

MIGUEL ÂNGELO OLIVEIRA AMEIXAS

Licenciado em Ciências da Engenharia Mecânica

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO NUMÉRICO PARA A SIMULAÇÃO DE TRAQUEIAS COM IMPLANTES

MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Universidade NOVA de Lisboa
novembro, 2021

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO NUMÉRICO PARA A SIMULAÇÃO DE TRAQUEIAS COM IMPLANTES

MIGUEL ÂNGELO OLIVEIRA AMEIXAS

Licenciado em Ciências da Engenharia Mecânica

Orientadora: Marta Isabel Pimenta Verdete da Silva Carvalho

Professora Auxiliar, FCT, Universidade Nova de Lisboa

Coorientador: Rui Miguel Barreiros Rúben

Professor Adjunto, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria

Júri

Presidente: Tiago Alexandre Narciso da Silva

Professor Auxiliar, FCT, Universidade Nova de Lisboa

Arguente: João Filipe de Almeida Milho

Professor Adjunto, ISEL, Instituto Politécnico de Lisboa

Vogal: Marta Isabel Pimenta Verdete da Silva Carvalho

Professora Auxiliar, FCT, Universidade Nova de Lisboa

Desenvolvimento de um modelo numérico para a simulação de traqueias com implantes

Copyright © Miguel Ângelo Oliveira Ameixas, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

*Dedico este trabalho a todos os que sempre me apoiaram
incansavelmente, à minha família, a de sangue e aquela que
tive a oportunidade de escolher.
Uma vida de obrigados não chega para vos agradecer!*

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos os meus professores que, até ao dia em que termino esta dissertação, contribuíram para que me tornasse na pessoa mais competente possível, que me apoiaram, acreditaram em mim e viram potencial na minha pessoa, mesmo quando eu não o via. Queria deixar um agradecimento à minha orientadora, Professora Marta Carvalho, que me acompanhou e guiou ao longo de todo o meu trabalho como uma "mãe científica", ao meu coorientador Rui Rúben, que sempre se mostrou disponível para me ajudar e à Investigadora do UNIDEMI Ana Patrícia Martins, que me apoiou desde o primeiro momento, especialmente com os pequenos pormenores fundamentais do dia-a-dia.

Não foram só os meus professores que tiveram um peso importante no meu percurso, a minha família e os meus amigos merecem também o devido reconhecimento pelo seu apoio incondicional. À minha mãe, obrigado pelas vezes em que vinhas ver à noite se estava bem, por me lembrares sempre que o descanso é um investimento na minha produtividade e por cuidares de mim sempre que precisei. Ao meu irmão obrigado por ser um exemplo de resiliência, mesmo durante as nossas inúmeras discussões. Aos meus amigos, queria também deixar um grande obrigado, pelas gargalhadas, memórias, lições de vida, dias e noites de trabalho e estudo, noites de dança, desde o "Créu", à "Mão na cabecinha" ou qualquer uma das tantas outras músicas cujo nome me ultrapassa. Mas, acima de tudo, obrigado por celebrarem e partilharem comigo os vários momentos das nossas vidas. Queria também agradecer aos meus Veteranos e Comissão de Praxe de Engenharia Mecânica que me praxaram e que, de forma muito pouco ortodoxa, me mostraram que a vida académica é muito mais do que apenas estudar, me proporcionaram uma plataforma para criar relações com as pessoas à minha volta e, acima de tudo, criaram um ambiente propício para o meu desenvolvimento pessoal, culminando na pessoa que sou hoje.

*“You cannot teach a man anything; you can only help him
discover it in himself.” (Galileo)*

RESUMO

Na presente dissertação é apresentado um modelo de elementos finitos em *LS-DYNA* de uma traqueia capaz de simular o movimento de deglutição e analisar o impacto da utilização de implantes traqueobrônquicos nas tensões resultantes.

Em primeiro lugar foi criado um modelo de elementos finitos da traqueia, ao qual posteriormente, foram assemblados modelos de implantes para a realização das simulações. Para isso foram utilizados 3 implantes, dois com secção contínua, uma circular e uma elíptica, e um modelo de implante de *Dumon* com pinos de fixação. Os implantes foram colocados em duas posições, a 70 e 85 mm da extremidade inferior do modelo tridimensional da traqueia, permitindo avaliar o efeito não só do tipo de implante utilizado, como também da posição do mesmo.

Os resultados obtidos permitem concluir que o modelo de contacto utilizado era inadequado para a simulação do movimento da traqueia com o implante, pelo que o modelo de contacto a utilizar deverá ser reformulado. É sugerido ainda que o processo de assemblagem do implante na traqueia seja alterado, diminuindo as dimensões do implante, expandindo-o de seguida radialmente, de forma a obter contacto com os tecidos da traqueia.

Palavras-chave: Implantes traqueobrônquicos, Simulação Numérica, Deglutição, *LS-DYNA*

ABSTRACT

The following dissertation presents a finite element model in *LS-DYNA* of a trachea, capable of simulating the swallowing movement and analyzing the impact of the use of a tracheobronchial stent and the resulting stress.

Firstly, a finite element model of the trachea was created and subsequently, several stent models were assembled and simulations ran. For this, three stents were used, two of them of continuous cross section, one circular and one elliptical, and a model of a *Dumon* stent with fixation pins. The stents were placed in two positions, at 70 and 85 mm from the lower extremity of the tridimensional model of the trachea, allowing the evaluation of the effects of not only each stent, but also the position in which it is placed.

The results gathered allow us to conclude that the contact model used was inadequate to simulate tracheal movements with the stent in place, for which the contact model would need to be reformulated. It is also suggested that the assembly model of the stent should be altered, reducing the dimensions of the stent, expanding it radially, thus achieving contact with the tracheal tissues.

Keywords: Tracheobronchial stents, Numerical Simulation, Deglutition, *LS-DYNA*

ÍNDICE

Índice de Figuras	xix
Índice de Tabelas	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Enquadramento e Objetivos	2
1.3 Estrutura do Documento	4
2 Conceitos Anatômicos e Implantes Traqueobrônquicos	5
2.1 Introdução	5
2.2 Conceitos Anatômicos da Traqueia e da Laringe	6
2.2.1 Anatomia da Laringe	6
2.2.2 Anatomia da Traqueia	10
2.3 Patologias associadas à traqueia	11
2.4 Implantes para traqueia	12
2.5 Softwares utilizados	16
3 Modelação e Simulação Numérica	17
3.1 Introdução	17
3.2 Modelos Tridimensionais em elementos finitos	17
3.2.1 Modelo de Traqueia e Laringe	18
3.2.2 Modelos de Implante	19
3.3 Modelos de Material	23
3.3.1 Modelos de Material Linear Elástico	24
3.3.2 Modelo de Material <i>Yeoh</i>	24
3.4 Assemblagem do Implante na Traqueia	29
3.5 Condições de Fronteira e Carregamentos	30
3.5.1 Modelos de Contacto	32
3.6 Simulação	34

3.6.1	Método de Integração	34
3.7	Elementos finitos utilizados	34
4	Resultados da Simulação Numérica	37
4.1	Modelo de Traqueia sem Implante	37
4.2	Modelos de Traqueia com Implante	39
4.2.1	Implante de secção circular	39
4.2.2	Implante de secção elíptica	42
4.2.3	Implante de <i>Dumon</i>	45
4.3	Síntese de Resultados	48
5	Conclusões e trabalhos futuros	51
	Bibliografia	53

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Implante de <i>Dumon</i> utilizado para tratar um caso de estenose traqueal . . .	2
1.2	Diagrama das tarefas a realizar no decorrer da dissertação	3
2.1	Direções e planos de referência anatómica, planos sagital (a) e coronal (b) .	5
2.2	Anatomia da Laringe	7
2.3	Esqueleto da Laringe	8
2.4	Cordas vocais	8
2.5	Musculatura do pescoço (Vista Anterior)	9
2.6	Corte transversal da traqueia	10
2.7	Vascularização da traqueia	11
2.8	Versões do implante de <i>Dumon</i> disponíveis no mercado	13
2.9	Modelos de implante em silicone alternativos ao implante de <i>Dumon</i>	14
2.10	Modelos de implante metálicos alternativos ao implante de <i>Dumon</i>	15
2.11	Comparação da secção entre o implante de <i>Dumon</i> (A) e <i>Dynamic</i> (Y) (B) .	15
3.1	Modelo de Traqueia e Laringe utilizado	18
3.2	Vista de um anel de cartilagem	20
3.3	Vistas do conjunto modelado das cartilagens tiróidea (1), aritnóidea (2) e cri- cóidea (3)	20
3.4	Vista de todas as porções de cartilagem presentes no modelo	20
3.5	Vista em planta do conjunto dos Ligamentos e Tecidos Conjuntivos	21
3.6	Vistas Isométrica e Lateral/Posterior do componente representativo dos Liga- mentos e Tecidos Conjuntivos	21
3.7	Vista em planta da parede de Músculo Liso	22
3.8	Vista da parede de Músculo Liso	22
3.9	Vista dos implantes de secção circular e elíptica	23
3.10	Provete utilizado para a análise de sensibilidades	25
3.11	Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C1 . .	26
3.12	Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C1	26
3.13	Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C2 . .	27

3.14 Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C2	27
3.15 Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C3 . .	28
3.16 Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C3	28
3.17 Vista da localização dos implantes de secção circular e elíptica a 70 mm da extremidade inferior do modelo	29
3.18 Comparação das posições em que o implante é colocado	30
3.19 Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia sem implante . . .	31
3.20 Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia com implante . . .	31
3.21 Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia sem implante ao longo do tempo	31
3.22 Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia com implante ao longo do tempo	32
3.23 Magnitude do deslocamento no topo da traqueia	32
3.24 Atuação do modelo de contacto	33
4.1 Distribuição de tensões para o modelo de traqueia sem implante	37
4.2 Distribuição de deslocamentos para o modelo de traqueia sem implante . .	38
4.3 Zona de Concentração de tensões nas cartilagens tiróidea e aritnóidea . . .	38
4.4 Forças exercidas no modelo de traqueia durante o movimento de deglutição	39
4.5 Distribuição de tensões para o modelo com implante de secção circular colo- cado a 70 mm de altura	40
4.6 Distribuição de deslocamentos para o modelo com implante de secção circular colocado a 70 mm de altura	40
4.7 Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritnóidea e tiróidea . . .	41
4.8 Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção circular	41
4.9 Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção circular	42
4.10 Distribuição de tensões para o modelo de traqueia com implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura	43
4.11 Distribuição de deslocamentos para o modelo de traqueia com implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura	43
4.12 Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritnóidea e tiróidea . . .	44
4.13 Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção elíptica	44
4.14 Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção elíptica	45
4.15 Distribuição de tensões para o implante de Dumon colocado a 70 mm de altura	45
4.16 Distribuição de deslocamentos para o implante de Dumon colocado a 70 mm de altura	46
4.17 Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritnóidea e tiróidea . . .	46

4.18	Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de <i>Dumon</i>	47
4.19	Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de <i>Dumon</i>	47
4.20	Distribuição de tensões e deslocamentos no implante de secção circular colocado a 70 mm de altura	48
4.21	Distribuição de tensões e deslocamentos no implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura	49

ÍNDICE DE TABELAS

2.1	Resumo da comparação dos diversos implantes existentes no mercado com o implante de <i>Dumon</i>	16
3.1	Unidades utilizadas na construção dos modelos	17
3.2	Dimensões dos modelos de implante utilizados	23
3.3	Resumo das leis constitutivas e valores das variáveis que descrevem o comportamento dos materiais	24
4.1	Tabela resumo dos resultados de tensão máxima obtidas em cada simulação	48

INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

A respiração é um dos processos indispensáveis à sobrevivência humana. Desta forma, é fundamental que, independentemente de qualquer patologia existente, seja possível criar condições para que todos os pacientes sejam capazes de respirar autonomamente.

O avanço das tecnologias de imagem médica, simulação computacional, conhecimento das patologias existentes e a realização de ensaios mecânicos possibilita, atualmente, unir várias disciplinas científicas para estudar o desenvolvimento e utilização de próteses e implantes, o comportamento mecânico dos tecidos e o impacto das patologias nos vários órgãos. Estas ferramentas, apenas recentemente disponíveis, proporcionam a médicos e engenheiros a oportunidade de começarem a estudar o sistema respiratório, sobre o qual o estado da arte evidencia terem sido realizados, até à data da escrita desta dissertação, um reduzido número de estudos computacionais. Assim, com base em estudos e trabalhos científicos recentes, será possível utilizar as ferramentas existentes nos centros de investigação da FCT NOVA, nomeadamente os *softwares* *LS-DYNA*, *LS-PrePost* e *MATLAB* na elaboração desta dissertação.

As doenças respiratórias tornam-se mais prevalentes com o envelhecimento geral da população [1]. Algumas destas doenças podem originar patologias como a estenose traqueal, a redução da área interior da traqueia no qual pode circular ar; ou a malácia, a perda de rigidez dos tecidos da traqueia. A estenose traqueal pode ser provocada por um tumor interno ou externo à traqueia, por lesões associadas a intubações anteriores, ou outras patologias que diminuam a secção livre da traqueia. Dada a recente pandemia de COVID-19, o número de casos de estenose traqueal devido a intubações anteriores poderá ter tendência para aumentar, dado que cerca de 3 a 4% dos pacientes que contraem a doença, necessitam de ser intubados para que possam respirar com o auxílio de ventiladores, intubação essa que pode danificar os tecidos da traqueia [2, 3]. Para tratar a estenose traqueal, são normalmente utilizados implantes especificamente projetados para o efeito, que têm de ser selecionados para cada doente [4, 5]. Um implante eficaz deve ser capaz de manter uma via respiratória funcional, ao mesmo tempo deve, também,

ser fácil de inserir, remover e originar o mínimo de complicações possível. Na figura 1.1 é possível observar a aplicação de um implante de *Dumon* numa traqueia estenótica [6].

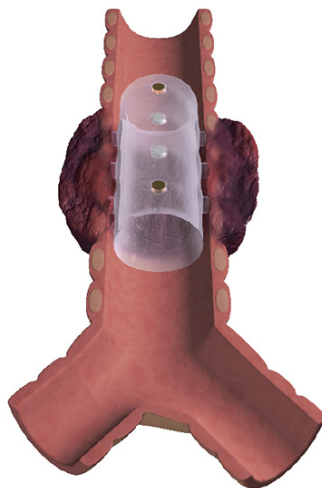


Figura 1.1: Implante de *Dumon* utilizado para tratar um caso de estenose traqueal

Um dos principais problemas associados aos implantes de traqueia é a sua taxa de sucesso que, atualmente, se situa na ordem dos 60% . Este facto é problemático uma vez que o processo de inserção, remoção e reinserção do novo implante é complexo, dispendioso e propício a complicações. Alguns dos problemas que podem levar ao insucesso dos implantes são a criação de tecido fibroso/granuloso, a migração do implante e a obstrução do mesmo com secreções [3, 4, 7].

O foco no processo de deglutição deve-se ao facto deste ser aquele que mais danos provoca aos tecidos da traqueia quando se encontra inserido um implante [8–10].

Para tentar compreender quais as solicitações a que um implante de traqueia típico é sujeito, esta dissertação tem como principal objetivo desenvolver um modelo de elementos finitos tridimensional que simule o processo de deglutição num paciente com um implante de traqueia inserido e permita avaliar o impacto que a presença do implante tem na sua qualidade de vida.

1.2 Enquadramento e Objetivos

O primeiro implante traqueobrônquico a ser criado foi o *T-Tube*, em 1965, por Montgomery [11]. Posteriormente, outros implantes foram criados, dividindo-se em três grupos: os implantes de silicone, os metálicos e os híbridos. Atualmente, o implante de *Dumon*, produzido em silicone e vendido pela *Novatech SA*, é o implante mais utilizado no mundo, ao qual se seguem os modelos de silicone *PolyFlex* e *T-Tube*, os modelos metálicos *UltraFlex* e *Silmet* e o modelo híbrido *Dynamic(Y)*, todos estes vendidos por duas empresas de renome no ramo, a *Boston Scientific* e a *Novatech SA*. Os modelos em silicone são os

mais utilizados devido à sua maior taxa de sucesso, cerca de 60%, e maior facilidade de inserção e remoção. No entanto, existem também complicações associadas à sua utilização que podem ser resolvidas ou mitigadas com a melhoria dos *designs* existentes [12–14].

Atualmente, ainda não existe um número significativo de estudos computacionais sobre o impacto de implantes de traqueia no seu movimento durante a deglutição. Visto que estes estudos dependem de modelos de contacto, entre o implante e os tecidos da traqueia e de modelos de interação fluído-sólido, entre o ar que circula na traqueia com as paredes da mesma e com o implante, sendo que ambos requerem um grande poder computacional. Os modelos referidos anteriormente são necessários devido à deformação da traqueia que ocorre durante a deglutição, como consequência das suas propriedades viscoelásticas, alterando os pontos de contacto com o implante e o fluxo de ar. Esta deformação dos tecidos da traqueia e o contacto com o implante são a maior causa de formação de tecido granuloso (granuloma) e da migração do implante [5, 15].

O principal objetivo desta dissertação é criar um modelo de elementos finitos que permita estudar o impacto da presença do implante na capacidade de deglutição. Posteriormente, será estudada a utilização de implantes específicos, variando as dimensões ou a posição do implante na traqueia, e serão avaliadas as alterações provocadas no estado de tensão nos tecidos da traqueia e na capacidade de deglutição do paciente.

Durante a realização da dissertação o esquema de tarefas realizadas começou pela utilização dos modelos 3D, que foram transformados dos seus ficheiros IGES em malhas de elementos finitos devidamente assembladas, recorrendo ao *software* *LS-Prepost*. De seguida, são aplicadas as condições de fronteira e realizadas as simulações. Os resultados das simulações são então avaliados e caso seja necessário o modelo será alterado por forma a realizar uma nova simulação, ou caso os valores estejam aceitáveis o modelo será então validado. Na figura 1.2 é também possível verificar que a revisão bibliográfica e a escrita da dissertação irão decorrer de forma contínua.



Figura 1.2: Diagrama das tarefas a realizar no decorrer da dissertação

1.3 Estrutura do Documento

A presente dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos. Estes serão sucintamente descritos nesta secção.

Capítulo 1 - Introdução: neste capítulo é possível encontrar a motivação, um enquadramento teórico inicial, os objetivos da dissertação e a estrutura do documento.

Capítulo 2 - Conceitos Anatômicos e Implantes Traqueobrônquicos: este capítulo contém o estado da arte no momento de escrita da dissertação, bem como os conceitos anatômicos e patológicos necessários para a realização da dissertação.

Capítulo 3 - Modelação e Simulação Numérica: neste capítulo está documentado o processo de criação dos modelos dos vários constituintes do modelo de elementos finitos, desde os modelos de material aos modelos tridimensionais, passando pela montagem do implante e condições de fronteira.

Capítulo 4 - Resultados da Simulação Numérica: este capítulo tem como propósito expor, analisar e discutir os resultados obtidos nas várias simulações efetuadas e compará-los com resultados obtidos publicados na literatura

Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros: neste capítulo são feitas as conclusões sobre os resultados obtidos tendo em conta a pesquisa bibliográfica e os objetivos propostos e são discutidos os trabalhos que podem ser realizados no seguimento desta dissertação.

Existe também um apêndice 1. Este apêndice tem como objetivo expor as imagens presentes neste relatório de dissertação que contêm uma versão ainda não patenteada do implante de Dumon. Uma vez que este modelo de implante ainda não se encontra patenteado, este apêndice ficará visível apenas e quando a patente for registada ou com o devido aval da orientadora e do co-orientador.

CONCEITOS ANATÔMICOS E IMPLANTES TRAQUEOBRÔNQUICOS

2.1 Introdução

Este capítulo irá descrever o estado da arte, no momento da escrita desta dissertação, no que toca às tecnologias e modelos associados aos implantes de traqueia, bem como das técnicas de simulação disponíveis. De seguida, serão introduzidos os conceitos anatómicos e patológicos necessários para a realização da dissertação.

