



Desenvolvimento de uma Cânula Flexível de Retenção Automática e Estudo da Força de Retenção pelo Método de Elementos Finitos

ÍRIS CATARINA CÉSAR VILARIÇA

Outubro de 2025

Desenvolvimento de uma Cãnula Flexível de Retenção Automática e Estudo da Força de Retenção pelo Método de Elementos Finitos

Trocarteres para Cirurgias Laparoscópicas

Iris Catarina César Vilarica

**Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica**

Resumo

A laparoscopia é uma técnica cirúrgica minimamente invasiva, amplamente usada em diversas intervenções. A eficácia destes procedimentos depende, em grande parte, da estabilidade dos instrumentos de acesso, os trocartes. Um dos principais desafios associados a estes dispositivos médicos é a força de retenção, responsável por manter a cânula estável após a sua inserção na parede abdominal.

Com o objetivo de otimizar este parâmetro, foi desenvolvida uma cânula flexível de retenção automática no SolidWorks, combinando materiais biocompatíveis e técnicas de fabrico inovadoras. Para avaliar o desempenho do novo *design*, realizaram-se simulações pelo método de elementos finitos, modelando o ambiente clínico com a cânula inserida em tecidos simulados. Foram considerados dois modelos teciduais (1 - maior espessura de tecido adiposo e baixa tonicidade muscular; 2 - menor espessura de tecido adiposo e maior tonicidade muscular) e três modelos de cânula (lisa, de rosca e a desenvolvida neste projeto).

As simulações incluíram condições de contacto realistas, atrito e forças aplicadas, avaliando-se os resultados tanto das cânulas como dos tecidos, a nível de stress, deformação, deslocamento e, por fim, da força de retenção.

Os resultados demonstraram que a cânula flexível desenvolvida apresentou a maior força de retenção, com 3,10 e 1,03 N para os modelos teciduais 1 e 2, respetivamente, superando a cânula de rosca ($4,2 \times 10^{-1}$ e $6,53 \times 10^{-2}$ N) e a lisa ($2,26 \times 10^{-3}$ e $4,42 \times 10^{-4}$ N). Os resultados indicaram também que o novo *design* proporciona maior estabilidade e melhor adaptação aos tecidos, evidenciando o seu potencial para uma melhor segurança e eficácia.

Este trabalho propõe e valida uma nova abordagem no *design* de trocartes através do desenvolvimento de uma cânula flexível. Contribui para a compreensão do seu comportamento mecânico, fornecendo bases sólidas para o desenvolvimento e contínua evolução de procedimentos laparoscópicos.

Palavras-chave: Laparoscopia, Trocarte, Força de Retenção, Cânula Flexível, SolidWorks, Método de Elementos Finitos.

Abstract

Laparoscopy is a minimally invasive surgical technique widely used in various procedures. The effectiveness of these procedures depends largely on the stability of the access instruments, known as trocars. One of the main challenges associated with these medical devices is the retention force, which is responsible for keeping the cannula stable after insertion into the abdominal wall.

With the aim of optimizing this parameter, a flexible cannula with automatic retention was developed in SolidWorks, combining biocompatible materials and innovative manufacturing techniques. To evaluate the performance of the new design, simulations were performed using the finite element method, modeling the clinical environment with the cannula inserted into simulated tissues. Two tissue models were considered (1 - greater adipose tissue thickness and low muscle tone; 2 - lower adipose tissue thickness and greater muscle tone) and three cannula models (smooth, threaded, and the developed in this project).

The simulations included realistic contact conditions, friction and applied forces, evaluating the results of both the cannulas and tissues in terms of stress, deformation, displacement and finally, retention force.

The results showed that the flexible cannula developed had the highest retention force, with 3.10 and 1.03 N for tissue models 1 and 2, respectively, surpassing the threaded cannula (4.2×10^{-1} and 6.53×10^{-2} N) and the smooth cannula (2.26×10^{-3} and 4.42×10^{-4} N). The results also indicated that the new design provides greater stability and better adaptation to tissues, highlighting its potential for improved safety and effectiveness.

This work proposes and validates a new approach to trocar design through the development of a flexible cannula. It contributes to the understanding of its mechanical behavior, providing a solid basis for the development and continuous evolution of laparoscopic procedures.

Keywords: Laparoscopy, Trocar, Retention Force, Flexible Cannula, SolidWorks, Finite Element Method.

Agradecimentos

O apoio incondicional das pessoas que me rodeiam foram absolutamente cruciais para o meu crescimento pessoal e profissional. É, por isso, que deixo aqui o meu mais sincero obrigado a todos aqueles que, de uma forma ou de outra, tornaram esta conquista possível.

À minha família, a minha base e maior motivação. Em especial aos meus pais, obrigada pelo vosso apoio constante e confiança. Sou profundamente grata por nunca terem medido esforços para me proporcionarem as melhores oportunidades, por me incentivarem a perseguir os meus sonhos e acreditar que tudo é possível com dedicação e trabalho. Ao meu irmão agradeço por todos os conselhos, pelo exemplo de determinação e por me lembrares sempre do que realmente importa. Foste um apoio inestimável ao longo do meu percurso e da minha vida e és, sem dúvida, uma das minhas maiores inspirações. Tudo o que conquistei até aqui devo a vocês.

Às pessoas especiais que estiveram do meu lado, aos meus amigos e colegas, por me acompanharem em todas as fases deste percurso. Obrigada por todos os momentos de alegria e por serem um apoio nos de maior dificuldade. Por acreditarem em mim mesmo quando eu própria duvidei. Cada conversa, cada riso e cada memória construída ao longo destes anos foram essenciais para que valesse realmente a pena. Foram vocês que tornaram este percurso mais especial.

À minha orientadora do ISEP, Professora Arcelina Marques, pela sua dedicação e apoio constante ao longo do desenvolvimento desta tese. A sua orientação foi determinante para a concretização deste trabalho e a sua confiança no meu potencial foi sempre uma motivação para superar os desafios.

Ao meu orientador na CareWill, Paulo Monteiro, pela disponibilidade, paciência e por todo o conhecimento transmitido ao longo deste último ano. A sua orientação não só foi essencial para este projeto, como também me proporcionou aprendizagens e experiências que levarei comigo para o futuro. A todos os meus colegas de trabalho, obrigada pela amizade e companheirismo. Os vossos conselhos, apoio e boa disposição tornaram esta etapa verdadeiramente enriquecedora.

Que este relatório seja uma homenagem a todos aqueles que fizeram parte do meu percurso e contribuíram para que este sonho se tornasse possível. O meu mais profundo e sincero obrigado.

Índice

1	Introdução	1
1.1	Laparoscopia	1
1.1.1	Procedimento e Instrumentos	2
1.1.2	Benefícios e Riscos	3
1.2	Motivação	4
1.3	Objetivos	4
2	Estado de Arte	7
2.1	Trocarteres	7
2.1.1	Evolução Histórica	7
2.1.2	Classificação e Componentes	8
2.1.3	Reutilizáveis vs. Descartáveis	9
2.1.4	Obturador	10
2.1.5	Cânula	11
2.1.6	Complicações	13
2.2	Mecanismos de Retenção da Cânula	14
2.2.1	Lisas	14
2.2.2	Rosqueadas	15
2.2.3	Fixação Avançada	16
2.3	Materiais e Fabrico	18
2.3.1	Termoplásticos	19
2.3.2	Silicone	19
2.3.3	Injeção Bicomponente	20
3	Desenvolvimento	23
3.1	Desenvolvimento do Modelo	23
3.1.1	Propriedades dos materiais	27
3.1.2	Cânulas comparativas	27
3.1.3	Propriedades dos Tecidos	28
3.2	Simulação	30
3.2.1	Casos de Estudo	30
3.2.2	Parâmetros Gerais	35

4	Resultados e Discussão	37
4.1	Deslocamento	37
4.2	Tensão de von Mises	40
4.3	Deformações.....	43
4.4	Força de Retenção	47
4.5	Conclusões.....	49

Lista de Figuras

Figura 1 Desenho esquemático de uma cirurgia laparoscópica, com identificação dos principais instrumentos utilizados [9].....	3
Figura 2 Logótipo da CareWill	4
Figura 3 Diferentes modelos de trocartes da Johnson & Johnson MedTech [22]	9
Figura 4 Componentes que constituem um trocar: cânula (à esquerda) e obturador (à direita) [32].....	11
Figura 5 Cânula de trocar inserida nos tecidos [34]	11
Figura 6 Ilustração do princípio de força de retenção dos trocartes nos tecidos [34]	12
Figura 7 Representação do mecanismo de retenção de cânulas lisas através da técnica da Hasson [52].....	15
Figura 8 Representação do mecanismo de retenção de cânulas rosqueadas [52]	15
Figura 9 Mecanismo de retenção de cânulas com estrias [56]	16
Figura 10 Representação do mecanismo de retenção avançada de cânulas de balão [52]	17
Figura 11 Representação do mecanismo de retenção de cânulas com braços expansíveis [52]	18
Figura 12 Representação do processo de injeção 2k com mesas de rotação [71]	21
Figura 13 Modelo em SolidWorks da cânula flexível desenvolvida com sistema de retenção avançada	24
Figura 14 Entalhes e furos no corpo de silicone para criar ligação com a ponta distal em ABS 25	
Figura 15 Vista em corte do modelo, com visualização do encaixe entre a cânula e complexo de válvulas do trocar	25
Figura 16 Desenho técnico da cânula desenvolvida com dimensões importantes detalhadas. 26	
Figura 17 Modelo em Solidworks das cânulas para métrica de comparação em ambiente de simulação: (a) lisa; (b) rosqueada.....	28
Figura 18 Modelo em SolidWorks dos blocos de tecido definidos: (a) Modelo 1 - pequena camada de tecido adiposo e elevada tonicidade muscular; (b) Modelo 2 - grande camada de tecido adiposo e baixa tonicidade muscular	30
Figura 19 Ambiente de simulação para o caso 5: (a) vista lateral completa; (b) vista lateral de corte	32
Figura 20 Pontos de fixação aplicados na camada de tecidos.....	32
Figura 21 Local e direção da carga aplicada ao trocar para a simulação	33

