



# **Estudo Numérico de Implantes Traqueobrônquicos**

Mestrado em Engenharia Mecânica – Produção Industrial

João Miguel Brites Pinto

Leiria, setembro de 2022



# **Estudo Numérico de Implantes Traqueobrônquicos**

Mestrado em Engenharia Mecânica – Produção Industrial

João Miguel Brites Pinto

Trabalho de Projeto realizado sob a orientação do Professor Doutor Rui Rúben

Leiria, setembro de 2022

# **Originalidade e Direitos de Autor**

O presente relatório de projeto é original, elaborado unicamente para este fim, tendo sido devidamente citados todos os autores cujos estudos e publicações contribuíram para o elaborar.

Reproduções parciais deste documento serão autorizadas na condição de que seja mencionado o Autor e feita referência ao ciclo de estudos no âmbito do qual o mesmo foi realizado, a saber, Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica – Produção Industrial, no ano letivo 2021/2022, da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, e, bem assim, à data das provas públicas que visaram a avaliação destes trabalhos.

# Agradecimentos

A realização deste trabalho não seria possível sem a ajuda e o apoio de várias pessoas a quem gostaria de agradecer.

Em primeiro lugar ao Professor Doutor Rui Rúben, pela oportunidade que me deu ao apresentar-me este projeto, bem como pela orientação ao longo do mesmo.

A toda a minha família, em especial aos meus pais e à minha irmã, por todo o apoio que sempre me deram e continuam a dar na minha vida.

À Bárbara pela motivação e paciência que teve para me fazer continuar e concluir mais uma jornada.

Ao Jairson por toda a ajuda que me deu e pela partilha de experiência desde o início do trabalho.

A todos os meus amigos que me acompanharam e apoiaram ao longo deste projeto e todo o meu percurso académico.

# Resumo

O presente trabalho foi realizado no âmbito do projeto SaFe-Desenvolvimento e Fabrico de Implantes Traqueobrônquicos (POCI-01-0247-FEDER-039713). O objetivo deste trabalho é apresentar uma simplificação da simulação numérica, nomeadamente dos modelos dos materiais pelo processo de homogeneização. As simulações numéricas foram executadas no software Abaqus, sendo apresentados os resultados de 4 simulações, uma com implante e outra sem implante para os materiais reais, e igualmente para os materiais homogeneizados.

Tratando-se então de uma primeira abordagem à simplificação dos modelos dos materiais, também a complexidade geométrica foi reduzida. Assim o implante foi considerado um cilindro, com elementos do tipo “*shell*”, tendo os pinos sido ignorados nesta primeira fase enquanto a traqueia foi modelada com um tubo cilíndrico, mas foram considerados elementos tridimensionais.

Os modelos constitutivos dos materiais considerados inicialmente foram retirados da bibliografia, sendo que o silicone e a cartilagem foram considerados materiais elásticos isotrópicos, o ligamento hiperelástico pelo modelo de Neo-Hooke e o músculo liso hiperelástico anisotrópico pelo modelo de Holzapfel. Por outro lado, os materiais simplificados obtidos pelo processo de homogeneização foram ajustados pelo modelo hiperelástico de Holzapfel.

Nas simulações sem implante, os resultados obtidos apresentaram uma grande diferença entre os materiais reais e os materiais homogeneizados. No entanto, uma análise visual da dispersão da tensão máxima principal demonstrou que o comportamento da traqueia é idêntico com ambos os materiais. Tendo em conta que a discrepância de valores diminui à medida que se analisam as camadas mais interiores, e que ao colocar o implante a zona de maior relevância para o estudo é a zona de contacto entre a traqueia e o implante, as simulações com implante foram realizadas.

Tal como esperado, as simulações com implante demonstraram que na zona de contacto os resultados são bastante próximos. A análise da variação da tensão e da pressão de contacto ao longo de toda a simulação demonstrou que os materiais reais têm mais dificuldade em lidar com os deslocamentos impostos.

Concluído o trabalho, com os resultados obtidos demonstrou-se que com os materiais reais e com os materiais homogeneizados os resultados são idênticos na zona de contacto, que é a região com maior interesse, apresentando um desvio de apenas 5.24%. Assim, comprovou-se que a simplificação dos modelos dos materiais é uma hipótese válida para a zona de contacto entre o implante e a traqueia.

**Palavras-chave:** Traqueia, Implantes Traqueobrônquicos, Elementos Finitos, Abaqus

# Abstract

The present work was accomplished within the scope of the project SaFe – Development and Fabrication of Tracheobronchial Stents (POCI-01-0247-FEDER-039713). The objective is to present a simplification of the numerical simulation, namely of the models of materials by the homogenization process. Numerical simulations were performed in Abaqus software, being presented the results of 4 simulations, one with the stent and other without the stent for the real materials, and equally for the homogenised materials.

Since this is a first approach to simplifying the models of the materials, geometric complexity was also reduced. Thus, the stent was considered a cylinder, with shell type elements, having the studs being ignored in this first phase while the trachea was modelled with a cylindrical tube, but three-dimensional elements were considered.

The constitutive models of the materials initially considered were taken from bibliography, where silicone and cartilage were considered isotropic elastic materials, ligament isotropic hiperelastic by Neo-Hooke model and the smooth muscle anisotropic hiperelastic by Holzapfel model. On the other hand, simplified materials obtained by the process of homogenization were fitted by the Holzapfel hiperelastic model.

In the simulations without stent, the obtained results presented a big difference between real materials and homogenised materials. However, a visual analysis of principal maximum stress dispersion showed that the behaviour of the trachea is identical with both materials. Considering that the value discrepancy decreases as the inner layers are analysed, and that by placing the stent the region with greatest relevance for the study is the contact zone between trachea and stent, the simulations with stent were performed.

As expected, the simulations with stent showed that in the contact zone the results are very close. The stress and contact pressure variation analysis throughout the simulation showed that the real materials have more difficulties dealing with the imposed displacements.

In conclusion, with the obtained results it was shown that with the real materials and with the homogenised materials the results are identical in the contact zone, which is the

region with greatest interest, presenting a deviation of just 5.24%. Thus, it has been proven that the simplification of the models of the materials is a valid hypothesis for the contact zone between the stent and the trachea.

**Keywords:** Trachea, Tracheobronchial Stents, Finite Elements, Abaqus

# Índice

<b>Originalidade e Direitos de Autor .....</b>	<b>iii</b>
<b>Agradecimentos .....</b>	<b>iv</b>
<b>Resumo .....</b>	<b>v</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>vii</b>
<b>Lista de Figuras .....</b>	<b>xi</b>
<b>Lista de Tabelas.....</b>	<b>xii</b>
<b>Lista de siglas e acrónimos .....</b>	<b>xiii</b>
<b>1. Introdução .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Estado de Arte.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1. A Traqueia .....</b>	<b>3</b>
2.1.1. Anatomia, Fisiologia e Histologia .....	3
2.1.2. Patologias .....	6
<b>2.2. Implantes Traqueobrônquicos .....</b>	<b>8</b>
2.2.1. Tratamentos Convencionais .....	10
2.2.2. Implantes de Silicone .....	10
2.2.3. Implantes Metálicos.....	12
2.2.4. Novos Implantes .....	13
<b>2.3. Método dos Elementos Finitos.....</b>	<b>14</b>
2.3.1. Análise de Implantes .....	15
<b>3. Estudo Numérico .....</b>	<b>17</b>
<b>3.1. Metodologia.....</b>	<b>17</b>
3.1.1. Análise MEF.....	17
3.1.2. Homogeneização .....	21
<b>3.2. Resultados e Discussão .....</b>	<b>23</b>
3.2.1. Materiais homogeneizados .....	24
3.2.2. Tempo de simulação .....	25
3.2.3. Simulações sem implante .....	26
3.2.4. Simulações com implante.....	28
<b>4. Conclusão .....</b>	<b>35</b>

<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>36</b>
<b>Webgrafia .....</b>	<b>39</b>

# Lista de Figuras

Figura 1 - Vista anterior da traqueia (adaptada de [1]).....	4
Figura 2 - Anatomia da parede da traqueia (adaptado de [WB1]).....	5
Figura 3 - Imagem da histologia da traqueia (adaptada de [WB2]).....	6
Figura 4 - Exemplo do implante de Dumon, em Y e em forma de ampulheta (adaptado de [WB3]) ..	12
Figura 5 - Implante Ultraflex™ com e sem cobertura (adaptado de [WB5]) .....	13
Figura 6 - Modelo simples da traqueia (verde – cartilagem; cinzento – ligamento; vermelho – músculo liso) e respetivas condições de fronteira.....	17
Figura 7 - (A) Implante utilizado nas simulações [amarelo - espessura de 0.7mm; cinzento - espessura de 1mm]; (B) Vista do topo do implante com a devida espessura.....	20
Figura 8 - Posição do implante na traqueia .....	20
Figura 9 - Região da traqueia correspondente à Zona 3 antes da homogeneização .....	22
Figura 10 - Ficheiro de saída com os dados do material homogeneizado da Zona 1 .....	22
Figura 11 - Divisão da traqueia em 3 regiões diferentes (verde – zona 1; cinzento – zona 2; vermelho – zona 3).....	23
Figura 12 - Gráfico tensão-deformação da Zona 1 .....	23
Figura 13 - Visualização dos resultados da membrana exterior com as vistas anterior (cima) e posterior (baixo) nas simulações com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) sem implante .....	27
Figura 14 - Visualização dos resultados da membrana interior sem implante com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) .....	28
Figura 15 - Gráfico da variação da tensão máxima principal na zona de contacto ao longo do tempo	30
Figura 16 - Gráfico da variação da pressão de contacto na zona de contacto ao longo do tempo.....	31
Figura 17 – Visualização dos resultados da membrana exterior com as vistas anterior (cima) e posterior (baixo) nas simulações com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) com implante .....	32
Figura 18 - Visualização dos resultados com implante da membrana interior com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) .....	33
Figura 19 - Visualização dos resultados da zona de contacto com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) .....	34

# Lista de Tabelas

Tabela 1 - Exemplos de tumores primários benignos e malignos que afetam a traqueia (adaptada de [4]) .....	7
Tabela 2 - Propriedades dos materiais da traqueia e do implante (adaptada de [7]) .....	16
Tabela 3 - Condições de fronteira impostas à traqueia (adaptada de [7]) .....	19
Tabela 4 - Parâmetros dos materiais homogeneizados da traqueia .....	24
Tabela 5 - Tempos de simulação das diferentes análises executadas.....	25
Tabela 6 - Resultados obtidos para a tensão máxima principal sem implante .....	26
Tabela 7 - Resultados da tensão máxima principal das simulações com implante .....	28
Tabela 8 - Resultados de CPRESS, CLSIP1 E CSLIP2 das simulações com implante .....	29

## Lista de siglas e acrónimos

CT	<i>Computed Tomography</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
TAC	Tomografia Axial Computorizada



# 1. Introdução

## Introdução

A traqueia é um órgão tubular que pertence ao sistema respiratório que funciona como canal para a passagem do ar, constituída por cerca de 18 a 22 anéis de cartilagem [1]. É constituída ainda por tecido conjuntivo a ligar os anéis de cartilagem, e uma parede posterior de músculo liso [2]. A patologia mais recorrente que afeta a traqueia é a estenose, que causa uma diminuição da secção livre do lúmen [3]. Para além desta, existem outras patologias associadas à traqueia, como por exemplo, tumores, contudo, na grande maioria são tumores secundários [4].

São vários os tratamentos existentes para as patologias acima mencionadas, sendo que as técnicas convencionais como a cirurgia [3] ou a broncoscopia são as preferidas. Contudo, nem todos os pacientes preenchem todos os requisitos para a cirurgia, ou as técnicas de broncoscopia não apresentam resultados duradouros. Deste modo, a utilização de implantes permite um alívio dos sintomas mais duradouro, podendo por isso atuar com uma ponte até à cirurgia, ou como uma medida paliativa [5].

Os implantes são maioritariamente poliméricos, sendo o material preferido o silicone, ou metálicos, na sua maioria feitos de nitinol [6]. Atualmente existe uma grande variedade de implantes traqueobrônquicos, mas o implante de Dumon continua a ser o mais utilizado globalmente. Este implante consiste num tubo reto com pinos que auxiliam a sua fixação à traqueia prevenindo a sua migração [7].

O presente trabalho foi realizado no âmbito do projeto SaFe-Desenvolvimento e Fabrico de Implantes Traqueobrônquicos, com foco nos trabalhos de simulação computacional da interação entre o implante e a traqueia. Os trabalhos na área dos implantes traqueobrônquicos têm vindo a ganhar relevância ao longo dos anos. Todavia, a informação disponível ainda se mostra escassa, principalmente no âmbito de análises de maior complexidade incluindo todos os dados da traqueia.

A simulação computacional de tecidos biológicos requer uma modelação bastante rigorosa do problema. Os tecidos são maioritariamente não lineares, com características

bastante próprias pelo que se trata de problemas bastante complexos. Esta complexidade acrescida torna as simulações bastante demoradas, uma particularidade muito pouco desejada neste tipo de estudo.

Neste sentido, o objetivo deste trabalho é a simplificação do problema em estudo, conseguindo assim uma redução da sua complexidade e conseqüentemente do tempo de simulação, simplificando o modelo dos materiais pela técnica de homogeneização. Assim, foram utilizadas ferramentas computacionais, especificamente, o software Abaqus v. 6.19 da Dassault Systèmes® para a simulação numérica e algoritmos desenvolvidos em Python 3.8.5 para as técnicas de homogeneização, otimização e obtenção de resultados.

### **Estrutura do trabalho**

Este trabalho encontra-se dividido em quatro capítulos, sendo que no Capítulo 1 apresenta-se uma breve introdução ao tema do projeto bem como dos respectivos objetivos. No capítulo 2 são abordados os diferentes conceitos teóricos, com base na bibliografia existente, para contextualizar o leitor em relação ao projeto. Serão abordados apenas os tópicos referentes à traqueia e ao método dos elementos finitos (MEF).

No Capítulo 3 é apresentada a metodologia do trabalho, bem como os modelos construídos e os resultados obtidos nas diferentes simulações executadas. Também o processo de homogeneização é descrito neste capítulo e são apresentados os parâmetros dos materiais simplificados. Ao longo do capítulo é feita a respectiva discussão dos resultados obtidos.

