasos e nervo mentoniano
- * Linha Oblíqua Externa

Face Interna

- * Espinha Mentoniana - par de espinhas próximo da sínfise
- * Fossa Digástrica - pouco abaixo das espinhas mentais
- * Fossa Sublingual - acima da linha milo-hióidea
- * Fossa Submandibular - abaixo da linha milo-hióidea
- * Linha Milo-hióidea (Oblíqua Interna) - ao lado da sínfise e dirige-se para trás

Bordas

- * Superior ou Alveolar - recebe os dezasseis dentes da arcada dentária inferior
- * Inferior

Ramos

Apresentam duas faces, quatro bordas e dois processos:

* **Face Lateral** - apresenta cristas oblíquas para inserção do músculo masseter

* **Face Medial** - apresenta as seguintes estruturas:

- Forame Mandibular - passagem de vasos e nervo alveolares inferiores
- Sulco Milo-Hióideo
- Língula da Mandíbula - crista proeminente acima do sulco milo-hióideo

* **Borda Inferior** - encontra-se o ângulo da mandíbula

* **Borda Posterior** - é recoberta pela glândula parótida

* **Borda Anterior** - continua-se com a linha oblíqua

* **Borda Superior** - possui dois processos muito importantes:

***Processo coronóide** e **Processo Condilar** (articula-se com o disco articular da articulação temporomandibular - ATM). Entre estes dois processos encontramos a incisura da mandíbula [14].

A superfície funcional da articulação corresponde à parte anterior do tecto da fossa mandibular, vertente posterior do tubérculo até á crista, e face superior e anterior do côndilo, estando estas revestidas por tecido fibroso denso que as protege do atrito durante os movimentos mandibulares.



Figura 8 - ATM (vista em corte)

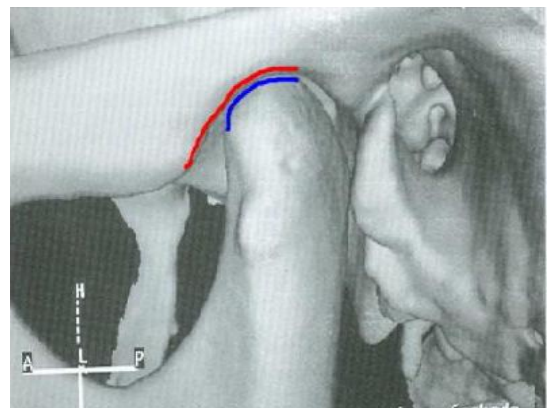


Figura 9 - ATM (vista 3D)[15]

2.2.2 Ligamentos da ATM

Existem oito ligamentos na ATM [15]:

1. Capsular - Também chamado de cápsula articular é uma membrana fina, resistente e relativamente laxa que recobre toda a articulação.
2. Temporomandibular - Composto por uma camada superficial em forma de leque e orientado obliquamente para baixo e para trás e outro mais profundo em direcção horizontal. Pela sua posição limita os movimentos do complexo côndilo-disco.
3. Esfenomandibular - Ligamento fino e liso que se insere na espinha do esfenóide (osso situado na base do crânio na frente das partes temporal e basilar do osso occipital) tornando-se mais largo conforme vai descendo até se inserir na língua do buraco mandibular.

4. Estilomandibular - Estende-se desde perto do apex do processo estiloide do temporal dirigindo – se para baixo e para a frente inserindo – se no ângulo e bordo posterior do ramo da mandíbula.
5. Colaterais - Formado por fibras de colagénio entre as extremidades laterais do disco e pólos lateral e medial do côndilo; não têm capacidade de estiramento e actuam limitando os movimentos do disco em relação ao côndilo.
6. Discomaleolar - Estrutura fibrosa que se estende desde a região postero-superior do disco, passa através da fissura petrotimpânica para o ouvido médio até se unir ao martelo.
7. Zona Bilaminar - Formada por tecido conjuntivo especializado, situa-se entre a extremidade posterior do disco e da cápsula.
8. Disco Articular - Estrutura fibrocartilaginosa, flexível, fina e oval entre o côndilo e a fossa mandibular. A forma superior é concavo-convexa e a inferior é côncava. Durante os movimentos mandibulares, é mantido no seu lugar pela acção conjunta das fibras superiores do músculo pterigóideo lateral, banda bilaminar e ligamentos colaterais.

2.2.3 Músculos da ATM

Existem seis grupos musculares que fazem parte da anatomia da ATM:

1. Temporal - Tem origem na fossa temporal e face profunda da fáscia temporal, dirigindo-se para baixo e para a frente, passa por baixo do arco zigomático e insere-se na apófise coronóide (face medial, apex) e bordo anterior do ramo da mandíbula quase até ao terceiro molar. (Nota: A fáscia temporal profunda é uma camada fibrosa de coloração branco brilhante e localiza-se acima do músculo temporal.)
2. Masseter - Músculo espesso e quadrilátero constituído por dois feixes:
 - * Feixe profundo – origem no terço posterior do bordo inferior e toda a face medial do arco zigomático, dirigindo-se para a frente e para baixo para se inserir na metade superior do ramo e face lateral do processo coronóide.
 - * Feixe superficial – origem no processo zigomático da maxila. Dois terços anteriores do bordo inferior do processo zigomático, dirigindo – se para baixo e para trás para se inserir no ângulo e metade inferior da face externa do ramo da mandíbula.
3. Pterigóideo medial - Musculo espesso e quadrilátero constituído por dois feixes, que ocupa a face interna do ramo da mandíbula por baixo do masseter. Os dois feixes dirigem-se para baixo, para fora e para trás e inserem-se na parte inferior e posterior da superfície medial do ramo e ângulo da mandíbula.
4. Pterigóideo lateral - Músculo curto e grosso que se estende quase horizontalmente entre a fossa infratemporal e o côndilo.

Tem dois feixes, que se dirigem para trás, para fora e horizontalmente para se inserir na parte anterior do colo do côndilo e margem anterior do disco.
5. Suprahioideus - É um conjunto de quatro músculos, digástrico, milohioideu, genihoioideu e estilohioideu, que se situam entre a mandíbula e o osso hióide, participam no movimento de abaixamento da mandíbula, especialmente o digástrico.
6. Infrahioideus - É um conjunto de quatro músculos, Esternohioideu, esternotiroideu, tirohoioideu, homohioideu, situados abaixo do osso hioide, que colaboram na abertura

forçada da boca, fixando o hióide para permitir uma maior acção dos músculos suprahióideos.

Os músculos estão fixos na mandíbula, e para simular estas ligações é preciso conhecer a área de inserção de cada músculo na mandíbula.

Área de inserção do músculo masseter

Como foi dito anteriormente, na parte inferior da face lateral dos ramos da mandíbula existem, cristas rugosas, oblíquas nas quais se inserem as lâminas rugosas dos músculos masseter figura 34 [17].

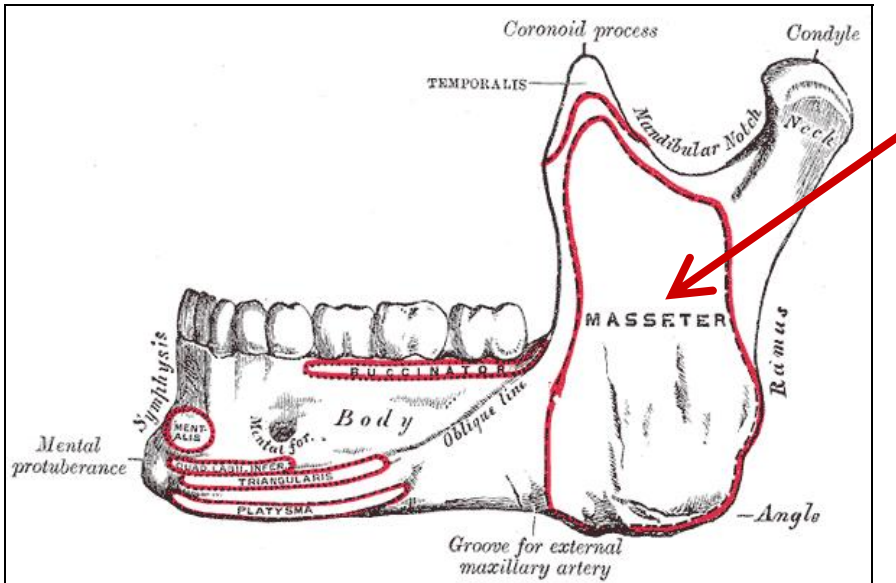


Figura 10 - Zona de inserção do músculo masseter

O feixe profundo tem origem no terço posterior do bordo inferior e toda a face medial do arco zigomático e insere-se na metade superior do ramo e face lateral do processo coronóide. O feixe superficial tem origem no processo zigomático da maxila e insere-se no ângulo e metade inferior da face externa do ramo da mandíbula figura 35 [18].

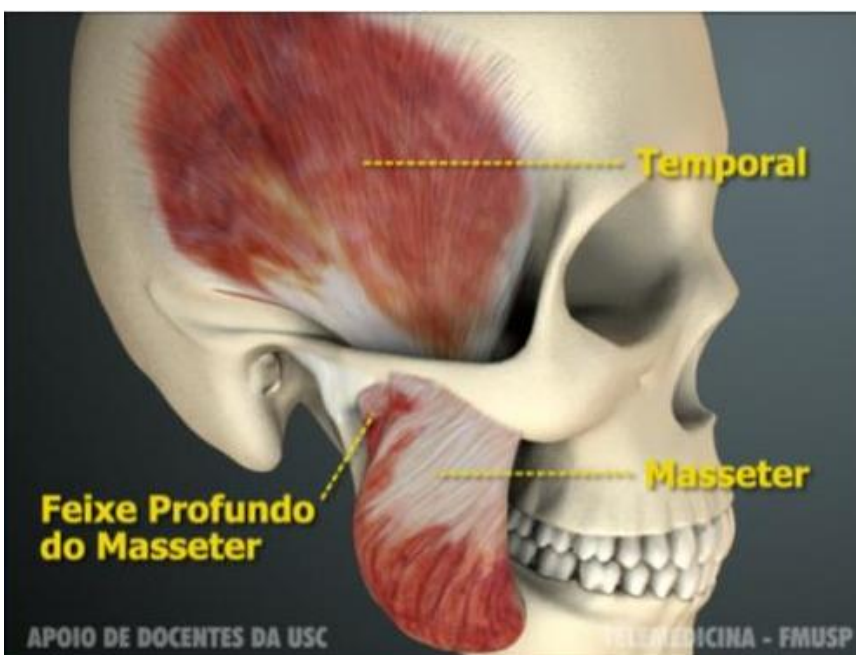


Figura 11 - Ilustração do músculo masseter [18]

Área de inserção do músculo pterigóideo medial

Na face medial dos ramos da mandíbula existem cristas rugosas onde se insere o músculo pterigóideo medial figura 36 [17].

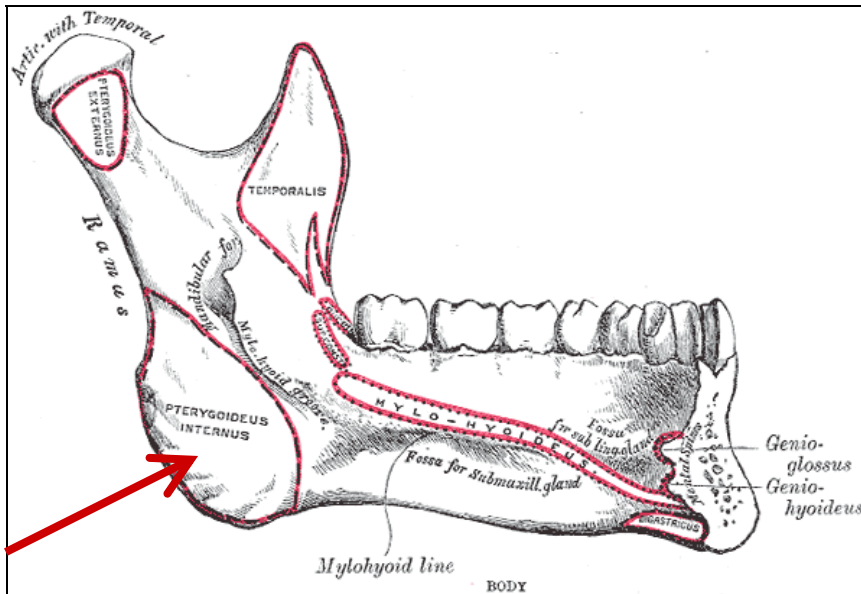
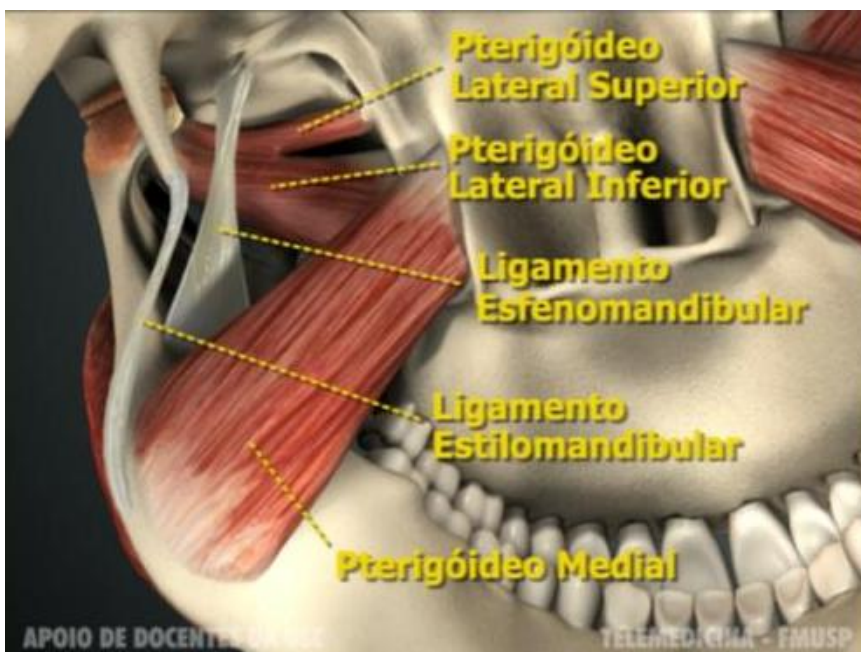


Figura 12 - Zona de inserção do músculo pterigóideo medial

Os dois feixes dirigem-se para baixo, para fora e para trás e inserem-se na parte inferior e posterior da superfície medial do ramo e ângulo da mandíbula figura 37.



13 - Ilustração do músculo pterigóideo medial [18]

Área de inserção do músculo temporal

O músculo temporal é um músculo grande em forma de leque constituído por dois feixes figura 40 [17].

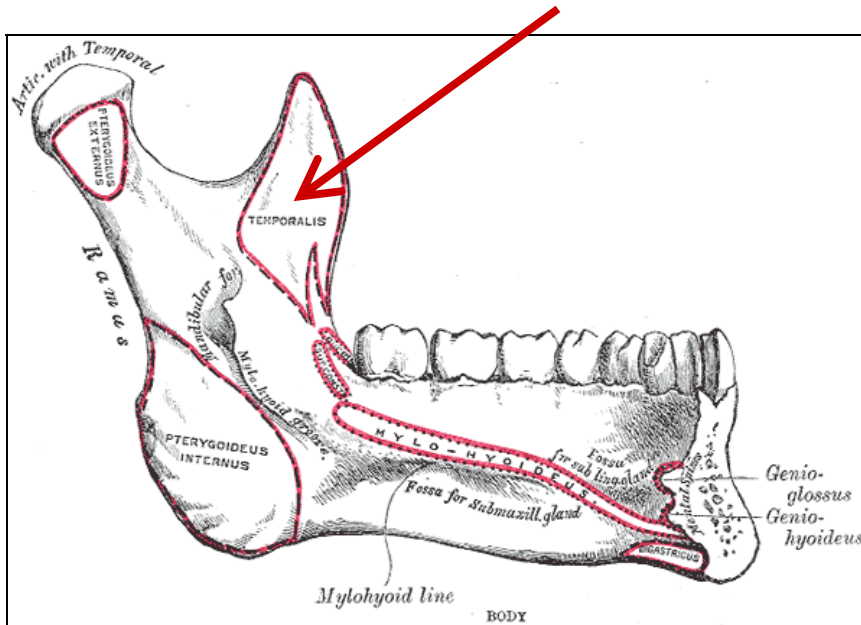


Figura 14 - Zona de inserção do músculo temporal

Os dois feixes dirigem-se para baixo, para fora e para trás e inserem-se na parte inferior e posterior da superfície medial do ramo e ângulo da mandíbula figuras 39 e 40 [17].