Figura 22 Malha criada no SolidWorks do caso de simulação 5.....	34
Figura 23 Mapa de cores dos deslocamentos resultantes das simulações:.....	38
Figura 24 Mapa de cores das tensões de von Mises resultantes das simulações:	40
Figura 25 Gráfico dos valores das tensões von Mises em função da posição do nó no tecido para os casos 5 (azul) e 6 (laranja).....	42
Figura 26 Mapa de cores das deformações resultantes das simulações:	44
Figura 27 Gráfico dos valores das deformações em função da posição do nó no tecido para os casos 5 (azul) e 6 (laranja)	45
Figura 28 Gráfico da força de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 1 (azul) e 2 (laranja) - cânula lisa.....	47
Figura 29 Gráfico da força de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 3 (azul) e 4 (laranja) - cânula rosqueada	48
Figura 30 Gráfico da força de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 5 (azul) e 6 (laranja) - cânula desenvolvida	48
Figura 31 Gráfico de barras da força de retenção para cada caso de simulação	49

Lista de Tabelas

Tabela 1 Complicações associadas aos trocartes e as incidências respetivas [41], [42], [43] ...	13
Tabela 2 Propriedades mecânicas dos materiais ABS e LSR [66].....	20
Tabela 3 Principais propriedades dos materiais ABS e LSR para o processo de injeção bicomponente [66]	22
Tabela 4 Propriedades mecânicas dos materiais que compõem a cânula desenvolvida, ABS e LSR	27
Tabela 5 Propriedades mecânicas dos tecidos biológicos definidos da parede abdominal	29
Tabela 6 Casos de estudo definidos pela combinação das cânulas e modelos de parede abdominal para desenvolvimento das simulações.....	31
Tabela 7 Valores máximos e mínimos definidos para o tamanho dos elementos de cada caso	35
Tabela 8 Resultados obtidos para as malhas criadas em cada caso	35
Tabela 9 Área de contacto entre a cânula e os tecidos para caso de simulação	36
Tabela 10 Deslocamentos máximos e mínimos recolhidos das cânulas nos diferentes casos de simulação	38
Tabela 11 Deslocamentos máximos e mínimos recolhidos dos tecidos nos diferentes casos de simulação	39
Tabela 12 Tensões de von Mises máximas e mínimas recolhidas das cânulas nos diferentes casos de simulação.....	41
Tabela 13 Tensões de von Mises máximas e mínimas recolhidas dos tecidos nos diferentes casos de simulação.....	41
Tabela 14 Deformações máximas e mínimas recolhidas das cânulas nos diferentes casos de simulação	44
Tabela 15 Deformações máximas e mínimas recolhidas dos tecidos nos diferentes casos de simulação	45

Acrónimos e Símbolos

Lista de Acrónimos

2K	Injeção Bicomponente
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
a.C.	<i>Antes de Cristo</i>
CO₂	Dióxido de carbono
FEM	Método dos Elementos Finitos
LSR	Borracha de Silicone Líquida
PC	Polycarbonato
PEEK	Poliéter-Éter-Cetona
PP	Polipropileno
PTFE	Politetrafluoroetileno
TP	Termoplástico

Lista de Símbolos

ϵ	Deformação
σ_v	Tensão de von Mises

1 Introdução

1.1 Laparoscopia

As intervenções cirúrgicas acompanham a humanidade desde os tempos antigos, com a primeira prática conhecida datada a cerca de 10 000 a.C. Ao longo do tempo, têm sido objeto de investigação e aperfeiçoamentos constantes. Com o progresso da tecnologia e da engenharia, também a medicina evolui na procura de novas soluções, desenvolvendo técnicas que procuram reduzir os riscos e otimizar resultados [1].

A cirurgia é, por natureza, invasiva e inevitavelmente associada a complicações. A introdução das técnicas minimamente invasivas foram desenvolvidas para reduzir o trauma cirúrgico e o risco de infeções em comparação com as técnicas de cirurgia aberta [2].

O termo endoscopia vem do grego e é formado pelo prefixo *endo-*, que exprime a noção de “interior” e pelo sufixo *-scopia*, “observação”. Consiste então na realização de procedimentos, recorrendo a instrumentos especializados, que permitem a visualização do interior de um órgão ou cavidade do corpo. Já a laparoscopia, *lapára-* que significa “abdómen”, corresponde a uma operação abdominal ou pélvica. Assim, a laparoscopia trata-se de um exame endoscópico da cavidade abdominal [3], [4].

Os procedimentos endoscópicos tornaram-se essenciais em todas as especialidades cirúrgicas. Um número crescente de procedimentos é realizado por via laparoscópica e atualmente representam uma abordagem padrão para inúmeras intervenções [5].

1.1.1 Procedimento e Instrumentos

O primeiro passo num procedimento laparoscópico envolve a insuflação na cavidade peritoneal. Este passo tem como objetivo criar o pneumoperitoneu que permite a separação entre a parede abdominal e os órgãos internos e dá ao cirurgião um acesso livre aos órgãos. Realiza-se com um gás pressurizado, geralmente CO₂, por se tratar de um gás substancialmente inerte, facilmente absorvido pelo organismo e com baixo risco de embolia [4], [6].

A insuflação pode ser realizada através de duas abordagens, a técnica aberta ou a técnica fechada. A técnica aberta consiste na realização de uma incisão, por todas as camadas da parede abdominal até alcançar o peritoneu, onde é introduzido o trocarte, a porta de acesso à cavidade, para se realizar a insuflação. Na técnica fechada, a insuflação é realizada com recurso a uma agulha de *Veress*, e o trocarte é introduzido apenas após a criação do pneumoperitoneu [6], [7].

Com o trocarte inserido, um laparoscópio, instrumento equipado com câmara e fonte de luz, é introduzido através da porta de acesso criada, permitindo a visualização em tempo real do interior do abdómen durante o procedimento [8].

Após a introdução do laparoscópio, trocartes secundários são colocados sob observação direta, minimizando o risco de lesão e possibilitando assim a introdução de instrumentos cirúrgicos auxiliares, como pinças ou dissetores, como é possível visualizar na Figura 1 [7].

Este método possibilita identificar problemas que podem não ser detetáveis através de exames de imagem convencionais, e permite, se necessário, realizar biópsias ou intervenções na mesma sessão. As técnicas laparoscópicas podem ser aplicadas a outras regiões do corpo, utilizando diferentes tipos de endoscópios, como o toracoscópio para os pulmões ou o artroscópio para os joelhos [8].

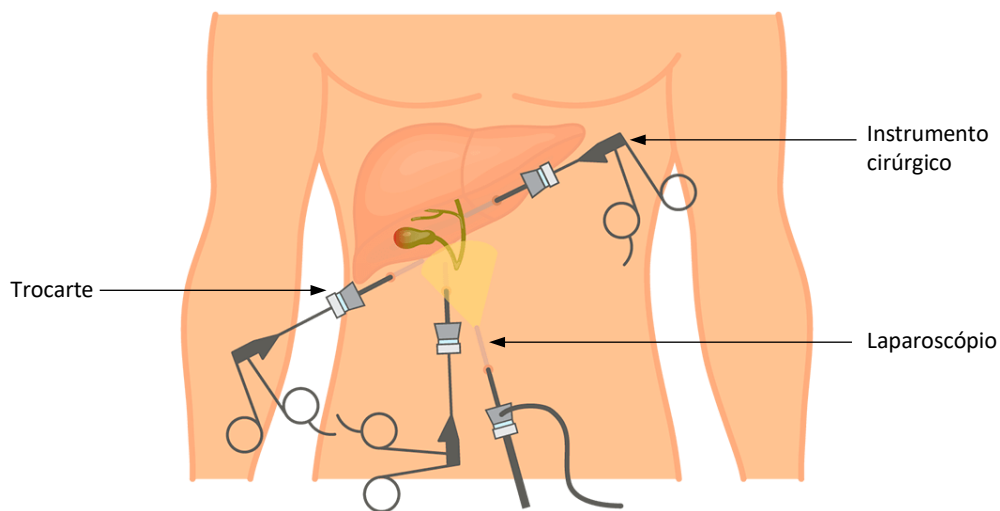


Figura 1 Desenho esquemático de uma cirurgia laparoscópica, com identificação dos principais instrumentos utilizados [9]

1.1.2 Benefícios e Riscos

Como qualquer abordagem médica, a cirurgia laparoscópica apresenta tanto benefícios como riscos. A conscientização e o conhecimento sobre potenciais complicações podem reduzir a mortalidade e morbidade, ao mesmo tempo que permitem identificar áreas para aperfeiçoamento e evolução contínua das técnicas [10].

A cirurgia laparoscópica apresenta diversas vantagens, incluindo um menor trauma à parede abdominal aliado à redução do risco de hemorragia e infecções. Isto traduz-se numa recuperação mais rápida e estadias hospitalares mais curtas, bem como melhores resultados estéticos, com cicatrizes mais pequenas e menos visíveis. A laparoscopia também permite ao cirurgião uma melhor visualização e ampliação da anatomia e das patologias. Estas características possibilitam ainda a realização de procedimentos mais complexos em pacientes mais vulneráveis, nomeadamente idosos [11], [12].

As complicações das cirurgias laparoscópicas estão geralmente associadas aos trocarteres, seja pela introdução do trocarter primário ou pela sua saída indesejada durante o procedimento [13]. Há um risco de lesões vasculares ou perfuração de órgãos que, quando não detetadas precocemente, podem criar aderências ou evoluir para grandes infecções. Outra fonte de complicações é a criação do pneumoperitoneu, que pode provocar alterações cardiopulmonares e, em situações raras, originar embolia gasosa [10], [14].

1.2 Motivação

No âmbito do meu trabalho desenvolvido na CareWill (Figura 2), empresa dedicada à reparação de equipamentos médicos de endoscopia, surgiu a oportunidade de desenvolver um projeto que visa otimizar os procedimentos laparoscópicos e responder a limitações identificadas.