Na figura 2.1 é possível verificar as direções e os planos de referência anatômica necessárias para compreender as descrições anatómicas utilizadas no decorrer deste documento [16].

O plano sagital, figura 2.1 a), divide o lado direito do esquerdo. A direção medial

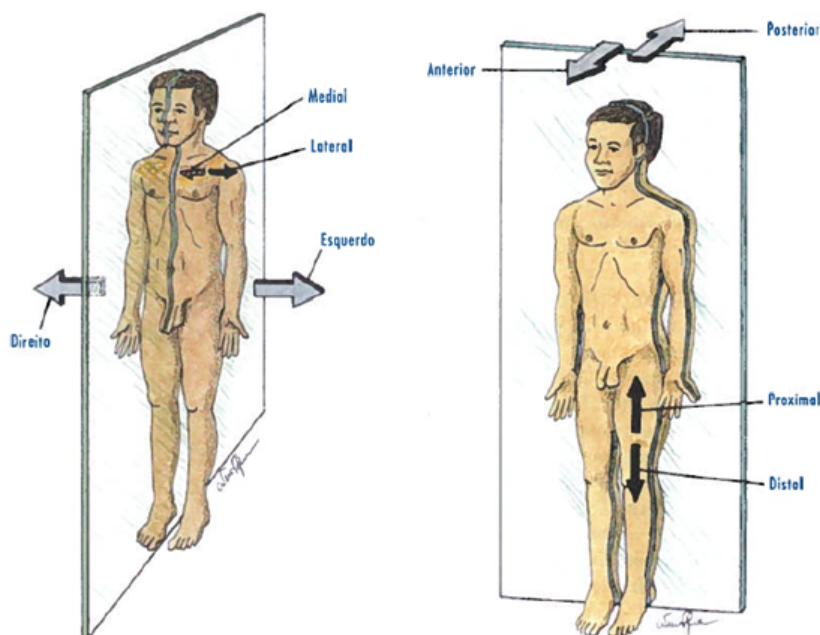


Figura 2.1: Direções e planos de referência anatômica, planos sagital (a) e coronal (b)

aponta para o centro do corpo enquanto que a direção lateral aponta para a extremidade do corpo. O plano coronal, figura 2.1 b), divide os lados anterior e posterior. A direção proximal é a mais próxima do tronco, ou do local de inserção. No caso da traqueia e laringe, é aquela que se dirige para a boca. A direção distal é aquela mais longe do tronco, ou local de inserção, no caso da traqueia e laringe, aquela que se dirige para os brônquios e pulmões.

2.2 Conceitos Anatômicos da Traqueia e da Laringe

Para explicar e contextualizar os efeitos da utilização de implantes para traqueia, é necessário explicar as relações anatômicas da traqueia e da laringe. Estas constituem a via respiratória que liga os pulmões à faringe, permitindo a circulação de ar até aos pulmões. A anatomia da laringe assume um papel importante, dado que, para conseguir introduzir os implantes na traqueia, é necessário fazer passar pela laringe tanto o implante, como o equipamento necessário à sua colocação, tentando provocar o mínimo de danos possíveis [17].

2.2.1 Anatomia da Laringe

A laringe é o órgão que permite a ventilação desde a base da língua até à traqueia, sendo, também, responsável pela produção de sons, através da vibração das cordas vocais, impedindo ao mesmo tempo, a passagem de substâncias deglutidas na via respiratória. A laringe encontra-se na zona anterior do pescoço e contacta com o esófago na direção posterior, com ambos os lobos da tiróide, as artérias carótidas e as veias jugulares internas na direção coronal (ver figura 2.2 [18]), sendo que na direção anterior, a laringe está coberta por músculos e pela pele do pescoço. Na figura 2.2, é também possível observar que o fornecimento de sangue da laringe é garantido pelas artérias laringeas superiores e inferiores e pelas artérias tiróideas inferiores e superiores [17, 19].

O esqueleto da laringe é constituído por um conjunto de nove cartilagens, em que três são singulares (cartilagens epiglótica, cricoideia e tiroideia) e três aparecem em pares (cartilagens corniculada, aritenóideia e cuneiforme), isto é, aparecem dos dois lados da laringe, como se pode ver na figura 2.3 [17]. A cartilagem tiróideia é ligada ao osso hióide através da membrana tireo-hióideia.

A membrana de ligação entre a cartilagem tiroideia e o osso hióide permite que os músculos ligados ao osso hióide auxiliem a mobilização da laringe e da cartilagem tiroideia. Os músculos responsáveis por mover o osso hióide são denominados infra-hióideos (esternohióideo, esternotiróideo e omohióideo) e supra-hióideos (estilohióideo, milohióideo, hioglosso e digástrico), consoante a sua localização abaixo ou acima do osso hióideo. A flexão destes músculos aproxima o osso hióide da cartilagem tiróideia, fazendo com que a laringe se desloque para cima [17], como se pode ver na figura 2.5 [18].

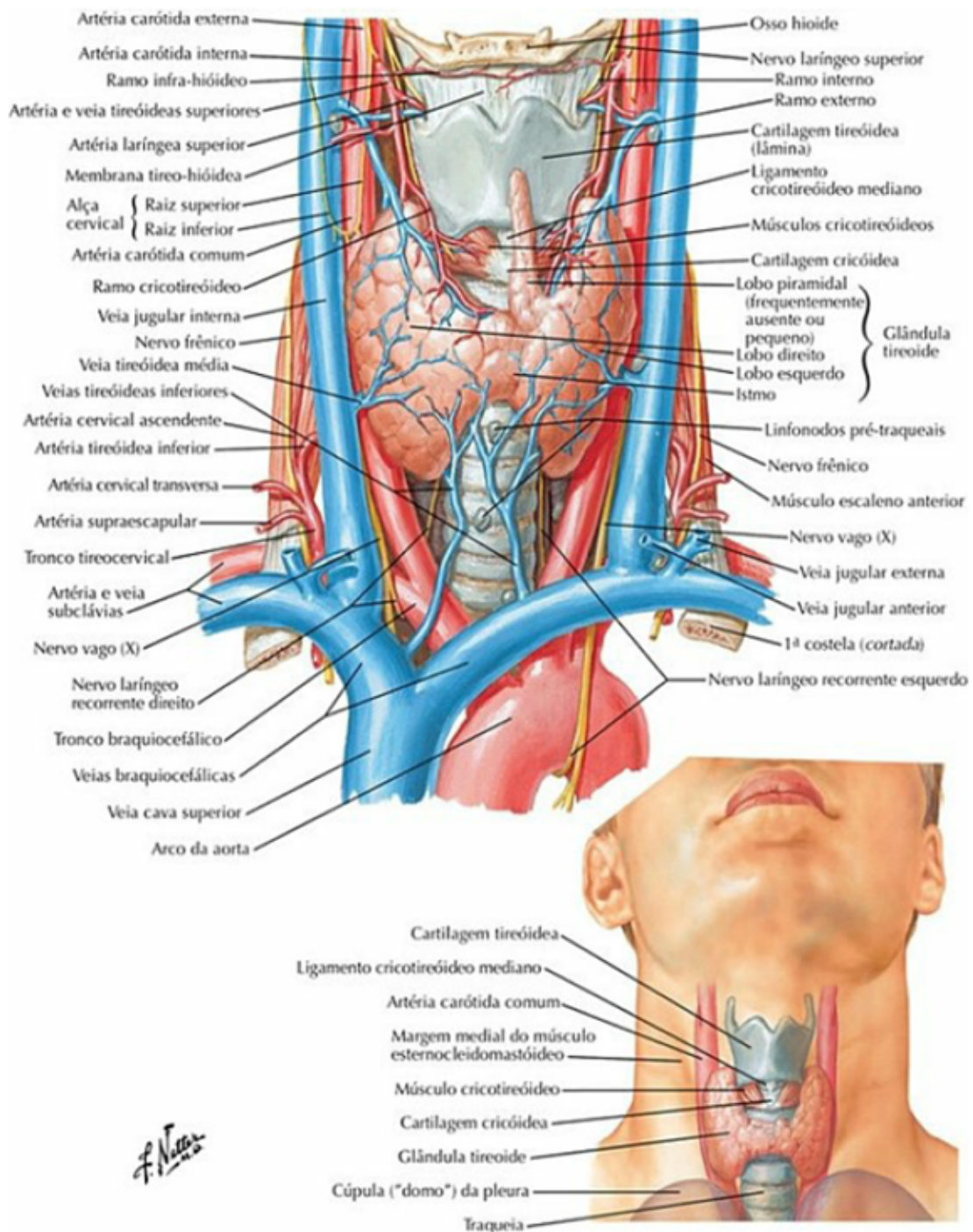


Figura 2.2: Anatomia da Laringe

CAPÍTULO 2. CONCEITOS ANATÔMICOS E IMPLANTES TRAQUEOBRÔNQUICOS

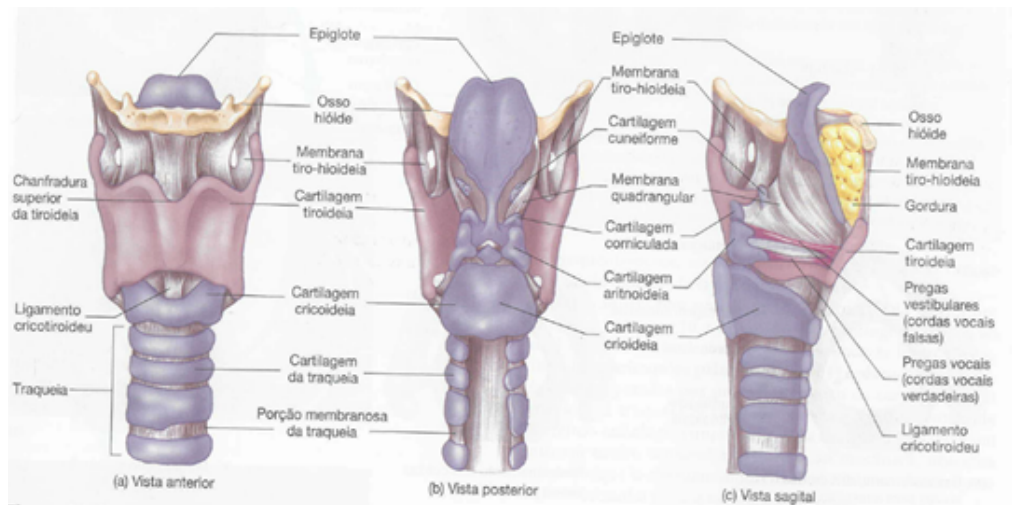


Figura 2.3: Esqueleto da Laringe

A capacidade de produção de som é garantida pelas pregas vocais, os músculos interiores da laringe e as cordas vocais que ligam as cartilagens tiroideia e aritnoideia, produzindo som à medida que vibram com a passagem do ar. Na figura 2.4 a) e b), é possível observar uma vista em planta da laringe, esquemática e real, utilizando um laringoscópio. As cartilagens aritnoideia têm duas posições distintas, uma que facilita a respiração (ver figura 2.4 c), e outra que permite a produção de som (ver figura 2.4 d)). O movimento responsável pela modelação da voz pode observar-se na figura 2.4 e) [17].

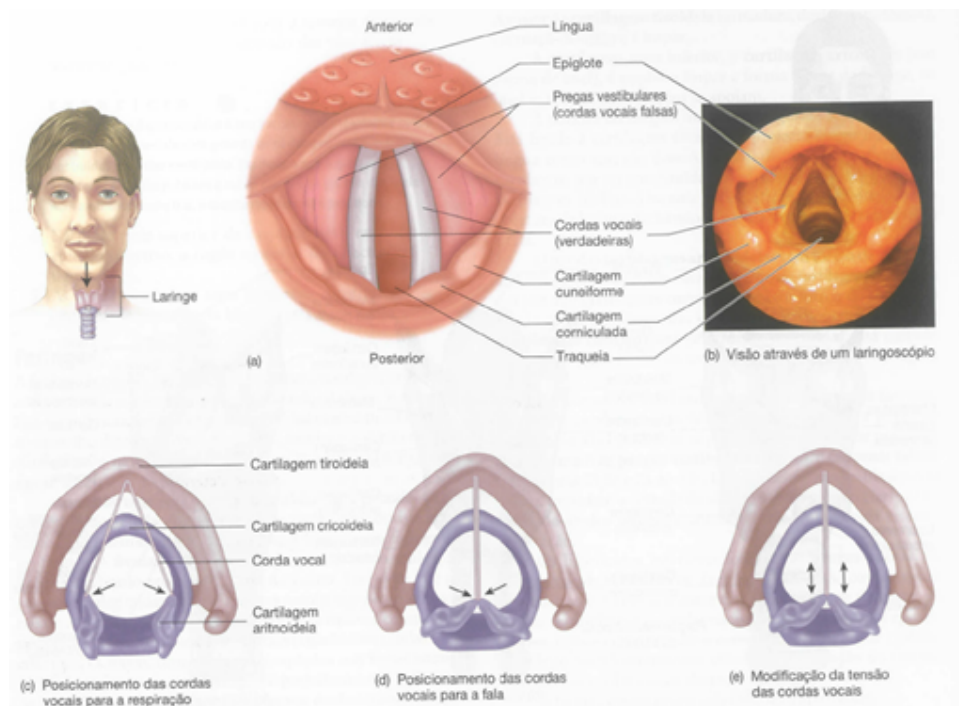


Figura 2.4: Cordas vocais



© 2006 The Authors
Journal compilation © 2006 Blackwell Publishing Ltd

2.2.2 Anatomia da Traqueia

A traqueia é o órgão que liga a laringe aos brônquios principais. As suas funções principais são permitir a passagem de ar até aos pulmões e promover a remoção de secreções provenientes dos brônquios, que contêm partículas estranhas, impedindo que estas se alojem nos pulmões. A parede interna da traqueia é revestida por epitélio, possuindo uma estrutura pseudoestratificada com cílios que promovem a remoção das secreções, sendo estas encaminhadas para a faringe, de modo a serem deglutidas e eliminadas pelo sistema digestivo [19–21].

A estrutura que compõe a traqueia é constituída por um conjunto de cerca de vinte anéis de cartilagem ligados por músculos e tecido conjuntivo e pela mucosa e submucosa que cobrem a sua parede interior. Tem cerca de 90 a 120 mm de comprimento, descendo da cartilagem cricoideia até à carina dos brônquios, local onde se dá a divisão entre os brônquios principais. As cartilagens têm a forma da letra "C", cobrindo as direções anterior e transversais, sendo que no lado posterior da traqueia, se encontra uma parede muscular a que se chama músculo traqueal, que separa a traqueia e o esófago [19–22], como se pode ver na figura 2.6 [18].

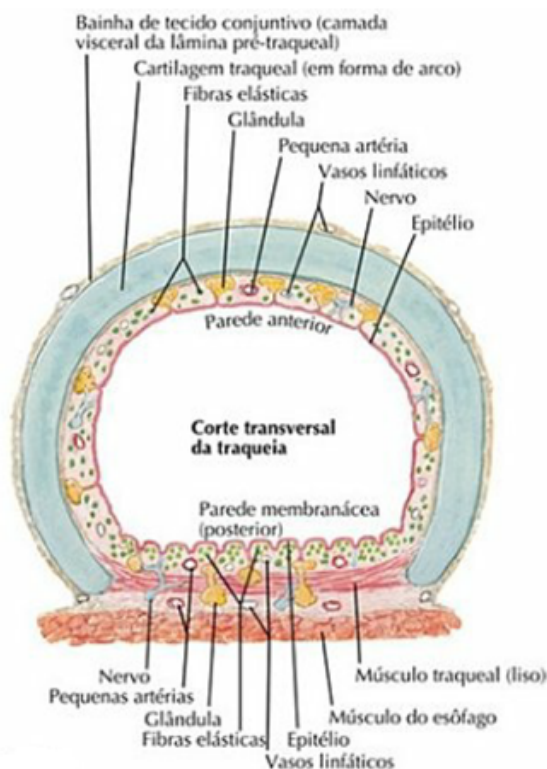


Figura 2.6: Corte transversal da traqueia

Anatomicamente, a traqueia é dividida numa parte cervical, que compreende a porção superior da traqueia, com cerca de 50 a 60 mm e a porção inferior, que corresponde à parte torácica da traqueia, com comprimento semelhante, dependendo do indivíduo. A incisura jugular ou supraesternal é a referência anômica que separa a parte cervical e torácica

da traqueia [22], como se pode verificar na figura 2.5. Ao contrário do comprimento da traqueia, o seu diâmetro é um parâmetro com maior variação entre indivíduos do mesmo sexo e idade. Como aproximação do diâmetro, é normalmente utilizado o diâmetro da base do dedo indicador [20]. A geometria da traqueia varia ao longo do seu comprimento, devido à pressão dos órgãos circundantes e cartilagens presentes. É possível verificar uma redução no diâmetro da traqueia na sua zona proximal, perto da cartilagem cricoideia e na sua zona distal, perto da carina dos brônquios, onde é comprimida pelo arco aórtico. A espessura das paredes da traqueia é de cerca de 3 mm na zona superior, valor que diminui à medida que se aproxima da carina dos brônquios [19].

A vascularização da traqueia é assegurada, maioritariamente, por três ramos da artéria tiroideia inferior, sendo auxiliadas pelas artérias subclávias, intercostais, bronquiais e pelo tronco braquiocefálico, sobretudo na parte torácica da traqueia, como se pode observar na figura 2.7 [18, 19, 21].

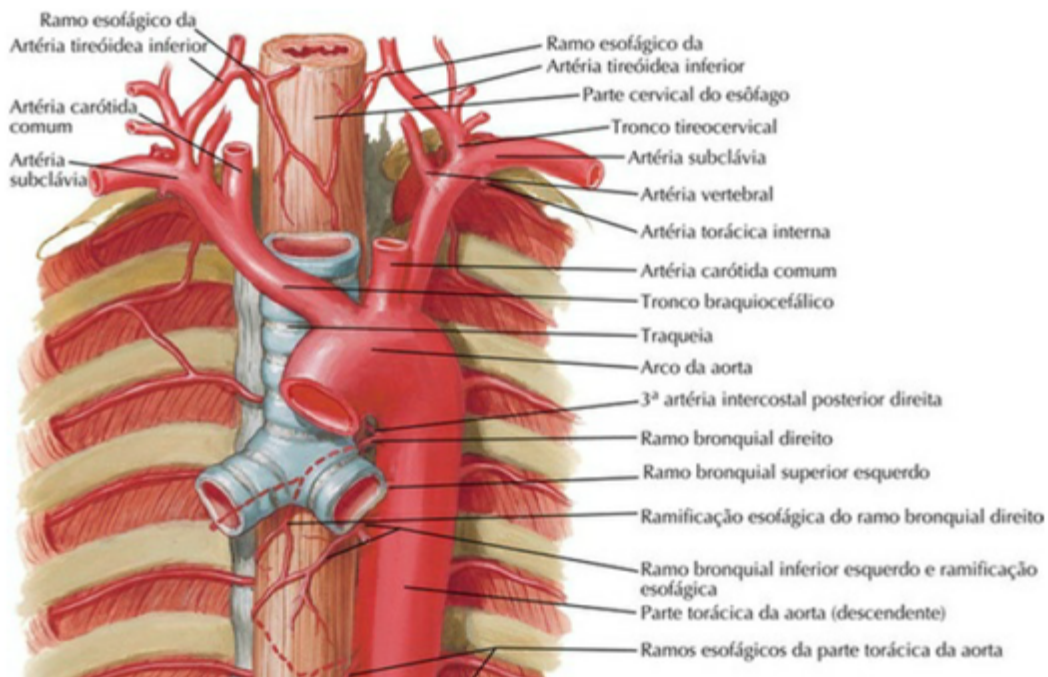


Figura 2.7: Vascularização da traqueia

2.3 Patologias associadas à traqueia

Existem várias patologias que afetam a traqueia e que podem levar à utilização de implantes como aquele estudado nesta dissertação; entre elas encontram-se as fístulas congénitas ou resultantes de trauma e a estenose traqueal [12]. As fístulas são ligações anormais entre canais e ou órgãos. Podem ser congénitas, resultantes de malformações dos órgãos ou provocadas por trauma ou estado anormal do tecido, como por exemplo, uma hemorragia, que é uma fístula entre o vaso sanguíneo e o exterior [7]. A estenose traqueal, por sua vez, é a redução de área útil da traqueia. Esta redução de área pode ser causada por tumores

benignos e malignos que invadem a traqueia ou como resultado da remodelação de tecido em processo de cicatrização resultante de danos sofridos durante intubações anteriores. Existem dois tipos de estenose, a estenose membranosa, que ocorre sem danificação da cartilagem e de tamanho reduzido, e a malácia onde existe dano e redução da rigidez da cartilagem, podendo resultar no colapso da traqueia. Quando provocada por tumores, a estenose pode ser dividida em dois conjuntos diferentes, a provocada pelos tumores primários e secundários. Os tumores primários são aqueles que começam a desenvolver-se na traqueia. Tipicamente, cerca de três quartos deste tipo de tumor são casos de carcinoma adenóide quístico ou carcinoma das células epidermóides, sendo o restante quarto dos casos uma grande variedade de tumores, desde sarcomas de alto grau, tumores carcinóides e mucoepidermóides, bem como outros tumores benignos [12, 23–25]. Os tumores secundários são aqueles que se originam em tecidos de órgãos próximos e invadem a traqueia, sendo este conjunto o mais comum. Os tipos mais comuns de tumor que invadem os tecidos da traqueia são o carcinoma broncogénico e o carcinoma diferenciado da tireóide [23].