Por último, no Capítulo 4 são apresentadas as conclusões retiradas do presente trabalho, e são feitas as considerações finais quer ao trabalho realizado quer a futuros trabalhos nesta área.

## 2. Estado de Arte

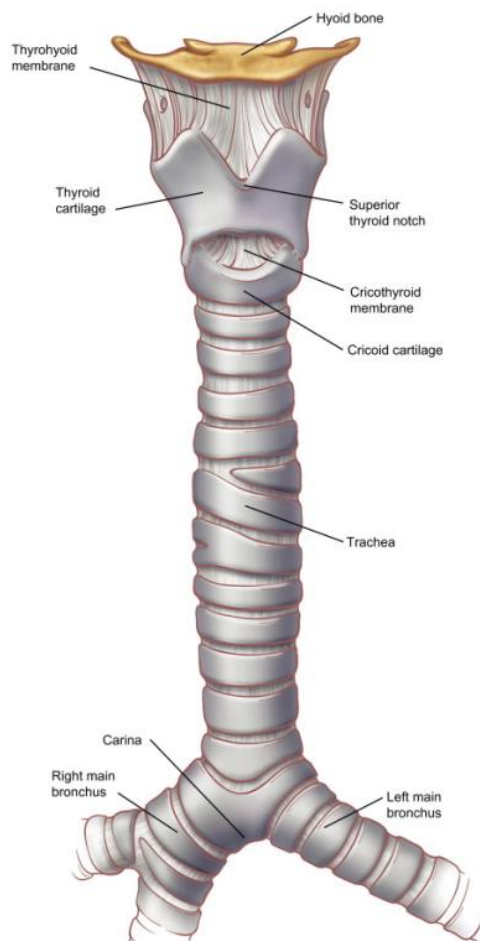
### 2.1.A Traqueia

A traqueia é um órgão que pertence ao sistema respiratório juntamente com o nariz externo, cavidade nasal, faringe, laringe, os brônquios e por fim os pulmões. A principal função do sistema respiratório é a respiração, contudo, desempenha outras funções como a regulação do pH sanguíneo, a proteção contra microrganismos, a produção de sons, o olfato e a produção de mediadores químicos [8].

Pode ser classificado quanto à sua estrutura e quanto à sua funcionalidade. No primeiro caso, divide-se em trato respiratório superior, composto pelo nariz externo, cavidade nasal, faringe e laringe, e em trato respiratório inferior, composto pela traqueia, brônquios e pulmões. Por outro lado, relativamente à sua funcionalidade, divide-se em zona condutora, onde há a passagem do ar desde o nariz aos bronquíolos, e em zona respiratória, onde ocorrem as trocas gasosas dentro dos pulmões [8].

#### 2.1.1. Anatomia, Fisiologia e Histologia

A traqueia é um órgão que funciona como canal que permite ao ar chegar aos pulmões [1] e que tem ainda como funções limpar e aquecer o ar que circula no seu lúmen [9]. É uma estrutura tubular, que está posicionada anteriormente em relação ao esófago [2], e contínua à laringe, começando logo a seguir à cartilagem cricoide, estendendo-se até à carina, como ilustrado na Figura 1. A sua parte mais proximal localiza-se na zona cervical, ao nível das vértebras C6-C7, enquanto a parte mais distal se localiza na zona do peito, ao nível das vértebras T4-T5 [10]. Nesta zona divide-se em brônquios principais, esquerdo e direito [2]. O seu comprimento varia entre 10 e 13 cm, sendo que geralmente é maior nos homens que nas mulheres [10].



**Figura 1 - Vista anterior da traqueia (adaptada de [1])**

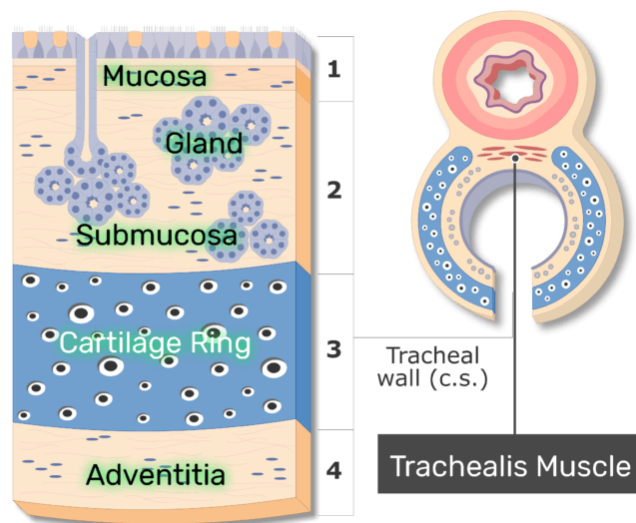
Em posição de relaxamento, a traqueia distingue-se entre zona cervical e zona torácica. Já quando o pescoço é totalmente flexionado, a cartilagem cricoide pode descer completamente até à zona do esterno [10].

O comprimento da traqueia acompanha o crescimento da pessoa bem como varia o formato da sua secção transversal. Prova disto, é o facto de à nascença, a traqueia ser circular [1], enquanto que nos adultos a sua secção transversal pode ter diferentes formas, podendo ser em C, em U ou com um formato elíptico [10]. O formato elíptico é mais comum nos adultos, sendo o seu diâmetro cerca de 2.3 cm no plano coronal e 1.8 cm no plano sagital nos homens e 2.0 cm e 1.4 cm, nos mesmos planos respetivamente, para as mulheres [9]. A espessura da sua parede é de aproximadamente 3 mm [1].

É composta por cerca de 18 a 22 anéis incompletos de cartilagem hialina [1], sendo que a cartilagem cricoide é o único anel completo. Cada anel mede aproximadamente 4 mm [1], existindo assim cerca de 2 anéis por cada centímetro da traqueia [10]. A função destas

estruturas é fornecer um suporte rígido, para que a parede da traqueia não colapse sobre si e a sua geometria permite ao esôfago expandir-se durante a deglutição [2]. Na parte posterior, é composta por fibras de músculo liso, que ajudam a regular o diâmetro da traqueia [11], preenchendo cerca de um terço da área circular [12]. A cartilagem e o músculo liso são os tecidos que mais influenciam as características mecânicas da traqueia [11], sendo que a sua grande não linearidade se deve maioritariamente ao músculo.

A Figura 2 ilustra as diferentes camadas que compõe a traqueia, onde a ligar os anéis de cartilagem existe uma membrana intercartilágnea que confere flexibilidade necessária [9]. Existem ainda duas membranas uma no interior e outra no exterior. A membrana interior divide-se entre a submucosa e a mucosa [9], que é onde se encontram o muco e os cílios responsáveis pela eliminação de microrganismos [1]. Por outro lado, a membrana exterior chama-se adventícia, que pela sua rigidez, pode ajudar nas grandes deformações a que este órgão está sujeito [13]. Na Figura 3 é possível observar uma imagem da histologia da traqueia onde as diferentes regiões mencionadas anteriormente são facilmente identificadas.



**Figura 2 - Anatomia da parede da traqueia (adaptado de [WB1])**

O sangue chega à traqueia através de pequenas ramificações de grandes artérias laterais, e que irrigam o sangue no ligamento intercartilágneo. Na zona cervical, existem três ramificações traqueoesofágicas que derivam da artéria da tireoide inferior. Já na zona torácica, o sangue provém das artérias dos brônquios, provenientes da aorta [1].

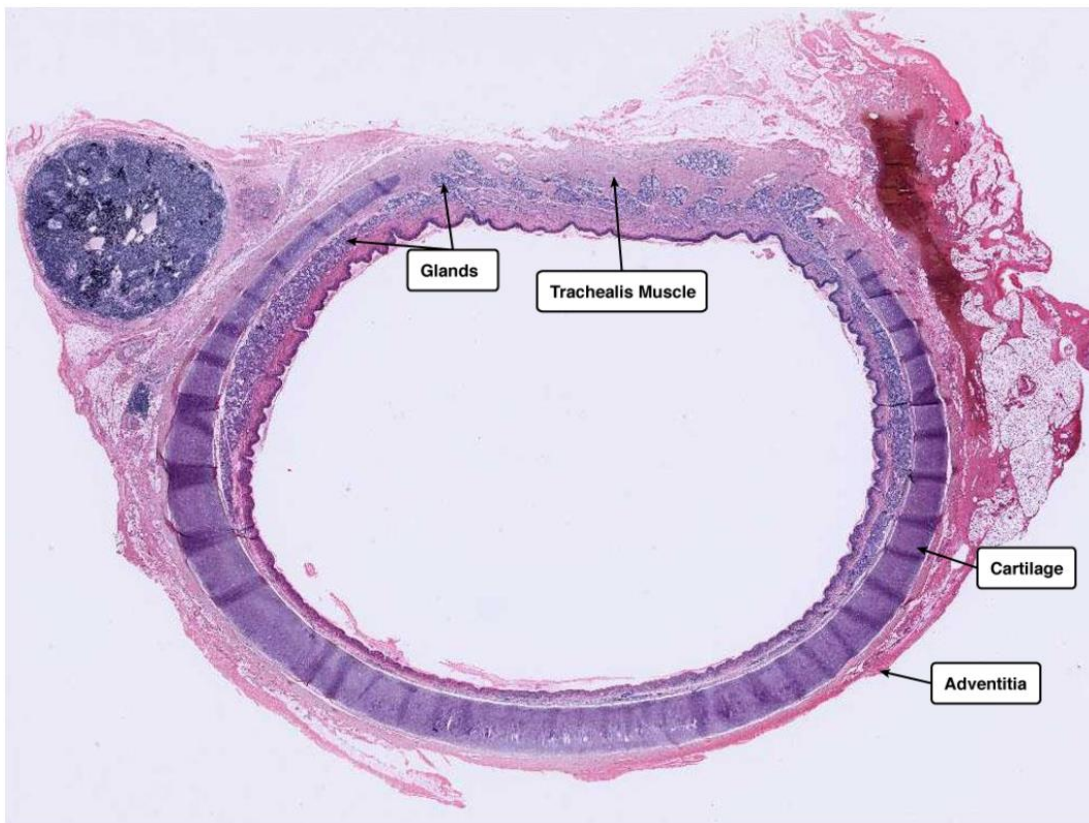


Figura 3 - Imagem da histologia da traqueia (adaptada de [WB2])

### 2.1.2. Patologias

Existem diferentes patologias que podem afetar as vias respiratórias, incluindo por isso a traqueia, sendo que as principais são os tumores e as estenoses, bem como existindo diferentes métodos de detecção. As causas por sua vez, são também bastante diversificadas, podendo ter origem em infecções ou em lesões traumáticas por exemplo.

A radiografia é o método convencional para obter as imagens da traqueia na fase inicial de diagnóstico. Já a tomografia axial computadorizada (conhecida em Portugal pela sigla TAC e na língua inglesa pela sigla CT) é o método de eleição para estudar mais profundamente a traqueia e as respetivas patologias. Este método, permite, para além de estudar a anatomia da traqueia e de qualquer massa que possa estar presente, visualizar a morfologia dos tecidos, em casos de calcificação ou de gordura, bem como da rede de vascularização. Outra forma de visualizar a traqueia é por ressonância magnética, que apesar de ter menos definição e ser mais demorada que os métodos descritos anteriormente, é frequentemente utilizada em crianças e jovens uma vez que não tem radiação ionizante [14].

No âmbito dos tumores, estes podem caracterizar-se como primários ou secundários consoante o seu local de origem. Assim, quanto aos primários, tal como o nome indica, desenvolvem-se na traqueia. Já no caso dos secundários, estes são fruto de metástases de outros tumores, principalmente dos pulmões. No entanto, os tumores primários são muito raros, sendo que a traqueia é maioritariamente afetada por tumores secundários. Nos adultos, na eventualidade de desenvolverem algum tipo de tumor primário, este é maioritariamente maligno, enquanto, nas crianças é benigno [4]. Na Tabela 1, são apresentados alguns dos tumores primários malignos e benignos.

**Tabela 1 - Exemplos de tumores primários benignos e malignos que afetam a traqueia (adaptada de [4])**

<b>Tipos de tumores das vias aéreas</b>	
<b>Benignos</b>	<b>Malignos</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Hemangioma capilar</li> <li>• Condrioblastoma</li> <li>• Condroma</li> <li>• Histiocitoma fibroso</li> <li>• Tumor glómico</li> <li>• Tumor de células granulares</li> <li>• Hamartoma</li> <li>• Malformação hemangiomasiosa do mediastino</li> <li>• Pseudotumor inflamatório (granuloma de células plasmáticas)</li> <li>• Leiomioma</li> <li>• Tumores neurogénicos</li> <li>• Paraganglioma</li> <li>• Adenoma pleuromórfico</li> <li>• Granuloma piogénico</li> <li>• Papiloma escamoso</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Carcinóides</li> <li>• Linfoma</li> <li>• Melanoma</li> <li>• Carcinoma mucoepidermóide</li> <li>• Carcinoma não escamoso</li> <li>• Sarcoma</li> </ul>

Os tumores malignos mais comuns são o carcinoma de células escamosas e o carcinoma adenoide cístico, que são tipos de carcinoma não escamoso. No primeiro caso, afeta mais os homens que as mulheres, e está associado ao tabagismo ou a casos de histórico de cancro do pulmão. Trata-se de um tumor agressivo que cresce rapidamente e afeta a parede da traqueia. Por outro lado, o carcinoma adenoide cístico, afeta igualmente homens e mulheres, encontrando-se também associado a metástases das glândulas bronquiais. Contrariamente ao carcinoma de células escamosas, este é de crescimento lento, e afeta a submucosa, havendo grande possibilidade de reaparecimento [4].

Quanto aos tumores benignos, o papiloma de células escamosas é o mais comum, encontrando-se diretamente relacionado com o uso do tabaco e afetando maioritariamente os homens. Neste âmbito, destaca-se ainda o hamartoma, que sendo o segundo tipo de tumor mais comum, caracteriza-se pela grande quantidade de células no tecido. No entanto, distingue-se do anterior pelo seu crescimento lento [14].

As estenoses por sua vez, são mais comuns que as neoplasias acima apresentadas. Uma estenose traqueal caracteriza-se pelo estreitamento da secção transversal da traqueia em que os principais sintomas são a dificuldade em respirar e pieira [3]. Estas dividem-se em dois grupos: (1) estruturais e (2) funcionais. As primeiras estão relacionadas com as anomalias provocadas na estrutura da traqueia, como por exemplo um tumor que exerce uma pressão extrínseca levando a uma estenose. As do segundo tipo, também denominadas de dinâmicas, interferem com o funcionamento da traqueia uma vez que provocam alterações na cartilagem, isto é, malacia [15]. As causas mais comuns para o desenvolvimento de estenoses são a intubação prolongada e as neoplasias [16].