Perante este contexto, foi identificado o risco associado à instabilidade dos trocartes durante a manipulação de instrumentos cirúrgicos. Esta situação pode conduzir à saída das portas de acesso, originando várias complicações, como a perda do pneumoperitoneu e aumento do tempo cirúrgico, bem como maior exposição a contaminações e potenciais infeções.

A empresa já havia desenvolvido anteriormente um trocar patenteado, tendo-me integrado no processo de *re-design* e otimização da cânula, com o intuito de melhorar a sua retenção e desempenho global.



Figura 2 Logótipo da CareWill

1.3 Objetivos

Com o objetivo de responder a este desafio, o foco principal do estudo consiste no desenvolvimento de uma nova cânula flexível, bem como na comparação de diferentes modelos de trocartes através do método de elementos finitos (FEM), de forma a avaliar qual apresenta melhor desempenho a nível da força de retenção. Este parâmetro é crucial para garantir a estabilidade do acesso durante a cirurgia laparoscópica, minimizando o risco de deslocamento e, conseqüentemente, reduzindo a probabilidade de complicações.

Ao abordar este problema, pretende-se não só contribuir para avanços no campo da laparoscopia, mas também oferecer soluções práticas e eficazes que possam melhorar a segurança dos procedimentos.

2 Estado de Arte

2.1 Trocartes

Os trocartes funcionam como portas de acesso à cavidade peritoneal para os instrumentos laparoscópicos. São posicionados no abdómen de forma a permitir que os instrumentos operem alinhados com a câmara, assegurando a sua triangulação em torno do ponto focal cirúrgico e, ao mesmo tempo, garantir uma posição ergonómica para o cirurgião [4].

2.1.1 Evolução Histórica

Dispositivos semelhantes aos trocartes têm sido usados há milhares de anos, originalmente para drenar fluídos ou gases do corpo. No entanto, o uso do termo “trocarte” foi só registado no início do século XVIII. A palavra é derivada do francês *trochart*, de *trois* (três) e *carré* (borda) devido ao seu design conhecido de três pontas [15].

Já em meados do século XVIII, urologistas utilizavam trocartes para guiar instrumentos em cavidades, como a bexiga, com fins de drenagem. Mais tarde, em 1901, George Kelling realizou o primeiro procedimento laparoscópico documentado, recorrendo a um trocarte para a visualização interna do abdómen [16].

Inicialmente, a maioria das cirurgias minimamente invasivas eram de carácter diagnóstico, até à década de 1930, quando começaram a ser realizadas intervenções operatórias [17]. Kurt

Semm foi pioneiro neste campo, sendo agora considerado o pai da laparoscopia operatória por ter realizado a primeira apendicectomia laparoscópica [18].

Na década de 1950, o gastroenterologista alemão Heinz Kalk introduziu o método do duplo trocarte. Foi assim estabelecida como uma prática segura e eficiente, lançando as bases da cirurgia laparoscópica moderna, com a utilização de múltiplos trocartes [19], [20].

Desde os primeiros dispositivos utilizados até aos trocartes modernos, cada inovação visou aumentar a segurança, a eficácia e ergonomia do equipamento [7].

2.1.2 Classificação e Componentes

É importante fazer a distinção entre trocartes primários e secundários. O primário, na sua grande maioria, é localizado no umbigo e é utilizado para a introdução do laparoscópio. Já os secundários destinam-se à introdução dos restantes instrumentos, sendo a sua localização definida em função da área abdominal onde o procedimento cirúrgico será realizado [6], [19].

Um trocarte é composto por um obturador que se encaixa no interior de uma cânula, de forma que a sua ponta distal se prolongue para além da extremidade da cânula. Assim, o obturador é usado para criar uma abertura na parede abdominal, permitindo a inserção da cânula, que é posteriormente fixada. O obturador é removido pela zona proximal, permitindo a introdução do laparoscópio ou de outros instrumentos cirúrgicos [19].

Atualmente, existe uma grande variedade de trocartes laparoscópicos, como é possível visualizar na Figura 3, abrangendo mais de 100 marcas e 20 fabricantes, e podem variar no que toca às dimensões, à extremidade distal e aos mecanismos de fixação [21]. Entre elas, temos os trocartes reutilizáveis e descartáveis.



Figura 3 Diferentes modelos de trocartes da Johnson & Johnson MedTech [22]

2.1.3 Reutilizáveis vs. Descartáveis

Os trocartes reutilizáveis são geralmente produzidos em aço inoxidável, silicone médico ou plásticos de alta resistência (como PEEK e PTFE, poliéter-éter-cetona e politetrafluoroetileno, respetivamente), materiais capazes de suportar os processos de esterilização e autoclave sem perderem as suas características [23]. Tal como o nome indica, podem ter mais do que uma utilização, depois de passarem pelo reprocessamento [4].

Os trocartes descartáveis são produzidos, na sua maioria, por polímeros termoplásticos, como PC (policarbonato), PP (polipropileno) ou ABS (acrilonitrila-butadieno-estireno), por serem materiais leves e de baixo custo [23]. São de uma única utilização, uma vez que não são resistentes à esterilização e, portanto, é natural que apresente um maior impacto ambiental, quando comparado aos reutilizáveis [24].

Em termos de eficácia, não existem evidências que distingam uma opção da outra. Relativamente aos custos, embora o investimento inicial de um trocarte reutilizável seja mais elevado para o comprador, o custo por utilização é mais baixo [19].

Os trocartes reutilizáveis apresentam maiores desafios de esterilização devido à complexidade do conjunto de válvulas, o que dificulta a limpeza, aumentando a retenção de material biológico e carga residual (*bioburden*) [25]. Além disso, com o tempo, as pontas podem tornar-se rombas e as válvulas apresentar fugas. Alguns fabricantes oferecem um tipo

combinado, com uma cânula e obturador reutilizáveis e um conjunto de válvulas descartáveis [26].

2.1.4 Obturador

Um obturador (Figura 4) é o componente do trocarte responsável por permitir a penetração inicial na cavidade abdominal. Geralmente inserido dentro da cânula, da mesma forma que um instrumento cirúrgico, funciona como guia durante a introdução da cânula, através da incisão feita pelo cirurgião [6], [7].

Os obturadores podem apresentar diferentes formatos e diâmetros externos. Nos modelos mais simples, o obturador possui uma extremidade cônica, concebida para afastar os tecidos laterais e facilitar a acomodação da cânula. Em metal ou plástico, estas pontas exigem uma pequena incisão inicial com bisturi e atravessam a parede abdominal por distensão, o que proporciona melhor fixação da cânula e menor trauma tecidual [27].

Os obturadores com lâmina reduzem a força de inserção, mas acrescentam o risco de perfuração de órgãos. Para maior segurança, muitos modelos incluem um escudo retrátil com mola, que cobre automaticamente a lâmina assim que é penetrada a cavidade abdominal [27].

A força de inserção corresponde à força necessária para introduzir o trocarte através da parede abdominal. De um ponto de vista clínico, uma força excessiva torna-se em força descontrolada, o que aumenta o risco de perfuração de órgãos e de lesões vasculares graves [28], [29].

Nos trocartes óticos o obturador é oco e apresenta uma ponta plástica transparente, permitindo a passagem de um laparoscópio e possibilitando ao cirurgião a visualização das camadas da parede abdominal durante a inserção. Após a introdução e colocação adequada, o obturador é removido, permanecendo apenas a cânula em posição [30], [31].

O obturador integra mecanismos de controlo que permitem ativar a válvula de fluídos da cânula, fazendo-a alternar entre as posições aberta e fechada durante a sua inserção e controlar assim fugas e a pressão interna [6].



Figura 4 Componentes que constituem um trocarte: cânula (à esquerda) e obturador (à direita) [32]

2.1.5 Cânula

A cânula é um tubo oco alongado, inserido na parede abdominal do paciente (Figura 5) para permitir o acesso à cavidade com o laparoscópio e os restantes instrumentos cirúrgicos. Estão disponíveis em diâmetros que variam entre os 3 e 30 mm e em comprimentos entre os 50 e 150 mm [33]. Em laparoscopia os trocartes de 5/10/12 mm de diâmetro e cerca de 100 mm de comprimento são os mais frequentemente utilizados [30].



Figura 5 Cânula de trocarte inserida nos tecidos [34]

2.1.5.1 Forças de Retenção e Ancoragem

A força de retenção refere-se à força que mantém a cânula estável após a sua inserção na cavidade abdominal. Mede a resistência da cânula à tração exercida sobre o trocarte, que pode ocorrer durante a introdução, remoção e manipulação dos instrumentos, como representado na Figura 6. Esta força está dependente do design e das propriedades mecânicas das válvulas de selagem, variando tipicamente entre 0,25 e 8 N [35]. Se a cânula não apresentar a retenção adequada, existe a possibilidade de deslocamento parcial ou até saída completa da parede abdominal [36], [37].

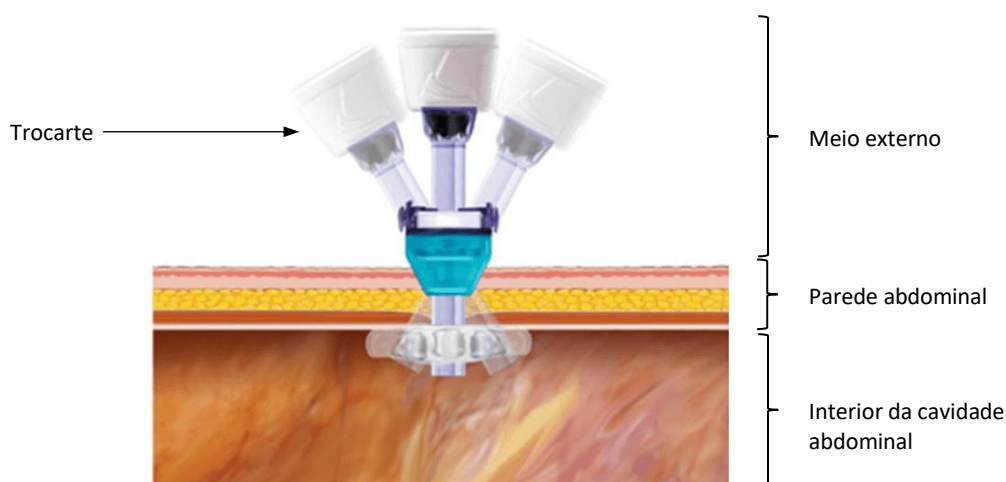


Figura 6 Ilustração do princípio de força de retenção dos trocarteres nos tecidos [34]

2.1.5.2 Válvulas

Existem vários tipos de válvulas disponíveis, que diferem nas suas características quanto ao modo de operação, fuga de CO₂ e localização no trocarte.