2.4 Implantes para traqueia

Os implantes para traqueia nasceram como um método menos invasivo de auxiliar a cirurgia de reconstrução traqueal, permitindo que o tecido cicatrizado tivesse oportunidade de se remodelar. Em 1965, Montgomery apresentou o *T-Tube*, um implante construído em silicone. Este modelo continua a ser utilizado nos dias de hoje, com alterações substanciais, em casos em que a estenose é demasiado comprida ou multissegmentada, impedindo a utilização dos implantes mais usados atualmente [9, 24].

Enquanto ferramenta para suportar a via aérea e permitir a respiração dos pacientes, os implantes têm também outras funções ou requisitos que devem ser cumpridos de forma a que a sua implantação seja bem sucedida: devem evitar o dano dos tecidos; ser flexíveis o suficiente para facilitar a adaptação às irregularidades da parede da traqueia sem que ocorra a migração; permitir que as secreções possam circular até à faringe; ser biocompatíveis e imunologicamente neutros, isto é, impedir a contaminação dos tecidos com partículas que constituem o implante, e impedir a proliferação de agentes patogénicos; devem ser fáceis de introduzir e remover e confortáveis para o paciente durante o período de intubação [26].

Como referido anteriormente, os implantes de traqueia dividem-se em três tipos, implantes de silicone, implantes metálicos e implantes híbridos constituídos por silicone com um reforço metálico [13].

O implante utilizado no decorrer desta dissertação é o implante de *Dumon*. Esta escolha deve-se ao facto de ser o implante mais utilizado em meio hospitalar. Na figura 2.8, é possível ver as versões deste implante disponíveis no mercado [5, 7, 13, 14, 27]. As suas principais vantagens em relação à concorrência são a menor probabilidade de perfuração da mucosa da via aérea; o menor custo em relação à maioria dos concorrentes; menor

quantidade de formação de tecido granuloso, que pode levar à ocorrência de reestenose, uma nova redução da área útil do interior da traqueia. Estas características tornam-no num dos melhores implantes disponíveis no mercado [7]. As suas principais desvantagens são devido à maior flexibilidade, não são rígidos o suficiente para serem aplicados em pacientes em que a estenose é severa; como são constituídos por silicone, são permeáveis às secreções dificultando o seu trajeto até à faringe, o que pode levar à oclusão do implante, ficando este obstruído com secreções [13]; é necessário um maior planeamento devido à necessidade de customização do implante, nomeadamente a escolha cuidada das dimensões que melhor se adequam ao paciente em causa [8].

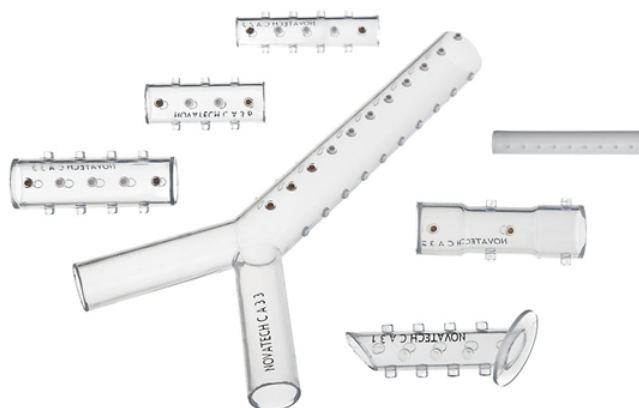


Figura 2.8: Versões do implante de *Dumon* disponíveis no mercado

Entre os vários modelos de implante disponíveis no mercado encontram-se também outros implantes compostos por silicone, nomeadamente os modelos *T-Tube* e *PolyFlex*, apresentados na figura 2.9 [28, 29]. As principais desvantagens em relação ao implante de *Dumon* são no caso do *T-Tube*:

- O desconforto do paciente durante o período de intubação;
- Dificuldades em deglutir;
- O processo de inserção do implante mais invasivo, que recorre a um procedimento cirúrgico, denominado traqueotomia, em que é criada uma incisão no pescoço, denominada traqueostomia, através do qual é inserido o implante [9, 30];
- Não é possível acoplar cateteres regularmente utilizados em ambiente hospitalar.

No caso do implante *PolyFlex*, que possui uma malha de poliéster revestida, tem como principais desvantagens em relação ao implante de *Dumon*:

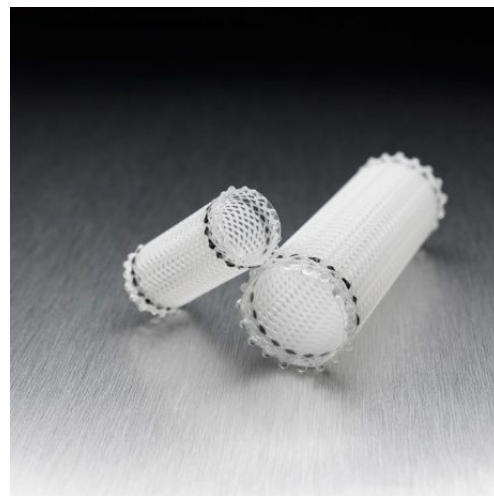
- A maior probabilidade de ocorrer migração, dado que o implante não possui pinos de fixação;

- A maior quantidade de tecido granuloso formado; a possibilidade da criação de fístulas, através da danificação dos tecidos que podem por em risco a vida do paciente.

As principais vantagens em relação ao implante de *Dumon* dos implantes mencionados acima são no caso do modelo *T-Tube*: a possibilidade de tratar casos de estenose traqueal severos e multissegmentados, onde o implante de *Dumon* não é a opção mais adequada para o tratamento. No caso do modelo *PolyFlex*, as maiores vantagens em relação ao implante de *Dumon* são o menor espaço ocupado no interior da traqueia devido à menor espessura da parede do implante e a sua capacidade expansível facilitando a sua inserção na traqueia [31, 32].



(a) Implante *T-Tube*



(b) Implante *PolyFlex*

Figura 2.9: Modelos de implante em silicone alternativos ao implante de *Dumon*

Em alternativa aos modelos de implante em silicone, existem modelos metálicos, onde os modelos *UltraFlex* e *Silmet*, são aqueles mais utilizados. As suas principais vantagens e desvantagens em relação ao implante de *Dumon* são bastante similares [33, 34]. As principais desvantagens são:

- O maior custo associado ao implante;
- Quando a estenose é provocada por tumores, existe a possibilidade deste invadir o interior do implante, uma vez que são constituídos por malha de arame, funcionando como uma estrutura reticulada, com vazios através dos quais o tumor se pode infiltrar, correndo o risco de oclusão do implante e, por conseguinte, a via aérea;
- A formação exagerada de tecido granuloso que pode levar à recorrência de fenómenos de estenose posteriores à extubação;
- A maior dificuldade de remoção devido à sua maior rigidez
- A maior probabilidade de causar danos nos tecidos que podem levar à existência de hemorragias.

Como principais vantagens em relação aos implantes de *Dumon*, os modelos metálicos permitem tratar casos de estenose mais severos, com menor diâmetro inicial; uma redução da incidência de migração dos implantes e a diminuição de zonas de deformação local do implante, criadas por alterações na geometria da traqueia ou pela estenose, dado que os implantes apresentam maior rigidez [35].

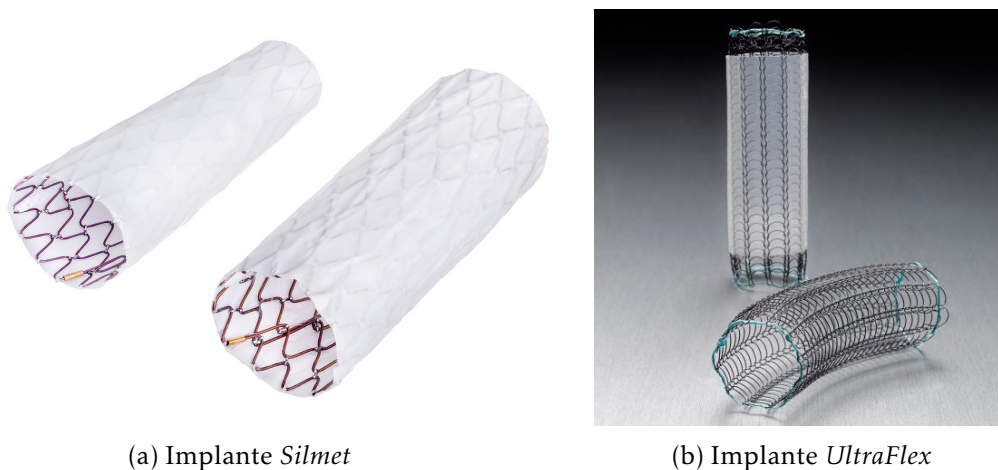


Figura 2.10: Modelos de implante metálicos alternativos ao implante de *Dumon*

Existem ainda no mercado modelos de implante híbridos, entre os quais o modelo *Dynamic (Y)* é o mais utilizado. Este modelo de implante é fabricado recorrendo a arame de aço inoxidável coberto com silicone, tendo como principal objetivo reduzir as complicações associadas à utilização de implantes de *Dumon*, nomeadamente a oclusão com secreções e a migração. Para tentar mitigar e resolver os problemas mencionados o modelo *Dynamic (Y)* tem uma geometria diferente da maior parte dos implantes que são cilíndricos ou tubulares, tendo uma geometria similar à letra D e o seu reforço metálico a forma de um C, como se pode ver na figura 2.11 [36]. Esta geometria permite uma maior mobilização da traqueia pois a forma e rigidez do implante são mais compatíveis com a forma e rigidez naturais da traqueia, reduzindo assim a tendência para a formação de tecido granuloso, tendo ao mesmo tempo um menor impacto na capacidade da traqueia de expulsar as secreções, diminuindo a probabilidade de oclusão de implante. Como principal desvantagem, encontra-se a necessidade de utilizar equipamentos diferentes daqueles normalmente utilizados para implantes metálicos e de silicone [36].

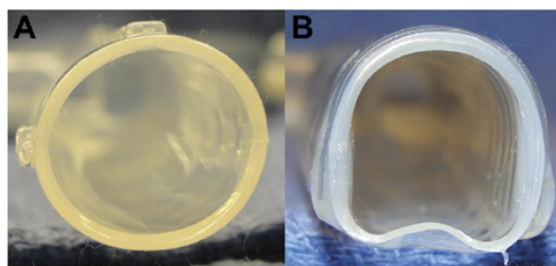


Figura 2.11: Comparação da secção entre o implante de *Dumon* (A) e *Dynamic (Y)* (B)

CAPÍTULO 2. CONCEITOS ANATÓMICOS E IMPLANTES TRAQUEOBRÔNQUICOS

Para resumir todas as vantagens e desvantagens dos vários tipos de implantes existentes no mercado foi utilizada a tabela 2.1.

Tabela 2.1: Resumo da comparação dos diversos implantes existentes no mercado com o implante de *Dumon*

Implante	Vantagens	Desvantagens
<i>T-Tube</i>	- Permite tratar casos de estenose multissegmentados	- Desconforto em implantação prolongada - Implantação mais invasiva
<i>PolyFlex</i>	- Mais fácil de implantar - Menor espessura permite um melhor fluxo de ar na via aérea	- Mais provável de ocorrer migração - Maior formação tecido granuloso - Possibilidade de criação de fístulas
<i>UltraFlex</i> e <i>Silmet</i>	- Permite tratar casos de estenose mais severos - Redução do risco de migração - Menor zonas de deformação local do implante	- Maior custo - Possibilidade de oclusão do implante por corpos invasores (tumores) - Elevada formação de tecido granuloso, pode causar novos casos de estenose - Processo de remoção mais complexo
<i>Dynamic</i> (Y)	- Menor probabilidade de oclusão e migração - Menor formação de tecido granuloso - Permite maior mobilização da traqueia	- Necessidade de utilizar equipamentos diferentes dos restantes modelos de implante

2.5 Softwares utilizados

Esta secção tem como objetivo enquadrar a escolha dos *softwares* utilizados no decorrer desta dissertação, entre eles:

LS-DYNA Permite realizar simulações com análises dinâmicas, não lineares, de Modelos de Elementos Finitos com modelos de contacto, recorrendo a métodos implícitos e explícitos de integração;

LS-PrePost Tem como objetivo realizar o pré e pós-processamento das simulações realizadas no *LS-DYNA*;

MATLAB Utilizado para a análise de dados da simulação e representação gráfica dos mesmos.

MODELAÇÃO E SIMULAÇÃO NUMÉRICA

3.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivos, apresentar os modelos numéricos de elementos finitos dos componentes da traqueia e os implantes utilizados, descrever os modelos de material utilizados para cada um dos componentes. De seguida, é apresentado o processo de montagem do implante na traqueia, os modelos de contacto, bem como as condições de fronteira e carregamentos aplicados no conjunto.

3.2 Modelos Tridimensionais em elementos finitos

A traqueia e a laringe são corpos complexos e não homogêneos constituídos por diversos componentes. Cada um destes componentes desempenha a sua função para garantir que a traqueia e laringe têm a mobilidade para conseguir acompanhar o movimento de deglutição, uma vez que o esófago se encontra separado da traqueia e laringe pela parede de músculo liso na zona posterior. Ao mesmo tempo, tem de possuir rigidez suficiente para manter um caminho através do qual o ar possa circular até aos pulmões durante a respiração, designado por lúmen [37, 38].

Para construir o modelo foi utilizado o *software LS-PrePost*, concebido para fazer o pré e pós processamento das simulações realizadas recorrendo ao *software* de elementos finitos *LS-DYNA*. Para modelar todos os corpos foram utilizados elementos do tipo *Solid*, preferencialmente de forma hexaédrica, culminando no modelo presente na figura 3.1.

As unidades utilizadas para construir os modelos numéricos encontram-se na tabela 3.1.

Tabela 3.1: Unidades utilizadas na construção dos modelos

Grandeza	Tempo	Comprimento	Força
Unidade	Segundo (s)	Milímetro (mm)	Newton (N)

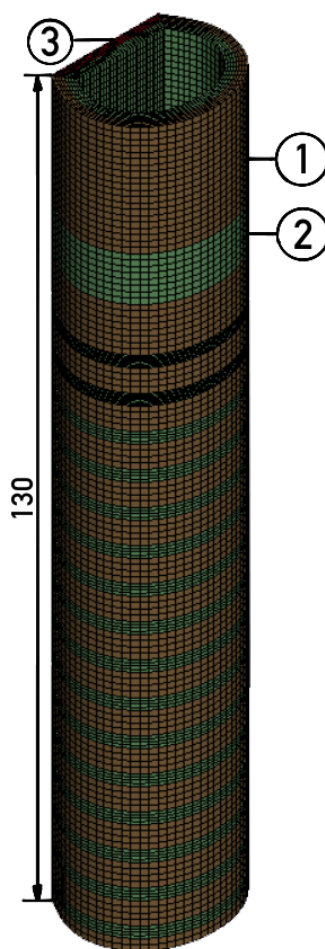


Figura 3.1: Modelo de Traqueia e Laringe utilizado

3.2.1 Modelo de Traqueia e Laringe

A criação de um modelo de elementos finitos é uma tarefa complexa, devido à necessidade de recorrer a imagem médica de traqueias reais, que precisam depois de ser tratadas minuciosamente de forma a criar a malha de elementos finitos representativa. Dado este constrangimento e à forma oca semicilíndrica, foi utilizado um modelo simplificado, construído com o auxílio da orientadora e do coorientador, cuja malha foi alterada posteriormente no decorrer da dissertação, com uma geometria contínua e secção similar à letra "D", no qual os elementos foram separados de modo a diferenciar os vários componentes que constituem a traqueia e a laringe, que serão descritos nas secções seguintes [37].

3.2.1.1 Cartilagem

Neste componente incluem-se todos os anéis de cartilagem presentes na estrutura da traqueia, bem como as cartilagens aritnóidea, tiróidea e cricóidea, que fazem parte da laringe. Os anéis de cartilagem são estruturas com forma similar à letra "C" [20, 21, 39], como se pode ver na figura 3.2, contando-se dezassete no modelo em estudo, apresentado

na figura 3.4. As cartilagens aritnóidea, cricóidea e tiróidea encontram-se no topo do modelo, e podem ser observadas nas figuras 3.3a e 3.3b. Todos os elementos de cartilagem têm como principal função dar a rigidez necessária à traqueia para resistir aos esforços a que está submetida, mantendo o lúmen, zona livre no interior da traqueia onde circula o ar, intacto de forma a circular o ar, tanto para dentro como para fora dos pulmões [39].

3.2.1.2 Ligamentos e Tecidos Conjuntivos

O tecido conjuntivo é responsável por representar todos os ligamentos existentes, a mucosa as membranas interior e exterior da traqueia e a vascularização da traqueia como observado na figura 2.6 e discutido na subsecção 2.2.2. Nas figuras 3.5 e 3.6 é possível ver a implementação deste componente no modelo.

3.2.1.3 Músculo Liso

A parede de músculo liso que separa a traqueia e a laringe do esófago, tem como funções auxiliar a variação de forma da estrutura da traqueia aquando da respiração e do movimento de deglutição. É possível ver a forma como foi incluída no modelo na figura 3.7 e nas figuras 3.8a e 3.8b.

3.2.2 Modelos de Implante

Para esta dissertação foram utilizados vários tipos de implante. Inicialmente foram utilizados implantes de natureza mais simples e secção contínua circular. De seguida, foi utilizado um modelo de geometria simples e de secção elíptica, de forma a aumentar a zona de contacto entre o implante e a traqueia, uma vez que o modelo de traqueia e laringe é bastante simplificado. Numa fase posterior, foi utilizado um implante de secção circular, com pinos de fixação similar a um implante de *Dumon*.

Para facilitar a modelação dos implantes de secção circular e elíptica foram utilizadas malhas regulares, como se pode ver na figura 3.9, apenas no modelo do implante de *Dumon* existem zonas boleadas nas extremidades e pinos de fixação no tronco, uma vez que a malha do mesmo foi criada a partir de um ficheiro *IGES*. Dada a complexidade do modelo do implante de *Dumon*, foram utilizados elementos do tipo *Solid* de forma tetraédrica.