Mais recentemente, a COVID-19 veio trazer maior relevância a este campo de estudo, uma vez que é uma doença que afeta o sistema respiratório. Por esta razão, várias pessoas necessitam de receber ventilação mecânica, a principal causa do aparecimento de estenoses. Os casos de estenoses aumentaram com a COVID-19 devido aos longos períodos de intubação e nos atrasos na realização da traqueostomia, contudo, ainda não existe uma base de dados sólida que permita fazer esta associação [17].

Antes da epidemia, a traqueostomia era realizada entre 7 e 14 dias após a intubação, o que facilitava a recuperação dos pacientes, e permitia que deixassem de estar dependentes da ventilação mecânica mais cedo. Contudo, este tempo foi substancialmente aumentado devido às novas regras que ditavam que o paciente tinha de cumprir o isolamento e estar livre de infeção. Esta é ainda uma doença bastante debilitante, o que faz com que os pacientes tenham de estar dependentes da ventilação mecânica que tem de ser feita de bruços [18].

## **2.2.Implantes Traqueobrônquicos**

Em 1964, William W. Montgomery criou e utilizou um implante acrílico composto por duas peças, que melhorou em 1965, tornando numa peça apenas, feita de silicone, também denominado de Tubo-T de Montgomery. Este foi o implante mais utilizado, até que em 1987, Jean François Dumon desenvolveu um implante de silicone reto, com a

particularidade de apresentar pinos nas laterais para prevenir a migração e permitir o contacto com a mucosa [7].

Jean François Dumon foi um pioneiro no ramo da medicina pulmonar tendo sido um dos primeiros médicos a efetuar a terapia com laser nas vias aéreas. Este procedimento em conjunto com a colocação de um implante mostrou ser uma solução imediata e duradoura [19].

Em Portugal, a colocação de implantes nas vias aéreas é feita estritamente por pneumologistas. Existem entre 6 e 10 centros onde é possível realizar este procedimento, o que corresponde, em média, a um centro para cada 0.8 a 1.3 milhões de habitantes. O modo de implantação mais utilizado é a broncoscopia rígida sob efeito de anestesia geral [20].

Existem 8 variedades diferente de implantes em Portugal, sendo os três mais utilizados [20]: (1) o implante Dumon [WB3], (2) o implante Hood [WB4] e o implante Ultraflex™ [WB5].

Um implante traqueobrônquico é uma prótese que atua como suporte e mantém o lúmen das vias aéreas desobstruído, podendo ser de diferentes materiais [21]. A sua utilização tem como objetivo manter as vias aéreas abertas e estáveis a nível estrutural. O seu uso justifica-se em casos de obstrução do lúmen (intrínseca), compressão extrínseca, fistulas e ainda de traqueobroncomalacia [16]. A sua aplicação é adequada quando os pacientes apresentam patologias sintomáticas. Esta técnica apresenta grandes melhorias nos sintomas quando as patologias se situam em grandes canais aéreos como a traqueia, os brônquios principais e os intermédios. A escolha do implante depende das características da estenose, da experiência do profissional que o vai colocar e das ferramentas que tem à sua disposição [22].

Como referido anteriormente, os implantes servem como ponte entre o diagnóstico e o tratamento da patologia, uma vez que alivia os sintomas, melhorando a qualidade de vida dos pacientes [5]. Embora os implantes não sejam uma inovação recente, ainda apresentam várias limitações que condicionam a sua utilização. O implante ideal deve (1) ser fácil de colocar e remover, (2) ter um diâmetro que lhe permita manter a posição e evitar o aparecimento de grânulos no tecido, (3) ser flexível e resistente o suficiente para conseguir acompanhar os movimentos da traqueia e ao mesmo tempo não ceder às pressões que a

passagem do ar gera e finalmente, (4) permitir a eliminação de secreções, isto é, não afetar a capacidade ciliar da mucosa [22].

### **2.2.1. Tratamentos Convencionais**

O uso de implantes é um tipo de tratamento meramente paliativo, sendo apenas considerado definitivo em casos em que o paciente tem uma esperança de vida reduzida. Deste modo, a cirurgia continua a ser o tratamento mais eficaz, nomeadamente a receção e a anastomose, e deve ser sempre considerada caso o paciente seja elegível para este tipo de tratamento [3].

Contudo, a cirurgia apresenta bastantes riscos, e na maioria dos casos os pacientes não podem ser sujeitos a esta prática tão invasiva, uma vez que apresentam outras comorbidades. Estas incluem por exemplo diabetes, hipertensão e doenças cardiovasculares e neurológicas [23]. Deste modo, devem ser considerados outros tipos de intervenções que, embora ainda invasivas, apresentam menor risco para o paciente.

A broncoscopia foi introduzida por Gustav Killian no final dos anos 90 do século XIX, onde nos tempos modernos se recorre a um equipamento composto por um tubo, uma cabeça, uma luz e uma câmara. As cabeças do broncoscópio podem ser cateteres de sucção, balões ou pinças para biópsias e implantes [24]. Deste modo, a broncoscopia permite tratamentos como dilatação com e sem laser, crioterapia e colocação de implantes. Geralmente, são utilizados em conjunto, isto é, utilizam-se mais do que uma das técnicas acima mencionadas consoante a patologia e o estado de saúde do paciente.

### **2.2.2. Implantes de Silicone**

Os implantes de silicone são estruturas tubulares por vezes reforçados com fibras de polipropileno, poliamida ou de carbono, que lhes confere propriedades mecânicas melhoradas. São baratos, e têm a firmeza necessária para suportar as forças de compressão extrínsecas [21]. Quando comparado com metais, o silicone tem um módulo de elasticidade bastante inferior pelo que têm de ter uma parede mais espessa [6]. O silicone é por si só transparente nas imagens biomédicas, pelo que pode ser misturado com outras substâncias rádio-opacas, como o sulfato de bário ou , mais recentemente, misturando ouro nos pinos [19].

Este tipo de implante destaca-se pelas possibilidades que oferece em termos de personalização, mesmo após a produção, e por ser possível reposicionar ou mesmo remover em casos onde haja complicações, de forma relativamente fácil [21]. Podem ser colocados apenas por broncoscopia rígida, o que requer o uso de anestesia geral [16], o que pode ser visto como vantagem, uma vez que é um procedimento seguro, e como desvantagem ao mesmo tempo, uma vez que está limitado a esta técnica que é mais especializada.

A desvantagem mais evidente é a migração que pode levar a que o implante fique fora da posição. Outras desvantagens incluem a obstrução das secreções, devido à sua espessura, o crescimento de bactérias e por último a formação de tecido de granulação [19], embora com menos severidade que nos implantes metálicos, e por último, só podem ser produzidos por sistemas de injeção [6].

Existem diferentes implantes disponíveis no mercado, mas como referido anteriormente, o implante de Dumon foi revolucionário, e ainda nos dias de hoje é o implante mais utilizado [22]. Apresenta-se geralmente como um tubo reto com pinos, como representado na Figura 4, mas já existem diversos formatos, incluindo um em forma de ampulheta para se adaptar ao formato da estenose, ou ainda em forma de Y para quando a zona da carina é afetada [19].



Figura 4 - Exemplo do implante de Dumon, em Y e em forma de ampulheta (adaptado de [WB3])

### 2.2.3. Implantes Metálicos

Os implantes metálicos podem ser autoexpansíveis ou de diâmetro fixo e podem ser cobertos ou não. Os implantes metálicos mais modernos são feitos de nitinol, que é uma liga com memória de forma e por isso não permite alterações uma vez presentes no cateter de colocação [6]. Podem ser colocados com recurso a broncoscopia flexível, necessitando apenas de anestesia local e sedativos [21].

A grande vantagem dos implantes metálicos é a proporção do diâmetro interno-externo que é melhor, comparada aos de silicone, e permite uma área de lúmen mais livre [21]. Para além desta vantagem sobre os implantes de silicone, os metálicos têm um menor risco de migração, muito por causa do tecido de granulação que se forma entre a malha do implante [22].

Este último ponto torna-se na grande desvantagem deste tipo de implante, e por este motivo, são desaconselhados em casos de patologia benigna e nos casos em que os implantes tenham de ser utilizados por longos períodos de tempo [21]. Muito embora, seja de notar que, muitas complicações com estes implantes surgiram porque eram adaptações de implantes desenvolvidos para outros órgãos, como por exemplo para o sistema vascular. Por este motivo, na sua fase inicial, as suas propriedades biomecânicas não estavam de acordo com a traqueia, bem como só existiam implantes não cobertos [21], [25].

Estas dificuldades podem ser colmatadas através da utilização de implantes metálicos cobertos que pode ser interna ou externa, geralmente de poliuretano, politetrafluoretileno (PTFE) ou silicone, como o apresentado na Figura 5. A cobertura interna faz com que o implante tenha menos tendência para migrar, enquanto a cobertura externa impede que o implante se incorpore no tecido [21].

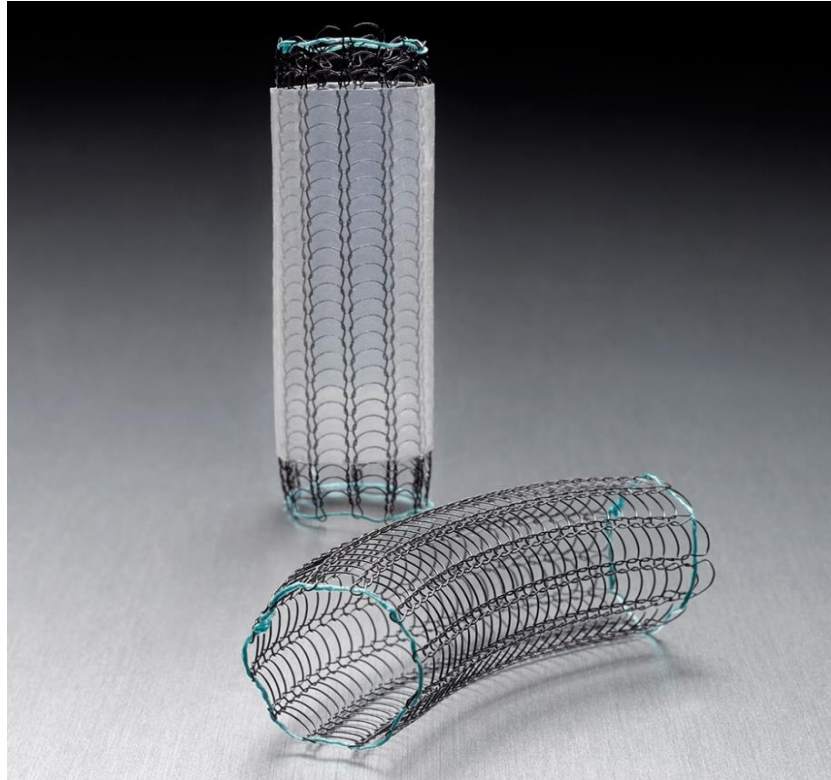


Figura 5 - Implante Ultraflex™ com e sem cobertura (adaptado de [WB5])

#### 2.2.4. Novos Implantes

Como referido no início deste capítulo, o implante perfeito não existe, pelo que têm vindo a ser estudados novos tipos de implantes para colmatar as falhas e aperfeiçoar os existentes. Neste sentido, as inovações mais promissoras recaem sobre implantes biodegradáveis e/ou com a capacidade de libertação de fármacos e as técnicas de fabricação aditiva.

Uma vez que os implantes são considerados temporários (exceto em casos mais graves em que a esperança de vida é reduzida), e que muitas das vezes a sua remoção é difícil e pode causar outras complicações, fez com que os implantes biodegradáveis tenham suscitado grande interesse. O objetivo é o implante desaparecer à medida que os tecidos envolventes recuperam a sua funcionalidade, tendo por isso de obedecer a regras de biocompatibilidade

e toxicidade dos produtos de degradação mais restritas. O grupo de materiais com melhores resultados, atualmente, são os poliésteres como por exemplo o ácido poli-L-lático (PLLA) e a policaprolactona (PCL) [26].

Por outro lado, os implantes com capacidade de libertação de fármacos, têm atraído atenção para a área da oncologia, uma vez que poderão prevenir o crescimento interno do tumor, bem como a formação do tecido de formação [6]. Com esta tecnologia, será possível utilizar alguns fármacos como a dexametasona, a cisplatina ou a mitomicina C (MMC), utilizadas para patologias das vias aéreas, durante longos períodos de tempo e em locais específicos [26]. Contudo, sendo os implantes um dispositivo médico passivo, este processo ia transformá-lo num fármaco (“produto farmacêutico ativo”), o que levantaria questões legais, nomeadamente em questões de responsabilidade em caso de falha [26].

Por fim, as técnicas de fabricação aditiva poderiam abrir novas portas para implantes totalmente personalizados a cada paciente, de forma rápida e barata, reduzindo por isso algumas desvantagens como a migração e a retenção de muco [22].

### **2.3.Método dos Elementos Finitos**

A capacidade de modelar um fenómeno físico através das respetivas leis da física é uma aptidão muito importante em engenharia. O sistema é então caracterizado por modelos matemáticos, ou seja, por um conjunto de equações que são muitas das vezes diferenciais e/ou integrais, o que torna o problema bastante complexo. Por este motivo, os sistemas eram bastante simplificados até à evolução da computação [27].

A simulação numérica junta a utilização de métodos numéricos e de computadores para encontrar as soluções do modelo matemático que rege o sistema em estudo. Um método numérico permite transformar as equações diferenciais que caracterizam um sistema físico num conjunto de equações algébricas mais fáceis de resolver [27].

Os implantes estão sujeitos a diferentes estímulos mecânicos, pelo que a sua otimização mecânica se tem tornado num passo essencial na sua fase de desenvolvimento. Atualmente, a técnica mais utilizada é o método dos elementos finitos, existindo no mercado diferente softwares que permitem realizar esta análise. A grande limitação que este processo apresenta são os dados que têm de ser fornecidos. As propriedades dos implantes são obtidas facilmente, havendo muita informação disponível, no entanto, no caso das propriedades dos

tecidos biológicos isto não acontece. A complexidade do comportamento destes materiais faz com que as simulações demorem muito tempo mesmo em computadores com maior capacidade de cálculo [6].