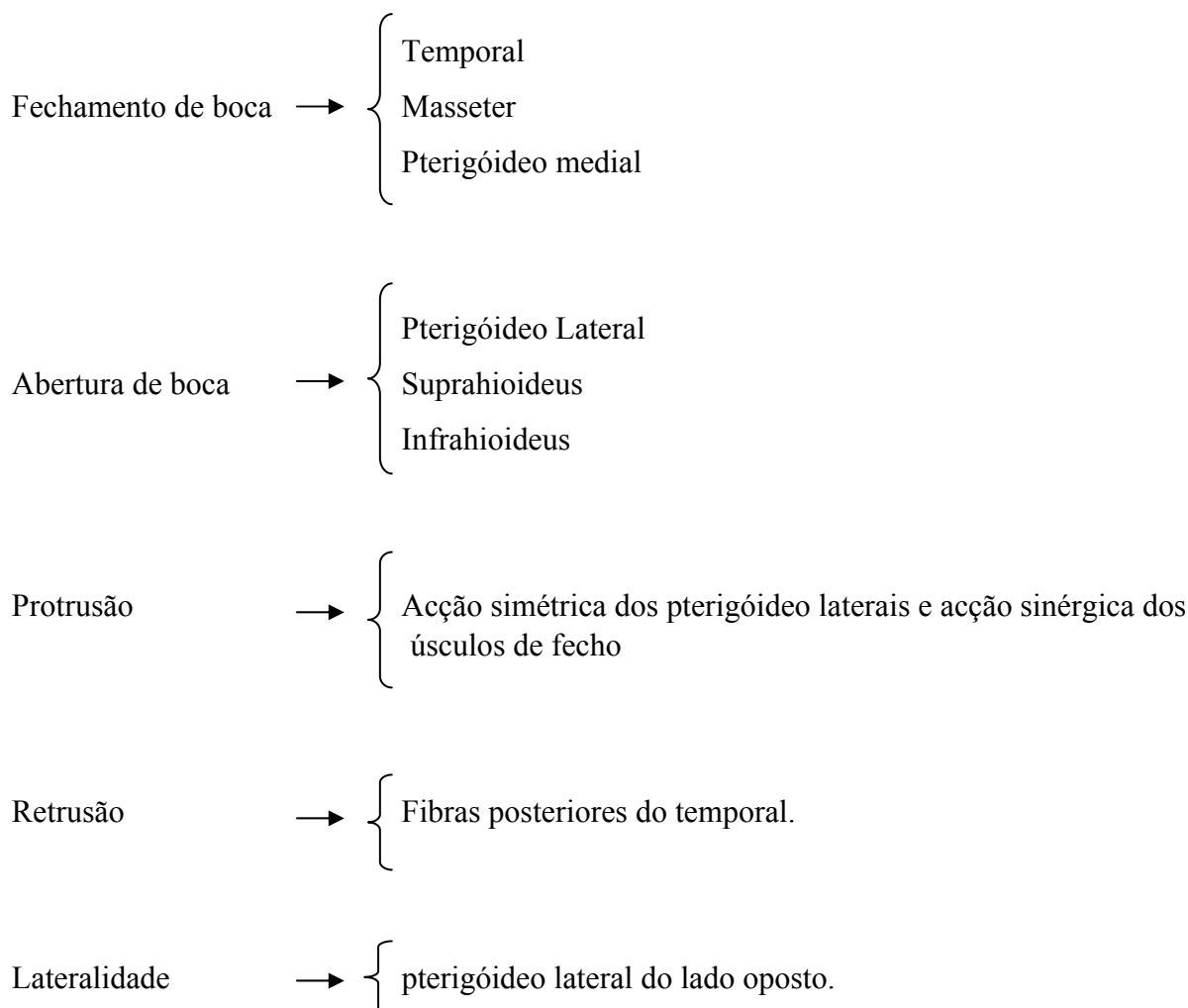


Figura 15 - Imagem de músculo temporal



Figura 16 – Imagem de músculo temporal

Principais acções desenvolvidas pelos grupos musculares [15]:



2.3 Estado da arte

Os trabalhos de modelação para estudo biomecânico da articulação temporomandibular têm surgido com objectivos de análise muito específicos. Há trabalhos para o estudo do movimento, outros focados no estudo das forças envolvidas na mastigação e/ou desenvolvidas pelos músculos da ATM e ainda estudos de componentes da ATM como por exemplo o disco articular.

Em “**Modelos de comportamiento para el cartílago articular: Aplicación a la simulación de la Articulación temporomandibular**” Amaya Pérez del Palomar Aldeã, Zaragoza, Junho de 2004, a autora estuda em detalhe as condições de funcionamento de alguns ligamentos da ATM, em particular o disco articular.

“**Modelling of temporomandibular joint and FEM analysis**” Martina Fri_Ová, Zden_K Horák, Svatava Konvi_Ková, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 8, No. 1, 2006 é também uma análise da ATM por elementos finitos, com atenção particular no disco articular com vista a dar respostas a sua substituição cirúrgica.

Em “**A Model to Simulate the Mastication Motion at the Temporomandibular Joint**” - Marta B. Villamil et al, Informatics Institute, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil Virtual Reality Lab, Swiss Federal Institute of Technology, Lausanne,

Switzerland- 19 April 2005 é usado modelação 3D do crânio, mandíbula, dentes e disco articular para simular o movimento na articulação temporomandibular.

“Three-dimensional Display System of Individual Mandibular Movement” – Michihiko Koseki et al estuda o desenvolvimento de um sistema de análise do movimento mandibular para assistir ao diagnóstico de desordens temporomandibulares usa modelação individual e simulação por elementos finitos.

No trabalho apresentado por N.Inou e al na conferência Biomadrid 2004, **“Development of the support system for individual stress analysis of a bone”**, é apresentada uma sugestão de criação de condições de fronteira e restantes características inerentes ao sistema para uma correcta análise as tensões desenvolvidas num osso mandibular.

M. Koseki e al em **“Development of the total diagnostic system for masticatory functions”** propõe um sistema um sistema para modelação individual do sistema mastigatório completo, incluindo função mastigatória, sistema suporte de condições fronteira e simulação de movimento mandibular.

Em **“Estimation of masticatory forces for patient-specific analysis of the human mandible”** - M. Koseki et al, usa a simulação por elementos finitos para estimar forças de mastigação (trabalho datado de 2005).

“Adaptive finite element simulation of the human mandible using a new physiological model of the masticatory muscles” C. KOBER et al Konrad-Zuse-Zentrum für informationstechnik Berlin, em Junho de 2004, apresenta uma nova abordagem à modelação de músculos da ATM que leva em consideração a sua estrutura constitutiva.

“A Method for Material Parameter Determination for the Human Mandible Based on Simulation and Experiment” Christian Clason et al em 2004 propõe uma metodologia para determinação de parâmetros do osso mandibular.

Além destes, também são frequentes os estudos estatísticos do surgimento de disfunções temporomandibulares várias. Um desses estudos é:

“Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD) ” cujo objectivo foi avaliar a frequência do relato de parafunções orais diurna e/ou nocturna em pacientes com DTM, publicada na Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial vol.13 no.2 Maringá Mar.\Apr. 2008

2.4 Bruxismo

2.4.1 Descrição

O bruxismo é a actividade parafuncional mais relatada, segundo o Dorland's Illustrated Medical Dictionary, foi descrito na literatura odontológica no início do século XX e desde então esta manifestação tem sido tema de intensa investigação [1].

O bruxismo pode ser compreendido como um transtorno involuntário e inconsciente de movimento, caracterizado pelo excessivo aperto e/ou ranger dos dentes, podendo ocorrer durante o sono ou em vigília. O ranger de dentes envolve um forte contacto entre as superfícies oclusais dos dentes superiores e inferiores durante movimentos da mandíbula, produzindo sons desagradáveis, enquanto o aperto se caracteriza por contactos dentários silenciosos, fortes e sem movimentos mandibulares.

2.4.2 Etiologia

A etiologia do bruxismo é controversa, abrangendo ansiedade, stress, depressão, tipos de personalidades, alergias, deficiências nutricionais (magnésio, cálcio, iodo e complexos vitamínicos), maloclusão, manipulação dentária, introdução de substâncias estranhas na cavidade oral, disfunções e/ou transtornos químicos do sistema nervoso central, drogas neuroquímicas, propriocepção oral deficiente e factores genéticos.

As necessidades básicas do aparelho mastigatório compreendem, a mastigação, a deglutição e a fonética. Podem ser referidas também as contrações dos músculos do pescoço, necessárias à postura estática cranio-cervical, estas constituem as actividades funcionais. O sistema neurológico é responsável pelo controlo destas actividades, que são realizadas pelos músculos sem que haja danos à sua estrutura. No entanto, outras actividades podem ocorrer sem qualquer propósito funcional são as chamadas actividades parafuncionais. A característica fundamental da parafunção é a activação muscular sem nenhum controlo, por vezes intensas e prolongadas. Os efeitos destas activações são diversos e podem manifestar-se de várias maneiras: espasmos musculares, mioclonias (contração muscular brusca), enrijecimento dos músculos mastigatórios e posturais, aperto e rangimento dentário. Morder lábios ou objectos, chupar os dedos, onicofagia (roer as unhas), má postura cranio-cervical, posturas associadas a instrumentos musicais e outros objectos, também são considerados hábitos parafuncionais.

Pela sobreposição de muitas destas hipóteses e a grande variabilidade biológica das relações neuromusculares, os vários conceitos avançam, mas não estão ainda totalmente esclarecidos. Desta forma, é corrente a ideia de que um padrão biomédico puro, não seria adequado para definir o bruxismo. Tornou-se amplamente aceitável a adopção de um modelo etiológico multifactorial que evita a avaliação da condição clínica isolada e concentra-se na identificação somatória de diversos factores bem como na reacção e adaptabilidade dos vários componentes envolvidos no fenómeno.

Uma etiologia multifactorial implica que vários factores podem estar envolvidos no mecanismo do bruxismo; a sua importância relativa, no entanto, varia para cada indivíduo. O modelo actual, tem como base identificar e estabelecer o potencial de risco destes factores, as fontes potenciais de desenvolver qualquer transtorno ou patologia pode ser definido como factores de risco.

A Associação Americana dos Distúrbios do Sono definiu o bruxismo como doença ou distúrbios periódicos caracterizados por movimentos da mandíbula com ranger e/ou cerrar de dentes, decorrentes da contração rítmica dos músculos durante o sono. Esta reacção muscular pode ser de leve intensidade e não representar nenhuma preocupação clínica, mas, pode também ser intensa e gerar uma condição destrutiva em diversos componentes do complexo craniomandibular e cervical, resultando sinais e/ou sintomas [2].

Segundo critérios da associação, os eventos que ocorrem durante o dia bruxismo diurno e o evento nocturno bruxismo do sono, apresentam características clínicas diferentes, com diferentes etiologias, devendo portanto, serem diferenciadas porque necessitam de abordagens distintas. Contudo, em geral, os autores concordam que as causas de ambas as condições sejam multifactoriais, frequentemente sobrepostas, principalmente em períodos de stress, ansiedade e desordens emocionais em que surgem perturbações comportamentais, como também, alterações nos padrões habituais do sono.

Cerca de 70% a 80% das pessoas diagnosticadas com bruxismo apresentam sintomas de sono fragmentado, sonolência excessiva diurna de moderada a intensa, sono não restaurador,

despertares nocturnos, sudorese ou pesadelos, o que caracteriza uma associação entre esses eventos e o sono [3].

Nóbilo et al. sugeriu que agressão reprimida, tensão emocional e frustração são citados frequentemente, como importantes na etiologia do bruxismo. Concluiu no seu estudo que as actividades parafuncionais teriam como causa primária conflitos psíquicos oriundos de emoções reprimidas que não foram exteriorizadas [4].

Num estudo semelhante Chapolat et al. demonstrou uma correlação positiva entre o bruxismo e a ansiedade, hostilidade e hiperactividade. O stress seria um mecanismo indispensável no aparecimento do bruxismo, os músculos mastigatórios são excitados em diversos níveis de angústia [5].

Outros estudos enfatizam a influência dos factores de personalidade na predisposição ao bruxismo características como perfeccionismo, exigência excessiva, competição com o tempo e horários, são frequentemente observadas nos indivíduos portadores de bruxismo crónico.

A ansiedade, tensão, emoções negativas e frustrações, causam aumento da hiperactividade muscular, redução da taxa de secreção salivar durante o sono e a vigília e conseqüentemente, aumento de episódios de rangimento dentário durante o sono. A prevalência de ranger os dentes é mais elevada em pacientes adultos que vivem sob tensão emocional, que são hiperactivos, agressivos ou que apresentam uma personalidade compulsiva. Verificou-se que alguns indivíduos com tensão emocional continuam a ranger os dentes mesmo, por exemplo, com uma oclusão completamente equilibrada reforçando o papel da teoria comportamental [6].

Segundo os dados estatísticos, entre 80 a 90% das pessoas tem ou já tiveram algum sinal ou sintoma do bruxismo, embora a maioria não perceba [7].

2.4.3 Sinais e Sintomas

Os sinais, sintomas e conseqüências do bruxismo referem-se a: dentes fracturados (figura 17), sensíveis e desgastados, perdas de restaurações, lesões de tecidos moles (língua e bochecha), formação “extra” de osso para suportar os dentes (figura 18 e 19); alteração negativa da aparência devido a alterações da dimensão vertical de oclusão, hipertrofia muscular, dores faciais, sensibilidade ou fadiga dos músculos mastigatórios, dor de cabeça e ouvido, transtornos otológicos (zumbidos, vertigens, etc.), inflamação das glândulas salivares e desordens da articulação temporomandibular [9].



Figura 17 - Dente fracturado



Figura 18 - Formação de osso [9]



Figura 19 - Formação de osso na mandíbula [9]

O desgaste acontece devido ao movimento dos dentes duramente uns nos outros; apesar de todos os dentes apresentarem algum desgaste, nas pessoas com bruxismo é mais notório o desgaste quando os dentes da frente aparecem com o mesmo comprimento (figura 20).



Figura 20 - Desgaste em paciente bruxista

Este desgaste provoca fendas que propagam e podem causar fracturas de cantos ou eventualmente avançar até à zona do nervo (figuras 21 e 22).



Figura 21 - Desgaste em paciente bruxista



Figura 22 - Desgaste em paciente bruxista

Uma linha de tecido fibroso (endurecido) no interior da bochecha que corresponde ao local onde se dá a oclusão indica que a pessoa se morde ao longo desta linha (isto acontece normalmente na zona molar mais posterior).

3 Simulação do bruxismo: análise de um caso

3.1 Método dos elementos finitos

Para abordar o problema do bruxismo recorre-se ao método dos elementos finitos. O desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) teve suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Durante mais de um século, diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas, entretanto pouco se evoluiu devido à dificuldade e à limitação existente no processamento de equações algébricas. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas. Em 1956, Turner, Clough, Martins e Topp, trabalhando num projecto de aeronaves para a Boeing, propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de Método dos Elementos Finitos, e a partir de então, o seu desenvolvimento foi exponencial, sendo aplicado em diversas áreas da Engenharia, Medicina, Odontologia e áreas afins.

Em linhas gerais, pode definir-se o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades originais. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados [16].

3.2 Modelo geométrico

Para a obtenção de um modelo para simulação por meio do MEF, é necessário definir o objecto de análise. O objecto deste estudo é maioritariamente o bruxismo, pelo que interessa modelar os tecidos envolvidos no fecho/aperto da boca. Nessa situação o tecido passivo envolvido é o osso da mandíbula, composto pelos seus dois tipos, cortical e esponjoso, e os grupos musculares que actuam no fecho da boca que são os masseter, os temporal e os pterigóideo medial (Figuras 23 e 24).

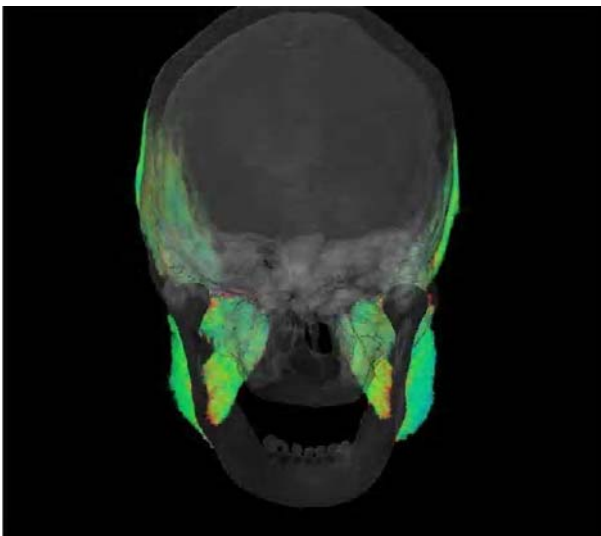


Figura 23 - Imagem realçada (vista frente)

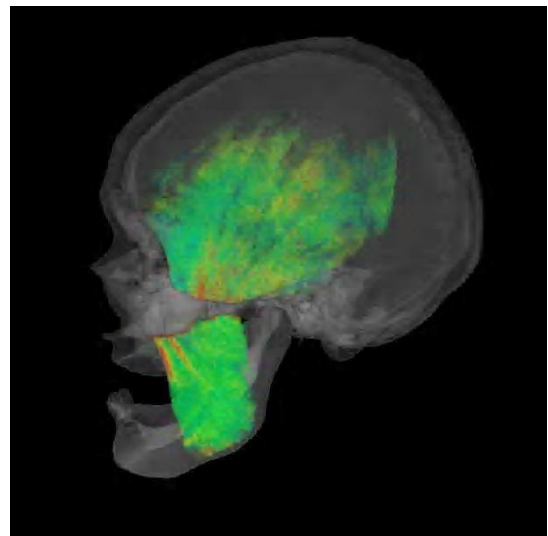


Figura 24 - Imagem realçada (vista lateral)

Estes três grupos musculares podem ser observados nestas imagens de TAC onde os músculos estão salientados a cor usando uma técnica de renderização de volume conforme explica o seu autor na referência [17].

Também o modelo, objecto deste trabalho, foi criado a partir de Imagens de TAC – Tomografia Computorizada. É uma tecnologia que usa um equipamento especial de raios – X para obter um volume de dados do corpo. O princípio é que os raios X são absorvidos de forma diferente por tecidos com densidades diferentes. A radiação resultante é recolhida por um sistema de detectores e depois é processada por computador para obter imagens dos órgãos internos do corpo. O TAC é particularmente útil porque pode mostrar órgãos e tecidos – como fígado ou os rins – com maior clareza e detalhe que uma radiografia convencional.

Neste caso foi usado um TAC em que cada imagem (slice) é referente a uma espessura de 1 milímetro e que distam entre si de 0,5 milímetros.



Figura 25 - Imagens gentilmente cedidas por “Dr. Campos Costa – Imagiologia clínica”

Quando um órgão, ou objecto, é seccionado, os contornos externos das estruturas são apresentadas como curvas simples ou polígonos fechados. Cada contorno é constituído por uma sequência de pontos seleccionados do limite do objecto. Estes contornos são aproximados por segmentos de recta unidos às coordenadas dos pontos seleccionados. Mas, a obtenção destes contornos pode necessitar de um pré-processamento de imagens.