Válvulas magnéticas ou com mola podem ser operadas com uma mão só, enquanto os tipos de retração manual apresentam níveis de fuga mais baixos, mas requerem o uso das duas mãos e podem, por vezes, danificar os instrumentos durante a inserção ou remoção se não estiverem totalmente abertas [19].

O trocarte pode possuir uma válvula de controlo de fluídos, que regula o fluxo entre o interior e o exterior. Esta válvula é conectada a uma fonte de fluído pressurizado (CO₂), que pode ser aberta para permitir a entrada do fluído na cavidade abdominal (insuflação) ou fechada para interromper o fluxo. Reciprocamente, quando nenhuma fonte de fluído

pressurizado está conectada, a válvula pode ser aberta para libertar o fluido da cavidade para o exterior e fechada para o reter no interior [6], [38].

O trocarte geralmente compreende pelo menos uma válvula de selagem, através da qual os instrumentos podem ser introduzidos na cavidade. Tem como função selar em torno dos instrumentos sem que o gás pressurizado escape. Uma segunda válvula de selagem pode ser incluída para otimizar a sua função tanto na presença como ausência de instrumentos dentro da cânula [6], [39].

2.1.6 Complicações

A utilização de trocartes implica inevitavelmente riscos de complicações. Isto varia consoante o tipo de trocarte e a experiência do cirurgião, e englobam lesões vasculares e viscerais, hemorragias no local de inserção e hérnias, como é possível ver na Tabela 1 [40].

A mortalidade global é baixa (0,007%), ocorrendo, quase exclusivamente devido a lesões vasculares, uma vez que durante a inserção, a ponta do trocarte pode lesionar vasos importantes, como a artéria epigástrica, aorta e veia cava, bem como órgãos viscerais, como o intestino, estômago e bexiga [27], [41].

Tabela 1 Complicações associadas aos trocartes e as incidências respetivas [41], [42], [43]

Complicação	Incidência (%)
Hemorragia Local	0.8 - 1.20
Hérnia	0.18 - 0.80
Lesão Visceral	0.05 - 0.63
Hemorragia Intra-Abdominal	0.04 - 0.47

O deslocamento ou saída completa dos trocartes durante a cirurgia constitui uma complicação relevante. Quando a cânula não apresenta força de retenção adequada pode resultar numa fuga de CO₂ e, conseqüentemente, na perda do pneumoperitoneu. Por obrigar à reiniciação da insuflação e reposicionamento do trocarte, aumenta o tempo operatório e a exposição à anestesia. Para além disso, a movimentação inesperada do trocarte durante fases críticas do procedimento, pode resultar em conseqüências graves, como lesões ou contaminações [13], [44].

A prevenção de complicações laparoscópicas começa com a consciencialização sobre os riscos do procedimento e a adoção das precauções necessárias para garantir a segurança. O modo mais eficaz de reduzir complicações é estudá-las detalhadamente. Embora a laparoscopia apresente um risco relativamente baixo, a melhoria contínua das técnicas e a crescente experiência de cirurgiões laparoscópicos deverão contribuir para uma redução ainda maior da incidência de complicações cirúrgicas [45].

2.2 Mecanismos de Retenção da Cânula

Para compreender o panorama atual, é essencial avaliar as diferentes técnicas de retenção disponíveis, observar o seu desempenho clínico e complicações associadas. Esta análise permite identificar as áreas em que os dispositivos atuais apresentam limitações e oportunidades de melhoria.

O objetivo é prevenir que a cânula se mova durante o procedimento, garantindo a fixação do trocarte à parede abdominal e, para isso, existem diversos mecanismos de ancoragem [46].

2.2.1 Lisas

As cânulas podem ter a superfície externa lisa, dependendo apenas no atrito com os tecidos para se manterem estáveis. Em certos casos, para evitar deslocamentos, recorre-se a técnicas ou componentes de ancoragem adicionais que proporcionam uma fixação mais firme [47], [48].

O trocarte clássico de Hasson, associado à técnica aberta de introdução, é suturado à parede abdominal para maximizar a estabilidade. Simultaneamente, o trocarte é fixado na parede por um anel cónico [48], [49]. Este anel é posicionado pela zona proximal da cânula após a sua inserção nos tecidos, como é visível na Figura 7, e ajuda a controlar a profundidade de inserção e estabilizar a cânula na parede abdominal durante o procedimento [50], [51].

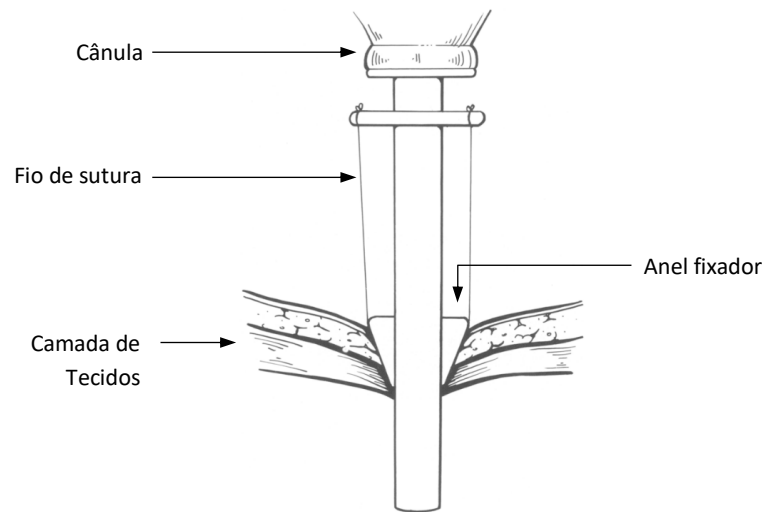


Figura 7 Representação do mecanismo de retenção de cânulas lisas através da técnica da Hasson [52]

2.2.2 Rosqueadas

Outro *design* disponível é o de rosca que, tal como o nome indica, penetra a parede abdominal ao ser enroscado através do tecido, oferecendo maior segurança na parede abdominal [48], [53].

A menor força de arrasto durante a inserção e a ranhura em formato de funil fazem com que a cânula entre suavemente, minimizando o trauma na parede abdominal. Além disso, também estão disponíveis no mercado rosqueadas ajustáveis com um fixador, onde o comprimento interno da cânula pode ser facilmente ajustado, como representado na Figura 8 [52], [54].

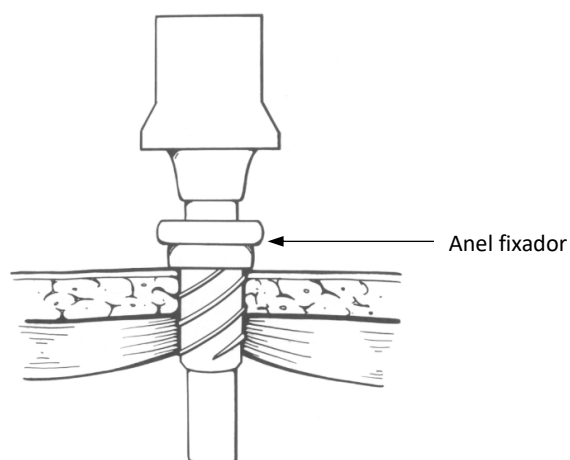


Figura 8 Representação do mecanismo de retenção de cânulas rosqueadas [52]

Similar às rosqueadas, existem também as cânulas com estrias, com um design serrilhado, que aumenta a área de contacto e o atrito com a parede abdominal, aumentando a força de retenção (Figura 9) [55].



Figura 9 Mecanismo de retenção de cânulas com estrias [56]

2.2.3 Fixação Avançada

A fixação avançada refere-se aos mecanismos dinâmicos que vão além da simples retenção passiva. Estes sistemas permitem controlar a profundidade de inserção e prevenir deslocamentos acidentais, garantindo uma maior precisão.

2.2.3.1 Balão

Neste sistema a cânula possui um balão incorporado que pode ser insuflado quando se encontra dentro da cavidade abdominal. Na zona proximal contém um disco de fixação que permite ajustar a profundidade do trocarte e previne a inserção excessiva, como é visível na Figura 10. Com o balão insuflado e o disco de retenção a comprimirem o local da incisão, o sistema proporciona a estabilização da cânula [57], [58].

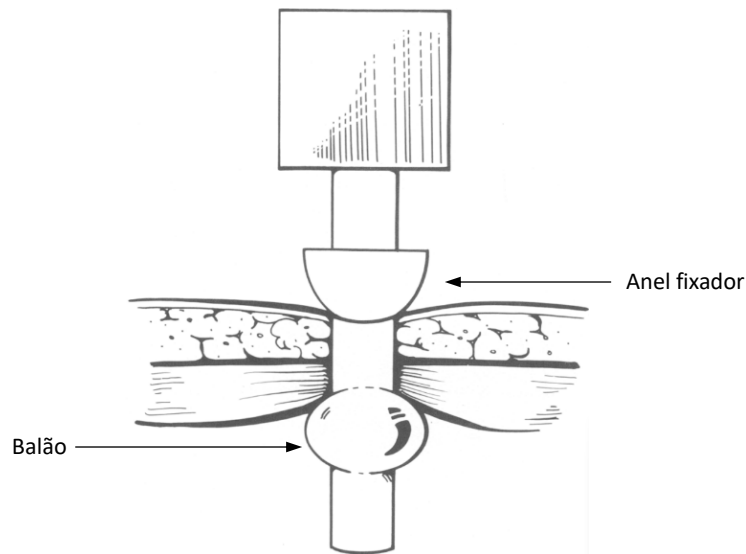


Figura 10 Representação do mecanismo de retenção avançada de cânulas de balão [52]

Este método apresenta algumas limitações importantes. O balão pode romper-se ou perder a pressão, o que compromete a retenção e exige a substituição do dispositivo. Alguns modelos são compostos por látex, pelo que para alguns pacientes há risco de reação alérgica e, para além disso, estes dispositivos tendem a ser mais complexos e dispendiosos [59], [60].