### **2.3.1. Análise de Implantes**

O estudo numérico do comportamento mecânico da traqueia e da influência da presença de implantes tem vindo a ganhar relevância nos últimos anos. Contudo, a pesquisa bibliográfica realizada e os artigos consultados demonstraram ser ainda escassos os trabalhos referentes a análises numéricas completas deste tipo. Neste sentido, é importante salientar o trabalho de um grupo de investigação da Universidade de Saragoça, que publicou uma série de artigos que deram origem à tese de doutoramento de Olfa Trabelsi.

No artigo de Trabelsi et al. [11] foram realizados testes mecânicos a amostras de cartilagem e de músculo liso, uma vez que estes são os que mais influenciam o comportamento mecânico da traqueia. Primeiro um estudo histológico foi realizado, para determinar posteriormente quais os modelos analisar e ajustar os resultados obtidos, que demonstrou que o músculo liso apresenta duas famílias de fibras com orientações diferentes. De seguida, foram realizados os ensaios mecânicos, e caracterizados os modelos constitutivos. O comportamento da cartilagem foi simplificado uma vez que a grande não linearidade da traqueia se deve maioritariamente à influência do músculo liso e pelas suas características pode considerar-se um material elástico isotrópico. Neste sentido, os seus parâmetros foram ajustados pelo modelo de Neo-Hooke. Já o músculo liso, como mencionado anteriormente, apresenta fibras de colagénio com uma orientação definida, pelo que é considerado hiperelástico anisotrópico. O modelo hiperelástico de Holzapfel [28] foi o escolhido para definir os parâmetros para análise.

Com os devidos parâmetros definidos, que estão expostos na Tabela 2, o próximo passo é então executar a análise dos implantes. Noutro artigo de Trabelsi et al. [7] que é o seguimento do artigo anterior, é feita a análise numérica do implante na traqueia, em que o primeiro passo é obter o modelo da traqueia. Neste processo foram utilizadas as imagens CT de um paciente saudável, e os diferentes materiais foram distinguidos, isto é, as imagens foram segmentadas com a ajuda do software MIMICS. A malha foi criada utilizando outro software, nomeadamente o PATRAN, e consiste em 28350 elementos, dos quais 20250 são hexaédricos e 8100 são do tipo “*shell*” referentes às membranas, com aproximadamente 1mm, sendo que as dimensões da traqueia são de 130 mm de comprimento, 14 mm de

diâmetro e 3 mm de espessura. Por sua vez, o implante utilizado foi um implante de Dumon, caracterizado apenas por um tubo de 14x50 mm e 1 mm de espessura, discretizado no software I-DEAS 9, totalizando 1600 elementos “*shell*”.

**Tabela 2 - Propriedades dos materiais da traqueia e do implante (adaptada de [7])**

Material	E [MPa]	$\nu$	C [MPa]	C <sub>10</sub> [kPa]	k <sub>1</sub> [kPa]	k <sub>2</sub>	k <sub>3</sub> [kPa]	k <sub>4</sub>
<b>Silicone</b>	1	0.28	-	-	-	-	-	-
<b>Cartilagem</b>	3.33	0.49	-	-	-	-	-	-
<b>Ligamento</b>	-	0.3	0.032	-	-	-	-	-
<b>Músculo Liso</b>	-	-	-	0.877	0.154	34.157	0.347	13.889

A implantação foi simulada colocando um implante com dimensões inferiores às finais na posição e impondo uma deformação radial. Para além desta deformação, são ainda impostas outras condições de fronteira, desta vez na traqueia, nomeadamente o encastramento da parte distal da traqueia e a imposição de deslocamentos na parte proximal associados aos movimentos da deglutição, muito próximos com os apresentados na Tabela 3 (ver página 19). Os dados do movimento de deglutição são bastante importantes, uma vez que na presença de um implante estes movimentos podem danificar os tecidos envolventes, tendo sido adquiridos através de imagens fluoroscópicas.

Também aqui a complexidade do problema e o tempo de simulação são uma preocupação, pelo que o modelo do músculo liso foi simplificado para o modelo de Neo-Hooke, passando a ser considerado um material hiperelástico isotrópico. Os resultados obtidos com ambos os materiais mostraram que seria aceitável utilizar o material simplificado, pelo que as simulações foram executadas com estes dados.

As simulações foram executadas para 2 pacientes, antes e após a colocação do implante, sendo que em ambos os casos houve um aumento da força necessária para movimentar a traqueia, embora os deslocamentos tenham sido inferiores.

## 3. Estudo Numérico

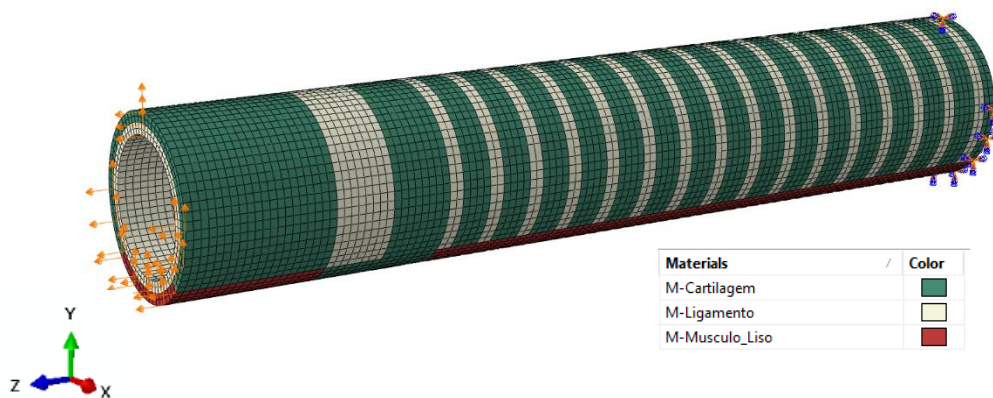
### 3.1. Metodologia

O presente trabalho tem como base o referido no subcapítulo 2.3.1, nomeadamente à parte da simulação computacional, sendo que os materiais são denominados de “materiais reais”. A grande diferença prende-se no facto de que todo o trabalho aqui realizado ter sido executado apenas com recurso ao software Abaqus v. 6.19 e ao Python 3.8.5.

#### 3.1.1. Análise MEF

O estudo numérico foi realizado no software Abaqus, que permite realizar todas as etapas discutidas no subcapítulo 2.3.1, onde também os modelos geométricos da traqueia e do implante simples foram projetados.

O Abaqus encontra-se dividido por módulos, que facilitam a modelação do problema e permitem criar rotinas, que se mostraram bastante úteis, uma vez que neste caso, houve bastantes recomeços e alterações ao longo do trabalho. Assim, o primeiro passo foi modelar um modelo simples da traqueia, nomeadamente, um cilindro com 13 cm de comprimento, 18 mm de diâmetro e 3 mm de espessura, como se apresenta na Figura 6.



**Figura 6 - Modelo simples da traqueia (verde – cartilagem; cinzento – ligamento; vermelho – músculo liso) e respetivas condições de fronteira**

No segundo módulo, são definidos os materiais e criadas as respetivas secções que são posteriormente atribuídas às diferentes regiões da traqueia. No caso dos materiais anisotrópicos, teve de se criar um sistema de eixos local e definir a orientação das fibras, que neste caso são longitudinais (segundo o eixo Z).

O próximo passo é então montar o modelo, isto é, no caso das simulações com implante, este é colocado dentro da traqueia. Também neste passo, são criadas as superfícies de contacto, o que torna a extração dos dados mais fácil, e as superfícies interior e exterior para criar as membranas. Tal como em Trabelsi et al. [7], o coeficiente de atrito utilizado na zona de contacto foi de 0.5, para simular a ação dos pinos. Por fim, ao definir o contacto, é ativada a opção “*interference fit*”, que permite ajustar o nível de penetração entre o implante e a traqueia.

Para a traqueia, foram escolhidos elementos tridimensionais do tipo hexaedros lineares, com 8 pontos de integração, tendo uma dimensão de 1x1x1 mm, totalizando 34320 elementos. Nesta fase da discretização, os elementos foram considerados “híbridos” de forma a simular a sua incompressibilidade. As membranas interior e exterior foram criadas e adicionadas com recurso a um algoritmo em Python, sendo constituídas por um total de 17160 elementos “*shell*”, devido à sua espessura reduzida, estando repartidos igualmente, ou seja, 8580 elementos em cada membrana, tendo sido utilizada a integração reduzida.

Na primeira simulação, utilizaram-se as características dos materiais da traqueia definidos em Trabelsi et al. [7], apresentados na Tabela 2 (página 16) presente no subcapítulo 2.3.1. A atribuição dos materiais está representada na Figura 6, bem como as condições de fronteira, nomeadamente os deslocamentos impostos à traqueia na zona proximal, de forma a simular a deglutição, com algumas modificações como representado na Tabela 3. Neste caso, foram utilizados incrementos de 0.05 s, em vez de 0.1 s, para que as transições sejam mais suaves, de modo a diminuir a instabilidade do modelo.

As zonas a verde representam a cartilagem, as zonas a branco representam o ligamento e as zonas a vermelho representam o músculo liso. Os respetivos parâmetros dos materiais foram apresentados anteriormente podendo ser consultados na Tabela 2 (página 16).

Para além dos deslocamentos, a traqueia encontra-se encastrada na zona mais distal. A primeira análise foi feita sem implante, para servir de amostra de controlo para a homogeneização.

Tabela 3 - Condições de fronteira impostas à traqueia (adaptada de [7])

	<b>Y</b>	<b>Z</b>
<b>Tempo [s]</b>	<b>Magnitude [mm]</b>	<b>Magnitude [mm]</b>
0	0	0
0.05	-0.143	-0.659
0.1	-0.285	-1.319
0.15	-0.543	-1.266
0.2	-1.086	-2.533
0.25	1.021	0.753
0.3	2.042	1.507
0.35	0.694	1.744
0.4	1.388	3.488
0.45	1.220	2.798
0.5	2.439	5.597
0.55	5.777	10.117
0.6	11.553	20.235
0.65	3.068	8.877
0.7	6.136	17.755
0.75	7.032	12.022
0.8	14.064	24.043
0.85	2.403	6.611
0.9	4.805	13.222
0.95	7.609	8.966
1.0	15.218	17.933
1.05	3.790	4.546
1.1	7.579	9.092
1.15	0.982	0.394
1.2	1.964	0.788

Devido à complexidade do problema, para além de problemas de divergência, também o esforço computacional é bastante elevado, quer em tempo quer em recursos referentes ao computador, com os dados anteriormente mencionados. Neste sentido foi utilizado um algoritmo de homogeneização desenvolvido em Python [29], para determinar as características de três zonas distintas da traqueia, expostas na Figura 11 (consultar página 23). A simulação foi mais uma vez realizada sem implante para comparar os resultados com os obtidos pela simulação anterior.

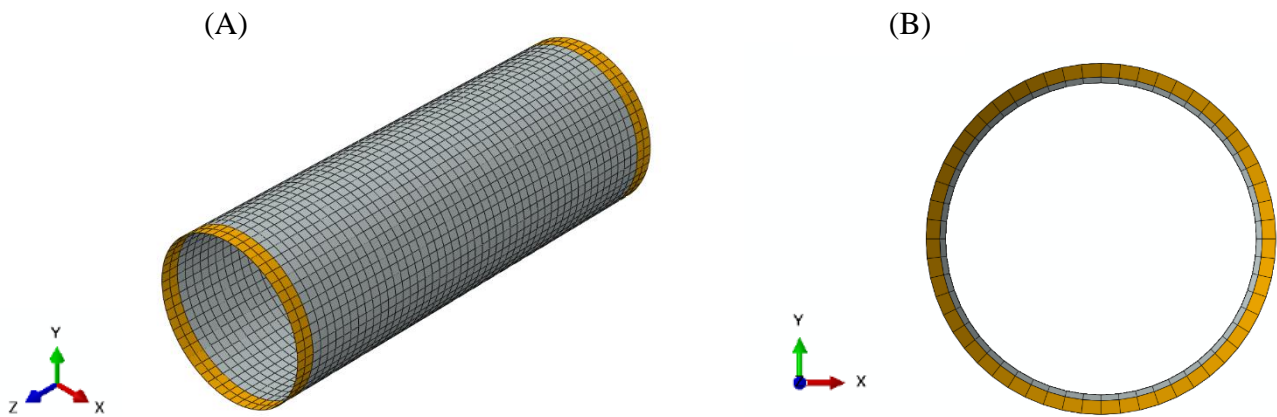


Figura 7 - (A) Implante utilizado nas simulações [amarelo - espessura de 0.7mm; cinzento - espessura de 1mm]; (B) Vista do topo do implante com a devida espessura

Na Figura 7(A) está representado o implante utilizado nas simulações que consiste num tubo com 50 mm de comprimento e 18 mm de diâmetro, colocado a 30 mm da sua parte distal da traqueia e, portanto, a 50 mm da parte proximal, como é possível observar na Figura 8. Tal como para as membranas, devido à sua espessura reduzida, o implante foi discretizado em 2800 elementos “shell” com dimensão de 1x1 mm, sem integração reduzida.

Para representar a diminuição que ocorre no modelo real, foram atribuídas duas secções diferentes, nas extremidades com 0.7 mm de espessura, e entre estas com 1mm, como apresentado na Figura 7(B). É possível observar que a zona cinzenta referente à espessura de 1 mm é maior que a amarela referente à espessura de 0.7 mm. As simulações foram realizadas em dois passos, em que o objetivo do primeiro é estabilizar o modelo, através da função acima referida, nomeadamente a função “*interference fit*”, e no segundo são aplicados os deslocamentos definidos na Tabela 3.