O modelo de implante de *Dumon* é apresentado na figura A.1. Este possui diversos pormenores, como o boleado em ambas as extremidades como se pode ver na figura A.2; a utilização de dois tipos de pinos de fixação, como se pode observar, com maior detalhe, na figura A.3; a distribuição dos pinos de fixação que varia consoante a posição do implante, podendo ter 4 ou 5 pinos, dependendo das dimensões do implante. Implantes de maior dimensão terão distribuições de pinos de fixação diferentes (ver figura A.4). Na figura A.5 é possível ver uma vista em planta do implante. Estas figuras encontram-se incluídas no apêndice 1, dado que a versão do implante de *Dumon* utilizada estará protegida por uma patente.

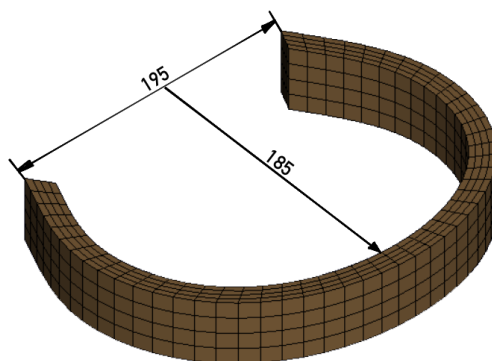


Figura 3.2: Vista de um anel de cartilagem

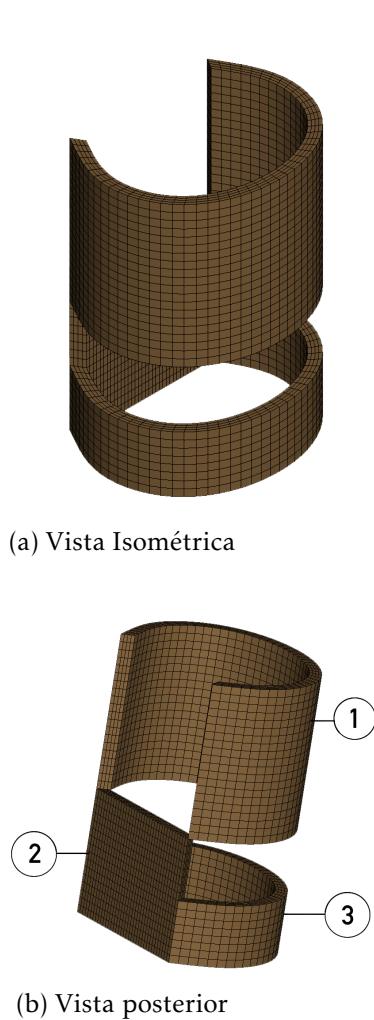


Figura 3.3: Vistas do conjunto modelado das cartilagens tiróidea (1), aritnóidea (2) e cricóidea (3)

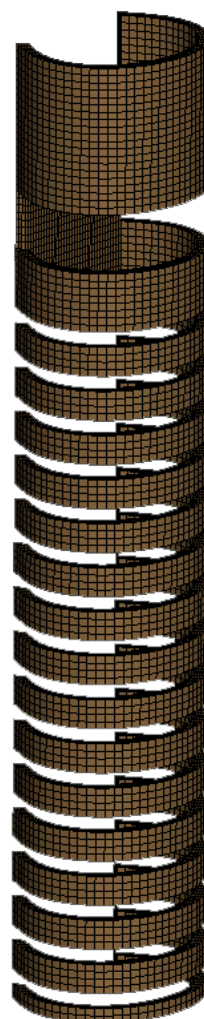


Figura 3.4: Vista de todas as porções de cartilagem presentes no modelo

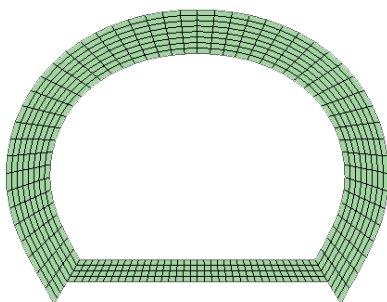
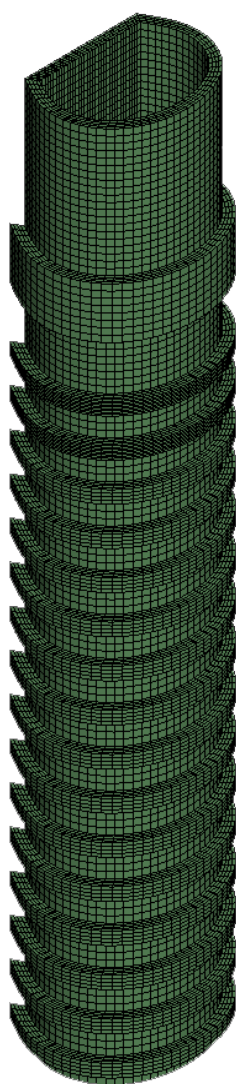
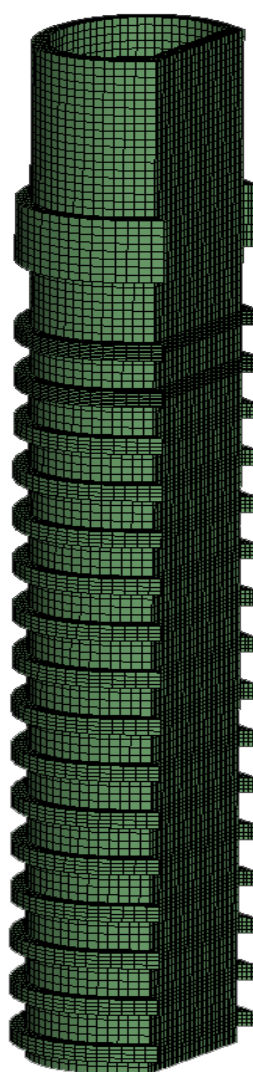


Figura 3.5: Vista em planta do conjunto dos Ligamentos e Tecidos Conjuntivos



(a) Vista Isométrica



(b) Vista Lateral/Posterior

Figura 3.6: Vistas Isométrica e Lateral/Posterior do componente representativo dos Ligamentos e Tecidos Conjuntivos

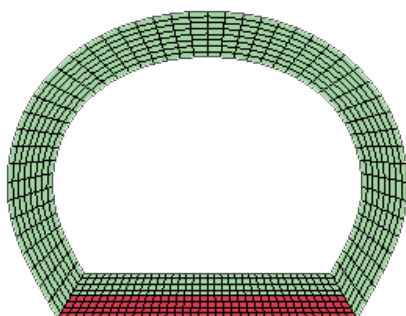


Figura 3.7: Vista em planta da parede de Músculo Liso

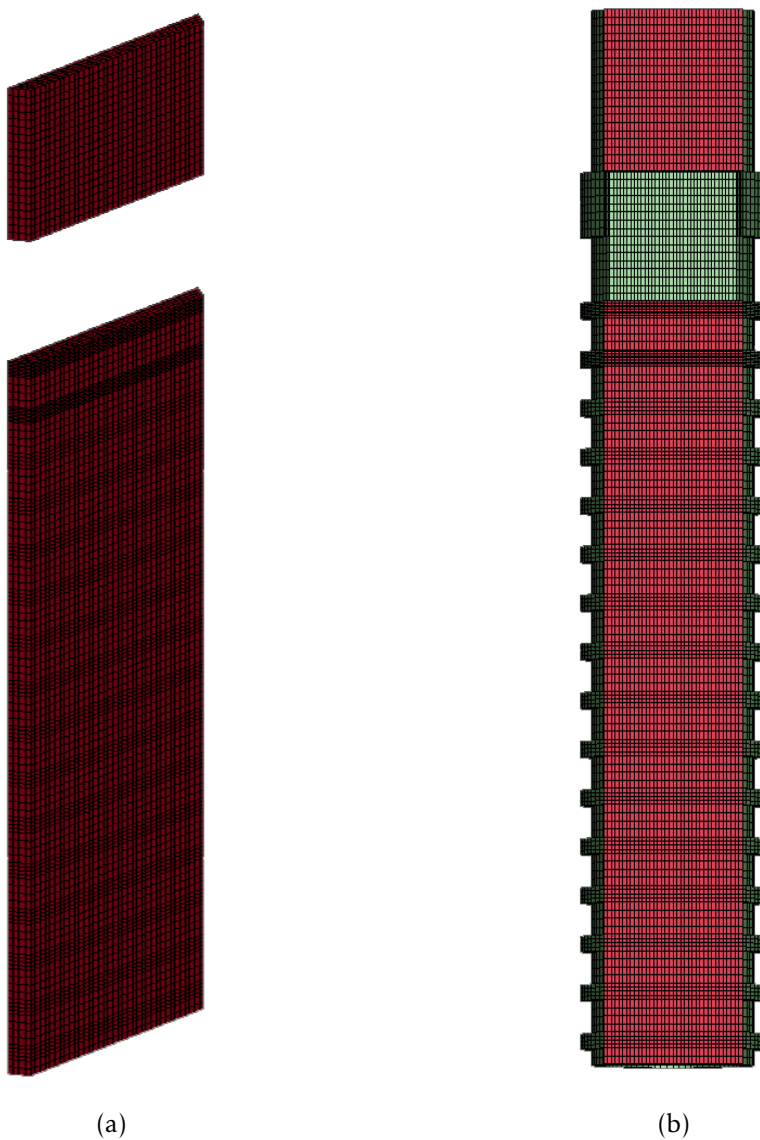


Figura 3.8: Vista da parede de Músculo Liso

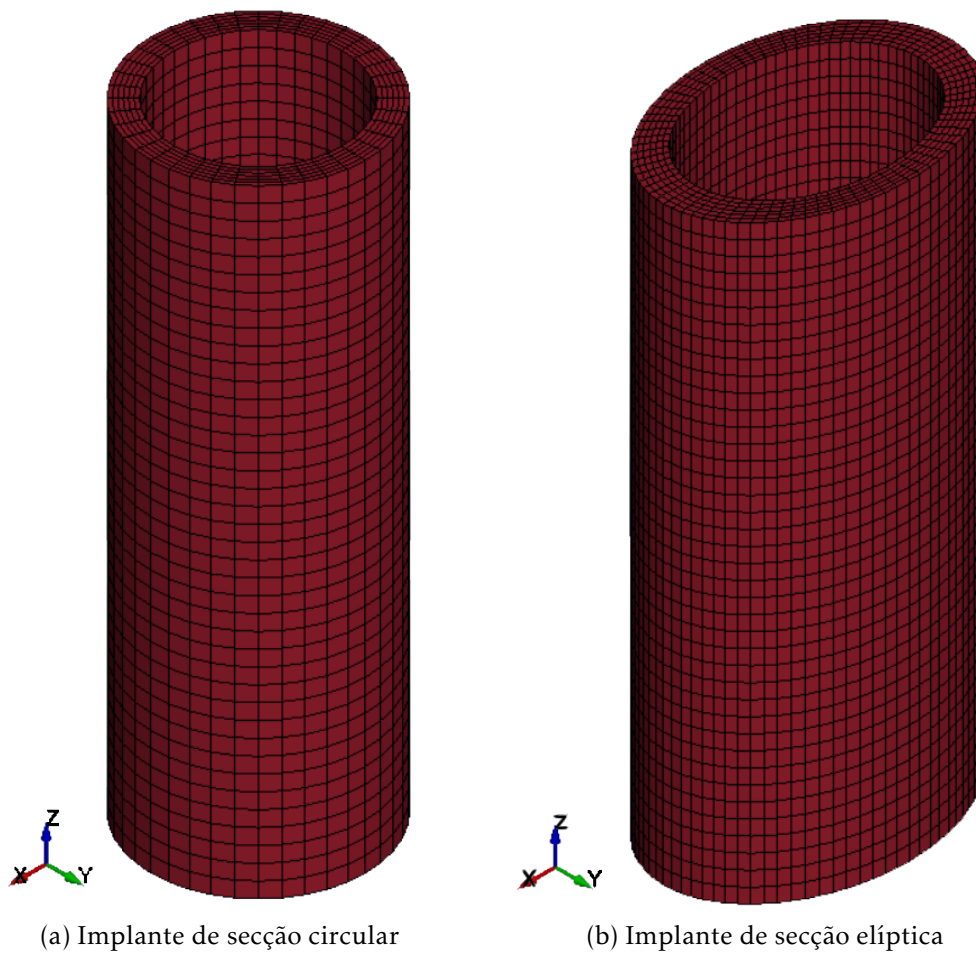


Figura 3.9: Vista dos implantes de secção circular e elíptica

De forma a sintetizar as dimensões dos modelos de implantes utilizados, recorreu-se à tabela 3.2. É de salientar que os valores de largura do implante elíptico se referem ao eixo menor e ao eixo maior da elipse, respetivamente, no caso dos valores da largura do implante de *Dumon*, estes valores referem-se à largura do tronco principal e à largura entre pinos de fixação.

Tabela 3.2: Dimensões dos modelos de implante utilizados

Implante	Comprimento (mm)	Largura (mm)
Circular	40	14
Elíptico	40	14 / 19.5
<i>Dumon</i>	40	13 / 14

3.3 Modelos de Material

O modelo é composto por quatro componentes separados, cada um com as suas propriedades mecânicas e leis constitutivas. Na tabela 3.3 encontra-se um resumo dos modelos

de material utilizados, que serão descritos em maior detalhe nos pontos 3.3.1 e 3.3.2. É de salientar que os parâmetros Coeficiente de *Poisson*, C1, C2 e C3, são adimensionais.

Tabela 3.3: Resumo das leis constitutivas e valores das variáveis que descrevem o comportamento dos materiais

Componente	Lei Constitutiva	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente <i>Poisson</i>	C1	C2	C3
Cartilagem	Linear Elástica Isotrópica	3.33	0.49	-	-	-
Ligamentos e Tecidos Conjuntivos	Linear Elástica Isotrópica	3.27×10^{-2}	0.30	-	-	-
Músculo Liso	Hiperelástica Isotrópica Yeoh	-	-	0.063	0.394	-0.171
Implante	Linear Elástica Isotrópica	1.00	0.28	-	-	-

3.3.1 Modelos de Material Linear Elástico

A Cartilagem é constituída por fibras de colagénio sem orientação específica característica que leva à utilização de uma curva linear elástica de rigidez de 3.33 MPa e ao coeficiente de *Poisson* de 0.49, dado que é um material de natureza quase incompressível [40].

Para modelar a rigidez dos Ligamentos e Tecidos Conjuntivos, foi utilizada uma curva linear elástica com rigidez 3.27×10^{-2} MPa, uma vez que apesar de o material apresentar comportamento anisotrópico e hiperelástico, a aproximação recorrendo a curva de tensão linear elástica com comportamento isotrópico apresenta uma distribuição de tensões bastante similar, com um coeficiente de *Poisson* de 0.3. Esta simplificação, traz vantagens a nível da complexidade do modelo computacional, levando a tempos de computação menores [5].

Para modelar a rigidez do implante de silicone foi utilizada uma curva linear elástica com rigidez de 1.00 MPa com coeficiente de *Poisson* de valor 0.28 [5, 26].

3.3.2 Modelo de Material Yeoh

Para modelar a deformação da parede de Músculo Liso foi utilizada a formulação de *Yeoh*, um modelo hiperelástico que utiliza três constantes, C1, C2 e C3 em conjunto com as características do carregamento, nomeadamente o primeiro invariante do tensor das tensões (I_1), resultando expressão matemática apresentada na equação 3.1. Os valores destas constantes foram obtidos através do ajuste da curva à média das medições de um conjunto de tecidos moles testados provenientes de pacientes [37].

$$\sigma = C1 * (I_1 - 3) + C2 * (I_1 - 3)^2 + C3 * (I_1 - 3)^3 \quad (3.1)$$

3.3.2.1 Análise de Sensibilidades

Dado que a implementação deste modelo de material no *software LS-DYNA* é recente, disponível com atualização na licença no mês de Junho de 2021, foi realizada uma análise de sensibilidades aos valores das 3 variáveis que descrevem este modelo de material [41].

Para realizar a simulação foi utilizado um provete paralelepipedico, com 10 mm de comprimento, 3 mm de largura e 0.5 mm de espessura, como se pode observar na figura 3.10. A deformação foi imposta a uma velocidade de 5 mm/s com o objetivo de deformar o provete um total de 5 mm, valor que corresponde à extensão obtida nos testes realizados por Safshekan et al. [37].

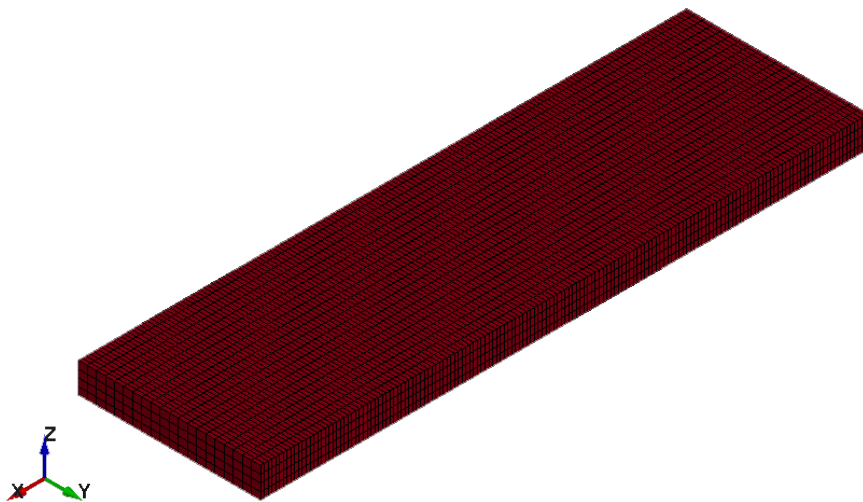


Figura 3.10: Provete utilizado para a análise de sensibilidades

Para delimitar uma zona de validação recorreram-se às curvas de valor máximo e mínimo do desvio padrão para a medição da rigidez do músculo liso efetuadas por Safshekan et al [37], que se encontram marcadas a tracejado nas figuras 3.11, 3.13 e 3.15. Foi testada a sensibilidade de cada uma das variáveis em intervalos de 2.5% do valor médio presente na literatura, até 10% acima e abaixo do mesmo. Estes valores estão presentes na tabela 3.3.

Como resultado da avaliação do parâmetro C1, é possível observar nas figuras 3.11 e 3.12 um aumento quase linear da tensão máxima aplicada no provete, havendo uma variação de cerca de 0.05 MPa entre a tensão mínima e máxima aplicada.