Neste caso procedeu-se à transformação das imagens originais em formato DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine - para o formato BMP – Bitmap.

As imagens foram importadas para um software de CAD, neste caso “AUTODESK INVENTOR 2009”.

Num ficheiro do “Autodesk inventor” foram criados “sketches” num padrão rectangular vertical com o mesmo espaçamento com que foram tiradas as imagens no TAC e em cada um deles foi inserida uma das imagens (figura 26).

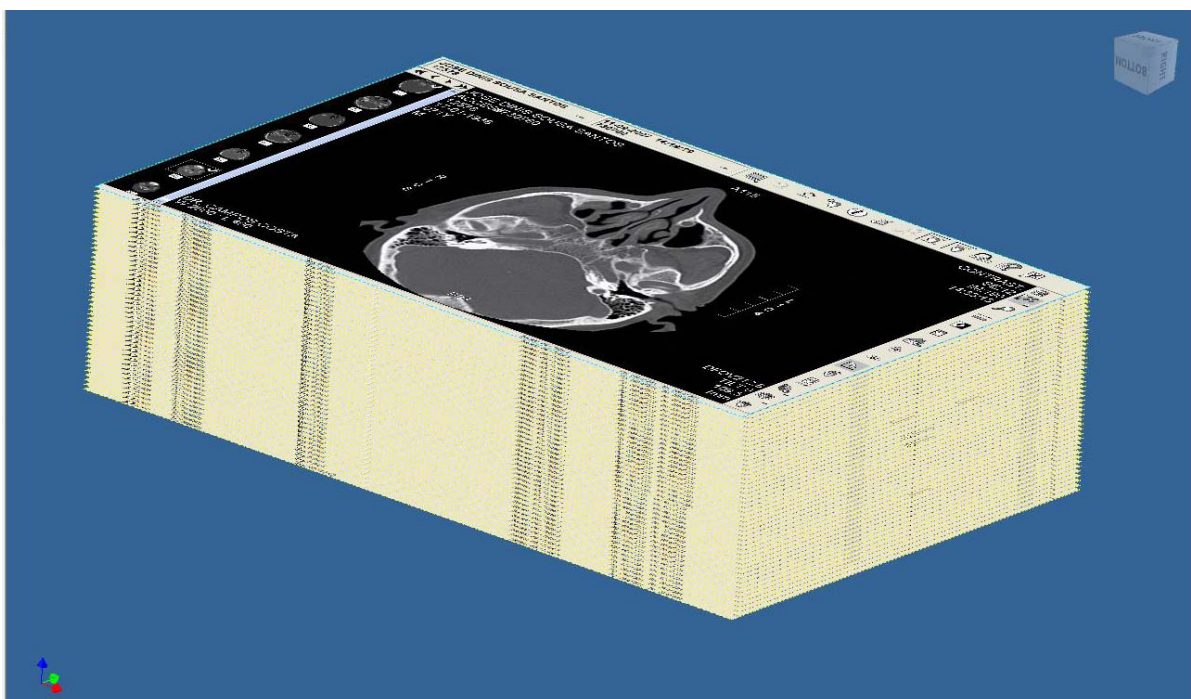


Figura 26 - Padrão de “sketches”

Em cada “sketch” e usando a imagem como referência foram desenhados os contornos dos objectos, neste caso ossos ou músculos, que se pretende modelar. Para cada objecto foi desenhada uma “spline”.

Existe um elevado número de tecidos moles diferentes na cabeça, muitos deles em permanente contacto íntimo, o que torna muito difícil perceber os seus contornos. O TAC, como foi dito anteriormente, mostra diferentes densidades de tecido, ao que correspondem diferentes tons de cinzento. A dificuldade principal nesta fase reside em perceber a zona onde está o elemento que se pretende modelar para depois definir os seus contornos. Uma dificuldade adicional está ainda em que nem todos os elementos são igualmente visíveis em todos os “slices”. Isto implica uma diminuição do número de contornos disponíveis para a fase seguinte, a fase de geração do sólido. Foi necessário definir quais os contornos absolutamente indispensáveis. Se um determinado elemento fosse menos visível num conjunto de imagens consecutivas isso implicaria que aquando da geração do sólido o software não teria informação suficiente para actuar naquela zona. Isso faria com que o programa interpola-se livremente para preencher o espaço, o que certamente não estaria de acordo com a geometria pretendida. Assim, sempre que isto aconteceu, na zona deprimida de informação foi necessário definir mais contornos, ainda que com um grau de incerteza maior. Usando este processo foram definidos os contornos para o osso cortical e trabecular e para os músculos masseter, temporal e pterigóideo medial.

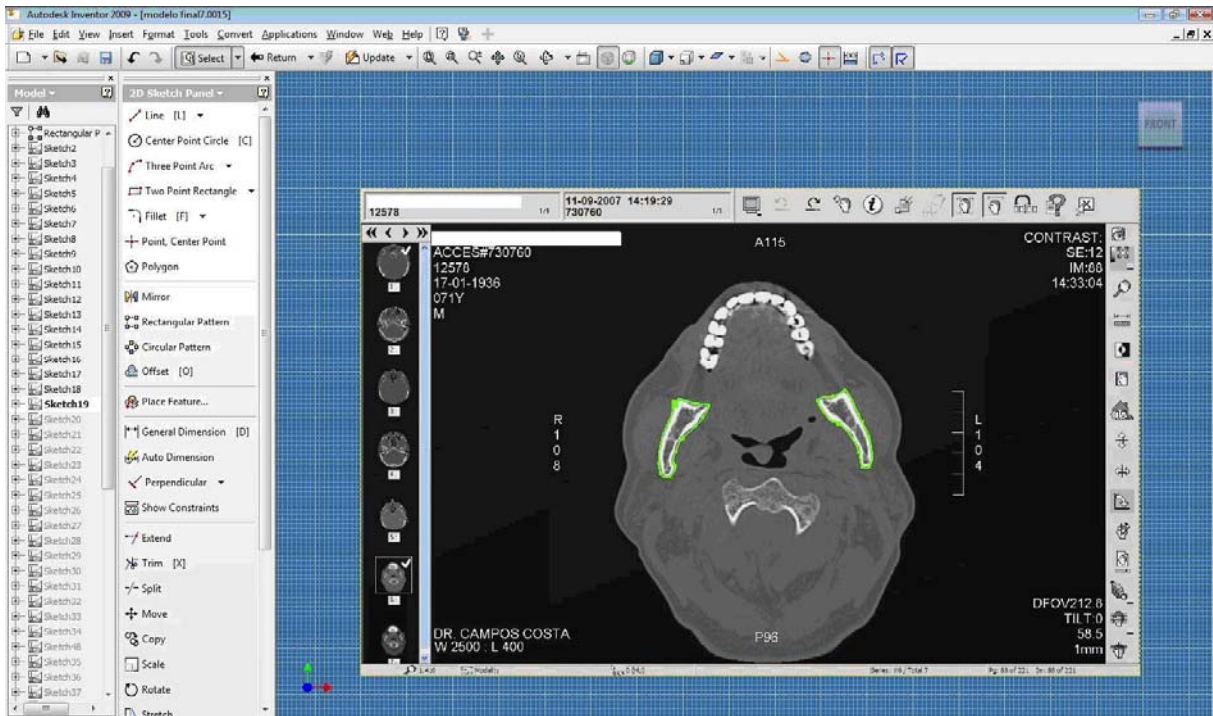


Figura 27 - Exemplo de um dos “sketch” onde estão visíveis os contornos dos ramos da mandíbula

Após esta operação as superfícies ficavam visíveis através de “splines” e usando estas “splines” como referência geram-se os sólidos de forma semi-automática.

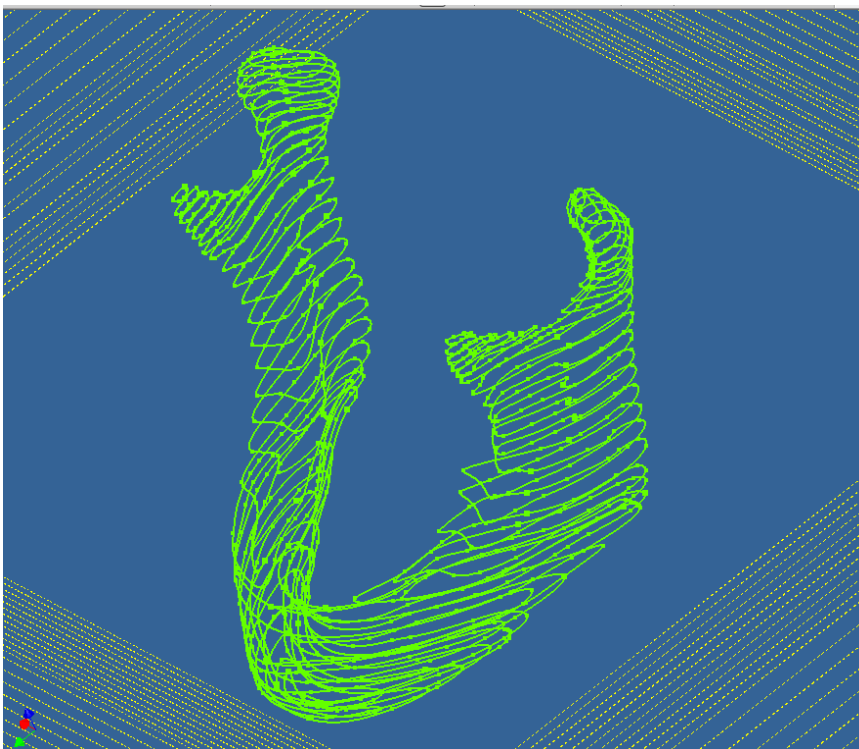


Figura 28 - Conjunto de "splines" da mandíbula

Nesta fase do processo alguma da informação gerada mostrou-se redundante ou fonte de conflito. Na verdade o software procura criar estes sólidos automaticamente mediante padrões de concordância e normalização que não são adequados à modelação de estruturas vivas.

Assim sendo, a selecção da informação relevante, neste caso a selecção dos contornos que seriam efectivamente usados na construção do sólido, foi feita por tentativa erro. Para cada

secção de cada componente foi manualmente indicado o vector de conexão do conjunto de “splines”, forçando a que a construção se fizesse de forma consecutiva, vertical e que o resultado final estivesse de acordo com a geometria esperada. É frequente nesta fase, que o programa tente alterar o sólido de forma a forçar simetria ou outras concordâncias que são úteis quando o software é usado para desenho de construção mecânica, mas revelam-se uma dificuldade acrescida quando se modela estruturas biológicas de geometria complexa.

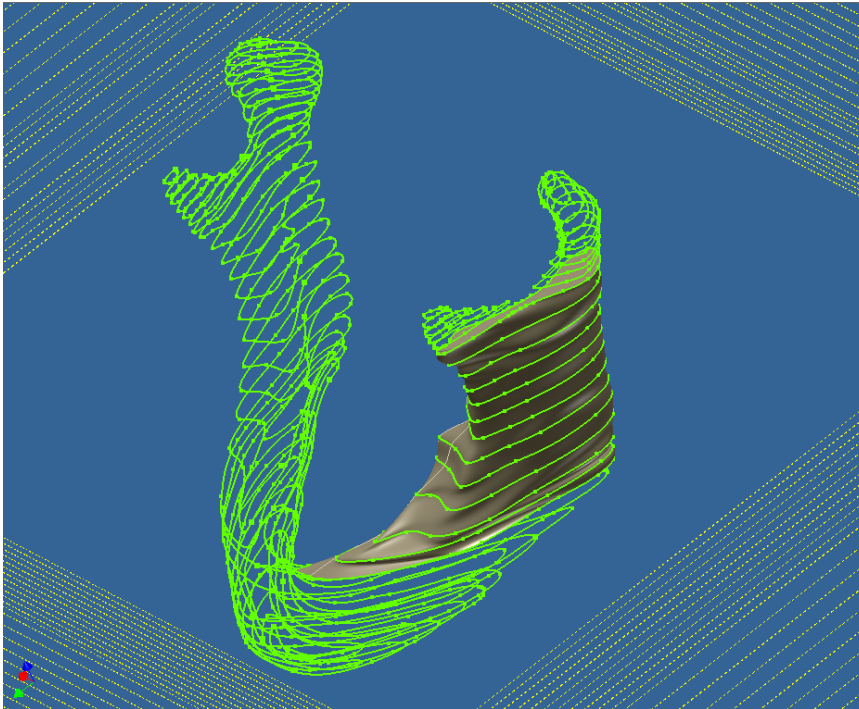


Figura 29 - Geração de sólido

Usando esta metodologia chega-se ao modelo geométrico completo, composto por: osso cortical, osso esponjoso, músculos masseter, pterigóideo medial e temporal e duas fracções do osso zigomático (Figura 30).

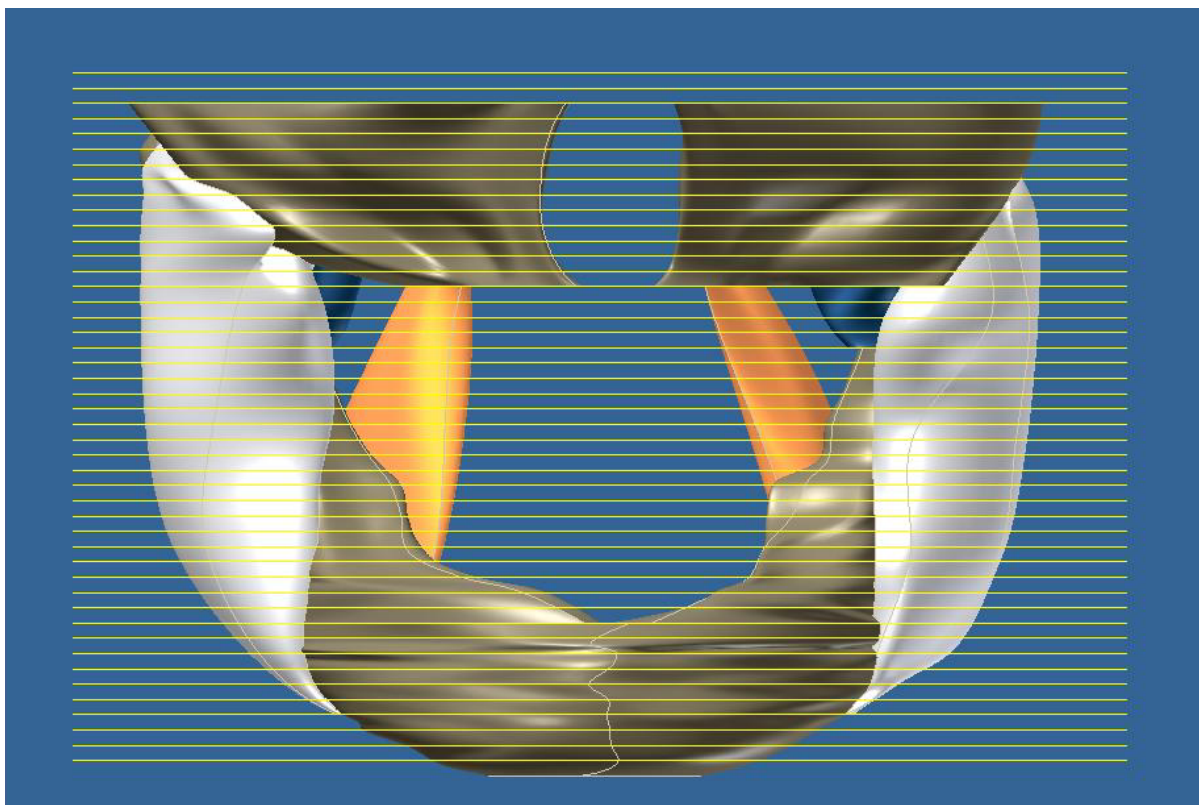


Figura 30 - Modelo geométrico completo

Mais tarde verificou-se que o osso zigomático não era relevante para esta análise e portanto não foi importado para o software de análise.

3.3 Modelo numérico

3.3.1 Geração da malha de elementos finitos

Os componentes, em formato STEP - **ST**andard for the **E**xchange of **P**roduct model data, foram exportados para o software de simulação numérica “ABAQUS” para a criação do modelo numérico. Aí foi gerada, de forma automática, uma malha de elementos sólidos tetraédricos de quatro nós do tipo C3D4 da biblioteca do “ABAQUS”.

A três dimensões, o elemento contínuo mais simples corresponde a um tetraedro, um elemento de quatro nós.

As características de um elemento tetraédrico podem ser definidas em funções deslocamento, matriz deformação, rigidez, tensão e matrizes de cargas.

Na análise de elementos finitos aproxima-se o corpo como um conjunto de elementos finitos discretos interligados em pontos nodais nas fronteiras dos elementos. Os deslocamentos medidos no sistema coordenado local x , y e z em cada elemento são assumidos como função dos deslocamentos em n pontos no elemento.

Seja um elemento tetraédrico i, j, m, p , num espaço definido pelas coordenadas x, y e z (Figura31). O estado de deslocamento dum ponto é definido pelas três componentes deslocamento u, v, w , nas direcções das três coordenadas x, y, z .