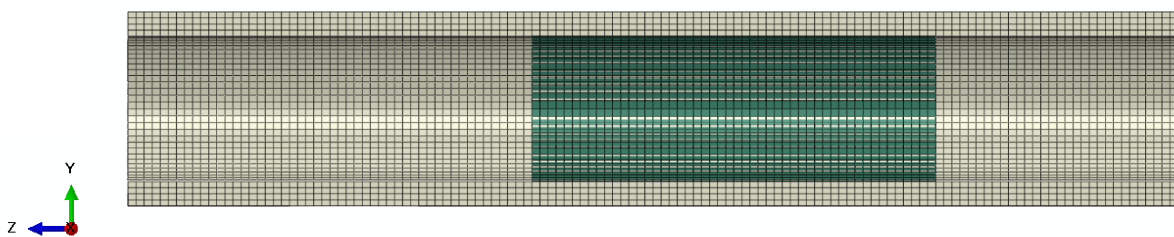


Figura 8 - Posição do implante na traqueia

### 3.1.2. Homogeneização

Como referido, devido às características dos tecidos biológicos, as simulações são bastante complexas, pelo que os tempos de simulação são bastante longos. O algoritmo para encontrar os parâmetros dos materiais homogeneizados e de otimização dos mesmos foram elaborados e fornecidos pelo Professor Doutor Rui Rúben.

Numa primeira fase, é necessário obter um gráfico tensão-deformação para os diferentes materiais que compõem a traqueia. Assim, foram feitas simulações onde foram aplicadas deformações, com base no artigo de Teng et al. [13], a um cubo com dimensões de 1x1x1mm, composto por 64000 elementos hexaédricos. Para cada material foram executadas 5 simulações, uma vez que foram considerados 5 níveis de deformação, nomeadamente de 0.01, 0.02, 0.05, 0.1 e 0.15mm. As deformações foram aplicadas à tração, sendo que no caso do músculo liso, uma vez que é anisotrópico, foram consideradas as fibras longitudinais, que neste caso estão segundo o eixo  $Z^1$ .

Certas regiões da traqueia apresentam padrões de repetição dos materiais, como a apresentada na Figura 9, o que deu origem a 3 zonas com diferentes características após a homogeneização. Os dados obtidos das análises acima mencionadas foram então utilizados no algoritmo de homogeneização, que dá origem a um ficheiro com os dados do material homogeneizado como o da Figura 10. No final deste processo, a traqueia fica então repartida

---

<sup>1</sup> Sistema de eixos global, tal como o apresentado, por exemplo, na Figura 6 (página 17).

em 3 zonas numeradas de 1 a 3 como mostrado na Figura 11, sendo que a região a verde é a “Zona 1”, a região a cinzento é a “Zona 2” e a região a vermelho é a “Zona 3”.

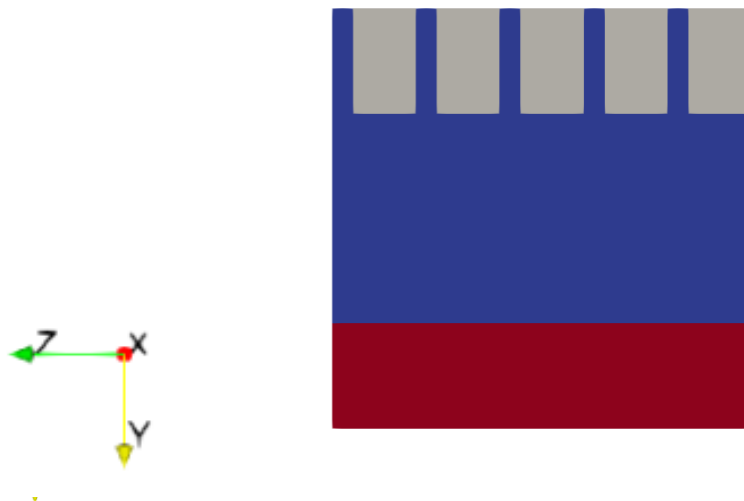


Figura 9 - Região da traqueia correspondente à Zona 3 antes da homogeneização

```

*** MATRIX D HOMOGENIZED ***
1.800693e+00  1.143973e-01  9.127573e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
1.143973e-01  1.500717e-01  1.130881e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
9.127573e-01  1.130881e-01  1.798502e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  6.724477e-03  0.000000e+00  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  6.724477e-03  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  4.433790e-01

*** MATRIX C HOMOGENIZED ***
7.606126e-01  -3.032857e-01  -3.669480e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
-3.032856e-01  7.115855e+00  -2.935176e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
-3.669480e-01  -2.935176e-01  7.607040e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
0.000000e+00  -0.000000e+00  -0.000000e+00  1.487105e+02  -0.000000e+00  -0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  1.487105e+02  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  2.255407e+00

*** Problem Converged? ***
Yes, converged.

*** Some data ***
Exx
1.3147296969031361
Eyy
0.14053124627824137
Ezz
1.3145717226226181
Poisson xy
0.39873864844319845
Poisson xz
0.4824374201773577
Poisson yx
0.04262111162559411
Poisson yz
0.04124839212790738
Poisson zx
0.48237945219692524
Poisson zy
0.38584993380569566
Gxy
0.0067244768258557085
Gyz
0.006724476857706678
Gxz
0.4433790126230177

*** MATRIX D HOMOGENIZED BEFORE SIMPLIFICATION ***
1.800693e+00  1.143973e-01  9.127573e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
1.143973e-01  1.500717e-01  1.130881e-01  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
9.127573e-01  1.130881e-01  1.798502e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  6.724477e-03  0.000000e+00  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  6.724477e-03  0.000000e+00
0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  0.000000e+00  4.433790e-01
    
```

Figura 10 - Ficheiro de saída com os dados do material homogeneizado da Zona 1

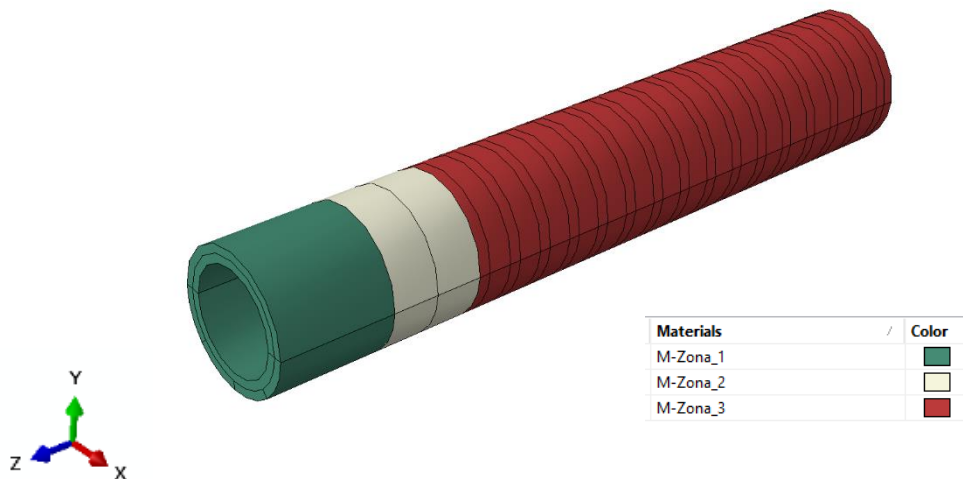


Figura 11 - Divisão da traqueia em 3 regiões diferentes (verde – zona 1; cinzento – zona 2; vermelho – zona 3)

O último passo desta etapa é então a otimização dos parâmetros dos diferentes materiais, tendo sido escolhido o modelo hiperelástico de Holzapfel [28]. Neste sentido, foram utilizados mais uma vez os dados dos gráficos tensão-deformação, desta vez referente às zonas homogeneizadas, como por exemplo o gráfico apresentado na Figura 12.

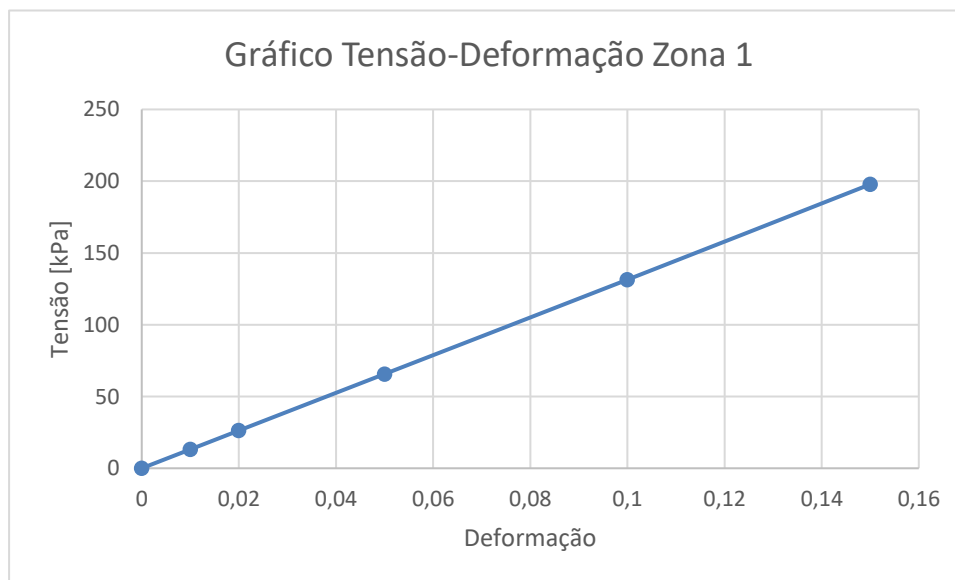


Figura 12 - Gráfico tensão-deformação da Zona 1

### 3.2. Resultados e Discussão

O Abaqus tem um módulo de visualização de resultados, bastante eficaz, contudo os resultados foram obtidos através de algoritmos personalizados em Python, uma vez que se

trata de uma análise com milhares de elementos e um número elevado de “frames”. Esta é a linguagem de programação base para comunicar com o Abaqus, pelo que permite obter os resultados mais rapidamente.

A área de maior interesse do ponto de vista dos resultados é obviamente a zona de contacto entre a traqueia e o implante. Porém, tratando-se também de uma comparação, que foi feita quer visualmente quer pelos resultados obtidos, para validar a utilização dos materiais homogeneizados, foram também analisadas as membranas e por fim, a traqueia no seu todo. Os resultados apresentados são os resultados máximos obtidos para as diferentes simulações.

### 3.2.1. Materiais homogeneizados

Na Tabela 4 encontram-se os valores provenientes da otimização dos parâmetros dos materiais homogeneizados, sendo que são também apresentados os valores da função objetivo, para analisar se os parâmetros obtidos para os materiais homogeneizados permitem que alcancem os níveis de tensão desejado, ou quão próximo estão. A Zona 3 foi a que apresentou um melhor resultado com a função objetivo mais baixa, seguida da Zona 1 que apesar de ter um valor superior, se pode considerar relativamente baixo. Na Zona 2 foram obtidos os resultados mais fracos, com o valor da função objetivo ainda bastante elevada quando em comparação às outras duas regiões.

Tabela 4 - Parâmetros dos materiais homogeneizados da traqueia

Região	$C_{10}$ [kPa]	$k_1$ [kPa]	$k_2$	Função Objetivo
Zona 1	0.1152	0.1152	0.1308	82.9453
Zona 2	0.1329	0.1099	2.0939	351.6888
Zona 3	0.064	0.064	0.189	34.8594

Apesar desta discrepância, os resultados demonstram que esta é ainda assim uma aproximação válida das características dos materiais que compõem a traqueia, apesar de haver espaço para melhorias. Quando comparados os resultados com os obtidos em Trabelsi et al. [7], observa-se que os valores dos parâmetros de  $C_{10}$  e  $k_2$  são menores. No caso de  $k_2$  a diferença é ainda mais acentuada.

Embora os resultados da Zona 2 suscitem algumas dúvidas, o comportamento das características mecânicas apresentados na Tabela 4 são o esperado. A Zona 2, que é a que

não tem músculo liso e onde está presente a cartilagem cricoide, é a mais rígida, seguida da Zona 1 que apesar de apresentar a maior porção de cartilagem, tem a parte posterior composta por músculo liso. Finalmente, a Zona 3, composta pelos anéis de cartilagem, é a que tem a maior extensão da parede posterior de músculo liso, o que lhe confere as propriedades mecânicas mais menos rígidas.

### 3.2.2. Tempo de simulação

Embora o MEF seja uma ferramenta que permite analisar problemas físicos de forma relativamente rápida, não é invulgar as simulações demorarem bastante tempo. Ainda mais, tratando-se esta de uma análise não-linear bastante complexa, a redução do tempo de simulação torna-se ainda mais importante. Neste sentido, foram retirados os tempos de simulação, que estão apresentados na Tabela 5, referentes ao relógio do computador (Intel Core i7-8700).

Tabela 5 - Tempos de simulação das diferentes análises executadas

	Trabelsi et al. [7] (Reais)		Homogeneização	
	Sem implante	Com implante	Sem implante	Com implante
Tempo [s]	2154	17910	663	13347

Como esperado, a colocação do implante aumentou bastante o tempo de simulação, sendo que com os materiais reais da traqueia, foi onde se registou o maior valor, demorando aproximadamente 5h. No caso das análises sem implante, a utilização de materiais homogeneizados permitiu uma redução de 24min51s o que representa uma redução de 69.22%.

Do mesmo modo, na análise com implantes a redução de tempo registada pela utilização de materiais homogeneizados foi de aproximadamente 1h16min. Este resultado representa uma redução de 25.48%, que apesar de ser menor que a registada nas simulações sem implante, em termos exatos, os resultados justificam a simplificação dos materiais.

Apenas com a adição do implante a simulação com os materiais reais sofreu um aumento de 4h22min, enquanto nos materiais homogeneizados este valor foi de 3h31min. Estes resultados demonstram bem a complexidade do problema em questão, onde a adição de um implante, ainda que simplificado, provoca grandes aumentos no tempo de simulação.