2.2.3.2 Braços expansíveis

Este modelo apresenta braços expansíveis na zona distal da cânula que, no seu estado original, assumem uma configuração curva, como é possível ver na Figura 11. Este método, combinado com um fixador, estabiliza a cânula a partir do interior da cavidade [52].

As tiras podem alternar entre dois estados. Um estado curvo que assegura a fixação estável, e um estendido, alinhado com a restante superfície da cânula, permitindo a sua inserção e remoção. Este mecanismo é regulado pela interação entre a cânula e o obturador, que controla a posição das tiras [61].

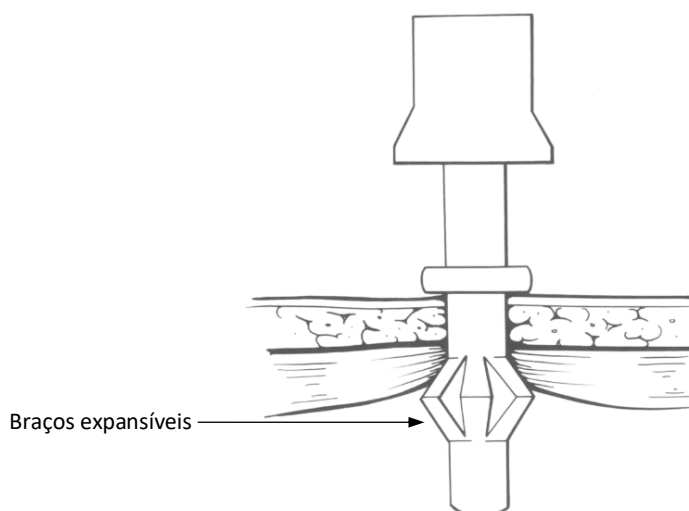


Figura 11 Representação do mecanismo de retenção de cânulas com braços expansíveis [52]

Este modelo apresenta algumas desvantagens, uma vez que, se um dos “braços” apresentar defeito, vai ocorrer uma expansão irregular, o que pode gerar forças assimétricas sobre os tecidos, comprometendo a estabilidade do trocarte. Além disso, o sistema expansível pode reduzir o lúmen útil da cânula, limitando a passagem de instrumentos maiores [61].

Assim, os diferentes métodos de retenção aplicados às cânulas, sejam de natureza mecânica ou geométrica, têm como objetivo garantir a estabilidade do trocarte durante o procedimento. Cada abordagem apresenta vantagens e limitações próprias, que dependem não só do design estrutural, mas também dos materiais utilizados.

2.3 Materiais e Fabrico

O desempenho e a segurança dos trocartes também estão diretamente relacionados com os materiais utilizados. As propriedades mecânicas e a biocompatibilidade são fatores determinantes para garantir a eficácia do dispositivo em ambiente cirúrgico.

Além disso, os processos de produção desempenham também um papel central. Técnicas de fabrico de elevada precisão permitem obter componentes consistentes, assegurando tanto a funcionalidade como a fiabilidade do equipamento.

2.3.1 Termoplásticos

Os materiais plásticos desempenham um papel fundamental na engenharia e tecnologia médica. Os termoplásticos (TP) são polímeros que podem ser moldados quando aquecidos e que solidificam ao arrefecer, geralmente por um processo de injeção, permitindo assim obter a forma desejada mantendo a sua estrutura química fundamental [62].

O ABS é um TP amplamente utilizado devido à sua combinação de propriedades, visíveis na Tabela 2. Trata-se de um material biocompatível com boas propriedades mecânicas, apresenta um módulo de Young e um coeficiente de Poisson que refletem uma boa capacidade de deformação elástica sem fratura. A sua densidade média traduz-se num material leve, enquanto as tensões de cedência e de rutura evidenciam uma resistência adequada a solicitações mecânicas. Estas características associadas ao baixo custo tornam o ABS particularmente adequado à fabricação de dispositivos médicos descartáveis [63], [64], [65].

2.3.2 Silicone

Devido às suas propriedades únicas, descritas na Tabela 2, os elastómeros de silicone, em particular as borrachas de silicone líquido (LSR), são altamente indicados para aplicações médicas. Trata-se de um elastómero termoendurecível com um desempenho estável a altas temperaturas e boa biocompatibilidade [64]. Apresenta um módulo de Young que reflete a sua elevada elasticidade e um coeficiente de Poisson característico deste tipo de materiais. A sua densidade traduz uma estrutura leve, porém resistente, com as tensões de cedência e de rutura evidenciando uma boa resistência à deformação permanente e à fratura [66].

O LSR trata-se de um sistema de 2 componentes no estado líquido, que passam por uma reação irreversível ao serem expostos a temperaturas elevadas, criando uma estrutura de redes complexas estáveis. O método de fabrico mais comum é a moldagem por injeção de líquido, onde o LSR é injetado num molde, permitindo que ocorra a cura e que a peça final adquira a forma desejada com precisão. Ao contrário dos termoplásticos não pode ser novamente fundido e remodelado [67].

Tabela 2 Propriedades mecânicas dos materiais ABS e LSR [66]

	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (N/A)	Densidade da Massa (Kg/m ³)	Tensão de Cedência (MPa)	Tensão de Rutura (MPa)
ABS	0,78 - 21,20	0,36 - 0,40	880 - 3500	2,00 - 77,00	2,60 - 73,10
LSR	0,035 - 0,055	0,48 - 0,50	1180 - 1230	0,24 - 0,38	3,10 - 4,80

2.3.3 Injeção Bicomponente

Nos processos de fabrico de equipamentos é frequentemente necessário combinar diferentes polímeros, com distintas propriedades, numa única peça. Para tal, pode-se recorrer à técnica de moldagem por injeção bicomponente (2K) [68].

Este processo apresenta a vantagem de não exigir montagem posterior, uma vez que as diferentes partes do produto ficam unidas através da adesão entre os diferentes polímeros. A eliminação da necessidade de manuseamento aumenta a qualidade e estética do produto. Por outro lado, a injeção 2K apresenta custos de investimento iniciais em máquinas com diferentes unidades de injeção, moldes complexos e, frequentemente, equipamento adicional, como braços robóticos ou mesas rotativas [69].

O processo de injeção começa pelo enchimento da cavidade de um molde com o primeiro polímero em estado líquido. De seguida, pode ocorrer uma rotação ou reposicionamento do molde, através de uma mesa rotativa ou mecanismo similar, que permite a exposição do primeiro componente à segunda unidade de injeção, sem necessidade de remoção do molde. Durante a segunda injeção, o segundo material é injetado sobre o primeiro, formando a peça final (Figura 12). A adesão entre os dois materiais é assegurada pela compatibilidade química ou através de ativação superficial do primeiro material, por métodos como plasma ou radiação [70].

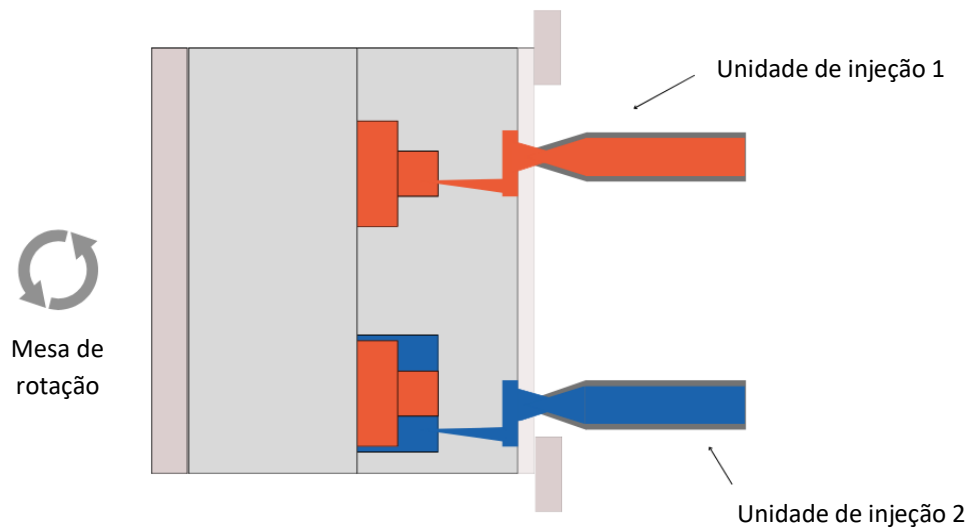


Figura 12 Representação do processo de injeção 2k com mesas de rotação [71]

Após o enchimento completo do molde, injeta-se material adicional a uma pressão mais elevada para compensar a retração que pode ocorrer durante a solidificação do polímero. De seguida ocorre o arrefecimento, até que a peça atinja rigidez suficiente. Por fim, abre-se o molde, a peça é retirada e volta-se a iniciar um novo ciclo de produção [70].

Dependendo da aplicação final do dispositivo, propriedades como a elasticidade e temperatura de deflexão podem ser fatores importantes a considerar na seleção do material adequado, tendo também em conta o seu custo relativo.

2.3.3.1 Injeção com ABS e LSR

Atualmente, a injeção 2K pode aumentar a eficiência de produção, a automação e a qualidade do produto, embora ainda enfrente limitações técnicas devido às diferenças significativas nas temperaturas de processamento e de moldagem dos diferentes polímeros [68].

A injeção 2K entre ABS e LSR apresenta diversos desafios. A adesão entre os dois materiais é uma característica determinante para a qualidade do produto final, dependendo não apenas do processo de moldagem, mas também da sua compatibilidade e do condicionamento dos componentes (adesivos ou *primers*). Para além disso, existem soluções de ancoragem mecânica que permitem assegurar uma ligação adequada.