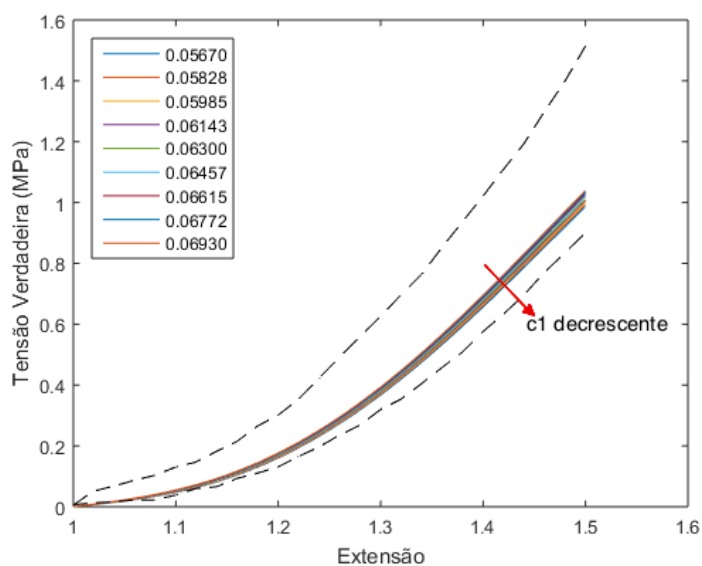


Figura 3.11: Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C1

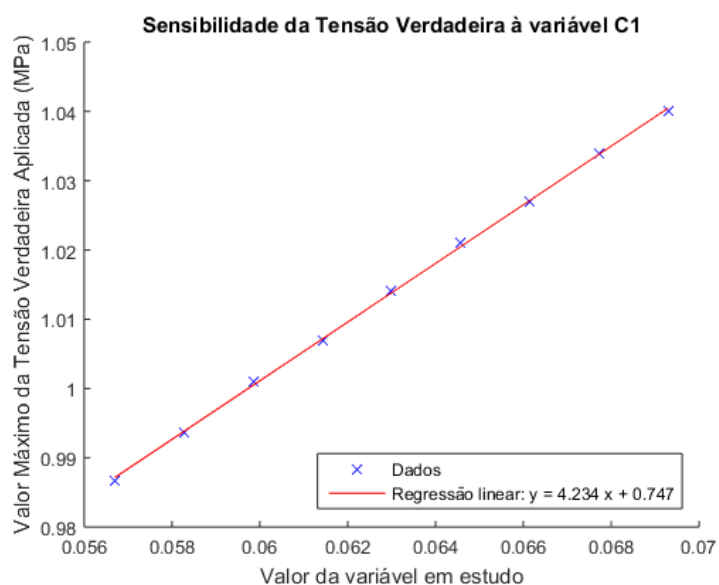


Figura 3.12: Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C1

No caso do parâmetro C2 é possível observar nas figuras 3.13 e 3.14 uma dispersão muito maior da tensão máxima no provete, na ordem dos 0.23 MPa, mantendo-se no entanto a relação linear entre a tensão máxima aplicada e o valor do parâmetro C2.

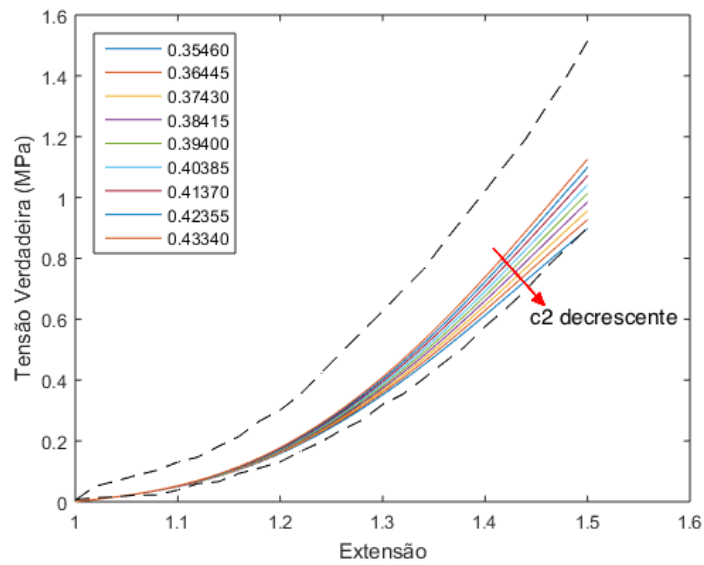


Figura 3.13: Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C2

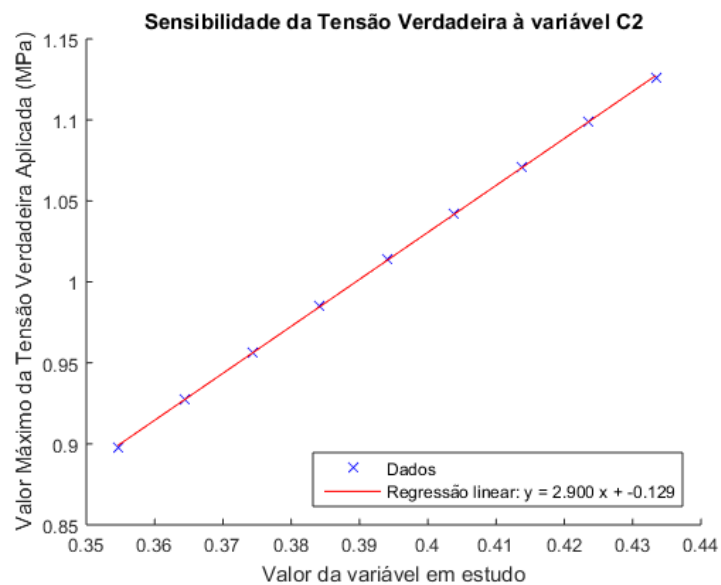


Figura 3.14: Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C2

Por último, no que toca à variável C3, existe uma dispersão reduzida no valor da tensão máxima, na ordem dos 0.08 MPa, como se pode visualizar nas figuras 3.15 e 3.16.

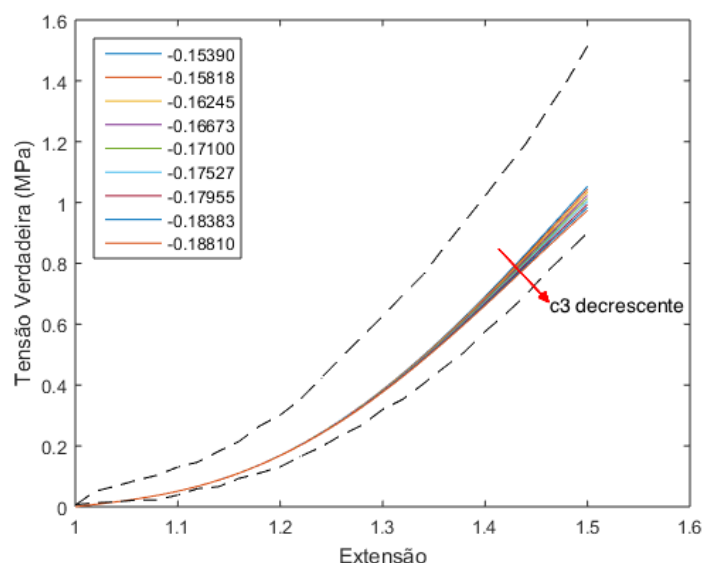


Figura 3.15: Tensão Verdadeira exercida no provete para os valores do parâmetro C3

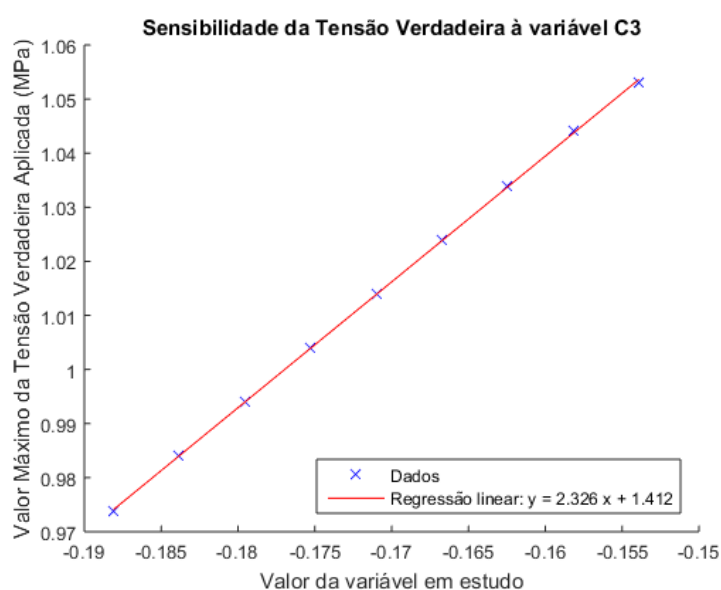


Figura 3.16: Tensão Verdadeira exercida no provete vs parâmetro C3

Em todos os casos é possível verificar que para nenhum valor de qualquer das variáveis ocorreu a saída da zona do desvio padrão em relação às medições citadas na literatura. Todas as simulações apresentam resultados próximos do limite inferior [37], havendo também uma tendência de redução da tensão máxima com a redução do valor dos parâmetros.

3.4 Assemblagem do Implante na Traqueia

Para realizar a introdução do implante na traqueia, foi importada a malha do implante para o ficheiro com a malha da traqueia a utilizar. Tendo sido depois posicionado o implante na zona pretendida. Uma vez que o objetivo era tentar simular o caso mais desfavorável, o implante foi colocado o mais elevado possível, a cerca de 85 mm da extremidade inferior do modelo, na zona onde existe maior deslocamento, que levará, teoricamente, a valores mais elevados de tensão. Este modelo de implante apenas pode ser utilizado em situações em que a altura máxima da estenose se encontre a 90% do comprimento da traqueia. No modelo utilizado a traqueia possui 95 mm de comprimento, pelo que 90% deste valor corresponderia aos 85 mm. Como termo de comparação, serão também testados os mesmos implantes numa posição mais baixa a 70 mm da extremidade inferior do modelo [8], como se pode ver nas figuras 3.17 e A.6. Na figura 3.18 podem ser comparadas as posições em que os implantes foram colocados.



Figura 3.17: Vista da localização dos implantes de secção circular e elíptica a 70 mm da extremidade inferior do modelo

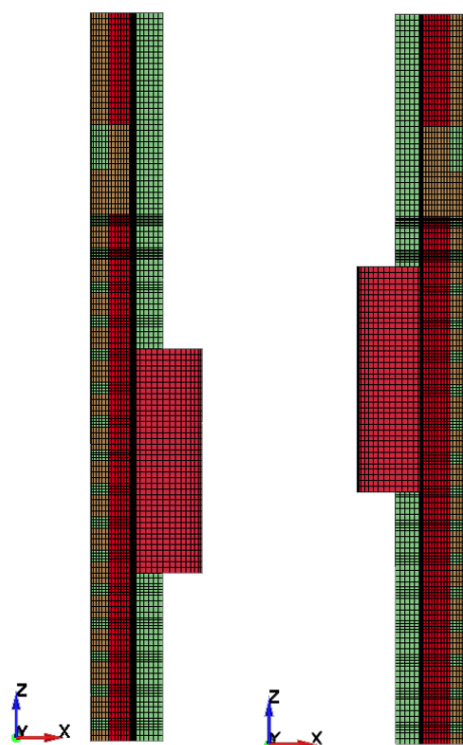


Figura 3.18: Comparação das posições em que o implante é colocado

3.5 Condições de Fronteira e Carregamentos

A traqueia pode ser dividida em duas zonas, a zona torácica e a zona cervical, como discutido no capítulo 2. A sua zona torácica encontra-se bastante restringida, dado que se encontra circundada por todo um conjunto de órgãos e estruturas ósseas enquanto que a zona cervical é bastante mais móvel devido à inexistência de corpos à sua volta que restrinjam o seu movimento [20, 42]. Desta forma, para implementar as condições de fronteira assumiu-se que a traqueia está fixa na sua extremidade distal, junto da carina dos brônquios, sendo aplicados os carregamentos na sua extremidade proximal, junto da cartilagem cricóidea [5, 15, 42]. Os carregamentos aplicados serão do tipo deslocamento, uma vez que é muito complicado medir as forças realizadas no processo de deglutição e poderão ser visualizados nas figuras 3.19 e 3.20 [5, 42].

Assume-se também que existem apenas movimentos nos eixos y e z . O eixo y é paralelo ao plano sagital dividindo o lado esquerdo e direito do corpo, ver figura 2.1 e o eixo z é vertical, enquanto que no eixo x se assume que não existe deslocamento imposto devido ao plano de simetria existente [5, 15]. Os deslocamentos aplicados no topo do modelo com e sem implante estão expostos nas figuras 3.20 e 3.19. Nas figuras 3.21 e 3.22 pode ver-se o movimento em cada eixo ao longo do tempo, sendo que na figura 3.23 se encontra representada a magnitude do movimento da traqueia estando ou não o implante colocado. Os valores de deslocamento utilizados são iguais aos implementados nos modelos criados por Trabelsi et al [5] e Del Palomar et al [15].

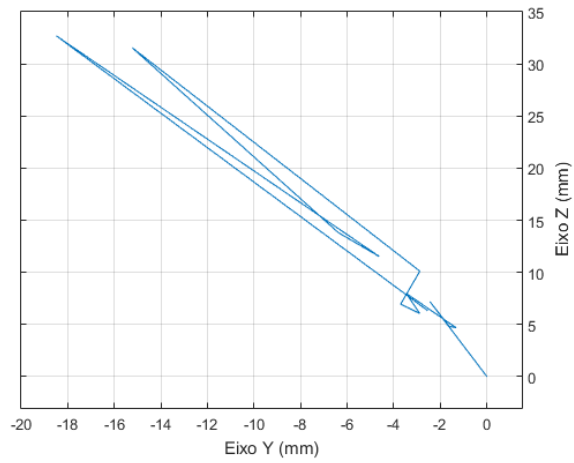


Figura 3.19: Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia sem implante

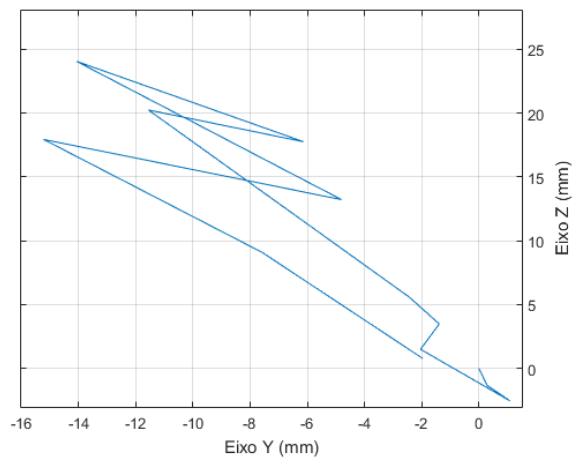


Figura 3.20: Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia com implante

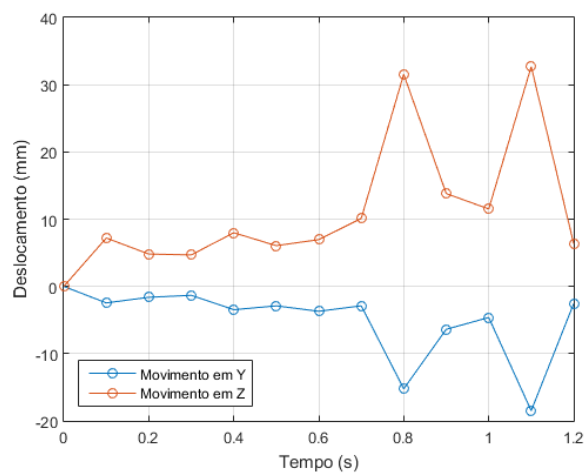


Figura 3.21: Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia sem implante ao longo do tempo

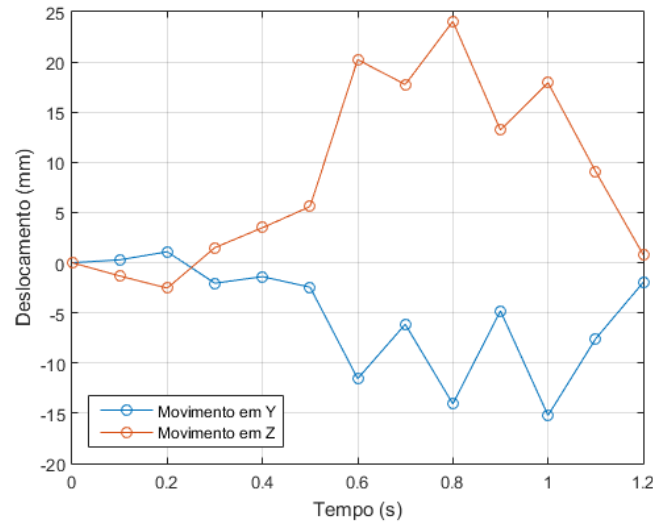


Figura 3.22: Movimento nos eixos y e z aplicado no topo da traqueia com implante ao longo do tempo

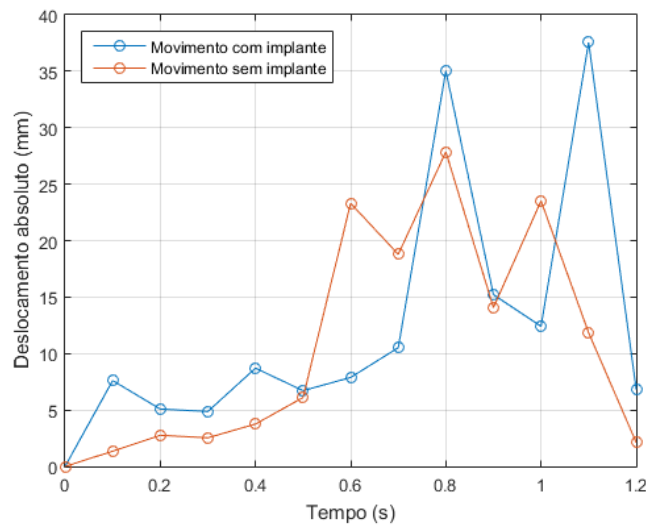


Figura 3.23: Magnitude do deslocamento no topo da traqueia

3.5.1 Modelos de Contacto

Para garantir que o implante se desloca com a traqueia no momento em que são aplicados os carregamentos, é necessário definir os modelos de contacto mais adequados. Para além da fixação do implante, é ainda necessário assegurar que não existe migração do implante durante o deslocamento provocado pelo movimento de deglutição. Desta forma foi utilizado o modelo de contacto **AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE_TIED_WELD*, este garante que é efetuada uma ligação equivalente a uma soldadura, impedindo o movimento relativo entre nós e elementos, quando estes se encontram em contacto no momento inicial ou durante o movimento de todo o conjunto [43]. A utilização de um

contacto do tipo *Automatic* permite que seja o *software* a detetar zonas de contacto entre os elementos de ambos os componentes.

Os contactos do tipo *Surface to Surface* implicam a utilização das sub-rotinas internas ao *software LS-DYNA* responsáveis por detetar a existência de contacto em ambas as superfícies tornando-se redundante especificar qual a superfície penetrada e aquela que a penetra.

Os contactos do tipo *Tied_Weld* permitem constranger o movimento dos corpos unidos em todos os graus de liberdade, tendo como critério para a união, a distância entre nós dos corpos ser menor que um parâmetro "*Close*", como se pode ver na figura 3.24, que neste caso não foi definido, pelo que o valor atribuído automaticamente é um por cento do comprimento característico da malha.

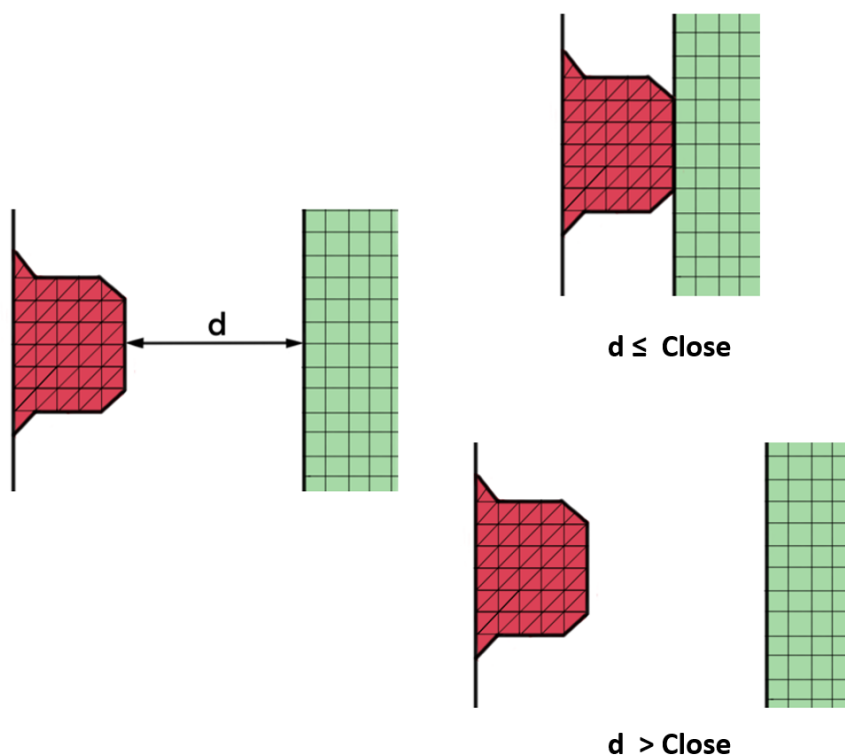


Figura 3.24: Atuação do modelo de contacto

Uma vez que este modelo contacto foi desenvolvido para simular casos em que os corpos são unidos através de soldadura no momento do contacto, foi atribuído o valor de zero a todos os parâmetros relacionados com a soldadura, nomeadamente, temperatura de fusão, condutividade térmica dos materiais entre outros, uma vez que o implante é unido à traqueia no momento do contacto, mas não ocorre fusão de qualquer um dos componentes.