### 3.2.3. Simulações sem implante

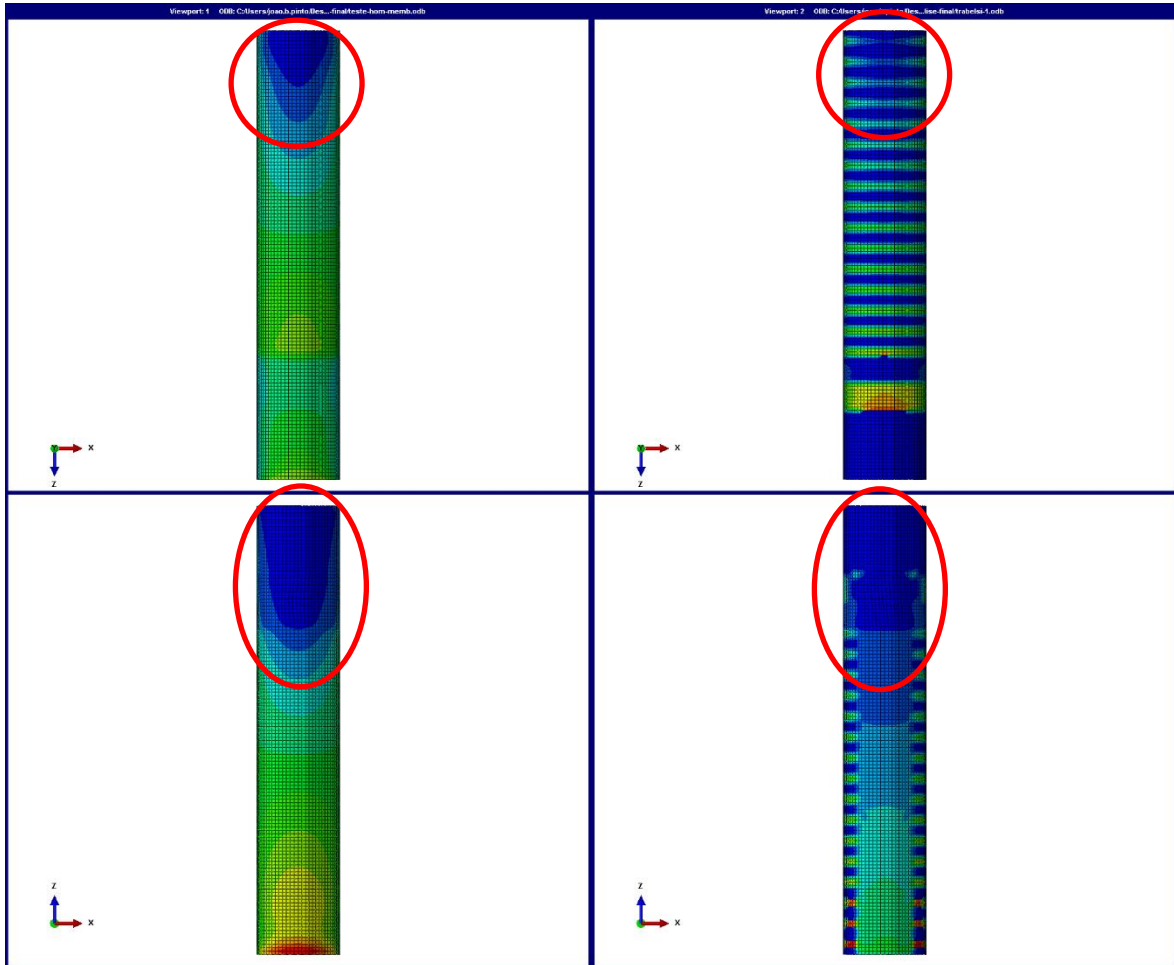
As simulações sem implante foram uma primeira abordagem para a validação da utilização dos materiais homogeneizados. Neste sentido foram analisados os diferentes resultados de tensão, nomeadamente a tensão máxima principal, bem como a sua dispersão ao longo de diferentes regiões.

**Tabela 6 - Resultados obtidos para a tensão máxima principal sem implante**

Tensão Máxima Principal [kPa]		
Região	Reais	Homogeneização
Membrana Interior	75.43	29.99
Membrana Exterior	109.42	42.08
Traqueia	677.45	122.37

Como é possível observar pela Tabela 6, existe alguma discrepância entre os resultados que aumenta quando analisamos as regiões mais exteriores da traqueia ou até mesmo a própria traqueia. A membrana interior é a que apresenta valores mais baixos de tensão com 75.43 kPa com os materiais reais e 29.99k Pa para os materiais homogeneizados. Estes resultados resultam num erro relativo de 60.24%, o mais baixo das 3 regiões consideradas.

Visualmente, foram analisadas as membrana exterior e interior que revelaram em ambas o mesmo padrão: zonas de menor tensão nas extremidades. Como é possível observar na Figura 13, existe uma zona de menor tensão na parte proximal posterior e na parte distal anterior em ambas as análises. A grande diferença de ambas assenta no facto de na simulação com os materiais reais serem visíveis os anéis de cartilagem. O resultado da simulação com os materiais homogeneizados mostra-se mais homogénea porque apresenta menos partições e por isso, menos zonas onde existem alterações de propriedades mecânicas.



**Figura 13 - Visualização dos resultados da membrana exterior com as vistas anterior (cima) e posterior (baixo) nas simulações com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) sem implante**

Os mesmos resultados foram obtidos para a membrana interior como demonstra a Figura 14. Neste caso, são também visíveis as zonas de menor tensão das extremidades e a influência dos anéis de cartilagem, embora que mais leviana.

Os resultados obtidos nesta primeira abordagem apesar de apresentarem algumas diferenças e erros elevados, são bastante promissores. Como já referido, a zona de maior importância é a zona de contacto entre o implante e a traqueia. Deste modo, nestas simulações ficou demonstrado que à medida que analisamos as zonas mais interiores, os resultados são tornam-se idênticos, sendo que a zona de contacto é uma região interior.

Igualmente importante de referir, é que, pelas imagens presentes neste capítulo, o comportamento da traqueia é semelhante entre as duas simulações, quando analisamos o perfil de tensões.

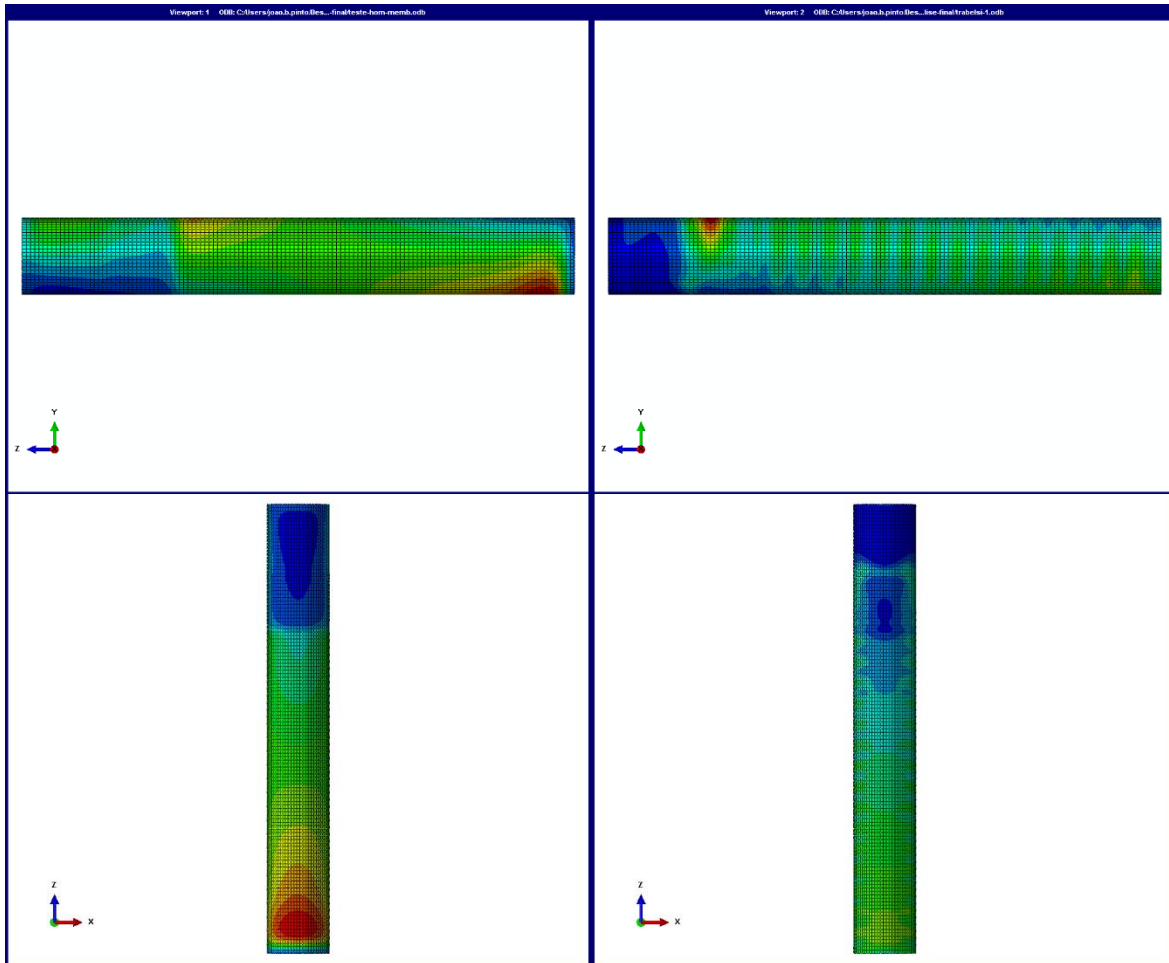


Figura 14 - Visualização dos resultados da membrana interior sem implante com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita)

### 3.2.4. Simulações com implante

Nas simulações com implante, uma vez que existe uma zona de contacto, foram também analisados o deslocamento tangencial relativo dos pontos da zona de contacto (CSLIP) e a pressão de contacto (CPRESS). O CSLIP divide-se em duas componentes, o CSLIP1 e o CSLIP2, referentes às duas direções tangenciais da superfície de contacto.

Tabela 7 - Resultados da tensão máxima principal das simulações com implante

Tensão Máxima Principal [kPa]		
Região	Reais	Homogeneização
Contacto	40.81	38.67
Interior	74.27	44.46
Exterior	108.39	58.95
Traqueia	674.03	174.53

Tal como nas simulações sem implante, à medida que analisamos as zonas mais exteriores, a discrepância entre os dois aumenta, como é possível observar pela Tabela 7, sendo que na zona de contacto é onde o valor de tensão é menor. Mais uma vez os resultados para os materiais homogeneizados foram menores, com um valor de 38.67 kPa, que os obtidos com os materiais reais, com um valor de 40.81 kPa, para a zona de contacto.

De um modo geral, com implante, os valores de tensão máxima principal com os materiais homogeneizados aproximaram-se dos materiais reais, diminuindo assim os valores de erro relativo. Ainda assim estes mantiveram-se relativamente elevados, tendo o seu valor mais elevado quando consideramos toda a traqueia, com um valor de 74.11%.

Contudo, como esperado, na zona de contacto foi onde se obtiveram os melhores resultados em termos de erro relativo com um valor de 5.24%. Sendo esta a zona estudo com maior interesse, podemos afirmar que a utilização de materiais homogeneizados se aproxima do comportamento com os materiais reais.

**Tabela 8 - Resultados de CPRESS, CLSIP1 E CSLIP2 das simulações com implante**

Variável	Reais	Homogeneização
CPRESS [kPa]	6.60	8.11
CLSIP1 [mm]	0.1095	-0.04242
CLSIP2 [mm]	-4.6975	-3.5549
CSLIP [mm]	4.699	3.555

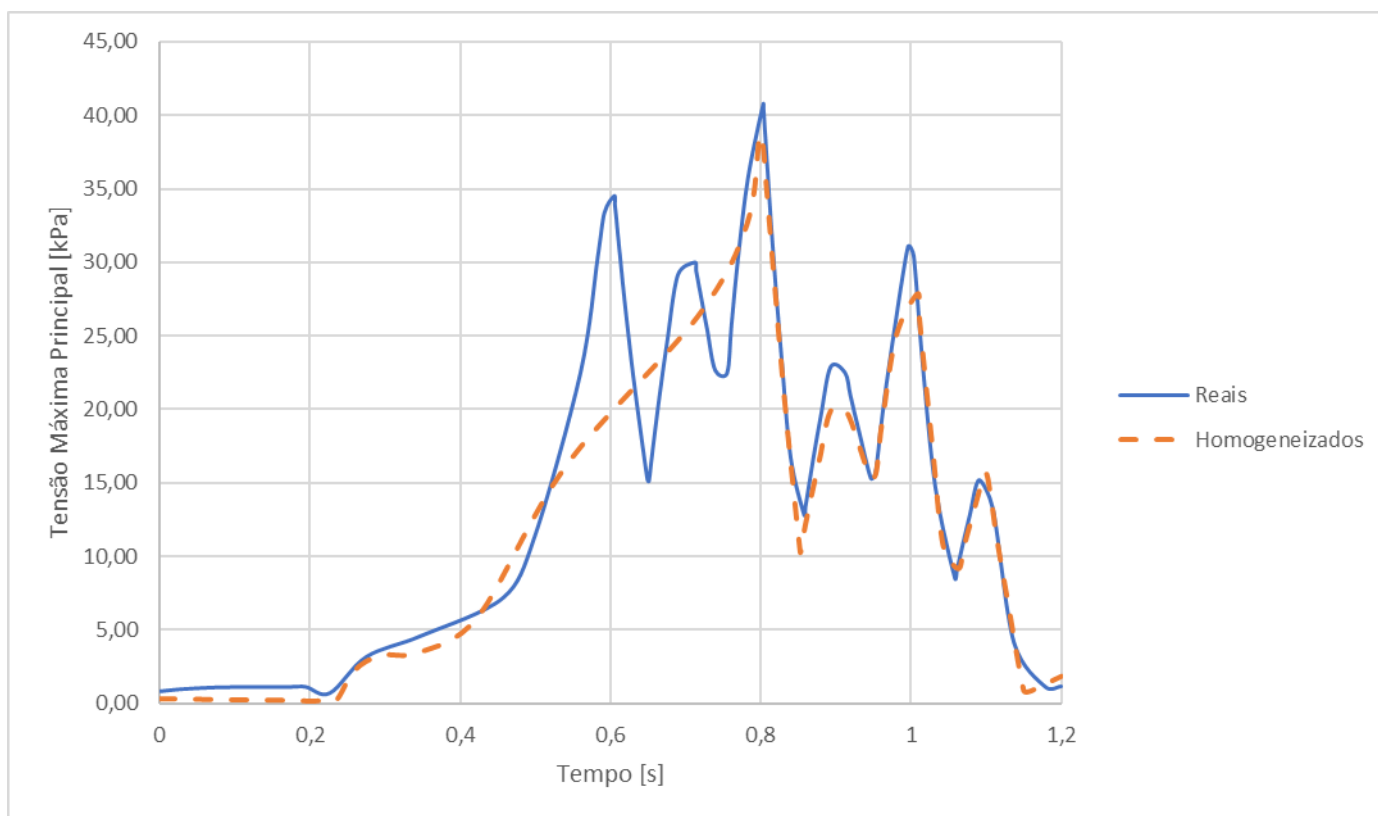
Analisando os dados da Tabela 8, observamos que ainda há alguma diferença entre os resultados obtidos nas duas simulações. No caso da variável CPRESS, o seu valor foi de 8.11 kPa, tendo sido mais elevado com os materiais homogeneizados, o que foi a exceção em relação a todos os outros resultados, em que os maiores valores foram atingidos nas simulações com os materiais reais.