Assim,

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (6.1)$$

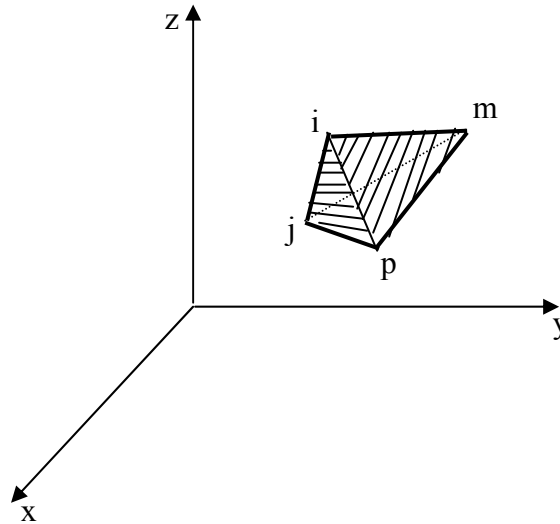


Figura 31 - Volume de tetraedro

A variação linear é definida por quatro valores nodais, podendo ser escrita, por questão de simplicidade apenas para \mathbf{u} , da seguinte forma:

$$\mathbf{u} = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z \quad (6.2)$$

A equação (6.2) pode, ainda, ser reescrita em quatro equações do tipo:

$$\begin{aligned} u_i &= \alpha_1 + \alpha_2 X_i + \alpha_3 Y_i + \alpha_4 Z_i \\ u_j &= \alpha_1 + \alpha_2 X_j + \alpha_3 Y_j + \alpha_4 Z_j \\ u_m &= \alpha_1 + \alpha_2 X_m + \alpha_3 Y_m + \alpha_4 Z_m \\ u_p &= \alpha_1 + \alpha_2 X_p + \alpha_3 Y_p + \alpha_4 Z_p \end{aligned} \quad (6.3)$$

em que se calculam α_1 , α_2 , α_3 e α_4 .

É possível escrever esta solução, usando a forma determinante, isto é:

$$\mathbf{u} = \frac{1}{6V} \left[(a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z) u_i + (a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z) u_j + (a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z) u_m + (a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z) u_p \right] \quad (6.4)$$

com

$$6V = \det \begin{vmatrix} 1 & X_i & Y_i & Z_i \\ 1 & X_j & Y_j & Z_j \\ 1 & X_m & Y_m & Z_m \\ 1 & X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \quad (6.5)$$

em que V representa o volume do tetraedro. Expandindo os outros determinantes relevantes nos seus co-factores obtém-se:

$$a_i = \det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & Z_j \\ X_m & Y_m & Z_m \\ X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \quad b_i = -\det \begin{vmatrix} 1 & Y_j & Z_j \\ 1 & Y_m & Z_m \\ 1 & Y_p & Z_p \end{vmatrix}$$

$$c_i = -\det \begin{vmatrix} X_j & 1 & Z_j \\ X_m & 1 & Z_m \\ X_p & 1 & Z_p \end{vmatrix} \quad d_i = -\det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & 1 \\ X_m & Y_m & 1 \\ X_p & Y_p & 1 \end{vmatrix}$$
(6.6)

O deslocamento do elemento é definido por 12 componentes de deslocamento dos nós como:

$$\mathbf{d}^e = \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_m \\ \mathbf{a}_p \end{Bmatrix}$$
(6.7)

com:

$$\mathbf{a}_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \\ w_j \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_m = \begin{Bmatrix} u_m \\ v_m \\ w_m \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_p = \begin{Bmatrix} u_p \\ v_p \\ w_p \end{Bmatrix}$$
(6.8)

Os deslocamentos dum ponto arbitrário podem ser escritos como:

$$\mathbf{u} = [\mathbf{I}N_i, \mathbf{I}N_j, \mathbf{I}N_m, \mathbf{I}N_p] \mathbf{a}^e$$
(6.9)

em que as funções de forma são definidas do seguinte modo:

$$N_i = \frac{a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z}{6V}$$

$$N_j = \frac{a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z}{6V}$$

$$N_m = \frac{a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z}{6V}$$

$$N_p = \frac{a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z}{6V}$$
(6.10)

em que \mathbf{I} representa uma matriz identidade 3x3.

As deformações são obtidas por derivação dos deslocamentos. Assim, numa análise tri-dimensional são relevantes seis componentes de deformação, definidas como

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial Z} \\ \frac{\partial u}{\partial Y} + \frac{\partial v}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Z} + \frac{\partial w}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial X} + \frac{\partial u}{\partial Z} \end{Bmatrix} \quad (6.11)$$

Usando as equações (6.4) - (6.9) verifica-se que:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{a}^e \left[\mathbf{B}_i, \mathbf{B}_j, \mathbf{B}_m, \mathbf{B}_p \right] \mathbf{a}^e \quad (6.12)$$

onde

$$\mathbf{B}_i = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Y} & \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} & \frac{\partial N_i}{\partial Y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial X} \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix} \quad (6.13)$$

Sendo que as outras sub-matrizes, $\mathbf{B}_j, \mathbf{B}_m, \mathbf{B}_p$, são obtidas de maneira semelhante.

Para um material isotrópico, com matriz de elasticidade, \mathbf{D} , a relação entre tensões e deformações é dada por:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (6.14)$$

onde:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (6.15)$$

em que σ_x, σ_y e σ_z representam as tensões normais e τ_{xy}, τ_{yz} e τ_{zx} as tensões de corte.

Após a geração da malha foram criadas novos componentes apenas com a malha abandonando-se assim a geometria original. Esta operação revelou-se importante para que tanto as condições de fronteira aplicadas ao modelo como os resultados retirados da análise pudessem ser aplicados directamente sobre os nós da malha. Os componentes resultantes desta operação são os mostrados nas figuras 32 a 41 :

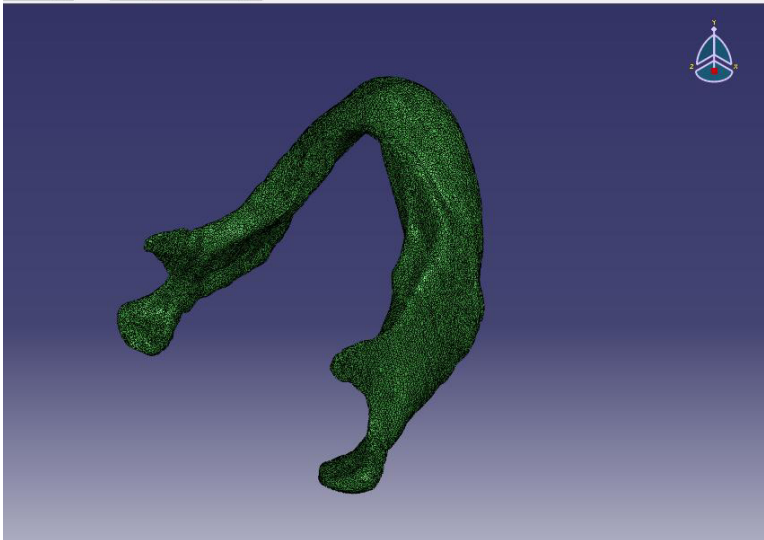


Figura 32 - Osso cortical

Part:
cortical_oco-mesh-1
Number of nodes:
62606
Number of elements:
275363
**275.363 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

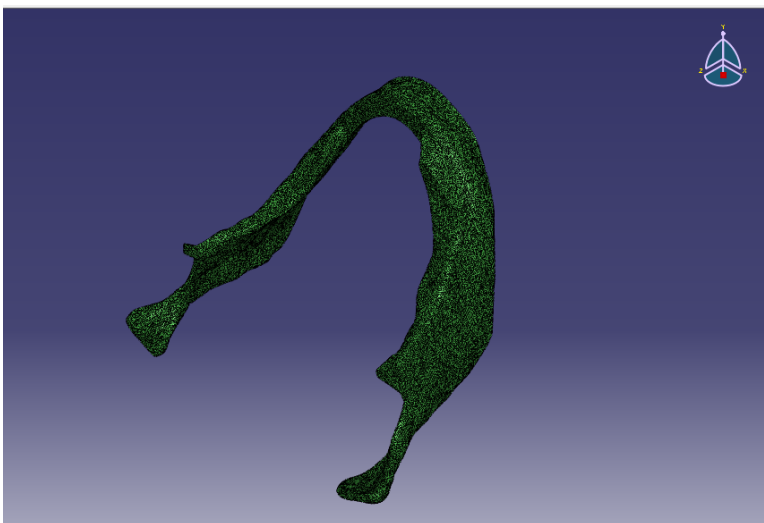


Figura 33 - Osso trabecular

Part:
trabecular-mesh-1
Number of nodes:
95059
Number of elements:
413059
**413.059 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

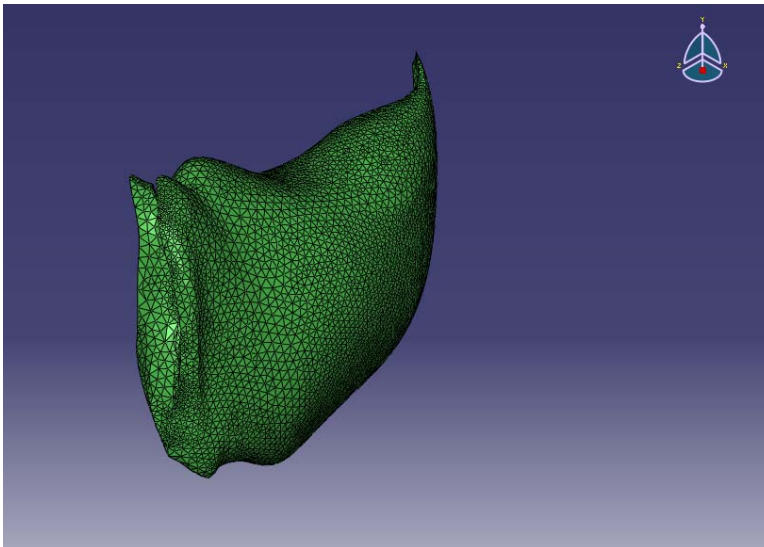


Figura 34 - Masseter direito

Part:
masseter1-mesh-1
Number of nodes:
30167
Number of elements:
144497
**144.497 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

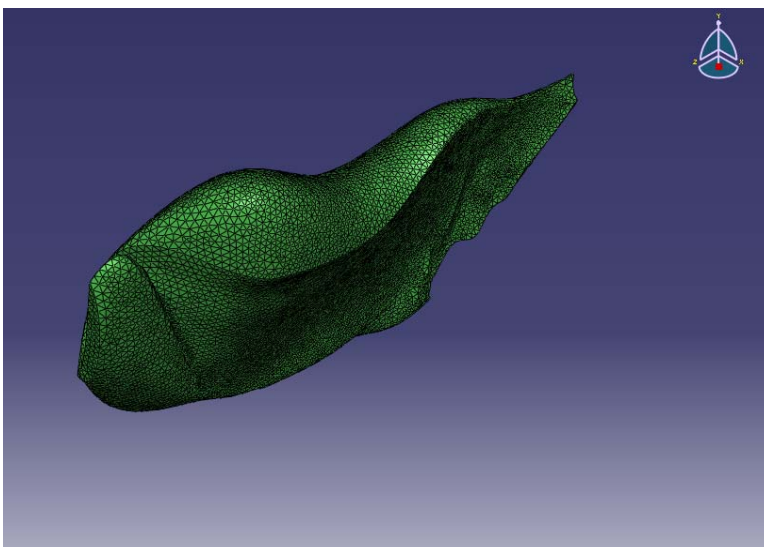


Figura 35 - Masseter Esquerdo

Part:
masseter2-mesh-1
Number of nodes:
35602
Number of elements:
175647
**175.647 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

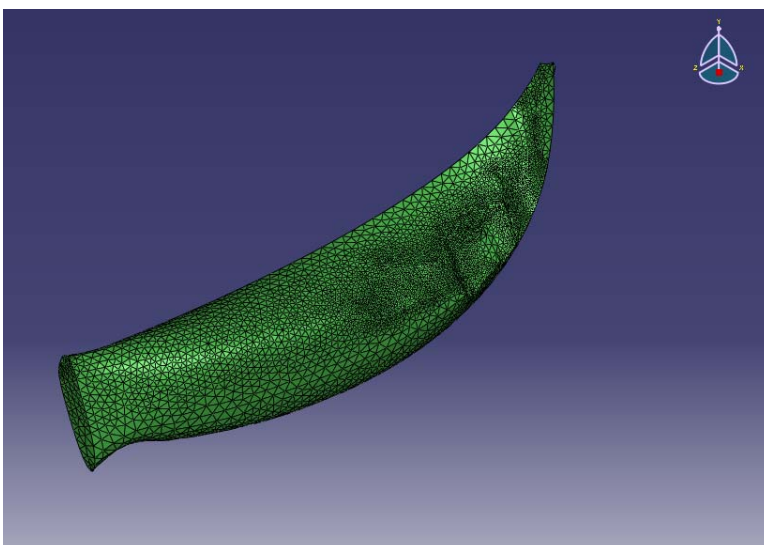


Figura 36 - Pterigóideo medial direito

Part:
pteri1-mesh-1
Number of nodes:
12839
Number of elements:
59270
**59.270 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

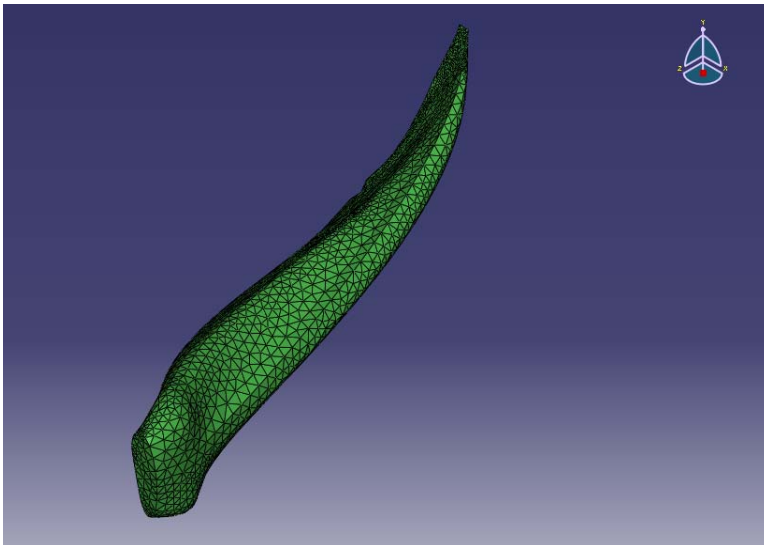


Figura 37 - Pterigóideo medial esquerdo

Part:
pteri2-mesh-1
Number of nodes:
7219
Number of elements:
31755
**31.755 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

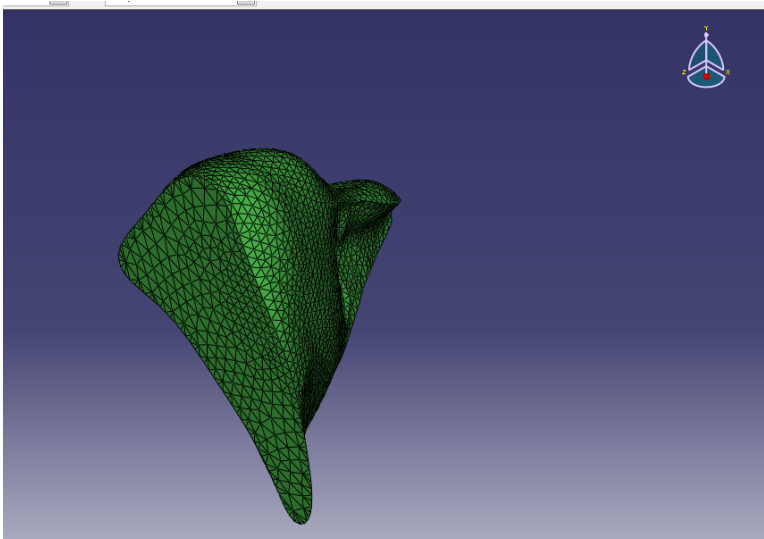


Figura 38 - Temporal direito

Part:
temporal2-mesh-1
Number of nodes:
7807
Number of elements:
36783
**36.783 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

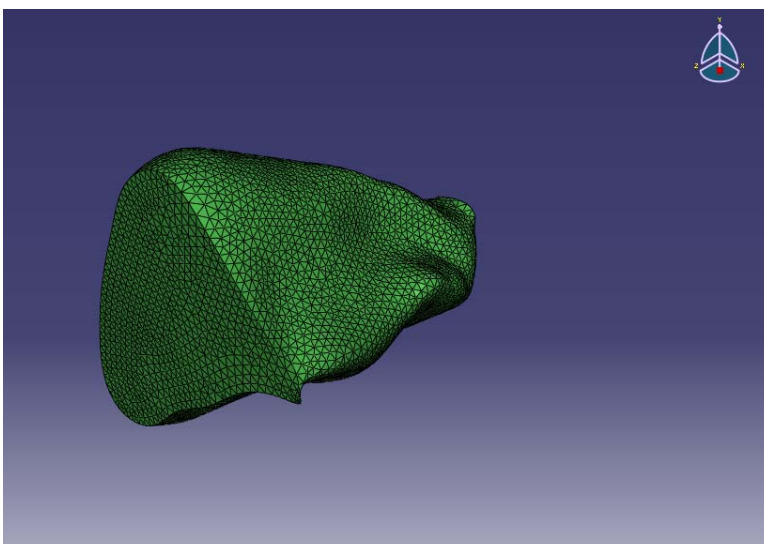
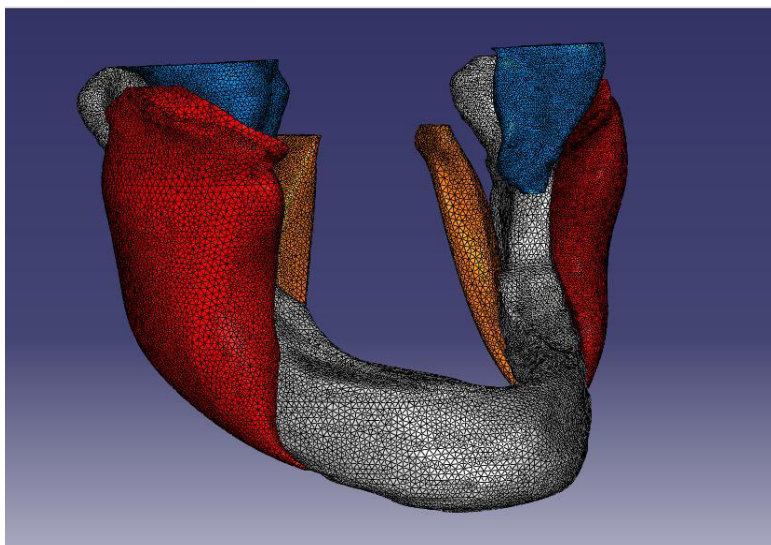