Para estabelecer os contactos foram especificados os corpos em contacto, nomeadamente, os componentes "Ligamentos e Tecidos Conjuntivos", que define toda a parede interior da traqueia, delimitando o lúmen, onde é introduzido o componente "Implante".

3.6 Simulação

Esta secção tem como objetivo designar e explicar alguns dos pormenores relacionados com o processo de simulação, nomeadamente os tipos de elementos finitos utilizados, os métodos de integração.

3.6.1 Método de Integração

No início da dissertação foram realizados testes com ambos os métodos de integração referidos na secção 2.5, o método de integração explícito e o implícito.

O método de integração explícito é mais adequado para simular fenómenos que decorrem em períodos de tempo mais curtos, nos quais a inércia dos corpos é importante, nos quais existem maiores taxas de deformação e são utilizados materiais que não possuam características típicas, nomeadamente o comportamento elástico. Este requer por norma intervalos de integração, ou passos, bastante reduzidos para garantir a estabilidade incondicional dos sistemas de equações [44]. No entanto como os sistemas de equações são muito mais rápidos de resolver o tempo de computação associado é, por norma, bastante menor [45].

O método de integração implícito é mais adequado para simular fenómenos com uma duração maior de tempo, nos quais a inércia dos corpos não tem um papel significativo. Apesar deste método de integração permitir passos mais longos, a resolução de cada uma das iterações é mais longo uma vez que o sistema de equações é de resolução mais complexa, resultando num maior tempo de computação [44, 45].

Os problemas encontrados com o método de integração explícito devem-se à reduzida massa dos elementos e às propriedades hiperelásticas do material que constitui a parede de músculo liso. A mesma simulação utilizando o método de integração implícita não apresentou este tipo de problemas de convergência pelo que foi o método utilizado no decorrer desta dissertação.

3.7 Elementos finitos utilizados

Nesta secção serão discutidos tópicos relacionados com os tipos de elementos finitos utilizados e a integração das respetivas funções de forma implementadas no *software LS-DYNA*.

O modelo de traqueia é constituído por três componentes, "Cartilagem", "Ligamentos e Tecidos Conjuntivos" e "Músculo Liso". Todos estes componentes foram modelados recorrendo a elementos sólidos hexaédricos com 8 nós. Característico aos elementos sólidos, cada nó possui 3 graus de liberdade de deslocamento, nas três direções do referencial, x, y e z [45]. Os modelos dos implantes de secção circular e elíptica também foram modelados recorrendo a elementos sólidos hexaédricos com 8 nós, à semelhança dos componentes do modelo de traqueia.

O modelo de implante de Dumon utilizado foi modelado recorrendo a elementos sólidos tetraédricos com 4 nós, devido às suas formas geométricas mais complexas e detalhadas.

Comum a todos os elementos, foi a utilização de uma formulação específica ao *software LS-DYNA* para elementos com uma elevada proporção entre os comprimentos das arestas, $ELFORM = -2$, no cartão 1 associado ao comando ***SECTION_SOLID**, ou como especificado no software, "*poor aspect ratio*". Esta elevada proporção entre comprimentos de aresta demonstra que os elementos possuem formas pouco regulares, sendo o valor ideal próximo de 1, indicando elementos próximos da forma cúbica ou piramidal [45].

Para proceder aos cálculos associados às funções de forma, foi utilizado o modo de integração completa, que apesar de mais taxante a nível de poder computacional, foi escolhida por gerar os resultados mais precisos.

RESULTADOS DA SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Este capítulo tem como função expor, analisar e discutir os resultados obtidos nas várias simulações efetuadas e compará-los com resultados publicados em literatura. Serão comparados a força exercida na zona de fixação da traqueia, o valor máximo da tensão durante o movimento imposto e a distribuição de tensões e deslocamentos nos vários modelos.

4.1 Modelo de Traqueia sem Implante

A simulação descrita nesta secção tem como objetivo servir de controlo às restantes simulações, servindo como ponto de comparação para as tensões medidas para os vários casos com implante. O movimento realizado pela traqueia sem a presença do implante tem uma maior amplitude, como se pode verificar na imagem 3.23. Na figura 4.2 é possível visualizar os deslocamentos dos vários elementos ao longo de todo o modelo de traqueia.

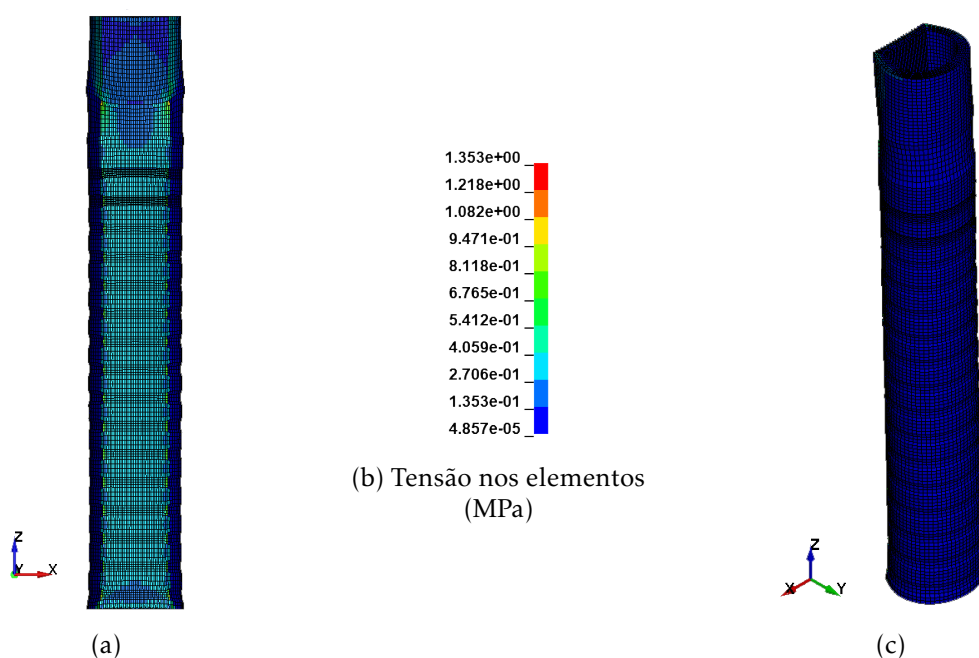


Figura 4.1: Distribuição de tensões para o modelo de traqueia sem implante

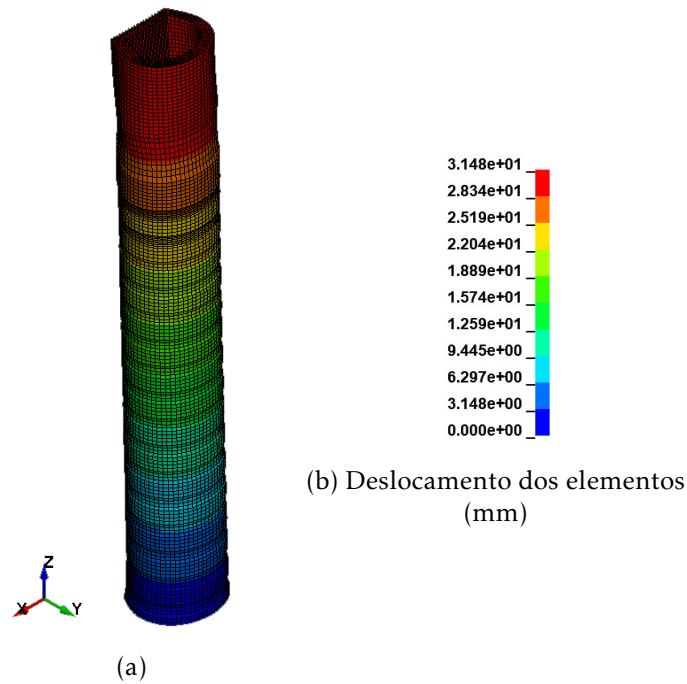


Figura 4.2: Distribuição de deslocamentos para o modelo de traqueia sem implante

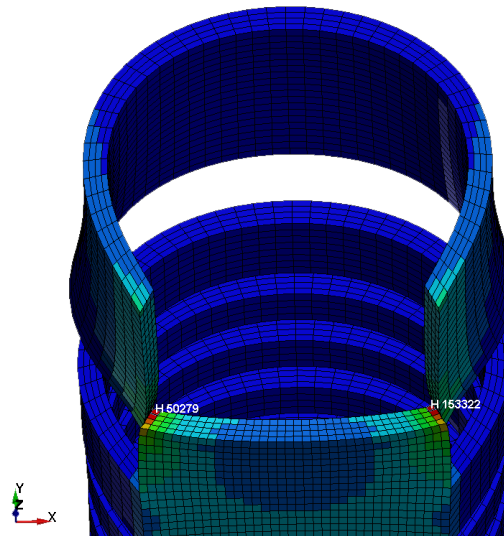


Figura 4.3: Zona de Concentração de tensões nas cartilagens tiróidea e aritnóidea
Nota: O esquema de cores da distribuição de tensões é o mesmo que na figura 4.1b

Da simulação realizada resultaram tensões máximas de 1.353 MPa revelando a existência de concentração de tensões na zona da união das cartilagens aritnóidea e tiróidea, como apresentado na figura 4.3. Esta concentração de tensões será recorrente em todas as simulações com implantes dado que o modelo de traqueia a utilizar será o mesmo, mantendo-se a aresta viva causadora da concentração de tensões. Desta forma espera-se uma variação da tensão consoante a posição do implante e com a variação da magnitude do movimento realizado pela traqueia durante o processo de deglutição. Tanto o modelo

tridimensional da traqueia como o carregamento a que esta está sujeita possuem um eixo de simetria paralelo ao eixo x, coincidente com o plano sagital da traqueia. Como resultado é expectável a existência forças muito reduzidas no eixo x e diferenças de tensão muito reduzida em elementos simétricos segundo o plano sagital, sendo as diferenças causadas por arredondamentos realizados pelo *software* nos arredondamentos inerentes ao processo de cálculo.

As forças a que o modelo de traqueia está sujeito encontram-se na figura 4.4 onde é possível observar a força no eixo x quase nula, sendo a força exercida quase na totalidade no eixo z, havendo uma quase sobreposição das curvas de força neste eixo com a força resultante.

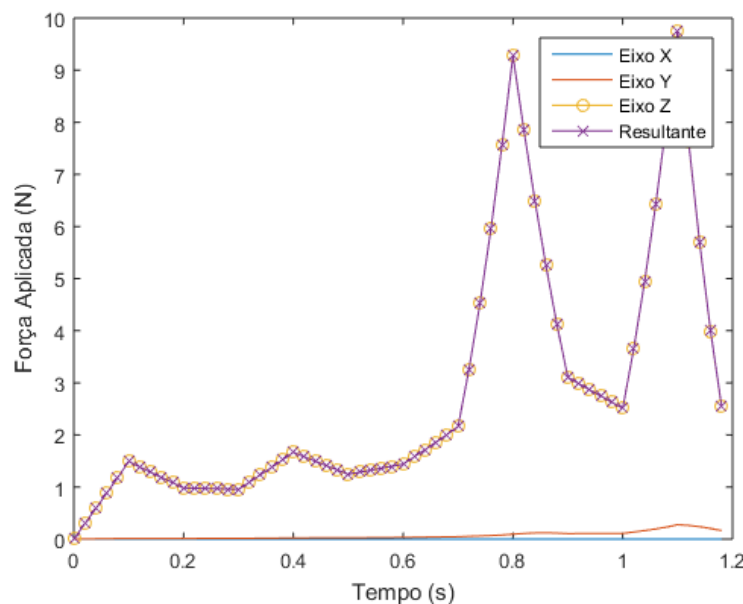


Figura 4.4: Forças exercidas no modelo de traqueia durante o movimento de deglutição

4.2 Modelos de Traqueia com Implante

Na presença do implante é possível ver na figura 3.23 uma redução significativa na amplitude da trajetória da traqueia. Para cada um dos implantes foram testados dois casos, um em que o implante se encontra a 70 mm do extremidade inferior do modelo de traqueia e outro em que o implante se encontra a 85 mm da extremidade inferior do modelo. Esta colocação de implante tem como objetivo verificar a mudança que a presença do implante tem na distribuição de tensões nos tecidos do modelo de traqueia.

4.2.1 Implante de secção circular

A utilização deste implante deveu-se à sua geometria simples, que permitiu uma rápida modelação e montagem no modelo de traqueia. Procedeu-se à colocação do implante na posição a 70 mm da extremidade do modelo da traqueia como se pode ver na

figura 3.17a. Como resultado da simulação resultaram as distribuições de tensões presentes na figura 4.5 e as distribuições de deslocamentos presentes na figura 4.6. Decorrente do modelo em estudo é possível observar a existência de concentração de tensões no topo do modelo de traqueia na zona das cartilagens tiróidea e aritnóidea que é transversal à simulação com qualquer um dos implantes.

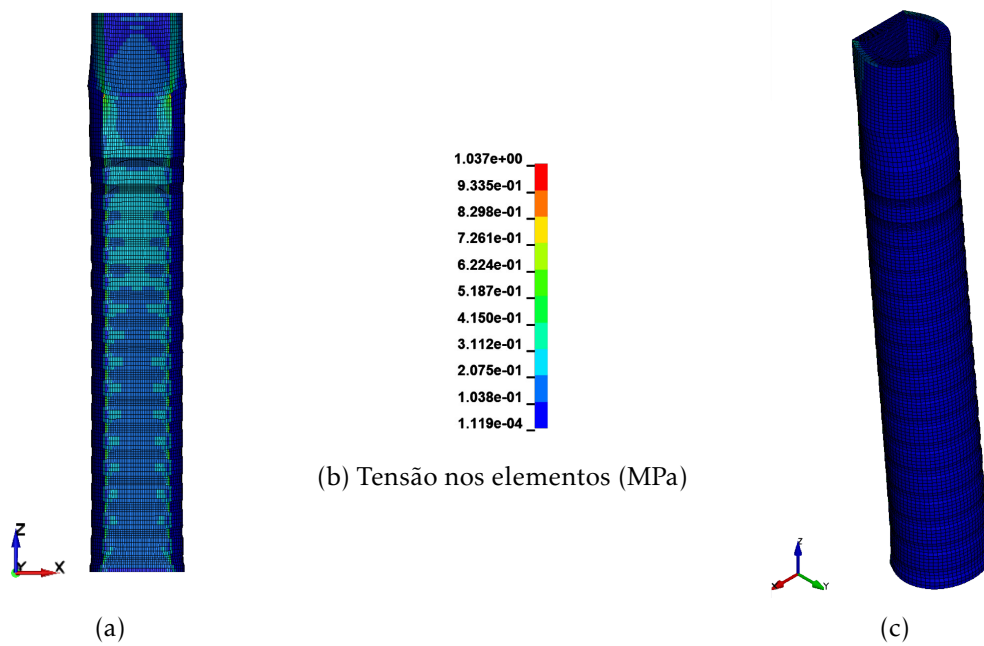


Figura 4.5: Distribuição de tensões para o modelo com implante de secção circular colocado a 70 mm de altura

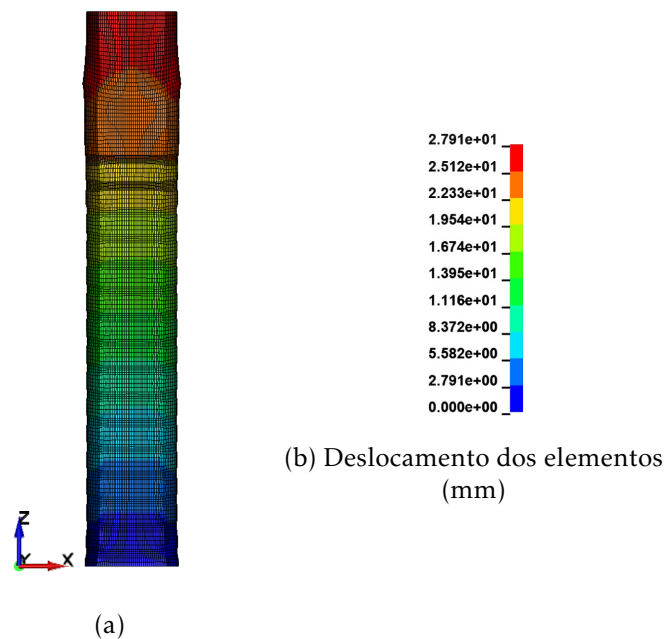


Figura 4.6: Distribuição de deslocamentos para o modelo com implante de secção circular colocado a 70 mm de altura

A tensão máxima obtida foi de 1.037 MPa para ambos os implantes, sendo possível ver a zona de concentração de tensões na figura 4.7, no elemento 153322 para o implante colocado a 70 mm da extremidade inferior do modelo e no elemento 50279 para o implante colocado a 85 mm da extremidade inferior do modelo. As forças em x são desprezáveis, pois o existe um plano de simetria, quer do modelo de traqueia, quer do carregamento, ao longo do plano sagital. Desta forma, a tensão nos elementos 50279 e 153322 é virtualmente a mesma, havendo apenas diferenças devido a arredondamentos efetuados no processo de cálculo associado às iterações do *software* LS-DYNA.