Neste contexto, o primeiro material deve resistir à temperatura de injeção do segundo. Enquanto a temperatura de fusão do ABS se situa em média entre 150 e 320 °C, a temperatura do molde deve estar entre os 10 e 120 °C. A temperatura de moldagem do LSR varia entre os 140 e 230 °C, como é possível visualizar na Tabela 3 [64], [69].

Tabela 3 Principais propriedades dos materiais ABS e LSR para o processo de injeção bicomponente [66]

Propriedades	ABS	LSR
Temperatura de Fusão (°C)	150 - 320	–
Temperatura do Molde (°C)	10 - 120	140 - 230
Pressão de Injeção (MPa)	4,14 - 130,0	5,0 -15,0

Assim, o material que deve ser injetado primeiro deve ser o LSR, uma vez que resiste às temperaturas do ABS depois de passar pelo seu processo de cura de 5 minutos [66].

Neste contexto, a revisão realizada constitui uma base sólida para a compreensão e enquadramento atual do estudo desenvolvido. Assim, avança-se para a fase de desenvolvimento e simulação, comparando diferentes geometrias e materiais com o objetivo de identificar a solução eficaz.

3 Desenvolvimento

O presente estudo teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema de trocarte otimizado, que visa melhorar o seu desempenho ao nível da retenção. Para tal, foi concebido um novo modelo em SolidWorks, posteriormente comparado com outros protótipos através de simulações pelo método de elementos finitos, onde foram avaliadas a força de retenção, as tensões de von Mises, as deformações e os deslocamentos resultantes sob condições de carga equivalentes.

3.1 Desenvolvimento do Modelo

Para o desenvolvimento da nova cânula, iniciou-se um processo criativo centrado na análise das suas exigências funcionais, destacando-se a compatibilidade com processos de fabrico por injeção 2K e a necessidade de garantir uma retenção eficaz nos tecidos.

Nesta fase foram exploradas diferentes alternativas geométricas para a região de retenção, tendo sido avaliada a introdução de uma cânula com o corpo em silicone e um balão flexível incorporado como uma solução promissora. No desenho técnico do balão, optou-se por um formato mais achatado na zona proximal, de modo a aumentar a área de contacto com os tecidos (Figura 13).

O funcionamento do balão foi inspirado nos sistemas de fixação avançada, mas com uma diferença fundamental. Em vez de insuflado após a sua introdução nos tecidos, o balão é inserido distendido devido à presença do obturador. Após a remoção do obturador, o balão retorna automaticamente à sua forma expandida, garantindo uma retenção eficaz.

O desempenho deste sistema deve-se à conjugação entre a geometria, materiais e processo de fabrico. O LSR para o corpo da cânula foi selecionado pela sua biocompatibilidade, ausência de látex e propriedades mecânicas ideais para o objetivo final, nomeadamente a capacidade de recuperar a sua forma original mesmo após estar sujeito a pressões prolongadas [72].

Para além do balão, foram projetados discos em silicone ao longo do corpo da cânula (Figura 13). Estes elementos, devido ao comportamento do material, podem apresentar uma maior largura quando comparados com as soluções de discos disponíveis no mercado (Figura 9), sem causar trauma nos tecidos, o que resulta num aumento da área de contacto, melhorando a retenção e reforçando a estanquicidade.

A extremidade distal da cânula foi desenvolvida em termoplástico ABS. Este material foi selecionado pela sua biocompatibilidade, resistência estrutural e compatibilidade com o LSR nos processos de injeção 2K. A ponta rígida desempenha a importante função de garantir a fixação do obturador durante a sua inserção na cânula, que permite a distensão temporária do balão de silicone, facilitando a penetração inicial nos tecidos. Dependendo da intervenção cirúrgica, a geometria da extremidade pode ser reta ou angular.

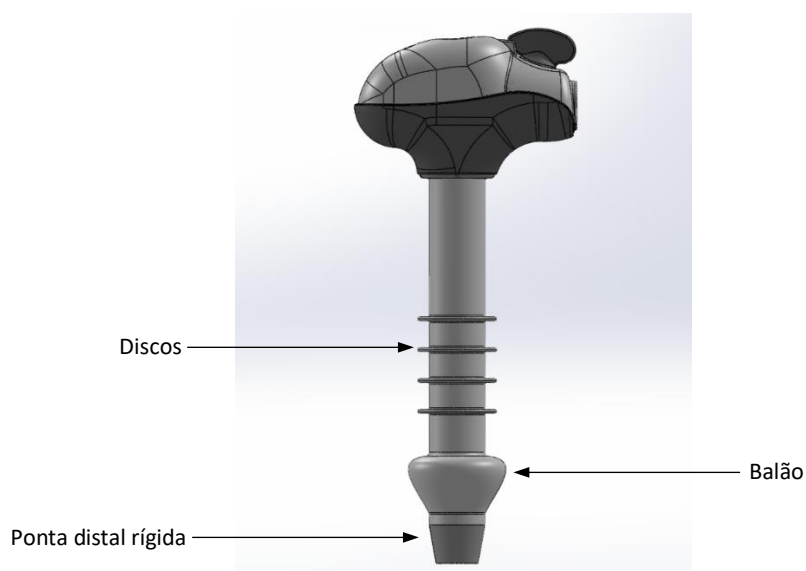


Figura 13 Modelo em SolidWorks da cânula flexível desenvolvida com sistema de retenção avançada

A produção por injeção 2K criou a necessidade de projetar soluções geométricas que permitissem a interligação entre os dois materiais. Para isso foram concebidos entalhes e furos no corpo de silicone (Figura 14), permitindo que o ABS injetado se infiltre e, após o arrefecimento, forme uma união estável.

Este processo trata-se de uma solução de ancoragem mecânica, que ajuda a garantir que a cânula se comporte como uma peça única, combinando a rigidez do ABS com a flexibilidade do silicone.

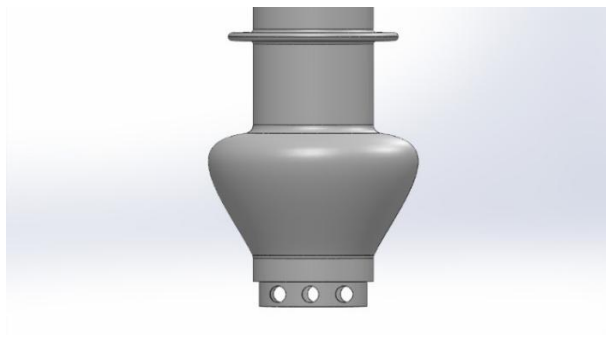


Figura 14 Entalhes e furos no corpo de silicone para criar ligação com a ponta distal em ABS

Adicionalmente, a região proximal da cânula foi projetada com paredes mais finas, permitindo a sobreposição de uma extensão rígida da cabeça do trocarte (complexo de válvulas), criando um encaixe seguro e reforçando a estabilidade estrutural, como representado na Figura 15.

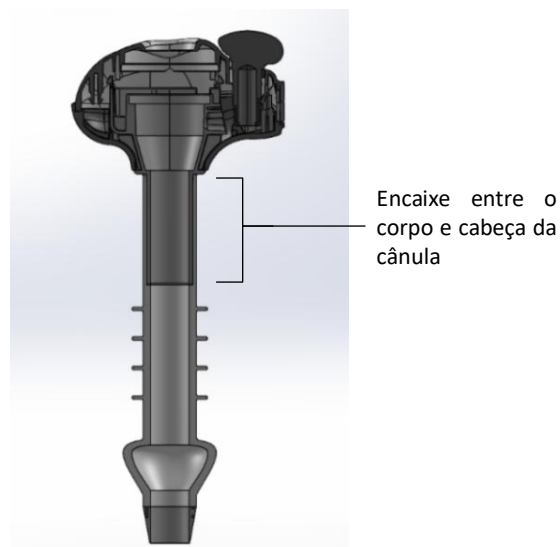


Figura 15 Vista em corte do modelo, com visualização do encaixe entre a cânula e complexo de válvulas do trocarte

O desenho técnico da cânula foi criado em SolidWorks, representado na Figura 16, apresentando as geometrias finais com as dimensões principais.

Algumas medidas foram definidas de acordo com os *standards* do mercado, como o comprimento de 100 mm e o diâmetro para óticas de 10 mm [33]. É possível ainda visualizar dimensões detalhadas dos entalhes e dos discos ao longo do corpo.