Figura 39 - Temporal esquerdo

Part:
temporal1-mesh-1
Number of nodes:
16748
Number of elements:
81393
**81.393 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**



Part:
assembly
Number of nodes:
268047
Number of elements:
1217767
**1.217.767 Linear
tetrahedral elements of
type C3D4**

Figura 40 - Imagem do modelo completo (vista da frente)

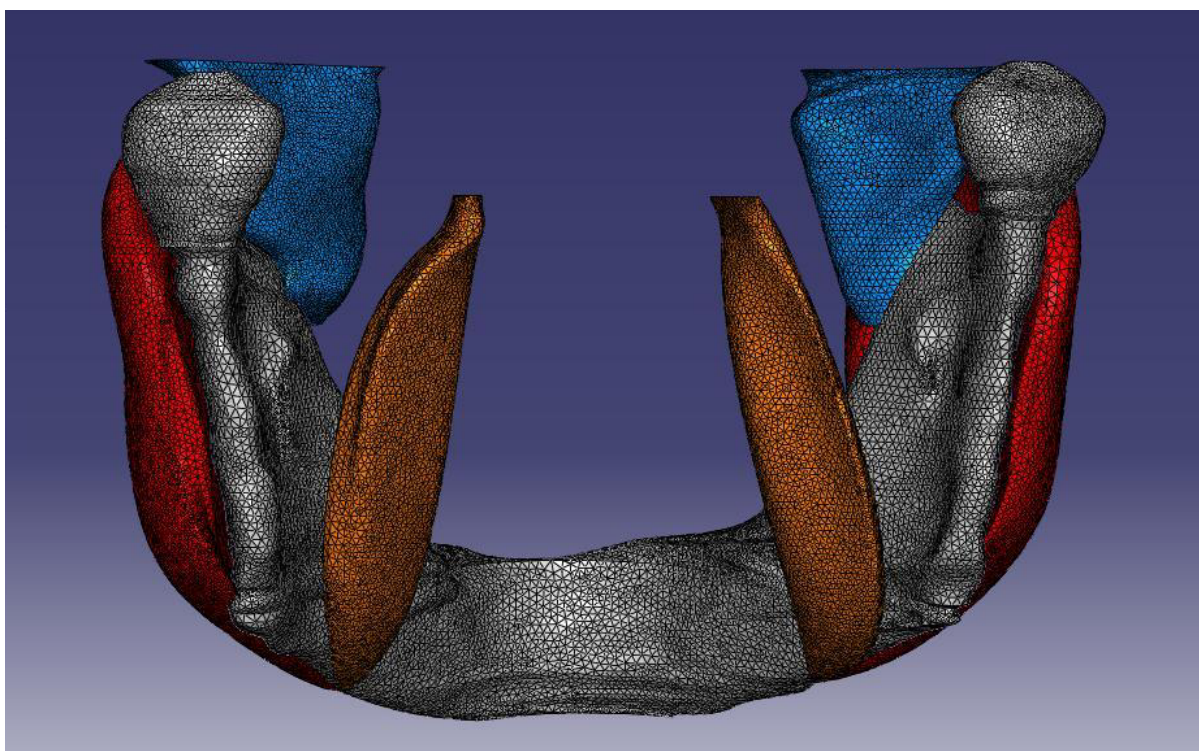


Figura 41 - Imagem do modelo completo (vista trás)

3.3.2 Condições fronteira

Quando os sólidos foram gerados, dada a sua proximidade, havia intrusão de músculos no osso da mandíbula. Isto acontecia, porque os contornos em cada imagem são contornos fechados e após ser dado o comando de geração de sólido o software preenche todo o espaço interior aos contornos.

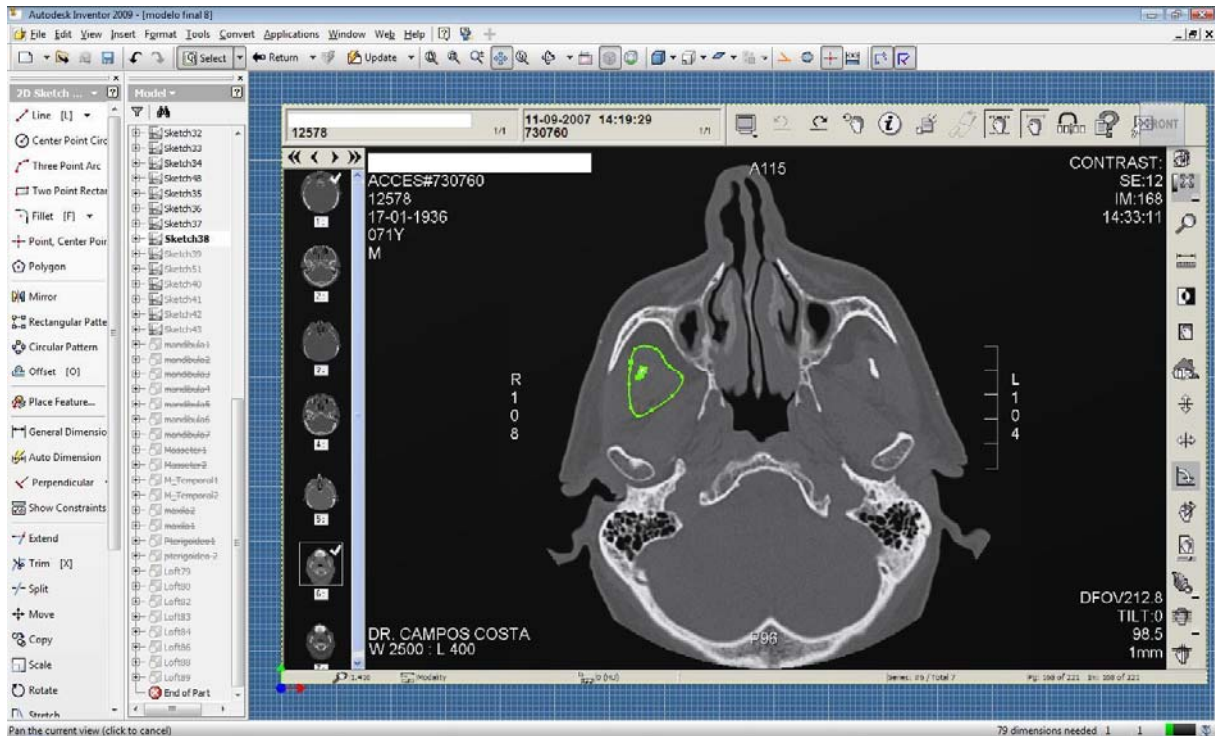


Figura 42 - Contornos do processo coronóide e do músculo temporal

Vê-se na figura 41, que o músculo temporal “abraça” o processo coronóide da mandíbula e quando estas linhas geraram os sólidos, o músculo sobrepôs-se ao osso, foi através da subtração de sólidos que se definiram os limites de ambos os componentes.

As subtrações foram feitas antes de os componentes serem exportados para o software de análise para que as superfícies de contacto fossem as mais aproximadas possível à situação real. Após esta operação, as superfícies de contacto ficaram reconhecidas através das arestas de corte por onde as subtrações foram feitas. Usando essas arestas como guia e analisando os esquemas apresentados nos manuais de anatomia foram definidas as superfícies de inserção dos músculos no osso da mandíbula. Essas superfícies estão representadas na figura 42.

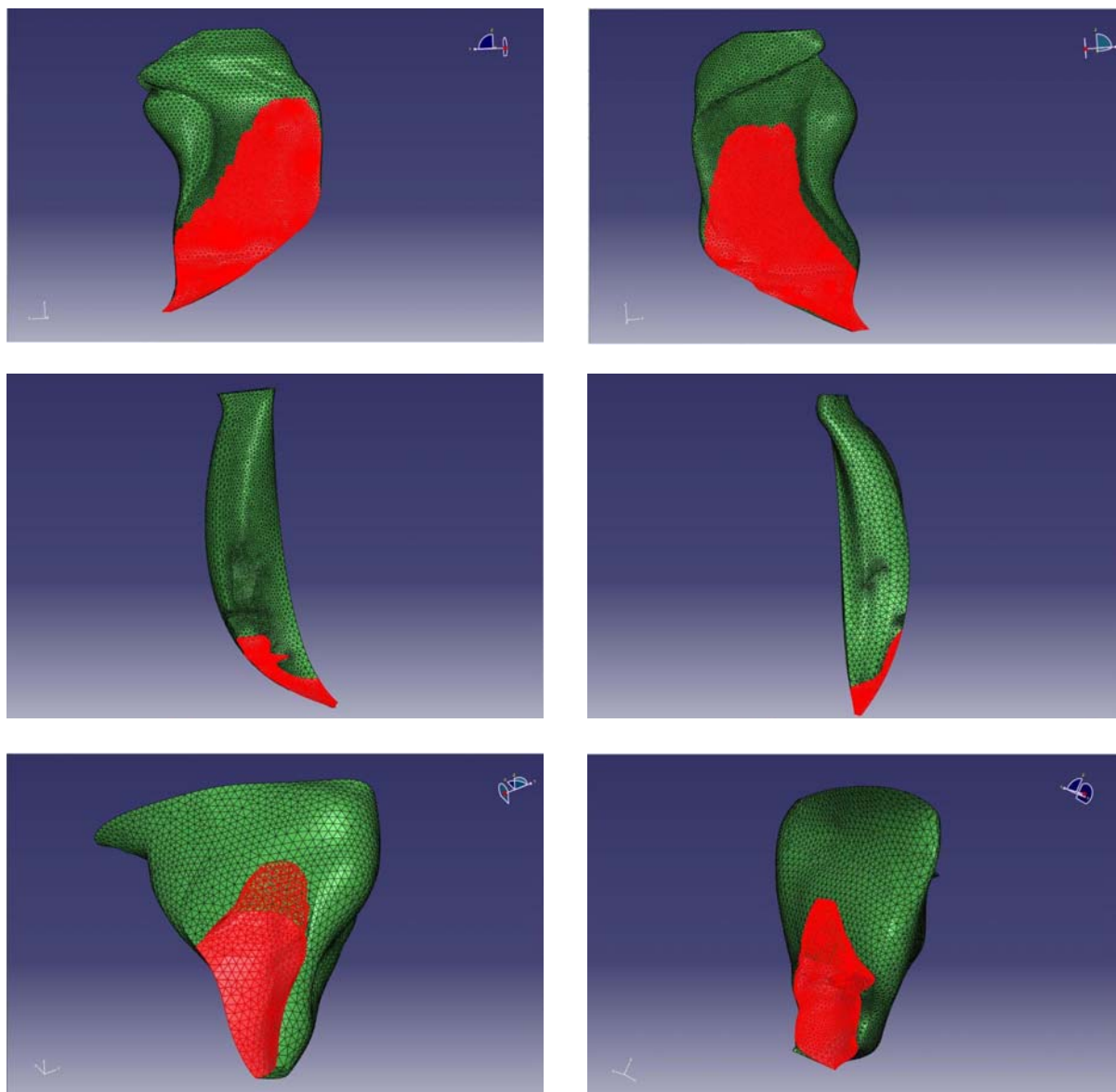


Figura 43 - Superfícies de ligação músculo/osso

Foram ainda criadas a superfície exterior do osso trabecular e a superfície total do componente (oco) correspondente ao osso cortical.

Após a definição destas superfícies, foram criados conjuntos. (“sets”), com os nós correspondentes a cada uma das superfícies, para que a condição de ligação pudesse ser aplicada aos nós. Foram então ligados os dois tipos de ossos, cortical e trabecular, e todos os músculos à superfície exterior da mandíbula.

Também é necessário restringir o movimento da mandíbula para simular a situação de oclusão. De facto, quando a boca está fechada e em carga muscular a mandíbula ou não faz movimento nenhum ou fará movimentos muito pequenos e limitados pelas condições geométricas de oclusão. Assim, faz sentido que a toda a mandíbula seja restringida de se movimentar verticalmente. Isso mesmo propõe N.Inou *et al.* [19] quando restringe no ponto central do corpo da mandíbula o deslocamento no eixo vertical e além disso restringe os côndilos, um deles de se deslocar nas três direcções e outro na direcção vertical e horizontal (sentido da Protrusão/Retrusão).

Estas condições de fronteira estão mostradas na figura 43.

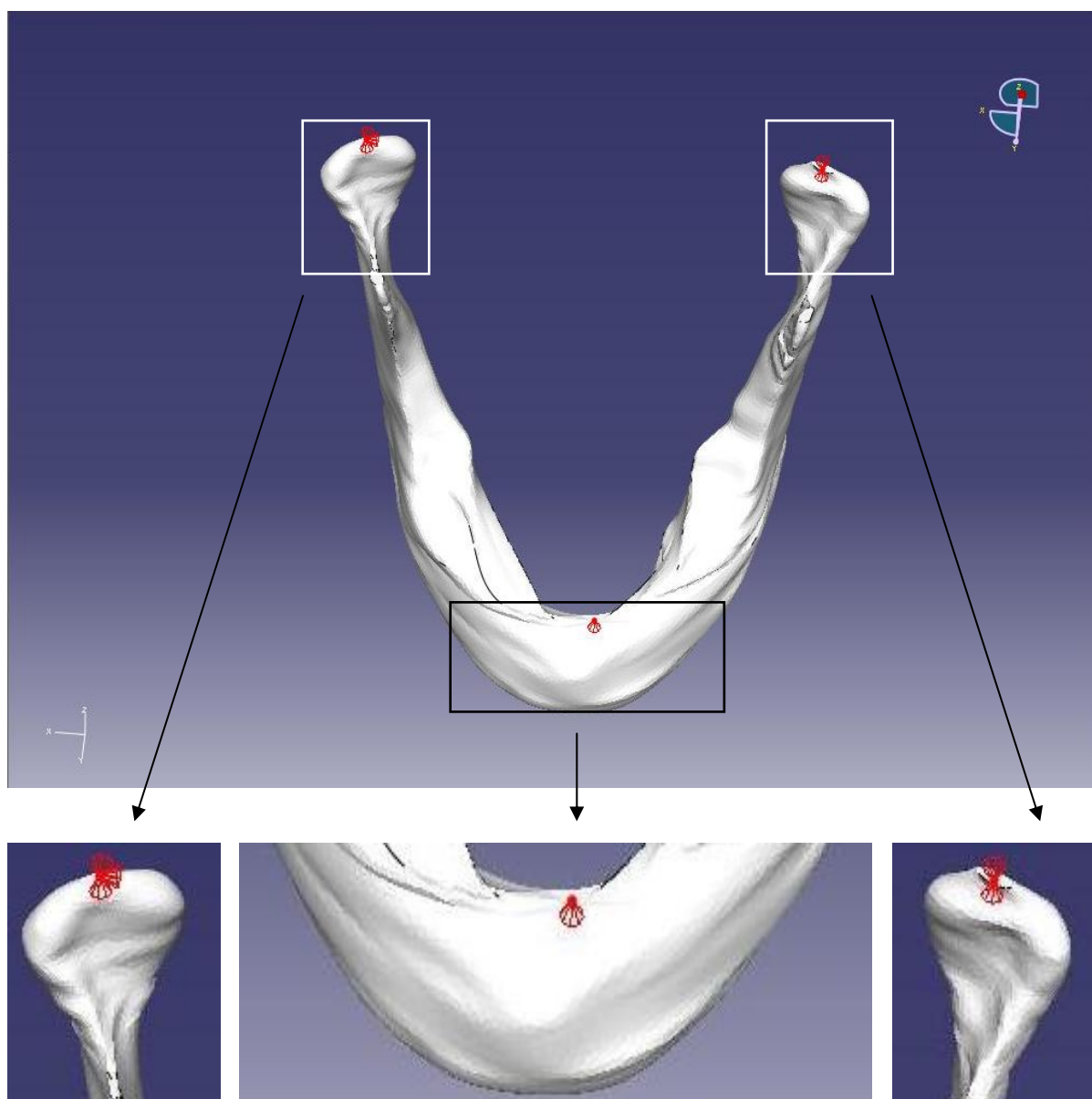


Figura 44 - Condições de restrição de movimento da mandíbula

O objectivo principal deste estudo consiste em tentar reproduzir condições da parafunção bruxismo, ou seja, em situação de oclusão dentária há activação de força muscular.

Para tal, os resultados que são mais interessantes serão os resultantes do desenvolvimento de forças que sejam pelo menos da intensidade das forças de mastigação e à medida que estas forças aumentam ver a resposta do componente passivo modelado que é a mandíbula.

Uma medição directa da força muscular não é possível “in vivo”. As forças são estimadas medindo a activação muscular através de EMG - electromiografia e relacionando heurísticamente com a área da secção transversal do músculo. Os valores da força variam consideravelmente na literatura [20].

Sabendo que por princípio os músculos actuam no sentido do componente móvel para o fixo, os músculos de fecho aqui modelados actuam, durante o aperto, no sentido da mandíbula para o osso temporal. Então, e mais uma vez por motivos de simplificação, aos músculos foi imposto um deslocamento vertical ascendente.

O procedimento foi em tudo semelhante ao anteriormente descrito, as superfícies superiores dos músculos masseter foram definidas manualmente tendo em conta as arestas de subtração do osso temporal. As superfícies superiores dos músculos temporal e pterigóideo medial são planas porque não foram modelados completamente, apenas a porção disponível no TAC, assim foi construído o sólido até ao último contorno horizontal disponível. Seguidamente foram criados conjuntos com os nós pertencentes a cada uma destas superfícies onde foi imposto o movimento vertical ascendente (Figura 45).