Para obter o CSLIP, foi calculada a norma entre CSLIP1 e CSLIP2, sendo que os valores são muito idênticos a CSLIP2 uma vez que este é muito maior que CSLIP1. Assim, o valor mais elevado foi de 4.699 mm, obtido para os materiais reais, contra 3.555 mm obtido para os materiais homogeneizados. Os erros relativos associados às variáveis CPRESS e CSLIP foram muito idênticas, com 22.88% e 24.35% respetivamente.

Tendo em conta os deslocamentos impostos à traqueia expostos na Tabela 3 (página 19), é possível observar que o deslocamento máximo ocorre aos 0.8 s com um valor de

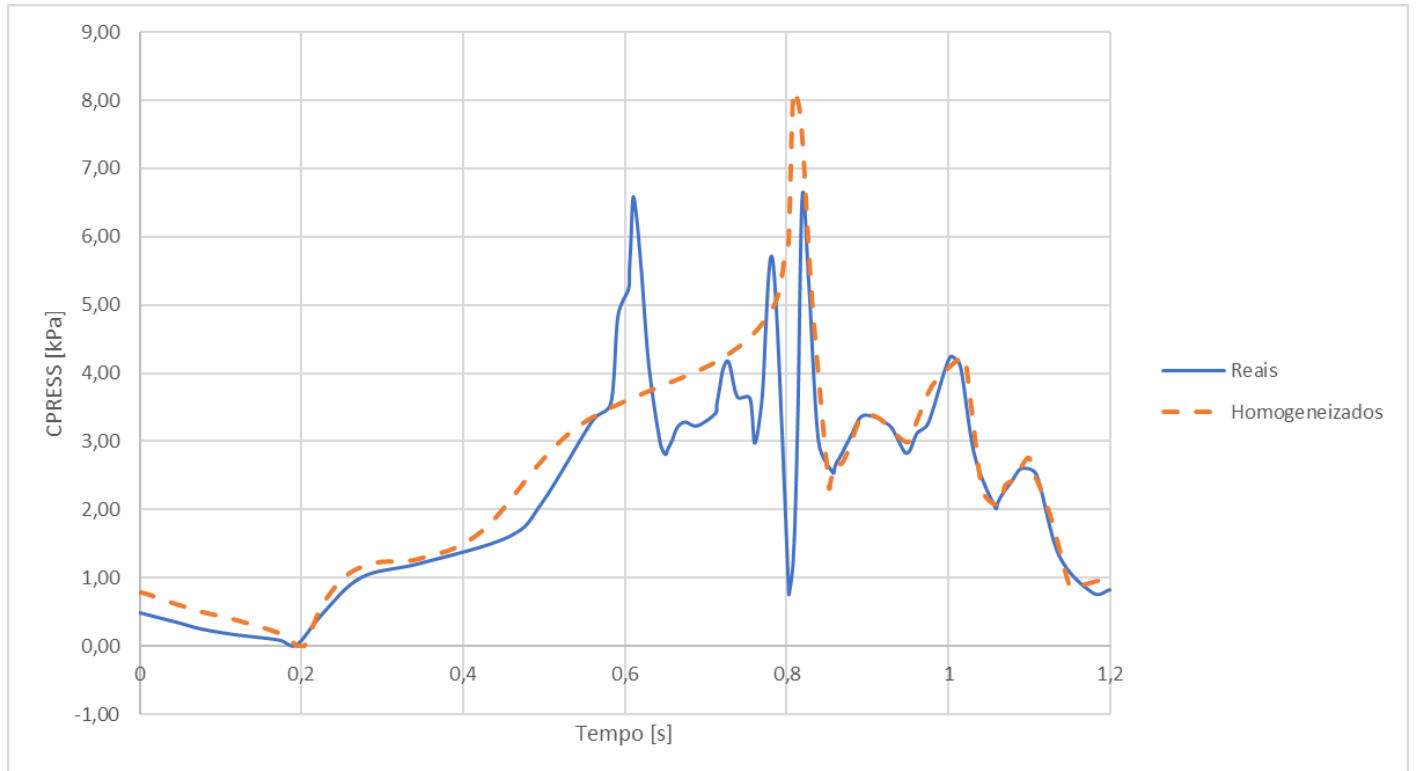
24.043 mm segundo a direção Z. Assim, tal como esperado, os valores máximos foram atingidos sensivelmente aos 0.8 s, à exceção dos valores de tensão na membrana interior na simulação com os materiais homogeneizados.

Na Figura 15, é possível observar a variação da tensão máxima principal nos nós da zona de contacto onde foram atingidos os valores máximos, onde se observa que de facto o valor máximo foi atingido perto dos 0.8 s. Neste sentido, é desde logo evidente que na fase inicial a tensão varia de forma similar e que entre os 0.4 s e os 0.8 s se torna mais controlada com os materiais homogeneizados. Após este valor de tempo, ambos os gráficos se aproximam um do outro, justificando assim o baixo valor de erro da tensão na zona de contacto, uma vez que este foi calculado apenas para o valor máximo.



**Figura 15 - Gráfico da variação da tensão máxima principal na zona de contacto ao longo do tempo**

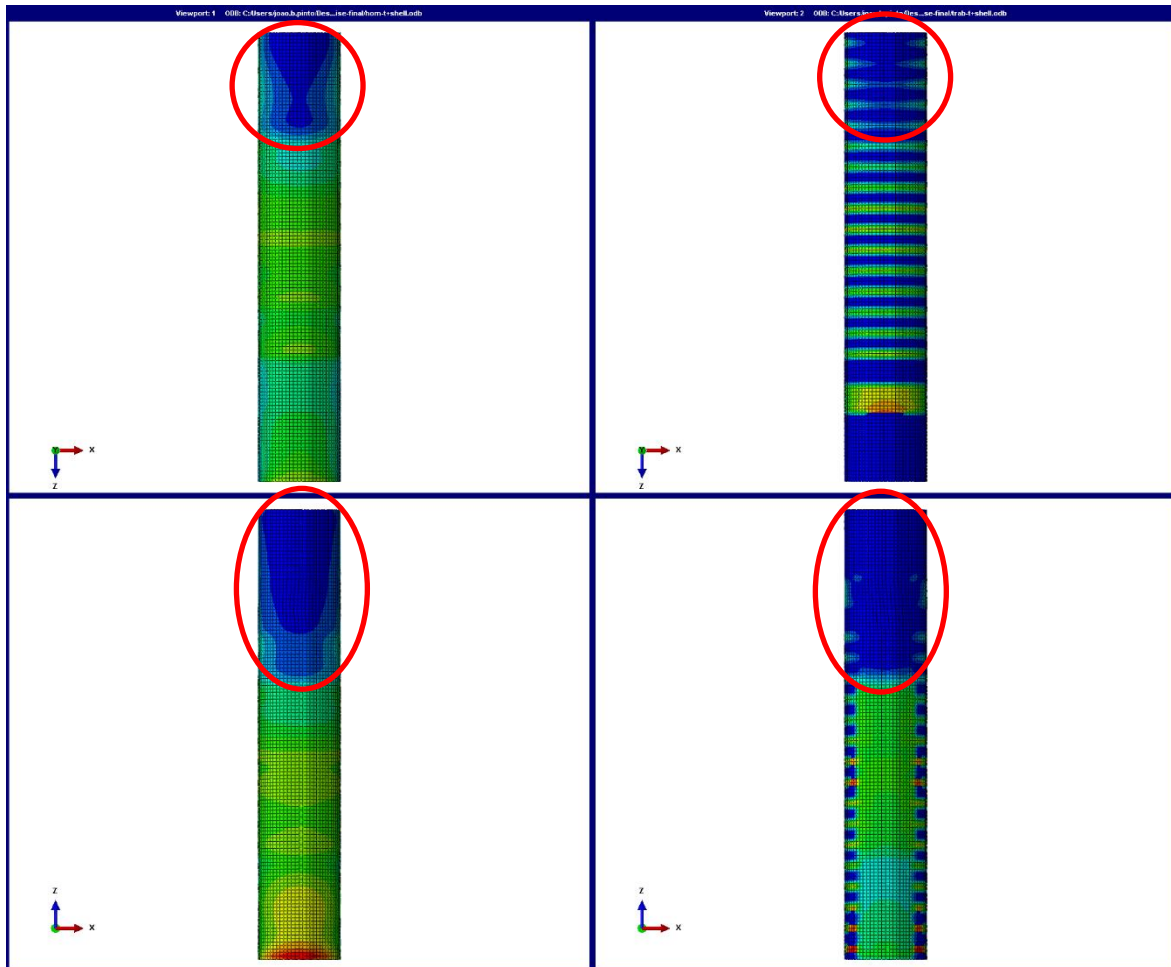
A mesma comparação foi feita para a variável CPRESS, estando representada na Figura 16. Do mesmo modo, é possível desde logo observar que o comportamento é semelhante ao da tensão, isto é, o máximo é atingido perto dos 0.8 s, e os gráficos são muito parecidos, à exceção da zona entre os 0.5 s e os 0.8 s. De notar que, quando é atingido o máximo para os materiais homogeneizados, o valor para os materiais reais é muito baixo, contudo o máximo para estes materiais é atingido logo a seguir, sendo a diferença de aproximadamente 0.01 s.



**Figura 16 - Gráfico da variação da pressão de contacto na zona de contacto ao longo do tempo**

Assim, estes gráficos são mais uma ajuda para perceber que, apesar das diferenças que existem entre as duas simulações para um dado intervalo de tempo, o início e o fim das simulações são muito semelhantes. Este fenómeno é mais evidente no caso da tensão máxima principal.

Visualmente, as simulações apresentam resultados idênticos aos obtidos sem implante. Como é possível observar na Figura 17, na simulação com os materiais reais os anéis de cartilagem também são visíveis, assim como as zonas de menor tensão na mesma localização, no caso da membrana exterior.



**Figura 17 – Visualização dos resultados da membrana exterior com as vistas anterior (cima) e posterior (baixo) nas simulações com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita) com implante**

Do mesmo modo, analisando a membrana interior é possível observar o mesmo comportamento nas partes distal anterior e proximal posterior. Na Figura 18 é possível observar este fenómeno e ainda uma zona mais critica a meio da membrana, que no caso da simulação com os materiais homogeneizados é circular e na outra simulação encontra-se apenas na parte posterior. Esta zona a vermelho representa a zona onde se encontra a parte central do implante.

Isto deve-se à presença do implante e ao facto de no caso da simulação com os materiais reais, o músculo liso é o menos rígido, daí a mancha vermelha ser visível apenas na zona posterior. Por outro lado, a zona onde está colocado o implante na simulação com os materiais homogeneizados, é toda ela a Zona 1, ou seja, também a menos rígida, daí apresentar o anel a vermelho, que representa toda a área da secção transversal do implante.

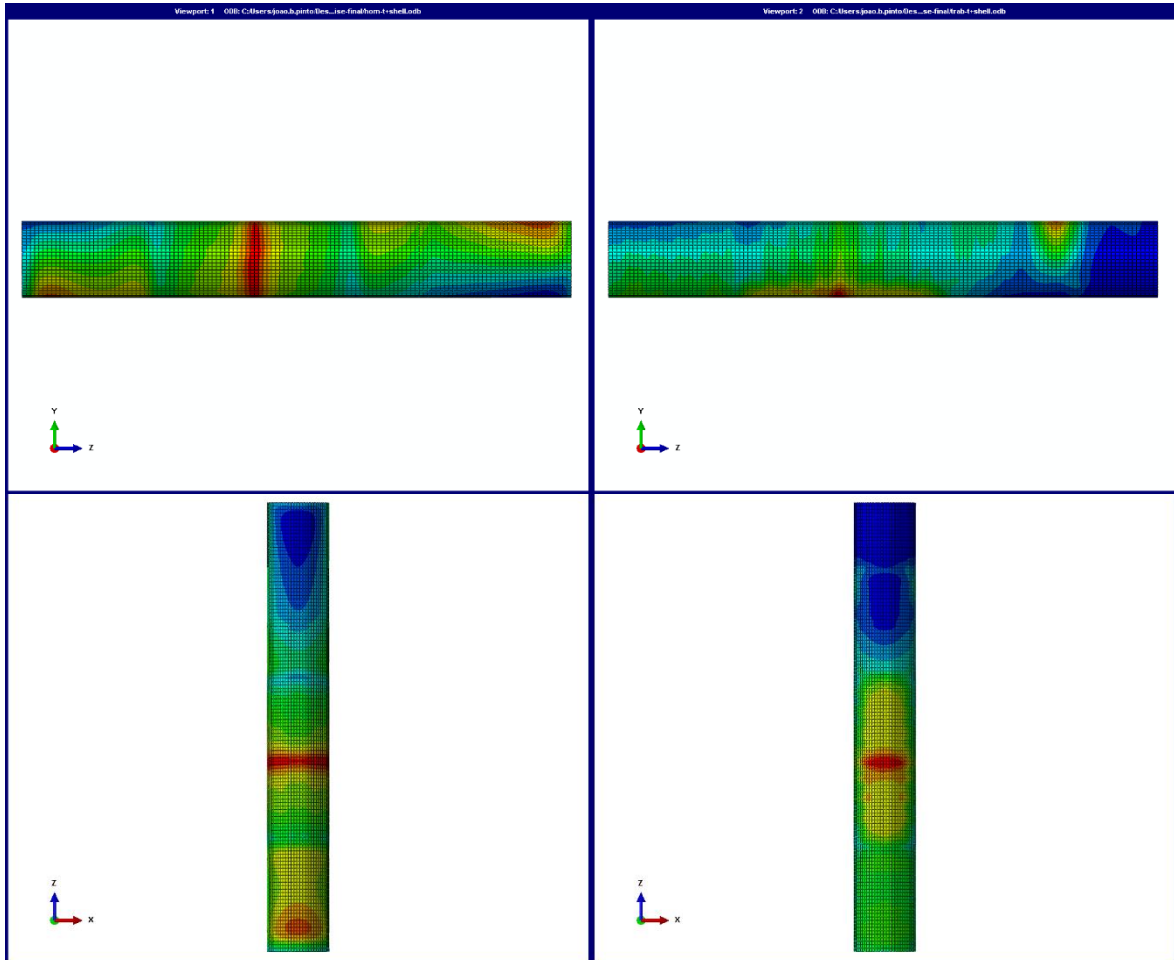
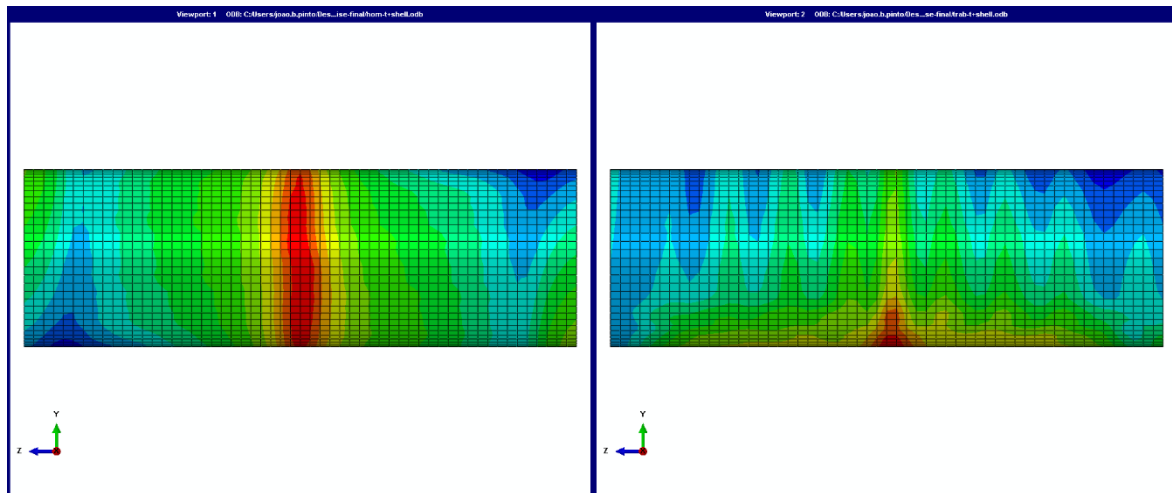