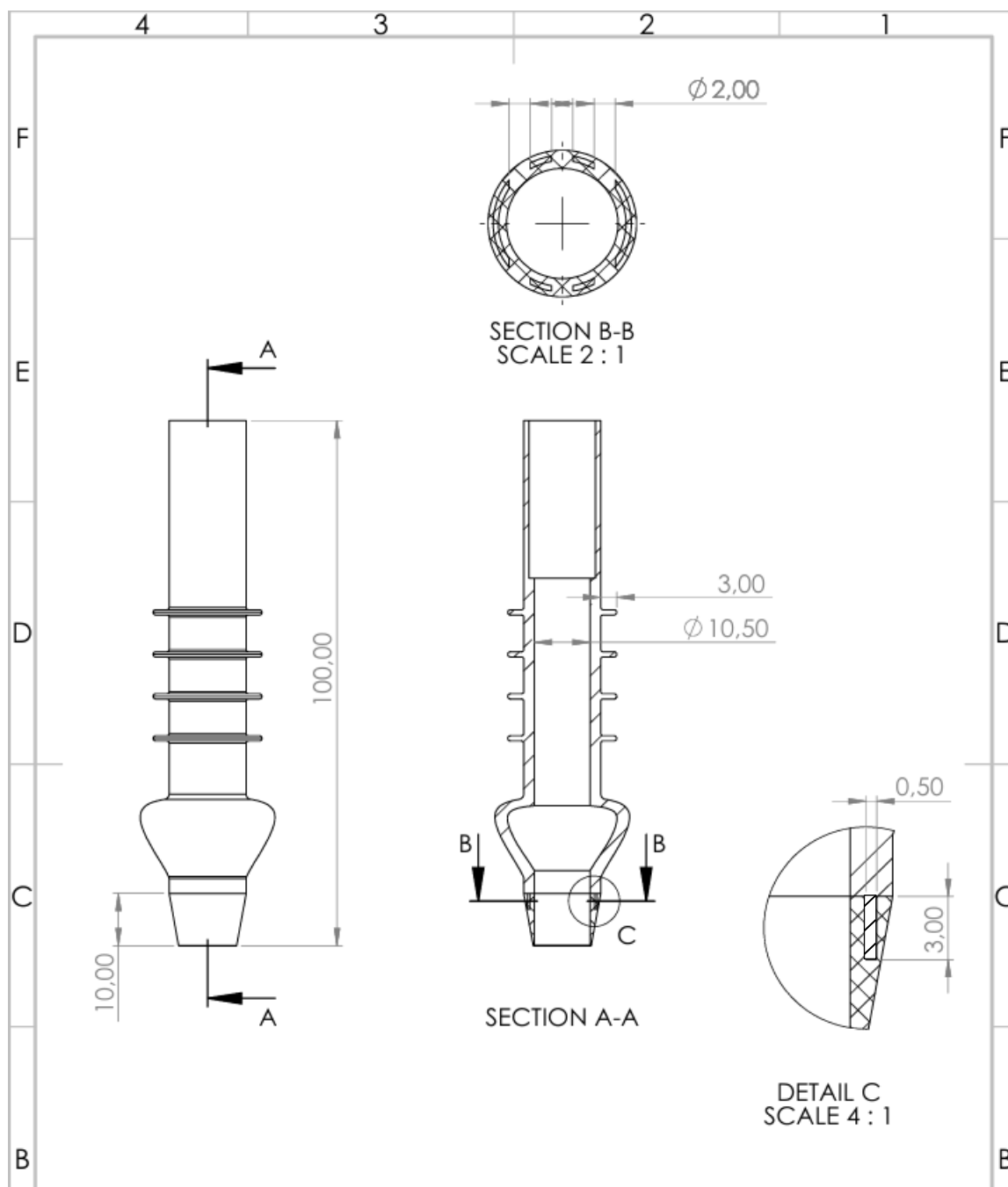


Figura 16 Desenho técnico da cânula desenvolvida com dimensões importantes detalhadas.

3.1.1 Propriedades dos materiais

Foram atribuídas as propriedades dos materiais ao respetivo modelo desenvolvido, descritas na Tabela 4.

Para a extremidade distal da cânula foi utilizado o ABS, como mencionado anteriormente. Este material foi selecionado diretamente da base de dados já incorporada no SolidWorks [73].

Relativamente à restante cânula, foi necessário criar o LSR dentro do software, uma vez que nenhum dos materiais incorporados eram apropriados para as suas características. Adotaram-se assim propriedades baseadas em *datasheets* de fabricantes que apresentam biocompatibilidade e a elasticidade apropriada [74], [75].

Tabela 4 Propriedades mecânicas dos materiais que compõem a cânula desenvolvida, ABS e LSR

	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (N/A)	Densidade da Massa (Kg/m ³)	Tensão de Cedência (MPa)	Tensão de Rutura (MPa)
ABS	2,0	0,39	1020	45	40
LSR	0,04	0,49	1220	0,30	4

3.1.2 Cânulas comparativas

Depois de desenvolvido o novo modelo, procedeu-se à preparação para os estudos de simulação. Para obter métricas comparativas, foram considerados dois modelos adicionais, um trocarte de cânula lisa e um de rosca, visíveis na Figura 17.

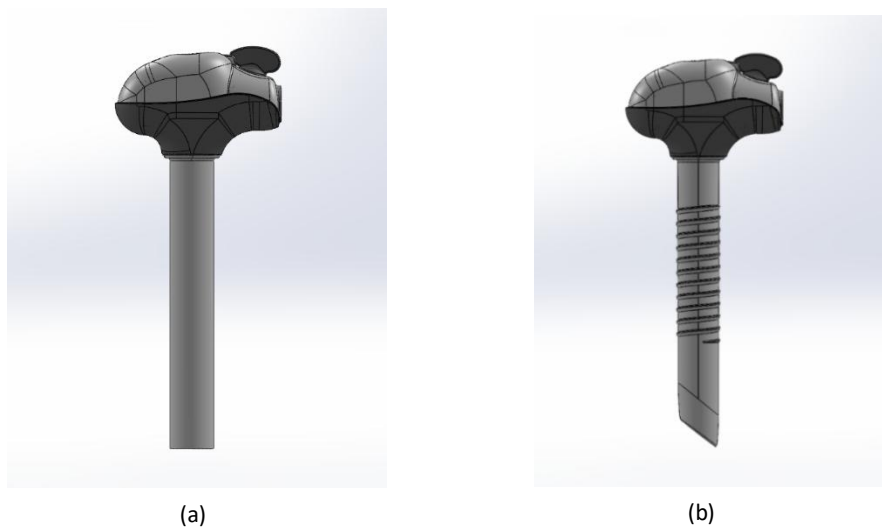


Figura 17 Modelo em Solidworks das cânulas para métrica de comparação em ambiente de simulação: (a) lisa; (b) rosqueada

3.1.3 Propriedades dos Tecidos

Para aproximar a simulação à realidade clínica, foi modelada a parede abdominal em SolidWorks, simplificada a 3 camadas principais, a pele, tecido adiposo e músculo [76].

A pele foi considerada com espessura e características fixas, dada a sua menor variabilidade [77]. O tecido adiposo manteve as propriedades constantes, mas a espessura foi parametrizada e testada em diferentes valores, devido à sua variação entre pacientes [78]. Já no músculo, a espessura foi mantida constante, mas variaram-se as propriedades mecânicas, simulando diferentes graus de tonicidade [79]. Tanto as características como a espessura de cada tecido foram baseadas em valores de referência descritos na literatura.

Relativamente à pele, observa-se uma grande variabilidade nas suas propriedades dependendo da região corporal e da idade do paciente. Para a simulação foi definida uma espessura de 2 mm, uma vez que em modelos simplificados, a espessura da pele é frequentemente considerada entre 1 e 3 mm [80]. Para o módulo de elasticidade, adotou-se o valor de 4 MPa, um valor consistente e recorrente em simulações. Quanto ao coeficiente de Poisson, valores entre 0,45 e 0,49 são típicos para um tecido biológico ou material macio [81].

Relativamente ao tecido adiposo, estudos indicam espessuras médias na parede abdominal entre os 5 e 25 mm, dependendo do paciente. Para a simulação foram adotados dois cenários clínicos contrastantes, 5 mm e 20 mm [82]. O tecido adiposo é significativamente mais macio

que a pele, pelo que o módulo de elasticidade será consideravelmente mais baixo. Tal como foi mencionado anteriormente, para os tecidos biológicos, o coeficiente de Poisson ronda os 0,49 [83].

Relativamente ao músculo, para manter a coerência com estudos e alinhar com as dimensões adotadas para as outras camadas, a espessura definida foi de 15 mm [77]. Para o módulo de elasticidade, estudos mostram uma grande variabilidade de valores, dependentes de diversos fatores, como o estado do músculo, ativo ou em repouso [84]. Para músculos em repouso, este valor varia tipicamente entre alguns kPa até centenas de kPa. Assim, para efeitos comparativos, definiu-se 30 kPa e 300 kPa para um músculo com baixa e elevada tonicidade, respetivamente [85].

Os tecidos biológicos apresentam um comportamento não-linear e anisotrópico, ou seja, as suas propriedades mecânicas variam conforme a direção e a sua resposta à carga aplicada não é proporcional. No entanto, para o presente estudo, os tecidos podem ser simplificados a isotrópicos. Os valores definidos foram aplicados a cada camada correspondente e estão representados na Tabela 5.

Tabela 5 Propriedades mecânicas dos tecidos biológicos definidos da parede abdominal

	Módulo de Young (kPa)	Coeficiente de Poisson (N/A)	Densidade da Massa (Kg/m ³)	Tensão de Cedência (MPa)	Tensão de Rutura (MPa)	
Pele	4000	0.45	1100	2,50	7	
Gordura	10	0.49	920	0,02	0,06	
Músculo	Mais tonificado	300	0.49	1050	0,15	0,50
	Menos tonificado	30	0.49	1050	0,03	0,10

Com todas as propriedades e variáveis definidas, foram criados dois modelos representativos da parede abdominal. O primeiro com uma camada adiposa reduzida e elevada tonicidade muscular (modelo 1), e o segundo com uma camada adiposa mais espessa e baixa

tonicidade muscular (modelo 2). Estas duas condições teciduais, representadas nas Figura 18, são clinicamente relevantes uma vez que cobrem dois extremos realistas, capturando os principais fatores que influenciam a força de retenção e a interação entre a cânula e o tecido, como as diferentes resistências.

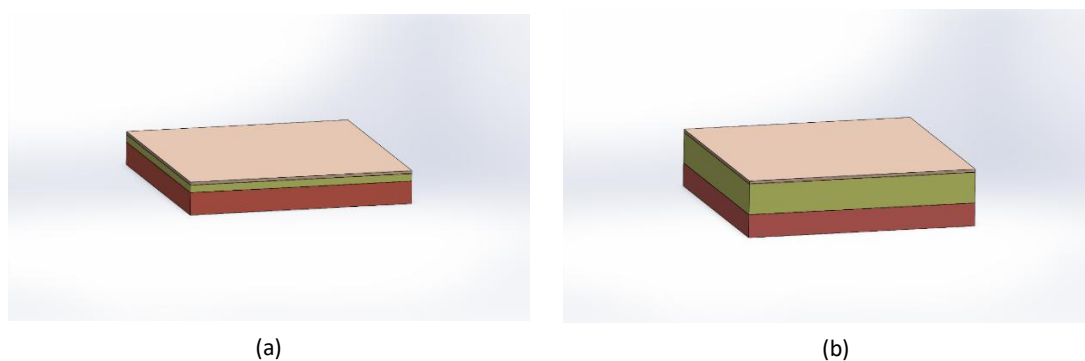


Figura 18 Modelo em SolidWorks dos blocos de tecido definidos: (a) Modelo 1 - pequena camada de tecido adiposo e elevada tonicidade muscular; (b) Modelo 2 - grande camada de tecido adiposo e baixa tonicidade muscular

Com o modelo definido, foi preparado o ambiente de simulação, de modo a avaliar as forças de retenção da cânula em condições fisiológicas.