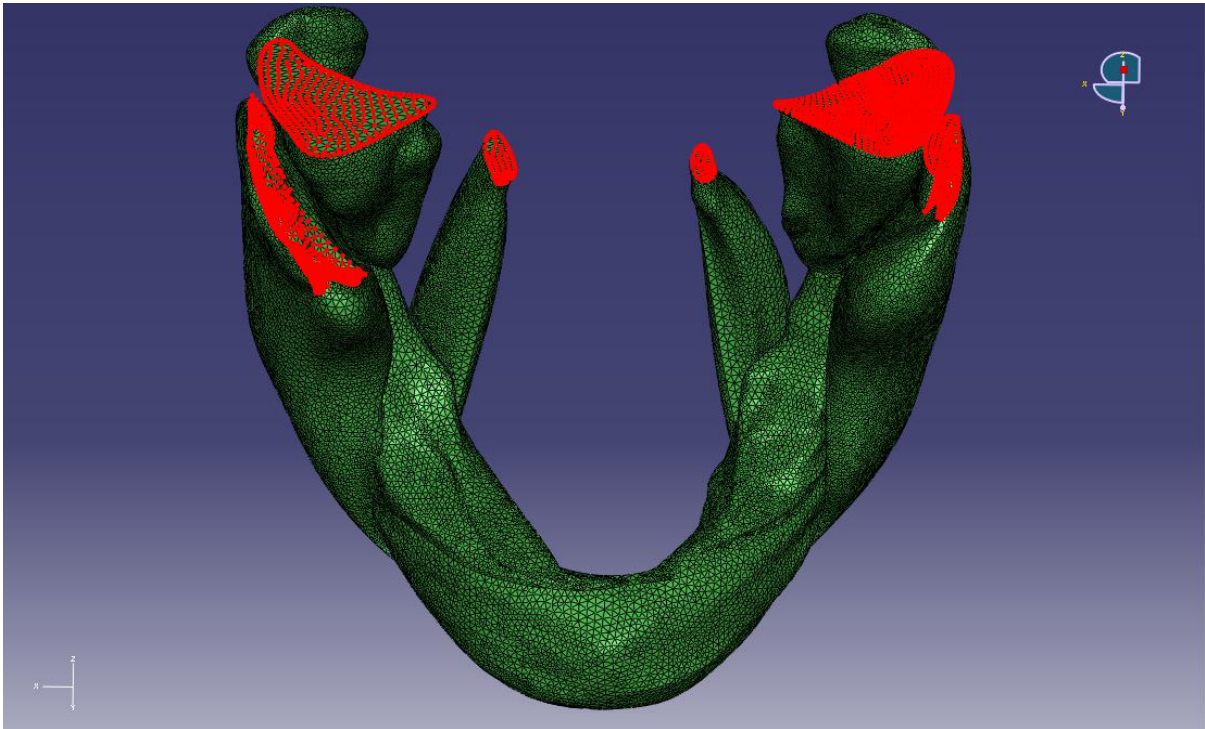


Figura 45 - Superfícies para imposição de deslocamento

Este movimento pressupõe a activação simultânea de todos os músculos. Com este deslocamento gradual a expectativa é que se esteja a aplicar uma força gradual crescente na mandíbula para avaliar a reacção no osso a diferentes níveis de força aplicada.

3.3.4 Propriedades do modelo

As propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura do modelo constitui uma etapa muito importante para se obter fidelidade dos resultados, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão o comportamento das respostas às aplicações das forças. Característica de fundamental importância é o comportamento dos materiais face a uma deformação. Nessas situações, diversos fenómenos podem ocorrer: fenómenos elásticos lineares e não-lineares, fenómenos viscoelásticos (ocorre deformação e o retorno à origem é considerado dependente do tempo) e fenómenos viscoplásticos (ocorre deformação sem retorno à condição de origem e é dependente do tempo).

Estudos incluindo as propriedades viscoplásticas e viscoelásticas que consideram o factor tempo seriam ideais, entretanto não se conhecem plenamente estas características, limitando a sua aplicação. Uma opção seria realizar estudos sistemáticos e precisos “in vivo” para determinar estas propriedades com precisão e validade, mas, os métodos existentes são invasivos. No presente trabalho adoptou-se para os tecidos moles modelos não lineares. Por

estes motivos, a maioria dos trabalhos utiliza apenas modelos linearmente elásticos nas suas análises. Nesse sistema, as deformações da estrutura são directamente proporcionais às forças aplicadas.

Além destas propriedades de elasticidade, os materiais podem ser considerados como isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos. Um material isotrópico significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direcções no mesmo ponto do elemento estrutural. Num material ortotrópico, as suas propriedades mecânicas distintas em direcções ortogonais, enquanto que num material anisotrópico, as propriedades diferem em todas as direcções.

Osso

Neste trabalho optou-se por modelar o osso como linear elástico. Esta abordagem ao comportamento dos dois tipos de osso como isotrópico linear elástico parece nesta fase aceitável correspondendo ao adoptado por vários autores [12].

Quando se modela um material linear elástico usam-se as propriedades: coeficiente de Poisson e o Módulo de Young.

O Coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais num eixo de tracção axial, e o Módulo de Young representa a inclinação da recta do diagrama de tensão/deformação do material.

Os ossos, cortical e esponjoso foram modelados como isotrópicos e linear elásticos usando as propriedades Módulo de Young e coeficiente de Poisson propostos por Amaya [12] e apresentados na tabela 1.

Tabela 1 - Parâmetros de linearidade para o osso

Tipo de osso	E [MPa]	ν
Esponjoso	100	0,32
Cortical	14217	0,3

Músculos

Os músculos são os tecidos activos deste sistema e a forma como vão transmitir as solicitações ao osso são de vital importância para os resultados que se pretendem obter.

A avaliação das forças geradas pelos músculos mastigatórios e articulação temporomandibular é crucial para o entendimento dos mecanismos de mastigação. O comportamento do sistema mastigatório pode ser aproximado mecanicamente a um modelo. Isto é, um meio através do qual podemos estimar estas forças. Estes modelos permitem aos investigadores testar hipóteses sobre o sistema mastigatório bem como analisar a influência da variação da morfologia ou o efeito de intervenções cirúrgica ou ortodóntica. Os modelos são usados desde o início do século XX, apesar da abordagem matemática ser considerada cansativa na sua forma e difícil de perceber [25].

O sistema mastigatório é mecanicamente redundante. Há mais músculos do que os que seriam estritamente necessários para gerar uma determinada força. Portanto, para gerar uma certa força, diferentes padrões de activação muscular podem ser aplicados. Como o carregamento na articulação varia com a activação muscular, é impossível estimar as forças nas articulações sem determinar bons pressupostos para o comportamento muscular [25].

No presente trabalho adoptou-se um comportamento não-linear para os tecidos moles [21]. Do ponto de vista mecânico, estes modelos correspondem aos denominados modelos hiperelásticos [12].

Um sólido hiperelástico caracteriza-se pela existência de uma função escalar de energia de deformação da qual derivam as tensões através das suas derivadas relativas às deformações. Esta função é normalmente chamada de função densidade de energia de deformação. Foram formulados vários modelos de acordo com esta teoria. Modelos hiperelásticos clássicos [22]:

- Modelo de Ogden (Ogden R.W., 1984)
- Modelo de Valanis y Landel (1967)
- Modelo de Arruda-Boyce (E.M. Arruda y M.C. Boyce, 1993)
- Modelo de Van derWaals (H.G Kilian, 1986)
- Modelo de Mooney-Rivlin
- Modelo Neo-Hookeano
- Modelo de Yeoh (1990) [22]

No presente trabalho utilizaram-se os modelos Neo-Hooke e Mooney Rivlin porque existem referências ao seu uso na literatura e foi assim possível encontrar parâmetros que constituíssem uma aproximação para a análise deste modelo.

Sabe-se que os músculos do sistema mastigatório são capazes de desenvolver forças de grande magnitude quando comparados com outros músculos esqueléticos. Assim sendo, os tendões supõe-se duros e resistentes o suficiente para as cargas normais de oclusão. Espera-se que os músculos temporais sejam os que mais forças desenvolvem, de acordo a literatura disponível.

Assim sendo, foram seleccionados os parâmetros a ser usados neste estudo dos trabalho:

- “Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada”[22]
- “Modelos de comportamiento para el cartílago articular: Aplicación a la simulación de la articulación temporomandibular” [12]
- “Biomechanics of the pelvic floor musculature” [24]

Os parâmetros utilizados são apresentados na tabela 2.

Tabela 2- Parâmetros de hiperelasticidade para os músculos

Modelo	Parâmetros	C₁ [MPa]	C₂ [MPa]
Neo-Hooke	Ligamento joelho [22]	6,4100000	0,0019252
Mooney-Rivlin	Disco Articular [12]	27,91	-20,87
Mooney-Rivlin	Musculos do pavimento pélvico [24]	0	0,022005

3.4 Resultados

Os resultados apresentados e discutidos seguidamente são unicamente relevantes para o paciente em questão, visto que, a geometria do modelo foi criada em função da imagem TAC da sua anatomia, com todas a particularidades que isso representa. O paciente é masculino, de 72 anos, desdentado parcial e com quadro de bruxismo muito desenvolvido.

Resultados obtidos com formulação Neo-Hookeana

Como descrito anteriormente, a activação muscular foi simulada por imposição de deslocamento na zona superior dos músculos. Para cada nível de deslocamento corresponde uma força.

As forças desenvolvidas pelos músculos em função do deslocamento imposto estão apresentadas na tabela 2 e representadas na figura 46.

Tabela 3 - Forças desenvolvidas pelos músculos

		Lado direito			Lado esquerdo		
[mm]	[N]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		144,1	311,3	20,4	76,0	268,8	20,3
0,6		288,8	619,9	41,0	152,1	535,2	40,9
0,9		434,2	925,7	61,8	228,3	799,3	61,7
1,2		580,1	1229,0	82,8	304,7	1061,2	82,7
1,5		726,7	1529,8	103,9	381,2	1320,9	103,8
1,8		873,9	1828,1	125,2	458,0	1578,5	125,0
2,1		1021,8	2124,2	146,6	535,0	1834,2	146,4
2,4		1170,2	2417,9	168,1	612,2	2088,0	167,9
2,7		1319,2	2709,5	189,7	689,6	2339,9	189,5
3,0		1468,8	2998,9	211,4	767,3	2590,1	211,3

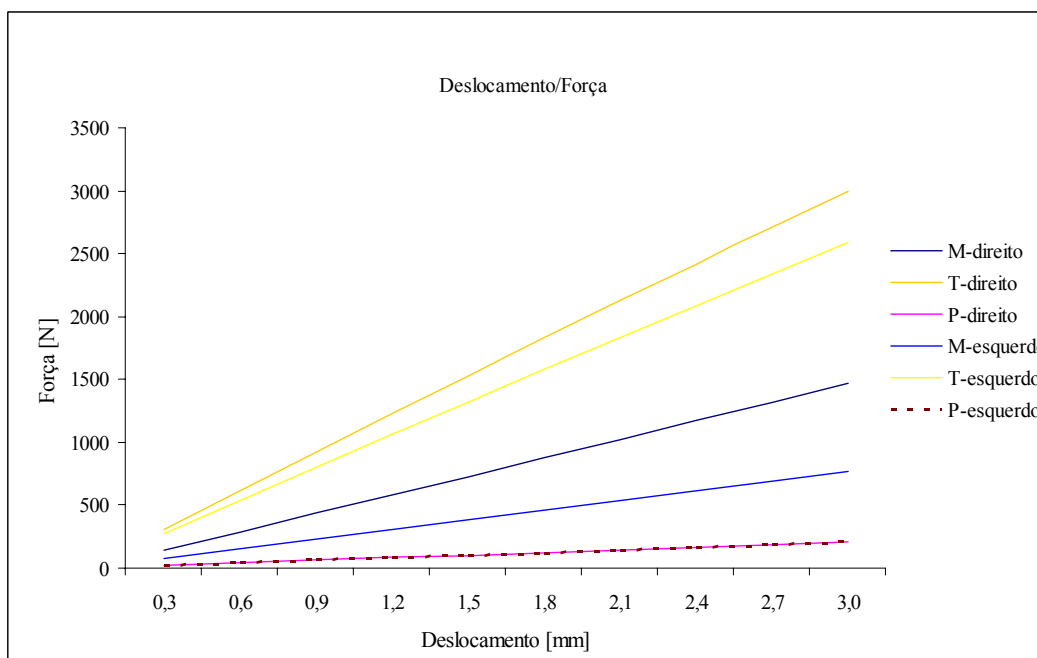


Figura 46 - Gráfico das forças musculares

Notação usada:

M–direito – músculo masseter do lado direito
 T–direito – músculo temporal do lado direito
 P–direito- músculo pterigóideo medial do lado direito

M–esquerdo – músculo masseter do lado esquerdo
 T–esquerdo – músculo temporal do lado esquerdo
 P–esquerdo - músculo pterigóideo medial do lado esquerdo

Os valores constantes na tabela 2 encontram-se em concordância com outros referidos na literatura [23].

Verifica-se que na força total desenvolvida em cada momento, os músculos temporal desenvolvem cerca de 68% da força total, e os masseter e pterigóideo medial 27 e 5% respectivamente [Anexo A].

Os primeiros resultados apontam para duas conclusões prévias, por um lado que existe uma diferença considerável entre as forças desenvolvidas por cada grupo muscular e o outro ponto de interesse é a diferença apresentada na força desenvolvida por músculos semelhantes, verifica-se a existência de lateralidade.

Em relação á lateralidade os resultados mostram que o conjunto de músculos do lado direito apresenta forças em média superiores em 24% às desenvolvidas do lado esquerdo. Este valor mantém-se relativamente constante durante a variação de força. De facto, a lateralidade total varia entre 23,26 e 23,73 % para o primeiro e último nível de força respectivamente. Mas, analisando os resultados para cada grupo individualmente, conclui-se que esta lateralidade não é dividida pelos grupos musculares equitativamente. Assim, uma observação da figura 45 mostra que os músculos pterigóideo não apresentam variação significativa de força entre si. Também pela análise do gráfico se espera que os maiores responsáveis pela lateralidade apresentada sejam os músculos masseter, porque a distância entre as linhas masseter direito e esquerdo é maior do que a distância entre as linhas temporal direito e esquerdo. Fazendo a subtração do valor total de força desenvolvida de cada músculo do lado direito ao seu correspondente do lado esquerdo compilam-se os resultados apresentados na tabela 4.

Tabela 4 – Lateralidade - lado direito subtraído do lado esquerdo

[mm]	[N]	Maseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		68,1	42,5	0,0
0,6		136,8	84,6	0,1
0,9		205,9	126,4	0,1
1,2		275,5	167,8	0,1
1,5		345,5	208,9	0,1
1,8		415,9	249,6	0,1
2,1		486,8	290,0	0,2
2,4		558,0	330,0	0,2
2,7		629,6	369,6	0,2
3,0		701,5	408,8	0,1

Verifica-se que o músculo masseter do lado direito desenvolve em média mais 48% de força do que o masseter do lado esquerdo [Anexo A]. Confirma-se que os músculos pterigóideo

medial desenvolvem forças semelhantes entre si; também é notório que os músculos temporal, apesar de serem os que mais força desenvolvem, apresentam uma diferença de 14% de desenvolvimento de força do lado direito para o lado esquerdo.

Analisando agora a influência que cada músculo tem na reacção no ponto central do corpo da mandíbula (ponto que pretende simular a oclusão), obteve-se o gráfico que se apresenta na figura 47.

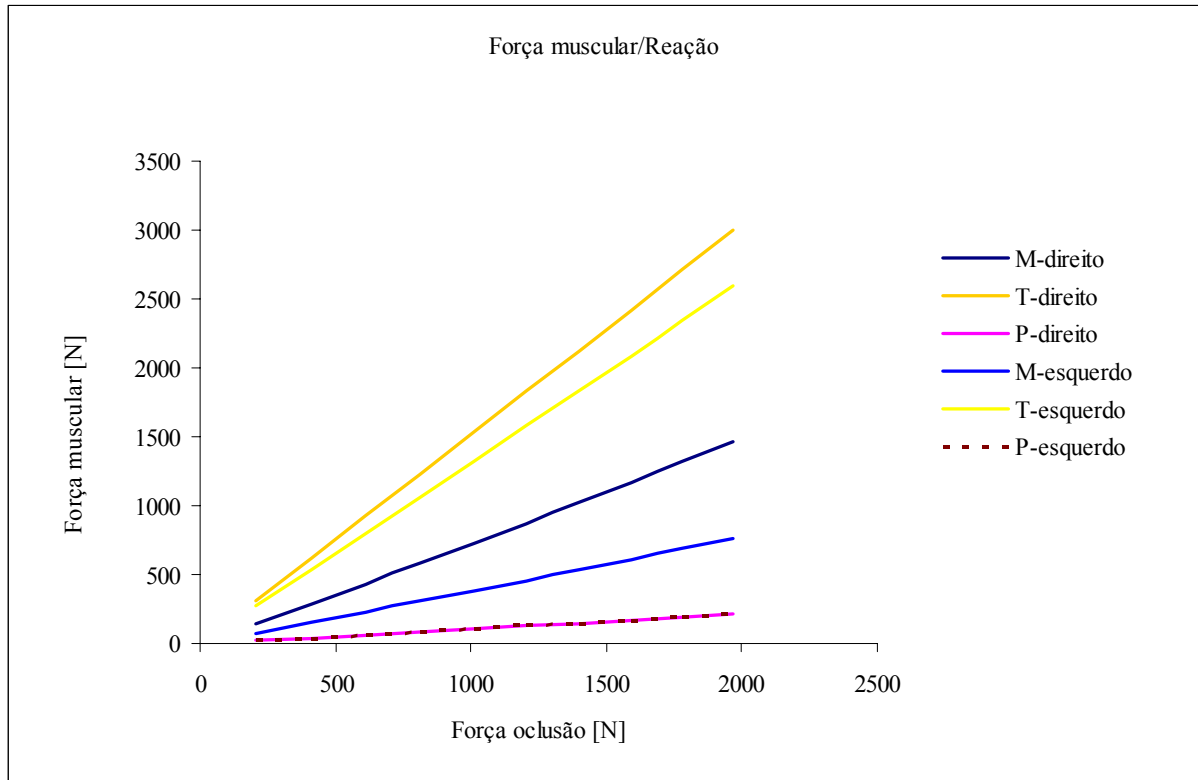


Figura 47 - Gráfico das forças muscular/reacção

Estes resultados estão de acordo com o que previamente foi analisado, ou seja, quanto maior a força desenvolvida maior a reacção causada no ponto de oclusão. Comparando as forças de oclusão com as forças musculares, é notório (Figura 48).