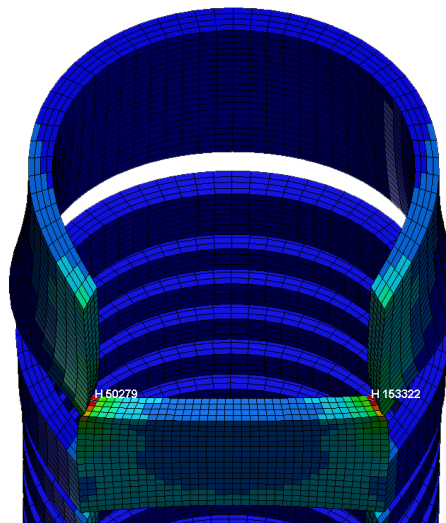


Figura 4.7: Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritrnóidea e tiróidea
Nota: O esquema de cores da distribuição de tensões é o mesmo que na figura 4.5

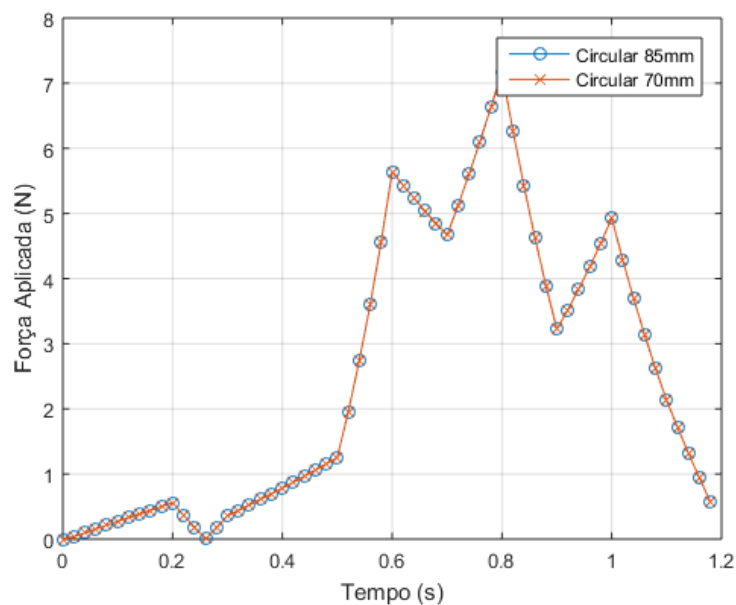


Figura 4.8: Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção circular

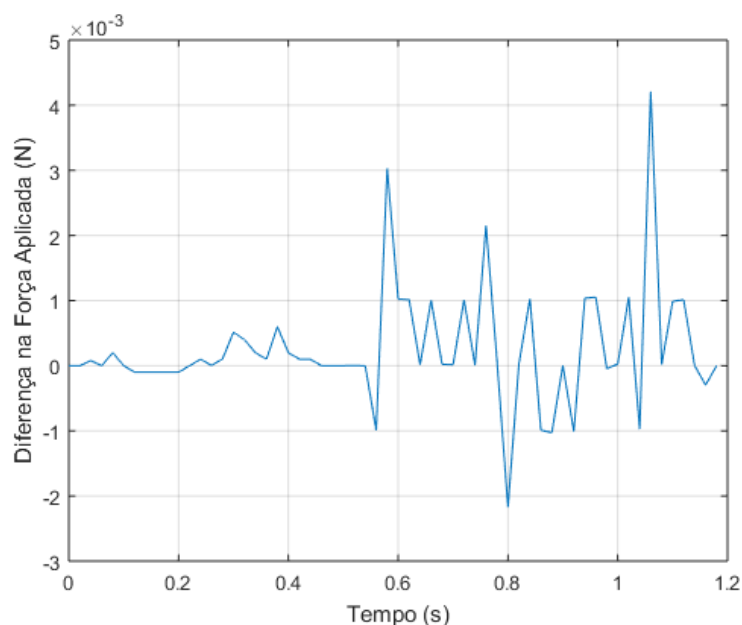


Figura 4.9: Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção circular

As distribuições de tensões e deslocamentos, bem como forças aplicadas na traqueia para o implante circular colocado a 85 mm são bastante semelhantes pelo que seria redundante mostrar os deslocamentos e tensões obtidas, isto pode ser comprovado recorrendo às figuras 4.8 e 4.9 que mostram as curvas de força aplicada na traqueia ao longo do tempo para ambos os implantes e a diferença dos valores de ambas, respetivamente, sendo que os valores das diferenças são da ordem de 10^{-3} N. Os valores de força máximos para o modelo com implante posicionados a 70 mm e 85 mm são 7.14 e 7.15 N.

4.2.2 Implante de secção elíptica

A conceção e utilização deste modelo implante deveu-se à incapacidade de obter alterações assinaláveis de tensões com o implante de secção circular em relação ao modelo de traqueia sem implante. Para isso foi alterada a largura do implante na direção coronal, aumentando-se a largura nesta direção de 14 para 19.5 mm na esperança de criar maiores zonas de contacto entre o implante e os tecidos da traqueia.

Como resultado da simulação recorrendo a este tipo de implantes foram obtidas tensões máximas de 1.034 MPa, no elemento 153322, para o modelo com o implante distanciado 70 mm da extremidade inferior da traqueia e 1.035 MPa, no elemento 505279, para o modelo com o implante colocado a 85 mm da extremidade inferior da traqueia. Uma vez mais, é importante mencionar que o plano de simetria nos carregamentos e modelo leva a que as tensões nos elementos 50279 e 153322 sejam virtualmente idênticas. Estão presentes na figura 4.10 as distribuições de tensões e na figura 4.11 deslocamentos para o implante de secção elíptica, que novamente se aplicam a ambas as versões do modelo,

uma vez que não existe uma variação das distribuições de tensões e deslocamentos, apesar da colocação diferenciada do implante.

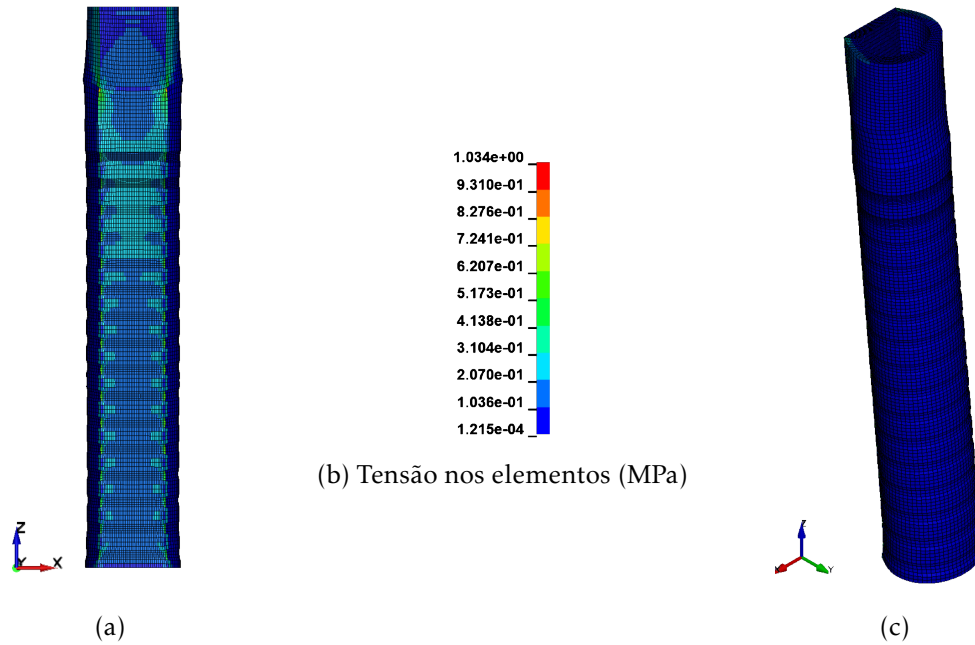


Figura 4.10: Distribuição de tensões para o modelo de traqueia com implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura

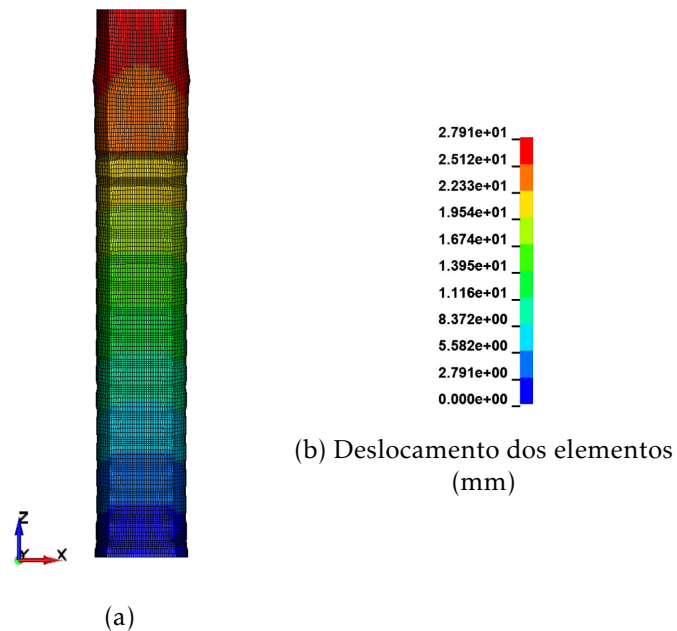


Figura 4.11: Distribuição de deslocamentos para o modelo de traqueia com implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura

É novamente possível perceber na figura 4.12 a existência de concentração de tensões na zona das cartilagens aritnóidea e tiróidea.

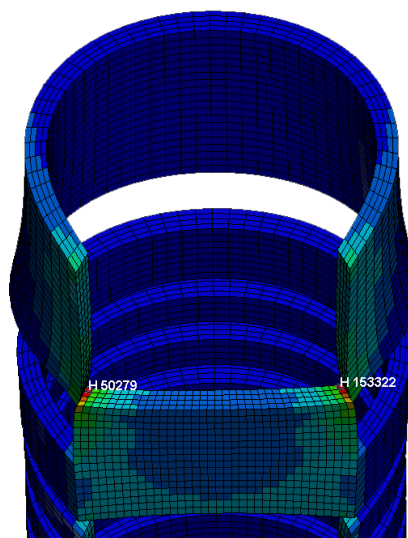


Figura 4.12: Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritnóidea e tiróidea
Nota: O esquema de cores da distribuição de tensões é o mesmo que na figura 4.10

À semelhança do que aconteceu com as distribuições de tensões e deslocamentos dos implantes de secção circular, no que toca aos implantes de secção elíptica estas são também quase idênticas independentemente da distância da extremidade inferior do modelo a que são posicionados, como apresentado nas figuras 4.13 e 4.14, que mostram as curvas de força aplicada na traqueia ao longo do tempo para ambos os implantes e a diferença dos valores de ambas, respetivamente, sendo que os valores das diferenças são da ordem de 10^{-3} N. Os valores de força máximos para o modelo com implante a 70 e 85 mm da extremidade inferior do modelo são 7.14 e 7.15 N.

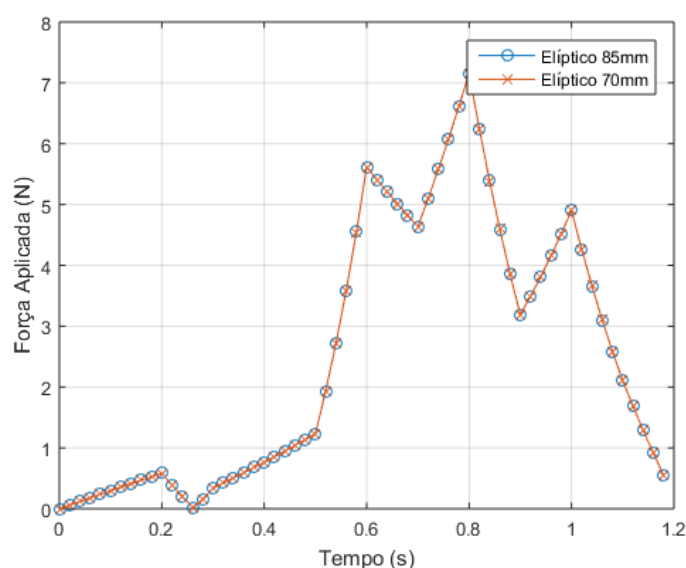


Figura 4.13: Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção elíptica

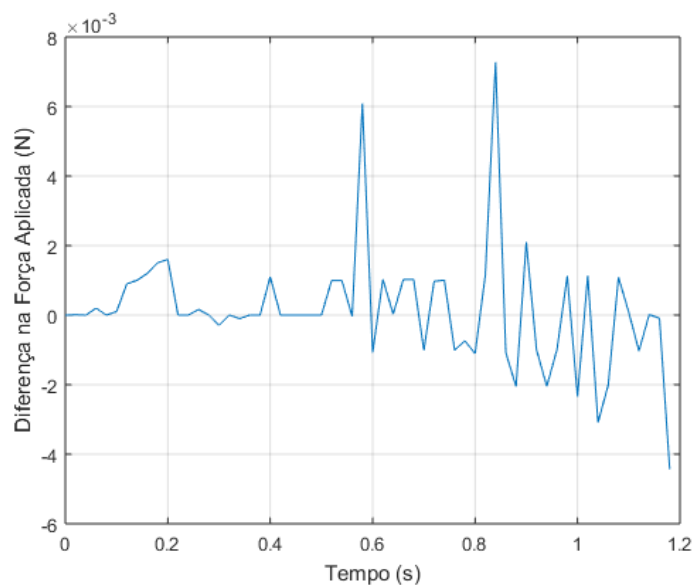


Figura 4.14: Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de secção elíptica

4.2.3 Implante de *Dumon*

O estudo do implante de *Dumon* é um dos principais motivos desta dissertação. Este é o modelo de implante traqueobrônquico mais utilizado no mercado [5, 7, 13, 14], sendo por isso um bom objeto de estudo, dada a sua representatividade no mercado.

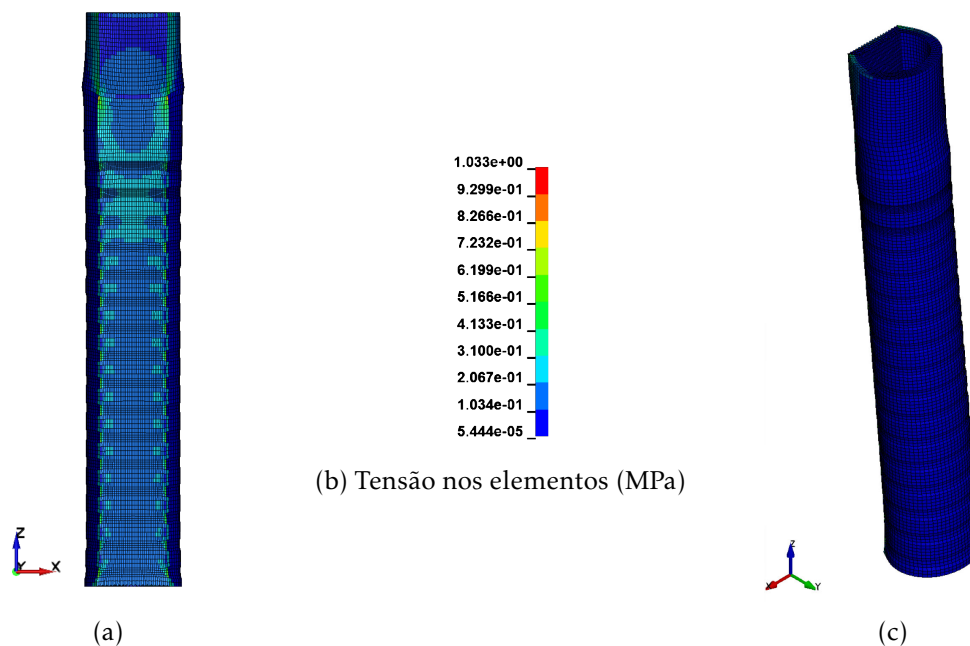


Figura 4.15: Distribuição de tensões para o implante de Dumon colocado a 70 mm de altura

Com a utilização do implante de *Dumon* as tensões máximas resultantes da simulação

foram de 1.033 MPa, no caso com o implante colocado a 70 mm da extremidade inferior, e 1.034 MPa, caso o implante seja colocado a 85 mm da extremidade inferior do modelo de traqueia. Em ambos os casos, a tensão máxima foi medida no elemento 50279. Apesar da colocação do implante em diferentes posições, a distribuição de tensões e deslocamentos nos tecidos da traqueia é bastante similar, como é possível observar na figura 4.15.

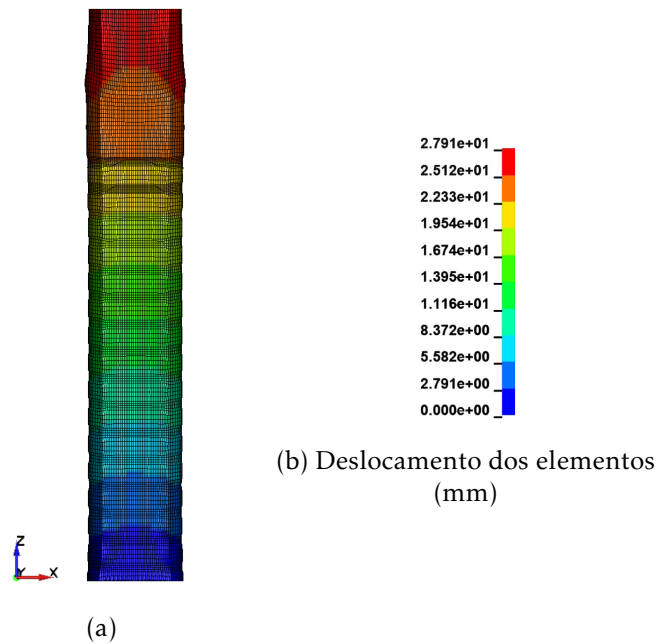


Figura 4.16: Distribuição de deslocamentos para o implante de Dumon colocado a 70 mm de altura

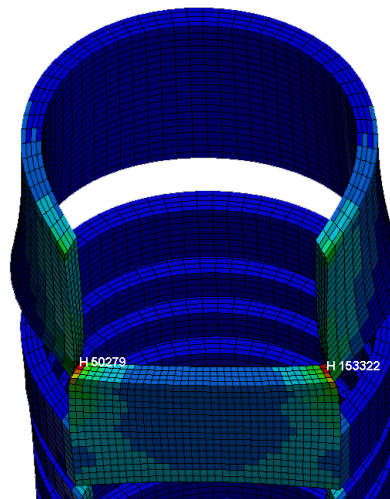


Figura 4.17: Zona de concentração de tensões nas cartilagens aritnóidea e tiróidea
Nota: O esquema de cores da distribuição de tensões é o mesmo que na figura 4.15

Os valores máximos de força aplicados na traqueia são de 7.01 N independentemente da posição do implante de *Dumon*. No entanto, é possível observar nas figuras 4.18 e 4.19

uma diferença muito ligeira nas forças aplicadas na traqueia na parte final do movimento. Após o instante em que ocorre o maior deslocamento, podem observar-se diferenças da ordem de 10^{-1} N. Esta diferença reflete uma maior força exercida quando o implante está posicionado a 70 mm da extremidade inferior do modelo, resultado que é inesperado e prova que o modelo de contacto utilizado é inadequado. Seria de esperar um aumento da força aplicada na traqueia dado que o implante colocado numa posição superior estaria a resistir a carregamentos de maior magnitude numa zona de maior deformação.

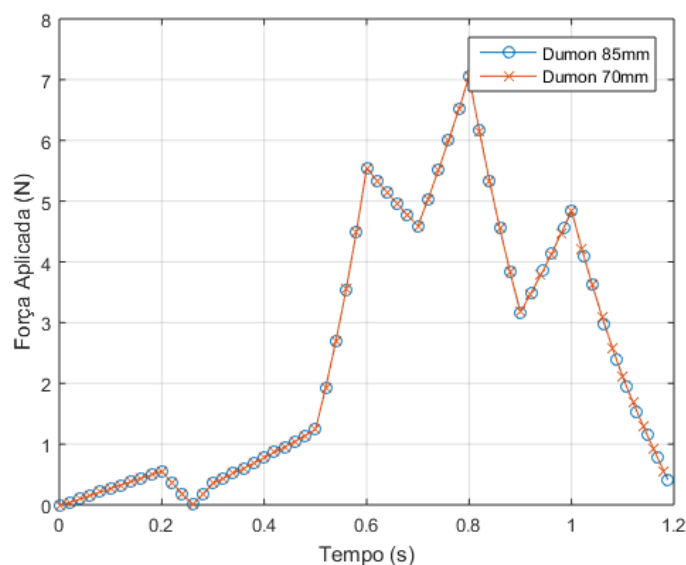


Figura 4.18: Curvas da magnitude das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de *Dumon*

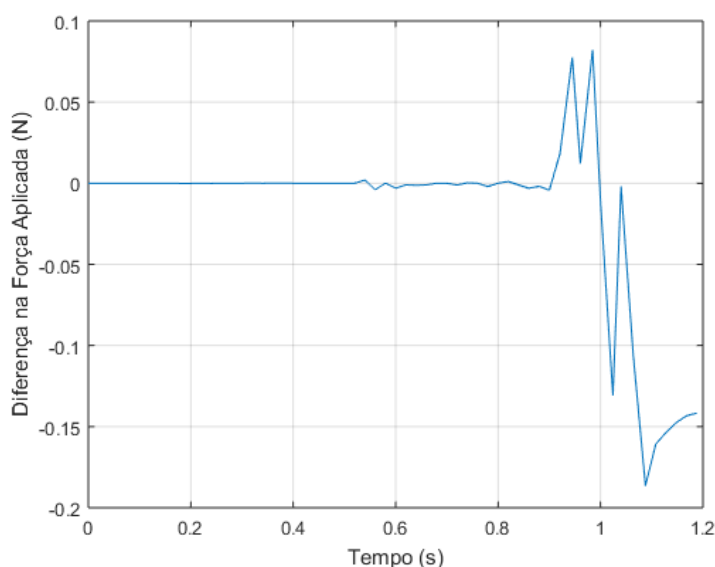


Figura 4.19: Diferença das forças resultantes no topo da traqueia para ambos os implantes de *Dumon*

4.3 Síntese de Resultados

Com recurso aos modelos de implante estudados é possível verificar que, tal como sintetizado na tabela 4.1, apesar do aumento da área de contacto entre o implante e os tecidos da traqueia, as tensões máximas não variam significativamente.