Figura 18 - Visualização dos resultados com implante da membrana interior com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita)

Finalmente, analisando a zona de contacto representada na Figura 19, é possível identificar igualmente a zona mais crítica a meio da superfície como anteriormente. É também possível observar zonas onde a tensão é aproximadamente zero, nas extremidades.

É ainda possível observar pela Figura 19, que na parte distal, esta zona encontra-se invertida com uma grande mancha azul na parte anterior no caso dos materiais reais e na parte posterior no caso dos materiais homogeneizados.

Resumindo, neste capítulo foram apresentados os resultados da tensão máxima principal, de CPRESS e CSLIP, os gráficos da variação da tensão e de CPRESS ao longo do tempo para os elementos onde os resultados foram máximos e as imagens da dispersão de tensão ao longo das membrana e zona de contacto. Com esta informação, é possível uma vez mais denotar que as diferenças entre a utilização dos diferentes materiais, à primeira vista são bastante evidentes.



**Figura 19 - Visualização dos resultados da zona de contacto com os materiais homogeneizados (esquerda) e com os materiais reais (direita)**

Porém, analisando todos os dados obtidos mais profundamente vemos que os valores de erro da tensão diminuíram bastante, na ordem dos 20% nas membranas, sendo que para na zona de contacto este foi de apenas 5.24%.

As semelhanças mais evidentes apresentam-se na visualização da dispersão dos valores ao longo das diferentes regiões. De facto, existem ligeiras diferenças, devido à distribuição dos materiais. Pegando mais uma vez nas zonas da membrana anterior e de contacto, é possível observar uma zona a vermelho, que abrange todo o perímetro da traqueia nos casos homogeneizados e apenas uma parte da parte posterior com os materiais reais.

A razão deste fenómeno prende-se pelo facto da zona onde o implante é colocado ser toda caracterizada pelo mesmo material (Zona 1) no caso dos materiais homogeneizados, e por uma série de anéis de cartilagem na parte anterior e uma parede de músculo liso na parte posterior nos materiais reais. Como referido anteriormente, a Zona 1 e o músculo liso são os que apresentam propriedades mecânicas menos rígidas, daí a tensão ser maior nestas zonas. Por outro lado, a cartilagem é o oposto, que com propriedades mecânicas mais rígidas, permite suportar os esforços impostos na parte anterior.

## 4. Conclusão

A complexidade da análise da interface implante-traqueia deve-se aos elevados deslocamentos da deglutição e ao comportamento não-linear dos materiais. Deste modo, o tempo de cálculo é bastante significativo.

A utilização de materiais homogeneizados com características hiperelásticas anisotrópicas otimizadas pelo modelo hiperelástico de Holzapfel, demonstrou ser uma hipótese válida para estudar a interação entre um implante e a traqueia, nomeadamente, para a zona de contacto entre o implante e a traqueia.

Nesta análise foi considerada uma traqueia simples e um implante sem pinos de fixação. A introdução destes dois parâmetros geométricos provoca problemas de convergência. A simplificação do material realizada através do método de homogeneização, também permitiu aumentar a capacidade de convergência da análise realizada no Abaqus. Consequentemente, uma das mais-valias deste trabalho é permitir no futuro a realização de análises geometricamente mais complexas, mas com materiais homogeneizados e com confiança nos resultados que se obterão na interface traqueia-implante.

Concluindo, este trabalho serve também como referência para trabalhos futuros, onde os modelos reais do implante e da traqueia sejam utilizados.

## Referências Bibliográficas

- [1] P. W. Furlow and D. J. Mathisen, “Surgical anatomy of the trachea,” *Ann. Cardiothorac. Surg.*, vol. 7, no. 2, pp. 255–260, 2018, doi: 10.21037/acs.2018.03.01.
- [2] S. R. Grabowski, *Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia*, 6<sup>a</sup> ed. Porto Alegre - ARTMED, 2008.
- [3] D. F. Chen, Y. Chen, C. H. Zhong, X. B. Chen, and S. Y. Li, “Long-term efficacy and safety of the Dumon stent for benign tracheal stenosis: A meta-analysis,” *J. Thorac. Dis.*, vol. 13, no. 1, pp. 82–91, 2021, doi: 10.21037/jtd-20-2327.
- [4] M. L. L. Madariaga and H. A. Gaissert, “Overview of malignant tracheal tumors,” *Ann. Cardiothorac. Surg.*, vol. 7, no. 2, pp. 244–254, 2018, doi: 10.21037/acs.2018.03.04.
- [5] L. Serenó, M. S. Freitas, Z. Silveira, J. V. L. Silva, and J. Ciurana, “New advances on tracheal stent manufacturing,” *IFAC Proc. Vol.*, vol. 46, no. 24 PART 1, pp. 344–349, 2013, doi: 10.3182/20130911-3-BR-3021.00121.
- [6] L. Freitag *et al.*, “Towards Individualized Tracheobronchial Stents: Technical, Practical and Legal Considerations,” *Respiration*, vol. 94, no. 5, pp. 442–456, 2017, doi: 10.1159/000479164.
- [7] O. Trabelsi, A. Pérez del Palomar, A. Mena Tobar, J. L. López-Villalobos, A. Ginel, and M. Doblaré, “FE simulation of human trachea swallowing movement before and after the implantation of an endoprosthesis,” *Appl. Math. Model.*, vol. 35, no. 10, pp. 4902–4912, 2011, doi: 10.1016/j.apm.2011.03.041.
- [8] C. L. VanPutte, J. L. Regan, A. F. Russo, R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e Fisiologia de Seeley*, 10<sup>a</sup> ed. Porto Editora, 2016.
- [9] J. F. de Oliveira, T. P. de Farias, J. M. de Almeida Vital, M. E. G. da Trindade Meira Henriques, M. A. G. da Trindade Meira Henriques, and M. E. L. de Moura, “Anatomy of the Trachea,” *Tracheostomy*, pp. 11–22, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-67867-2\_2.
- [10] G. Drevet, M. Conti, and J. Deslauriers, “Surgical anatomy of the tracheobronchial

- tree,” *J. Thorac. Dis.*, vol. 8, no. 1, pp. S121–S129, 2016, doi: 10.3978/j.issn.2072-1439.2016.01.69.
- [11] O. Trabelsi, A. P. del Palomar, J. L. López-villalobos, A. Ginel, and M. Doblare, “Experimental characterization and constitutive modeling of the mechanical behavior of the human trachea,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 1, pp. 76–82, 2010, doi: 10.1016/j.medengphy.2009.10.010.
- [12] R. D. Kamm, “Airway wall mechanics,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, no. 1, pp. 47–72, 1999, doi: 10.1146/annurev.bioeng.1.1.47.
- [13] Z. Teng, O. Trabelsi, I. Ochoa, J. He, J. H. Gillard, and M. Doblare, “Anisotropic material behaviours of soft tissues in human trachea: An experimental study,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 9, pp. 1717–1723, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.002.
- [14] J. A. O. Shepard, E. J. Flores, and G. F. Abbott, “Imaging of the trachea,” *Ann. Cardiothorac. Surg.*, vol. 7, no. 2, pp. 197–209, 2018, doi: 10.21037/acs.2018.03.09.
- [15] L. Freitag, A. Ernst, M. Unger, K. Kovitz, and C. H. Marquette, “A proposed classification system of central airway stenosis,” *Eur. Respir. J.*, vol. 30, no. 1, pp. 7–12, 2007, doi: 10.1183/09031936.00132804.
- [16] C. Valente, A. Catarino, A. J. Ferreira, and C. R. Cordeiro, “Efficacy and tolerability of airway stents,” *Rev. Port. Pneumol.*, vol. 16, no. 3, pp. 407–418, 2010, doi: 10.1016/s0873-2159(15)30038-6.
- [17] J. M. Palacios *et al.*, “Tracheal stenosis as a complication of prolonged intubation in coronavirus disease 2019 ( COVID-19 ) patients : a Peruvian cohort,” vol. 2019, no. 4, pp. 995–1008, 2022, doi: 10.21037/jtd-21-1721.
- [18] C. Piazza *et al.*, “Long-term intubation and high rate of tracheostomy in COVID-19 patients might determine an unprecedented increase of airway stenoses: a call to action from the European Laryngological Society,” *Eur. Arch. Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 278, no. 1, pp. 1–7, 2021, doi: 10.1007/s00405-020-06112-6.
- [19] H. Dutau, F. Maldonado, S. Laroumagne, and P. Astoul, “Silicone stents, the rigid bronchoscope, and the standard of care in central airway stenosis,” *Curr. Respir. Care Rep.*, vol. 1, no. 1, pp. 46–53, 2012, doi: 10.1007/s13665-011-0003-8.

- [20] H. Dutau *et al.*, “Current Practice of Airway Stenting in the Adult Population in Europe: A Survey of the European Association of Bronchology and Interventional Pulmonology (EABIP),” *Respiration*, vol. 95, no. 1, pp. 44–54, 2018, doi: 10.1159/000480152.
- [21] E. Folch and C. Keyes, “Airway stents,” *Ann. Cardiothorac. Surg.*, vol. 7, no. 2, pp. 273–283, 2018, doi: 10.21037/acs.2018.03.08.
- [22] N. Guibert, H. Saka, and H. Dutau, “Airway stenting: Technological advancements and its role in interventional pulmonology,” *Respirology*, vol. 25, no. 9, pp. 953–962, 2020, doi: 10.1111/resp.13801.
- [23] C. Özdemir *et al.*, “Endoscopic and surgical treatment of benign tracheal stenosis: A multidisciplinary team approach,” *Ann. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 24, no. 6, pp. 288–295, 2018, doi: 10.5761/atcs.oa.18-00073.
- [24] A. K. Tandon, “Rigid bronchoscopy: a general overview,” *Shanghai Chest*, vol. 4, pp. 1–10, 2021, doi: 10.21037/shc.2019.11.01.
- [25] H. Dutau, A. I. Musani, J. Plojoux, and S. Laroumagne, “The use of self-expandable metallic stents in the airways in the adult population,” no. May, 2014, doi: 10.1586/17476348.2014.880055.
- [26] H. Dutau, A. I. Musani, S. Laroumagne, K. Darwiche, L. Freitag, and P. Astoul, “Biodegradable Airway Stents – Bench to Bedside : A Comprehensive Review,” vol. 20, pp. 512–521, 2015, doi: 10.1159/000442054.
- [27] J. N. Reddy, *An Introduction to the Finite Element Method*, Third Edit. New York: McCraw-Hill, 2006.
- [28] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and R. W. Ogden, “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models,” *J. Elast.*, vol. 61, no. 1–3, pp. 1–48, 2000, doi: 10.1023/A:1010835316564.
- [29] J. M. Guedes and N. Kikuchi, “Preprocessing and postprocessing for materials based on the homogenization method with adaptive finite element methods,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 83, pp. 143–198, 1990, doi: [https://doi.org/10.1016/0045-7825\(90\)90148-F](https://doi.org/10.1016/0045-7825(90)90148-F).

## Webgrafia

- [WB1] Get Body Smart. (2022, setembro 12). Tracheal Wall Composition and Structure – Anatomy of the tracheal Tube or Windpipe. <https://www.getbodysmart.com/trachea/tracheal-wall/>
- [WB2] Medical Cell Biology (2022, setembro 13). Histology: Trachea. [http://medcell.org/histology/respiratory\\_system\\_lab/trachea.php](http://medcell.org/histology/respiratory_system_lab/trachea.php)
- [WB3] Novatech. (2022, setembro 12). Standard tracheal stent. <https://www.novatech.fr/en/trachealbronchial-stents/novatechr-gsstm/gsstm-td-standard-tracheal-stent/>
- [WB4] Hood Laboratories. (2022, setembro 12). Tracheal & Bronchial. [https://www.hoodlabs.com/tracheal-bronchial/bronchial-stents-pr\\_18](https://www.hoodlabs.com/tracheal-bronchial/bronchial-stents-pr_18)
- [WB5] Boston Scientific. (2022, setembro 12). Ultraflex™: Tracheobronchial Stent System. [https://www.bostonscientific.com/en-US/products/stents--pulmonary/Ultraflex\\_Tracheobronchial\\_Stent.html](https://www.bostonscientific.com/en-US/products/stents--pulmonary/Ultraflex_Tracheobronchial_Stent.html)