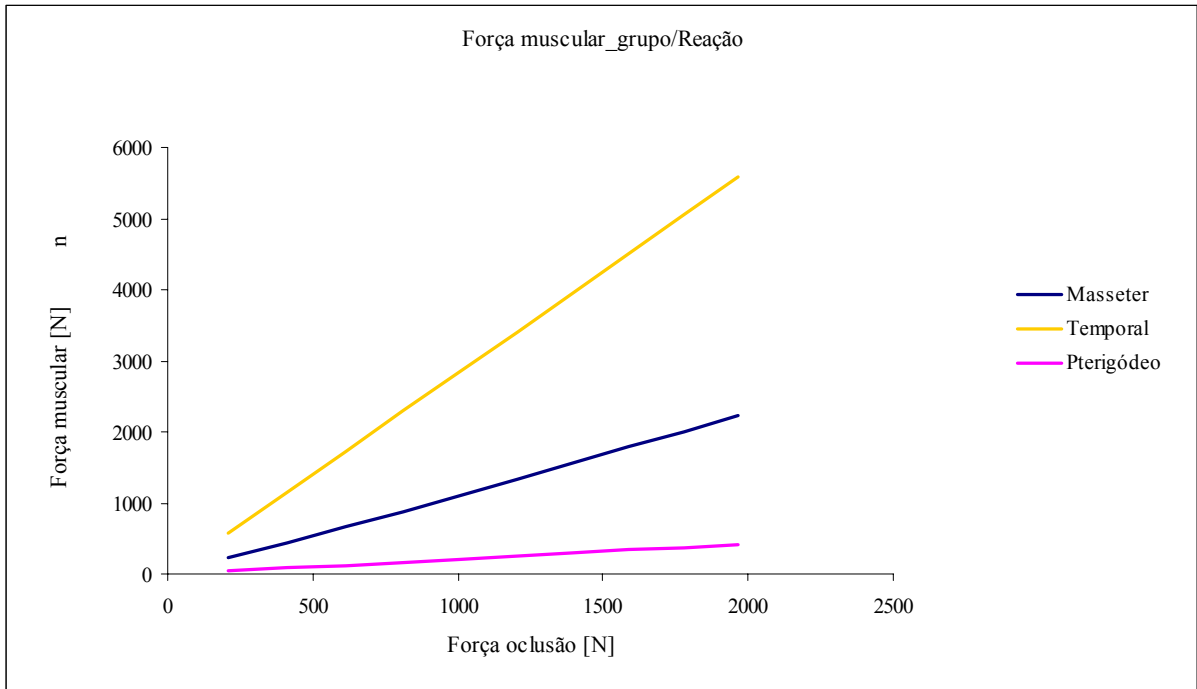


Figura 48 - Gráfico da força muscular grupo/reacção

Outro dado a analisar é a reacção nos processos condilares, visto ser a área da articulação propriamente dita, e o espaço onde a maioria das desordens surgem (Tabela 5 e Figura 49).

Tabela 5- Reacções nos pontos de restrição

Nó n.º	25740	17482	33941
[mm] \ [N]	Central	Côndilo Esquerdo	Côndilo Direito
0,3	206,08	114,31	145,74
0,6	409,92	227,61	289,99
0,9	611,60	339,91	432,75
1,2	811,16	451,24	574,06
1,5	1008,67	561,60	713,93
1,8	1204,17	671,00	852,39
2,1	1397,73	779,46	989,45
2,4	1589,37	886,98	1125,13
2,7	1779,16	993,59	1259,46
3	1967,15	1099,28	1392,45

As forças de oclusão são superiores às verificadas nos condilos. O côndilo direito apresenta valores superiores aos do lado esquerdo, o que já se verificava nas estruturas musculares.

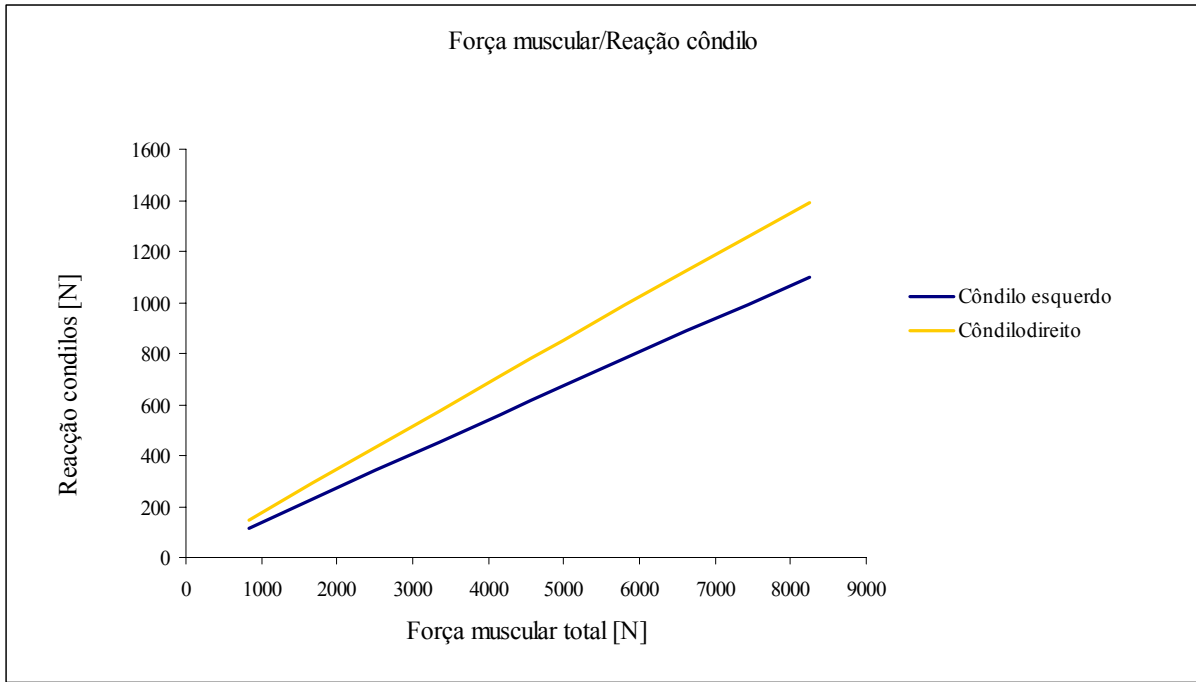


Figura 49 - Gráfico da força muscular/reacção nos processos condilares

Anteriormente foi visto que a distribuição desigual de força entre o lado direito e o lado esquerdo da mandíbula se mantinha bastante constante à medida que o valor total das forças aumentava (tabela 3). Seria então de esperar que as curvas que descrevem o aumento da reacção nos cõndilos à medida que a força muscular aumenta fossem paralelas. Ou seja, que se mantivesse a proporcionalidade na lateralidade. No caso vemos que o aumento da força muscular faz aumentar a reacção no cõndilo direito mais rapidamente do que no cõndilo esquerdo. Na tentativa de entender o fenómeno apresenta-se a figura 50.

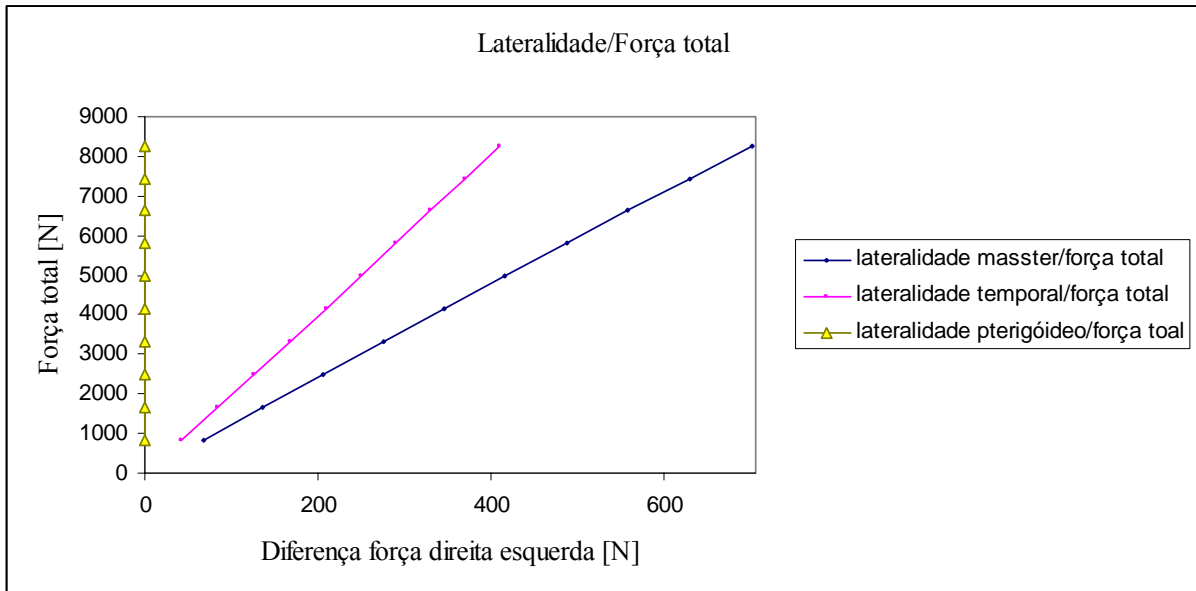


Figura 50 - Lateralidade versus força total

Estes dados indicam que a questão da lateralidade não é insensível ao valor total das forças presentes. À medida que o valor de força total exercida pelos diferentes grupos musculares aumenta também aumenta o desequilíbrio entre cada grupo muscular. Os músculos pterigóideo medial são relativamente constantes na sua lateralidade, mas os músculos temporal e masseter apresentam a sua lateralidade a aumentar à medida que aumenta a força. E os músculos que apresentam menor lateralidade inicial, os temporais, são os que mais

rapidamente vêm essa mesma lateralidade aumentada. Isto pode justificar o facto de a lateralidade total ser constante, os músculos temporis, os responsáveis pela maioria da força desenvolvida (68 %), vão aumentando a sua lateralidade mais rapidamente do que os masseter, que eram à partida os responsáveis maiores pela lateralidade total. Este maior aumento nos músculos que maior força desenvolve pode explicar a permanência da lateralidade total em valores praticamente constantes.

Analisando agora especificamente a reacção do osso as figuras 50 e 51 mostram o estado de tensão da mandíbula.

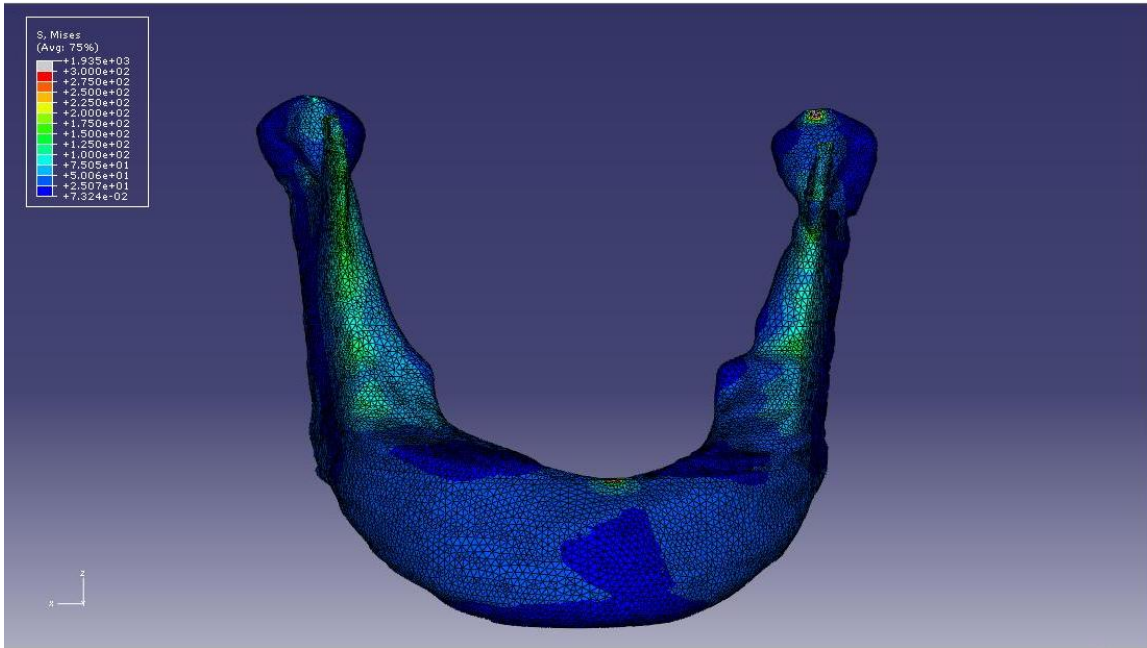


Figura 51 – Estado de tensão na mandíbula

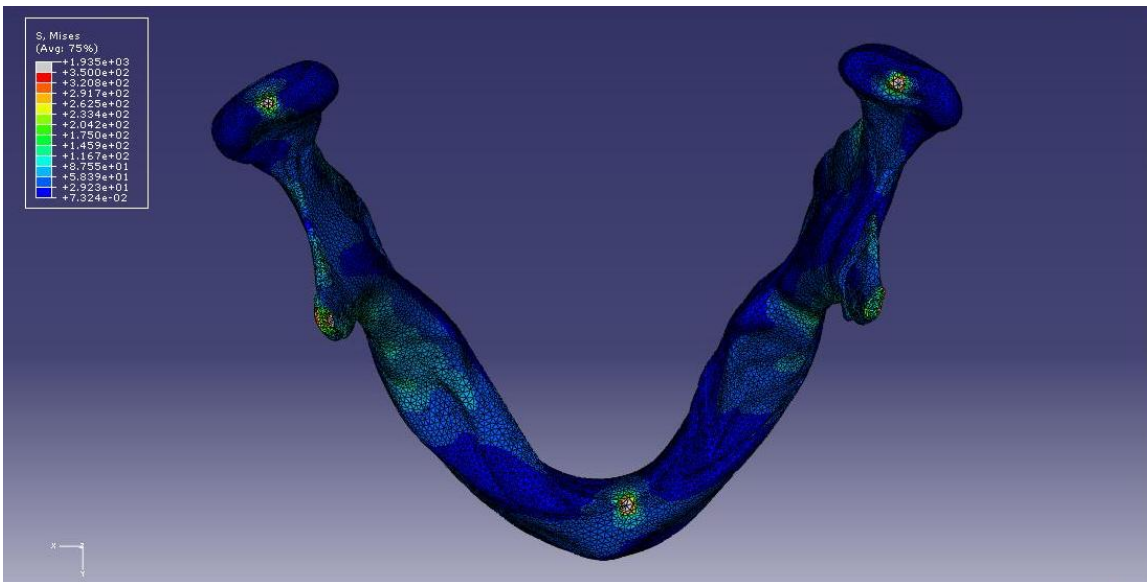


Figura 52 - Estado de tensão na mandíbula

As tensões de maior valor são como esperado apresentadas nos pontos onde foram impostas as condições de não deslocamento. Estes valores derivam directamente da concentração de tensão que se impõe ao sistema quando não se distribuem as restrições por áreas mas se concentram em pontos. Também se observa maior tensão nos processos coronóide, em particular do lado direito onde foram encontradas as maiores reacções. Na zona dos processos coronóide a tensão varia entre 100 a 200 MPa.

Em relação ao osso trabecular, figura 52, verifica-se que recebe tensões muito menores do que o osso cortical.

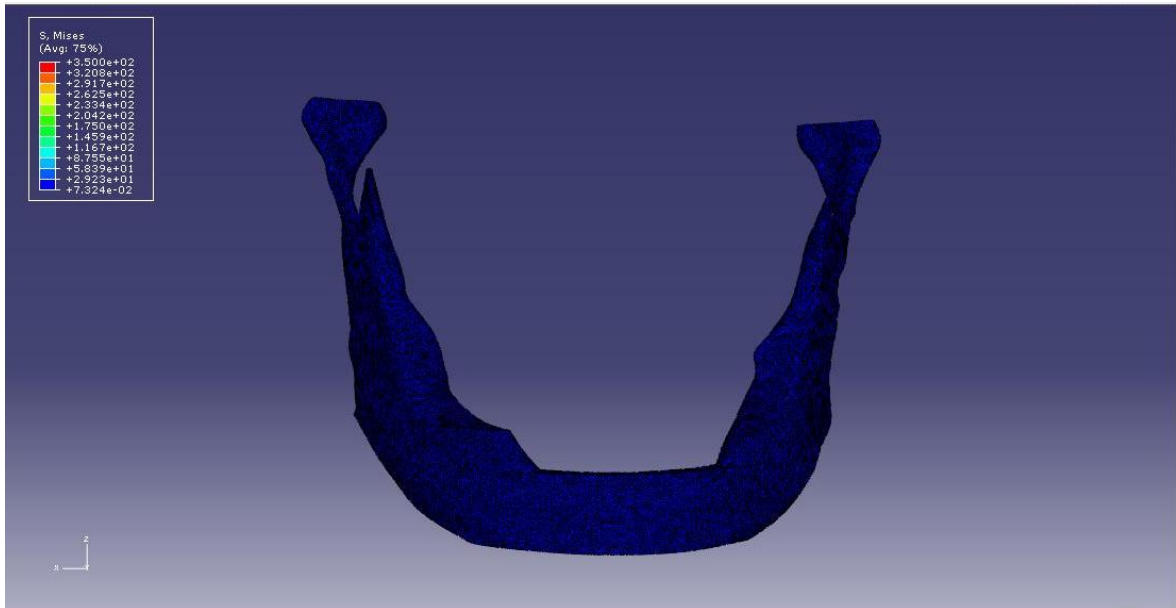


Figura 53 - Estado de tensão do osso trabecular

O valor máximo de tensão no osso trabecular é de 3.12 MPa enquanto que no osso cortical é de 1476.1 MPa. Isto provavelmente é justificado pelas importantes diferenças que existem nas propriedades mecânicas que cada tipo de tecido ósseo apresenta.