Tabela 4.1: Tabela resumo dos resultados de tensão máxima obtidas em cada simulação

	S/ Implante	Circular		Elíptico		Dumon	
Altura do topo do implante (mm)	-	70	85	70	85	70	85
Força máxima (N)	9.76	7.14	7.15	7.12	7.12	7.01	7.01
Tensão máxima (MPa)	1.353	1.037	1.037	1.034	1.035	1.033	1.034
Elemento com a tensão máxima	50279	153322	50279	153322	50279	50279	50279

Seria expectável encontrar zonas de concentração de tensões nos diversos implantes, nomeadamente nas extremidades dos implantes de secção circular e elíptica onde existe a descontinuidade geométrica tanto nos elementos do implante como nos tecidos da traqueia, ou nos pinos de fixação do implante de *Dumon*. Em vez disso, é possível visualizar nas figuras 4.20, 4.21 e A.7 que os implantes simplesmente executam o movimento solidários com a traqueia, não sofrendo quaisquer tensões assinaláveis. É também possível ver nos 3 casos que o implante tem um deslocamento sensivelmente igual ao deslocamento do ponto médio da zona em que existe contacto entre o implante e a traqueia.

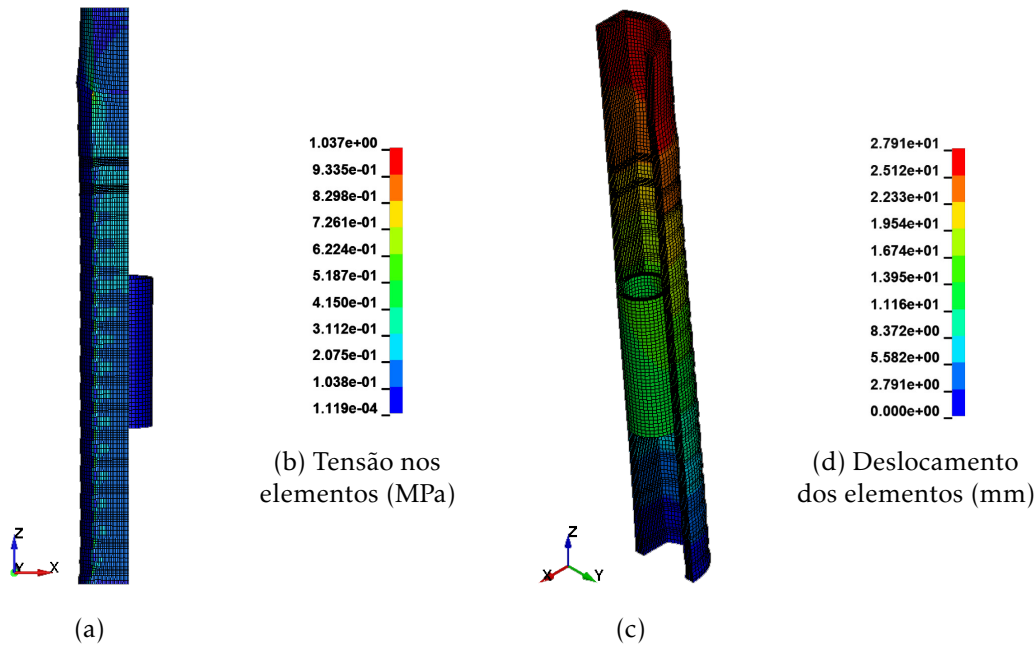


Figura 4.20: Distribuição de tensões e deslocamentos no implante de secção circular colocado a 70 mm de altura

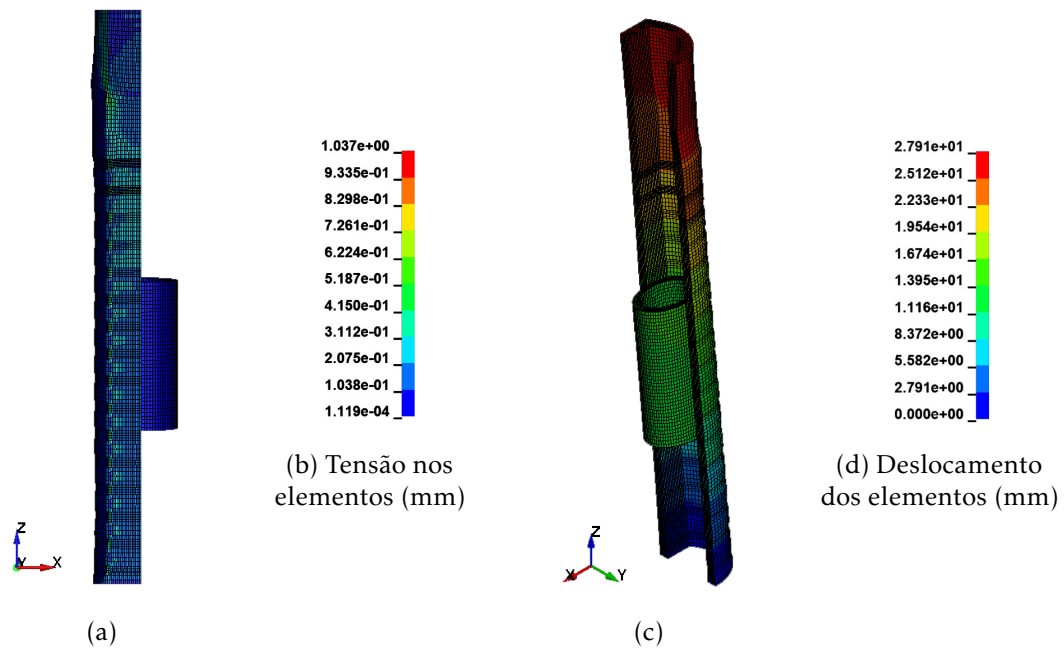


Figura 4.21: Distribuição de tensões e deslocamentos no implante de secção elíptica colocado a 70 mm de altura

Recorrendo à literatura, nomeadamente ao trabalho de Trabelsi et al [5] e Del Palomar et al [15], que utilizaram modelos de traqueia obtidos através de imagem médica, é possível verificar que nas simulações sem implante não existem concentrações de tensão na zona das cartilagens aritonóidea e tiróidea, uma vez que o modelos utilizados possuem uma geometria mais complexa e menos propícia à criação de concentrações de tensões nesta zona, uma vez que não possuem uma aresta viva que inflaciona as tensões nos tecidos da traqueia, criando uma "máscara" que dificulta a visualização das tensões nas zonas contacto. É também possível constatar que existe uma dispersão das tensões e dos deslocamentos pelos vários anéis de cartilagem. Na presença do implante, é também possível verificar a existência de concentrações de tensão nas extremidades dos implantes, bem como nos tecidos próximos destas extremidades. A inexistência de concentrações de tensões assinaláveis nos diversos implantes revela que os implantes não estão devidamente fixos, colocando em causa a adequação dos modelos de contacto utilizados. Desta forma torna-se necessária a reavaliação ou reformulação dos modelos de contacto. Devido a este facto, é difícil comparar com rigor as tensões e os deslocamentos resultantes das simulações presentes nesta dissertação com os resultados obtidos nos estudos citados na literatura. É também bastante complicado discernir o impacto provocado pela utilização de um modelo tridimensional mais simples do impacto provocado pela inadequação dos modelos de contacto utilizados.

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Os resultados obtidos através das simulações permitem concluir que o modelo apresentado revela algumas falhas na sua conceção, por um lado foi possível obter tensões similares às obtidas e validadas por Del Palomar et al [15], tendo em conta o modelo de traqueia utilizado ter uma geometria simples, nem foi possível observar o impacto da presença do implante nas tensões no implante ou no modelo de traqueia e laringe .

Este facto deve-se a vários fatores, entre eles a geometria simplificada do modelo de traqueia onde é possível verificar zonas de concentração de tensões. No entanto, estas zonas não possuem um valor próximo das tensões esperadas. Por outro lado, o fator determinante para o ocorrido foi o modelo de contacto utilizado que não é o mais adequado, o que é evidenciado pela reduzida variação nas tensões e forças máximas obtidas para os três modelos de implante e para as duas posições em que cada implante foi colocado, o que contrasta também com a maior tensão obtida com o modelo sem implante. Constatou-se que com a simulação do modelo numérico desenvolvido nesta dissertação que a presença do implante não aumentou significativamente a rigidez do conjunto.

No que toca aos objetivos descritos no primeiro capítulo, o modelo criado consegue descrever o movimento realizado durante a deglutição, os modelos de material implementados funcionam da forma planeada. No entanto, o modelo é incapaz de mostrar o impacto da presença dos implantes devido ao modelo de contacto inadequado, como explicado anteriormente.

No seguimento desta dissertação, seria importante criar um modelo baseado em imagem médica, ou seja realizando um modelo com estenose, no qual os modelos de material aplicados nesta dissertação possam ser aliados à montagem mais correta do modelo do implante, de forma a obter resultados mais realistas, isto é, com a criação de condições em que exista um ajuste de aperto entre o implante e a traqueia. Sugere-se que a montagem do implante deve ser feita de tal forma que existam tensões significativas provenientes do contacto entre o implante e a traqueia, que poderão ser obtidas através de uma expansão do implante que provoque a deformação dos tecidos do material "Ligamentos e Tecidos Conjuntivos" para simular a fixação do implante de *Dumon* da forma mais correta.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G. Sharma. “Effect of aging on respiratory system physiology and immunology”. Em: 1.3 (2006), pp. 253–260.
- [2] Q. Guo et al. “Intubation and Ventilation amid the COVID-19”. Em: *Anesthesiology* 132.6 (2020), pp. 1317–1332. DOI: 10.1097/ALN.0000000000003296.
- [3] M. Zuoh et al. “Expert Recommendations for Tracheal Intubation in Critically Ill Patients with Novel Coronavirus Disease 2019”. Em: *Chinese Medical Sciences Journal* 35.2 (2020), pp. 105–109. DOI: 10.24920/003724.
- [4] J.-f. Dumon, P. D.-g. Menez e J.-m. Vergnon. “SEVEN-YEAR EXPERIENCE WITH THE DUMON PROSTHESIS”. Em: (2001), pp. 255–259.
- [5] O. Trabelsi et al. “FE simulation of human trachea swallowing movement before and after the implantation of an endoprosthesis”. Em: *Applied Mathematical Modelling* 35.10 (2011), pp. 4902–4912. ISSN: 0307904X. DOI: 10.1016/j.apm.2011.03.041. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2011.03.041>.
- [6] *Dumon TD in situ*. URL: <https://www.bosmed.com/en/interventional-pulmonology/tracheobronxanetm-dumontm-tracheal-and-bronchial-stents/dumontm-td-standard-tracheal-stent/>.
- [7] M. Mitsuoka, T. Sakuragi e T. Itoh. “Clinical benefits and complications of Dumon stent insertion for the treatment of severe central airway stenosis or airway fistula”. Em: *General Thoracic and Cardiovascular Surgery* 55.7 (2007), pp. 275–280. ISSN: 18636705. DOI: 10.1007/s11748-007-0131-9.
- [8] O. Trabelsi et al. *A pre-operative planning for endoprosthetic human tracheal implantation: a decision support system based on robust design of experiments*. 2014. DOI: 10.1080/10255842.2012.715639. URL: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.715639>.
- [9] O. Trabelsi et al. “Simulation of swallowing dysfunction and mechanical ventilation after a Montgomery T-tube insertion”. Em: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18.14 (2015), pp. 1596–1605. ISSN: 14768259. DOI: 10.1080/10255842.2014.930448.

- [10] M. H. Tsai et al. "Swallowing dysfunction following endotracheal intubation Age matters". Em: *Medicine (United States)* 95.24 (2016). ISSN: 15365964. DOI: 10.1097/MD.0000000000003871.
- [11] W. W. Montgomery. "T-Tube Tracheal Stent". Em: *Archives of Otolaryngology* 82.3 (1965), pp. 320–321. ISSN: 1538361X. DOI: 10.1001/archoto1.1965.00760010322023.
- [12] H. C. Grillo. "The history of tracheal surgery". Em: *Chest Surgery Clinics of North America* 13.2 (2003), pp. 175–189. ISSN: 10523359. DOI: 10.1016/S1052-3359(03)00002-4.
- [13] "Current Practice of Airway Stenting in the Adult Population in Europe: A Survey of the European Association of Bronchology and Interventional Pulmonology (EA-BIP)". Em: *Respiration* 95.1 (2018), pp. 44–54. ISSN: 14230356. DOI: 10.1159/000480152.
- [14] M. Noppen et al. "Screw-thread vs Dumon Endoprosthesis in the Management of Tracheal Stenosis". Em: *CHEST* 115.2 (1999), pp. 532–535. ISSN: 0012-3692. DOI: 10.1378/chest.115.2.532. URL: <http://dx.doi.org/10.1378/chest.115.2.532>.
- [15] A. P. Del Palomar et al. "Patient-specific models of human trachea to predict mechanical consequences of endoprosthesis implantation". Em: *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 368.1921 (2010), pp. 2881–2896. ISSN: 1364503X. DOI: 10.1098/rsta.2010.0092.
- [16] J. A. E. Pina. *Anatomia Humana da Locomoção*. Quarta Edi. Lisboa-Porto: Lidel - edições técnicas. lda, 2010, p. 4. ISBN: 978-972-757-653-1.
- [17] R. R. Seeley e P. T. Trent D. Stephens. *Anatomia & Fisiologia*. Quinta Edi. 2003.
- [18] F. H. Netter. *Atlas de Anatomia Humana*. Sexta Ediç. Saunders Elsevier, 2014.
- [19] S. Standring. *Gray's Anatomy*. 41st Editi. 2016, p. 2250. ISBN: 9780702052309.
- [20] M. S. Allen. "Surgical anatomy of the trachea". Em: 13 (2003), pp. 191–199. DOI: 10.1016/S1052-3359(03)00037-1.
- [21] D. J. Minnich e D. J. Mathisen. "Anatomy of the Trachea, Carina, and Bronchi". Em: *Thoracic Surgery Clinics* 17.4 (2007), pp. 571–585. ISSN: 15474127. DOI: 10.1016/j.thorsurg.2006.12.006.
- [22] J. R. Salassa, B. W. Pearson e W. Payne, Spencer. "Gross and Microscopical Blood Supply of the Trachea". Em: *The Annals of Thoracic Surgery* 24.2 (1977), pp. 100–107. ISSN: 0003-4975. DOI: 10.1016/S0003-4975(10)63716-2. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)63716-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-4975(10)63716-2).
- [23] C. M. Gelder e M. R. Hetzel. "Primary tracheal tumours : a national survey". Em: (1993), pp. 688–692.

- [24] H. C. Grillo e D. J. Mathisen. "Primary tracheal tumors: Treatment and results". Em: *The Annals of Thoracic Surgery* 49.1 (1990), pp. 69–77. ISSN: 00034975. DOI: 10.1016/0003-4975(90)90358-D. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/0003-4975\(90\)90358-D](http://dx.doi.org/10.1016/0003-4975(90)90358-D).
- [25] H. A. Gaissert. "Primary tracheal tumors". Em: 13 (2003), pp. 247–256. DOI: 10.1016/S1052-3359(03)00019-X.
- [26] Lutz Freitag et al. "Mechanical Properties of Airway Stents". Em: *Journal of Bronchology* (1995), pp. 270–278.
- [27] NOVATECH® GSS™ Tracheobronchial silicone stents. URL: <https://www.novatech.fr/en/trachealbronchial-stents/silicone/novatech-r-gsstm-tracheobronchial-silicone-stents/> (acedido em 13/02/2021).
- [28] *Implante T-Tube*. URL: <https://www.bosmed.com/en/safe-t-tubestm/standard-safe-t-tubetm/> (acedido em 13/05/2021).
- [29] *Implante PolyFlex*. URL: <https://www.bostonscientific.com/en-US/products/stents--pulmonary/polyflex-airway-stent.html>.
- [30] J. L. Stauffer, D. E. Olson e T. L. Petty. "Complications and consequences of endotracheal intubation and tracheotomy". Em: *The American Journal of Medicine* 70.1 (1981), pp. 65–76. ISSN: 00029343. DOI: 10.1016/0002-9343(81)90413-7.
- [31] C. T. Bolliger et al. "Evaluation of a New Self-expandable Silicone Stent in an Experimental Tracheal Stenosis". Em: *CHEST* 115 (1999), pp. 496–501. DOI: 10.1378/chest.115.2.496.
- [32] J. Tibballs et al. "Polyflex TM stenting of tracheomalacia after surgery for congenital tracheal stenosis". Em: *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 71 (2007), pp. 159–163. DOI: 10.1016/j.ijporl.2006.07.026.
- [33] *Implante UltraFlex*. URL: https://www.bostonscientific.com/en-US/products/stents--pulmonary/Ultraflex%7B%5C_%7DTracheobronchial%7B%5C_%7DStent.html.
- [34] *Implante Silmet*. (Acedido em 13/05/2021).
- [35] S. K. Avsarala, L. Freitag e A. C. Mehta. "Metallic Endobronchial Stents". Em: *CHEST* 155.6 (2019), pp. 1246–1259. ISSN: 0012-3692. DOI: 10.1016/j.chest.2018.12.001. URL: <https://doi.org/10.1016/j.chest.2018.12.001>.
- [36] L. Yarmus et al. "Novel Use of the GlideScope for Rigid Bronchoscopic Placement of a Dynamic (Y) Stent". Em: *ATS* 94.1 (2012), pp. 308–310. ISSN: 0003-4975. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2012.02.007. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2012.02.007>.
- [37] F. Safshekan et al. "Mechanical characterization and constitutive modeling of human trachea: Age and gender dependency". Em: *Materials* 9.6 (2016). ISSN: 19961944. DOI: 10.3390/ma9060456.

- [38] Z. Teng et al. "Anisotropic material behaviours of soft tissues in human trachea : An experimental study". Em: *Journal of Biomechanics* 45.9 (2012), pp. 1717–1723. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.002. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.04.002>.
- [39] F. Safshekan et al. "Investigation of the mechanical properties of the human tracheal cartilage". Em: 16.2 (2017), pp. 107–114. ISSN: 17350344.
- [40] O. Trabelsi et al. "Experimental characterization and constitutive modeling of the mechanical behavior of the human trachea". Em: *Medical Engineering and Physics* 32.1 (2010), pp. 76–82. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.10.010.
- [41] LIVERMORE SOFTWARE TECHNOLOGY (LST). *LS-DYNA KEYWORD USER ' S MANUAL VOL II MATERIAL MODELS*. Vol. II. 2020. ISBN: 9254492507.
- [42] A. R. Terk, S. B. Leder e M. I. Burrell. "Hyoid bone and laryngeal movement dependent upon presence of a tracheotomy tube". Em: *Dysphagia* 22.2 (2007), pp. 89–93. ISSN: 0179051X. DOI: 10.1007/s00455-006-9057-0.
- [43] Livermore Software Technology Corporation e (LSTC). *KEYWORD USER ' S MANUAL VOLUME III Multi-Physics Solvers*. Vol. III. 2020. ISBN: 9254492507.
- [44] J. Cardoso. *Métodos Computacionais em Engenharia Mecânica*. 2018.
- [45] Livermore Software Technology Corporation (LSTC). *LS-DYNA R12 Kewword User's Manual Volume I*. Vol. I. 2020. ISBN: 0977854035.