Resultados obtidos com a formulação Mooney – Rivlin

Tomando os valores das constantes apresentados por Amaya [12] para o disco articular ($C1=6,41$ e $C2=0,0019252$ MPa), as forças desenvolvidas apresentam-se na tabela 6 (incluí-se apenas os valores iniciais).

Tabela 6 - Forças desenvolvidas pelos músculos

		Lado direito			Lado esquerdo		
[mm]	[N]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		880,6	1908,7	84,3	374,1	2104,7	101,7
0,6		1763,9	3813,0	168,1	747,4	4187,1	204,1

Observando a primeira linha de resultados, que corresponde a um deslocamento de 0,3 mm nota-se que as forças desenvolvidas pelos músculos são demasiados elevadas para que estes resultados possam ser realistas (nomeadamente o músculo temporal apresenta valor de 1908.7 N). Apesar de não haver na literatura valores concretos para as forças desenvolvidas pelos músculos da ATM, analisando por exemplo o trabalho [24] as forças apresentadas como normais na oclusão são, 340, 528.6 e 191.4 N para os músculos masseter, temporal e pterigóideo respectivamente. Esta simulação parte da situação de oclusão para depois avaliar a parafunção de continuar o aperto da boca. Se nesta simulação entre a situação inicial de força zero e um deslocamento imposto no topo dos músculos de 0.3 mm se apresentam valores tão elevados como os mostrados na tabela 4, pensa-se que esta formulação não é representativa.

Resultados obtidos com a formulação Mooney – Rivlin

Tomando os valores das constantes apresentados por Janda [12] para o disco articular ($C_1= 0$ e $C_2= 0,022005$ MPa), as forças desenvolvidas apresentam-se na tabela 6 (incluí-se apenas os valores iniciais).

Tabela 7 – Forças desenvolvidas pelos músculos

		Lado direito			Lado esquerdo		
[mm]	[N]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		421,4	2068,5	19,8	157,7	2806,0	25,4
0,4		526,5	2586,5	24,7	197,1	3504,6	31,7

A presença dos valores **2068.5** e **2806.0 N** ao final de 0.3 mm de deslocamento, não parece plausível, ainda mais tendo em conta que os valores para o mesmo deslocamento dos restantes músculos estão dentro do esperado. Conclui-se mais uma vez que esta simulação não será realista.

4 Conclusões

4.1 Conclusões

A conclusão mais evidente deste trabalho é a absoluta necessidade de se conhecerem os parâmetros ajustados aos modelos constitutivos que são usados para se conseguir uma aproximação realista. Neste caso, a formulação que se revelou melhor, foi a formulação Neo-Hooke.

As tentativas de modelação pelo modelo de Mooney-Rivlin revelaram-se frustradas, muito provavelmente pela inadequada escolha de parâmetros. Apesar de apresentar resultados praticamente linear elásticos, a modelação Neo-Hooke mostrou resultados dentro de uma gama de valores aceitável para o sistema em estudo.

Em relação aos resultados obtidos, uma das primeiras conclusões a retirar é a de que, apesar dos músculos temporais serem responsáveis por 70% do total da força desenvolvida em cada momento, são os músculos masseter os que mais influenciam a lateralidade das forças desenvolvidas. Isto aparentemente é justificável no facto de que são os músculos masseter os que apresentam o maior desequilíbrio entre a força desenvolvida pelo lado direito e esquerdo, ou seja apresenta maior lateralidade.

Este estudo parece indicar que a anatomia do paciente em estudo favorece o desenvolvimento de forças maiores do lado direito do que lado esquerdo. As condições de restrições e cargas são semelhantes de ambos os lados, além do que, todos os músculos são activados no mesmo instante. Isto sugere que esta diferença seja devida a diferenças geométricas.

Uma hipótese é que essas diferenças poderão estar na diferença de volume dos músculos, na variação na área de inserção do músculo no osso ou na combinação de ambas. São várias as justificações que podem ser avançadas para esta hipótese. Pode ser resultado apenas de uma assimetria anatómica ou pode dever-se à dominância muscular, visto que este paciente é dextro. Pode haver um desvio postural (por exemplo, um membro menor que outro) que faça com que o paciente tente compensar desenvolvendo forças maiores no lado oposto. Pode haver uma inversão do ritmo respiratório que implica que o paciente recorreria a músculos acessórios, nomeadamente os do sistema mastigatório, para a função respiratória. Todos estes factores podem individualmente ou em conjunto explicar a assimetria da distribuição de forças dos músculos analisados.

4.2 Trabalho Futuro

- Modelar os restantes constituintes da articulação temporomandibular.
- Simular condições de funcionamento mais realistas, como seja, a simulação do desenvolvimento de forças através da simulação da contracção muscular.
- Usar leis constitutivas de materiais mais realistas, eventualmente que surjam de trabalhos de medição “in vivo”, ou sejam validados por experiências.

5 Referências e Bibliografia

- [1] W. B. Saunders “**Dorland’s Illustrated Medical Dictionary**” 28th ed”. Philadelphia, 1994
- [2] TosunT., Karabuda C., Cunhadaroglu C. – “**Evaluation of sep bruxism by polysomnographic analysis in patient with dental implant**” The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 18:286-291, 2003.
- [3] Kampe T., Tagdae T, Bader G, Edman G, Karlsson S. – “**Reported symptoms and clinical findings in a group of subjects with long standing bruxism behaviour**”. J Oral Rehab, 24:581-7, 1997.
- [4] Nóbilo KA et al – “**Técnica de Nóbilo para o tratamento do bruxismo: Caso clínico**”, Revista Odontológica da Universidade de Santo Amaro, 5 (1): 26-9 Jan-Jun, 2000.
- [5] Chapotat B. et al – “**Bruxism du sommeil: aspects fondamentaux cliniques**”. Journal de Parodontologie & Implantologie Orale, 18:277-289, 2001.
- [6] Aloé, Flávio et al – “**Bruxismo durante o sono**”. Neurociências, 11 (1): 4-7,2003.
- [7] www.clinicawhite.com.br
- [8] www.austindental.com
- [9] Roberto Nascimento Maciel “**Oclusao e ATM: procedimentos clínicos**” Editora Santos, 1ª edicao, São Paulo, 1996,
- [10] Donald L. Bartel; Dwight T. Davy; Tony M. Keaveny “**Orthopaedic Biomechanics – Mechanics And Design in Musculoskeletal Systems**” - Pearson Prentice Hall 2006
- [11] M. Silva IST- “**Curso de Biomecânica do Movimento**” Apoio às aulas 2004
- [12] Amaya Pérez del palomar Aldeã “**Modelos de comportamiento para el cartílago articular: Aplicación a la simulación de la articulación temporomandibular**”. Zaragoza, Junho 2004
- [13] Frank H. “**Atlas de Anatomia Humana**”. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- [14] www.auladeanatomia.com/osteologia/mandibula.htm
- [15] Prof. Dr. Valdemar Ferreira Gomes “**Anatomia da ATM**” –Serviço de estomatologia e cirurgia maxilo-facial do Hospital Geral de Santo António.
- [16] Raquel S. Lotti, André Wilson Machado, Ênio Tonani Mazzeiro, Janes Landre Júnior - “**Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos**”- Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, mar./abril 2006
- [17] C. KOBER’ R. SADER B. ERDMANN H.—F. ZEILHOFER J. LANG “**Adaptive Finite Element Simulation of the human Mandible Using a New Physiological Model of the Masticatory Muscles**” ZIB-Report 04-16 (June 2004)
- [18] “**Telemedicina e Informática Médica FMUSP**” – Faculdade de Medicina de Universidade de São Paulo
- [19] N.Inou, M.Koseki, H.Tanizaki and K.Maki “**Development of The Support System for Individual Stress Analysis of a Bone**” Biomadrid 2004

- [20] Christian Clason et al -**“A Method for Material Parameter Determination for the Human Mandible Based on Simulation and Experiment”** Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Volume 7, Issue 5 October 2004 , pages 265 - 276
- [21] – Y. C. Fung **“Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues”** Springer 2nd Edition 1996
- [22] Estefanía Peña Baquenado **“Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada”** –Zaragoza, Fevereiro de 2004
- [23] Martina Fricová, Zdenek Horák, Svatava Konvicková **“Modelling of temporomandibular joint and FEM analysis”** Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol. 8, No. 1, 2006
- [24] Stepán Janda **“Biomechanics of the pelvic floor musculature”**- Technische Universiteit Delft, 2006
- [25] Jan Harm Koolstra **“Number Crunching with the Human Masticatory System”** J Dent Res 82(9):672-676, 2003
- [26] Maria Fernanda Gentil Costa **“Estudo biomecânico do ouvido médio”**, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto ,Janeiro - 2008
- [27] http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1b/Illu_muscle_tissues.jpg

ANEXO A: Resultados da formulação Neo-Hookeana

		3 FORÇAS				
Deslocamento		nó n.º		25740	17482	33941
incremento	[mm]	[mm] [N]		Central	Condilo Esquerdo	Condilo Direito
				0,10	0,3	0,3
0,20	0,6	0,6	409,92	227,61	289,99	
0,30	0,9	0,9	611,60	339,91	432,75	
0,40	1,2	1,2	811,16	451,24	574,06	
0,50	1,5	1,5	1008,67	561,60	713,93	
0,60	1,8	1,8	1204,17	671,00	852,39	
0,70	2,1	2,1	1397,73	779,46	989,45	
0,80	2,4	2,4	1589,37	886,98	1125,13	
0,90	2,7	2,7	1779,16	993,59	1259,46	
1,00	3,0	3	1967,15	1099,28	1392,45	

Musculos								
		Lado direito			Lado esquerdo			
[N]	[mm]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Totais
		0,1	144,1	311,3	20,4	76,0	268,8	20,3
0,2	288,8	619,9	41,0	152,1	535,2	40,9	1677,9	
0,3	434,2	925,7	61,8	228,3	799,3	61,7	2511,1	
0,4	580,1	1229,0	82,8	304,7	1061,2	82,7	3340,5	
0,5	726,7	1529,8	103,9	381,2	1320,9	103,8	4166,4	
0,6	873,9	1828,1	125,2	458,0	1578,5	125,0	4988,9	
0,7	1021,8	2124,2	146,6	535,0	1834,2	146,4	5808,1	
0,8	1170,2	2417,9	168,1	612,2	2088,0	167,9	6624,2	
0,9	1319,2	2709,5	189,7	689,6	2339,9	189,5	7437,4	
1,0	1468,8	2998,9	211,4	767,3	2590,1	211,3	8247,8	

	Grupos	Variação					
		Maseter	Temporal	Pterigoideo	T/M	T/P	
	0,10	0,3	220,06	580,17	40,74	263,6%	1424,1%
	0,20	0,6	440,87	1155,12	81,94	262,0%	1409,7%
	0,30	0,9	662,46	1725,06	123,54	260,4%	1396,3%
	0,40	1,2	884,82	2290,19	165,49	258,8%	1383,9%
	0,50	1,5	1107,98	2850,66	207,73	257,3%	1372,3%
	0,60	1,8	1331,95	3406,67	250,24	255,8%	1361,4%
	0,70	2,1	1556,74	3958,37	292,98	254,3%	1351,1%
	0,80	2,4	1782,37	4505,90	335,96	252,8%	1341,2%
	0,90	2,7	2008,84	5049,41	379,18	251,4%	1331,7%
	1,00	3,0	2236,17	5589,03	422,64	249,9%	1322,4%
	média					256,6%	1369,4%

	Totais			
	Maseter	Temporal	Pterigóideo	
	0,10	26,2%	69,0%	4,8%
	0,20	26,3%	68,8%	4,9%
	0,30	26,4%	68,7%	4,9%
	0,40	26,5%	68,6%	5,0%
	0,50	26,6%	68,4%	5,0%
	0,60	26,7%	68,3%	5,0%
	0,70	26,8%	68,2%	5,0%
	0,80	26,9%	68,0%	5,1%
	0,90	27,0%	67,9%	5,1%
	1,00	27,1%	67,8%	5,1%
	média	26,6%	68,4%	5,0%

	Variação entre cõndilos		
	Valor absoluto	Porcentagem	
	0,10		
	0,20	31,4	21,57%
	0,30	62,4	21,51%
	0,40	92,8	21,45%
	0,50	122,8	21,40%
	0,60	152,3	21,34%
	0,70	181,4	21,28%
	0,80	210,0	21,22%
	0,90	238,1	21,17%
	1,00	265,9	21,11%
	média	293,2	21,05%

Lateralidade parcial				
[mm]	[N]	Maseter	Temporal	Pterigoideo
0,10	0,3	68,1	42,5	0,0
0,20	0,6	136,8	84,6	0,1
0,30	0,9	205,9	126,4	0,1
0,40	1,2	275,5	167,8	0,1
0,50	1,5	345,5	208,9	0,1
0,60	1,8	415,9	249,6	0,1
0,70	2,1	486,8	290,0	0,2
0,80	2,4	558,0	330,0	0,2
0,90	2,7	629,6	369,6	0,2
1,00	3,0	701,5	408,8	0,1

Lateralidade				
	%	Maseter	Temporal	Pterigoideo
0,10	0,3	47,3%	13,7%	0,2%
0,20	0,6	47,3%	13,7%	0,2%
0,30	0,9	47,4%	13,7%	0,1%
0,40	1,2	47,5%	13,7%	0,1%
0,50	1,5	47,5%	13,7%	0,1%
0,60	1,8	47,6%	13,7%	0,1%
0,70	2,1	47,6%	13,7%	0,1%
0,80	2,4	47,7%	13,6%	0,1%
0,90	2,7	47,7%	13,6%	0,1%
1,00	3,0	47,8%	13,6%	0,1%
	% Média	47,55%	13,6%	0,1%

ANEXO B: Resultados da formulação Mooney-Rivlin – 1ª

Musculos		Lado direito			Lado esquerdo		
[mm]	[N]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		880,6	1908,7	84,3	374,1	2104,7	101,7
0,6		1763,9	3813,0	168,1	747,4	4187,1	204,1
0,9		2650,1	5712,8	251,7	1120,1	6248,2	306,9
1,2		3539,3	7607,8	334,9	1492,3	8288,9	410,2
1,5		4431,5	9497,9	417,9	1864,0	10309,9	514,0
1,8		5326,8	11382,9	500,7	2235,2	12311,6	618,2
2,1		6225,2	13262,5	583,2	2606,0	14294,3	722,7
2,4		7127,0	15136,7	665,5	2976,2	16258,1	827,6
2,7		8031,9	17005,3	747,6	3345,7	18202,7	932,8
3,0		8940,3	18868,0	829,6	3714,3	20127,7	1038,3

ANEXO C: Resultados da formulação Mooney-Rivlin – 2ª

Musculos		Lado direito			Lado esquerdo		
[mm]	[N]	Masseter	Temporal	Pterigóideo	Masseter	Temporal	Pterigóideo
0,3		421,4	2068,5	19,8	157,7	2806,0	25,4
0,4		526,5	2586,5	24,7	197,1	3504,6	31,7
0,5		684,0	3364,0	32,1	256,3	4550,3	41,3
0,7		920,0	4531,4	43,1	345,0	6114,0	55,8
0,9		1273,2	6284,5	59,7	478,2	8448,0	77,5
1,3		1801,4	8917,5	84,3	678,0	11922,6	110,4
1,3		1850,9	9164,5	86,6	696,7	12246,6	113,5
1,3		1869,4	9257,1	87,5	703,7	12368,0	114,7
1,3		1871,1	9265,8	87,6	704,4	12379,4	114,8
1,3		1873,7	9278,8	87,7	705,4	12396,5	115,0
1,3		1873,9	9279,5	87,7	705,4	12397,3	115,0
1,3		1873,9	9279,5	87,7	705,4	12397,3	115,0
1,3		1873,9	9279,5	87,7	705,4	12397,4	115,0
1,3		1873,9	9279,6	87,7	705,4	12397,4	115,0
1,3		1873,9	9279,7	87,7	705,4	12397,6	115,0
1,3		1873,9	9279,8	87,7	705,4	12397,7	115,0
1,3		1874,0	9280,0	87,7	705,5	12398,0	115,0
1,3		1874,0	9280,3	87,7	705,5	12398,4	115,0
1,3		1874,1	9280,7	87,7	705,5	12398,9	115,0
1,3		1874,2	9281,4	87,7	705,6	12399,8	115,0
1,3		1874,4	9282,3	87,7	705,6	12401,1	115,0
1,3		1874,7	9283,8	87,8	705,7	12403,0	115,0
1,3		1875,2	9286,0	87,8	705,9	12405,9	115,1
1,3		1875,8	9289,3	87,8	706,2	12410,2	115,1
1,3		1876,8	9294,3	87,8	706,5	12416,7	115,2
1,3		1878,3	9301,7	87,9	707,1	12426,4	115,3
1,3		1880,5	9312,8	88,0	708,0	12441,0	115,4
1,3		1883,9	9329,5	88,2	709,2	12462,9	115,6
1,4		1888,9	9354,6	88,4	711,1	12495,8	115,9
1,4		1896,4	9392,2	88,8	714,0	12545,0	116,4
1,4		1907,7	9448,6	89,3	718,2	12618,9	117,1
1,4		1924,6	9533,2	90,1	724,7	12729,7	118,2
1,4		1950,0	9660,1	91,3	734,3	12895,8	119,8