3.2 Simulação

O objetivo desta etapa foi avaliar o comportamento da cânula quando inserida em camadas de tecido abdominal, com particular foco na força de retenção.

As simulações foram realizadas no SolidWorks *Simulation*, que recorre ao método dos elementos finitos (FEM), onde há uma discretização das geometrias em malhas de elementos predominantemente tetraédricos e resolve as equações de equilíbrio para cada nó da malha, permitindo calcular tensões, deformações e deslocamentos sob diferentes condições [86].

3.2.1 Casos de Estudo

Atendendo à complexidade geométrica e de contacto entre as cânulas e os tecidos, foram considerados estudos estáticos não lineares. Este tipo de estudo considera cargas aplicadas sem efeitos dinâmicos, mas incorpora fontes de não linearidade como grandes deformações. Esta

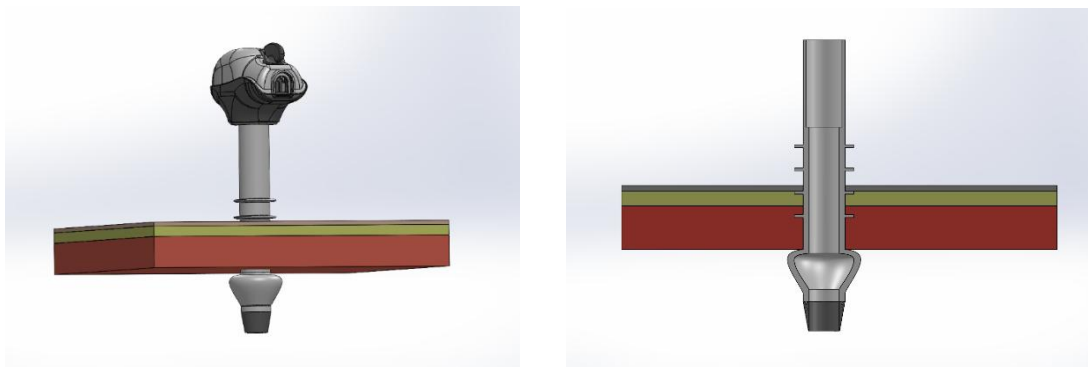
abordagem permite captar variações de rigidez ao longo da deformação, instabilidades e interações de contacto complexas, aproximando-se da resposta real.

Da combinação dos dois modelos de parede abdominal com as três diferentes cânulas (cânula lisa, cânula de rosca e cânula desenvolvida), resultaram seis casos de estudo, descritos na Tabela 6.

Tabela 6 Casos de estudo definidos pela combinação das cânulas e modelos de parede abdominal para desenvolvimento das simulações

	<i>Descrição</i>
<i>Caso 1</i>	Modelo 1 + Cânula Lisa
<i>Caso 2</i>	Modelo 2 + Cânula Lisa
<i>Caso 3</i>	Modelo 1 + Cânula de Rosca
<i>Caso 4</i>	Modelo 2 + Cânula de Rosca
<i>Caso 5</i>	Modelo 1 + Cânula Desenvolvida
<i>Caso 6</i>	Modelo 2 + Cânula Desenvolvida

Na preparação para as simulações, foi definida a posição do trocarte na parede abdominal, como é possível visualizar na Figura 19. Foi ainda criada uma cavidade nos tecidos, criando contacto direto entre a superfície externa da cânula e o interior da cavidade, sem sobreposição de volumes nem presença de tecido no lúmen da cânula.



(a)

(b)

Figura 19 Ambiente de simulação para o caso 5: (a) vista lateral completa; (b) vista lateral de corte

A cabeça da cânula e o complexo de válvulas foram omitidos para reduzir o custo computacional, dado que não interferem diretamente na simulação. No caso da cânula roscada, a rosca foi simplificada, reduzindo o número de faces de contacto, de modo a reduzir o custo computacional.

3.2.1.1 Pontos de Fixação

Os pontos de fixação foram impostos na base e nas faces laterais do bloco de tecidos (Figura 20), de forma que a parede abdominal não se mova no espaço durante as simulações.

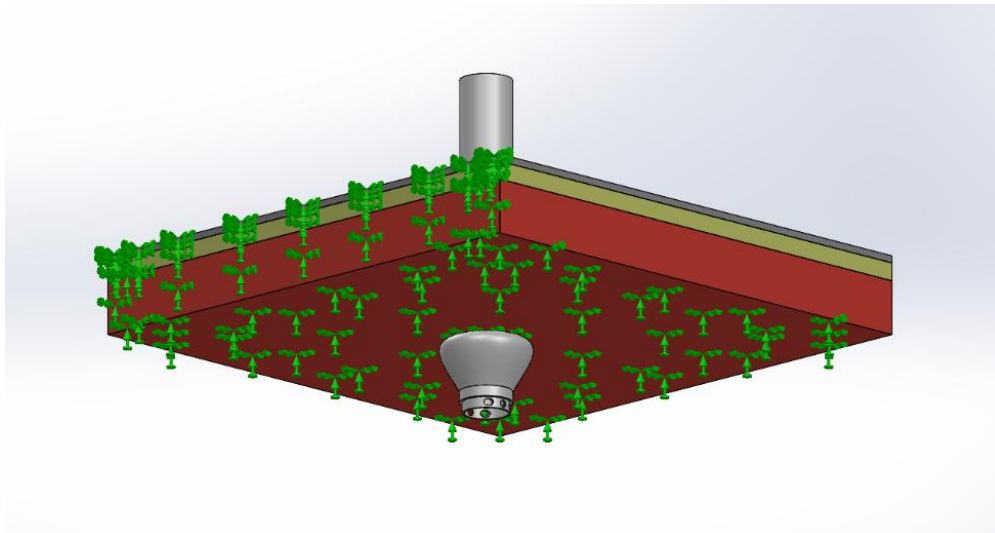


Figura 20 Pontos de fixação aplicados na camada de tecidos

3.2.1.2 Condições de Contacto

De seguida foi necessário estabelecer as condições de contacto entre os componentes. As camadas de tecido foram definidas como *bonded*, de forma a apresentarem um comportamento contínuo, enquanto a interface entre a cânula e tecidos foi definida como contacto com atrito. Foram considerados coeficientes de atrito distintos para as interfaces: 0,1 para contacto com o LSR e 0,05 para o ABS [87], [88].

3.2.1.3 Forças Aplicadas

A carga foi aplicada na superfície proximal da cânula, como é visível na Figura 21. O local de aplicação da carga foi decidido de forma a simplificar o modelo e garantir maior estabilidade numérica, mantendo, ainda assim, uma representação realista do comportamento do trocarte durante a utilização.

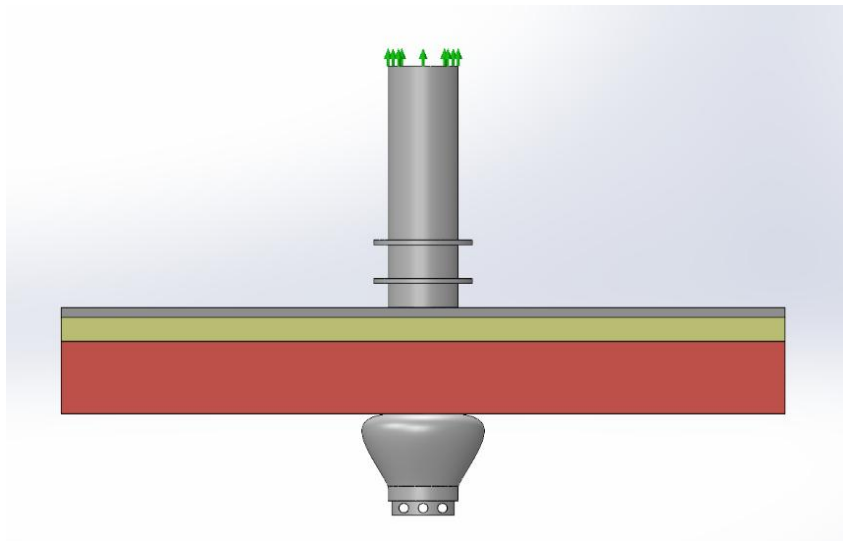


Figura 21 Local e direção da carga aplicada ao trocarte para a simulação

A carga foi aplicada sob a forma de um deslocamento axial de 1 mm, incrementado de forma linear ao longo de *steps*, em vez de uma força direta. Esta escolha justifica-se por motivos de estabilidade numérica, uma vez que, em análises não lineares com contacto e fricção, o controlo por deslocamento tende a evitar falhas de convergência e permite obter curvas de força mais estáveis.

Adicionalmente, foi realizada uma segunda simulação para a cânula desenvolvida, considerando um deslocamento imposto de 2 mm, com o objetivo de avaliar e validar o comportamento obtido.

Esta abordagem permite representar a capacidade de o trocarte se manter fixo durante a remoção dos instrumentos, uma vez que se trata da situação mais crítica em contexto clínico, onde a perda de retenção resulta na saída do trocarte e perda do pneumoperitoneu.

A métrica de interesse, força de retenção, corresponde diretamente à força de reação obtida na superfície proximal. Assim, apesar da simulação ter sido conduzida sob deslocamento imposto, os resultados podem ser interpretados em termos de forças aplicadas.

3.2.1.4 Malha

A discretização da geometria foi realizada com malhas do tipo “*Blended curvature-based*”. O refinamento local nas zonas de interesse, visível na Figura 22, foi essencial para garantir a captura correta das interações sem comprometer excessivamente o tempo de cálculo.

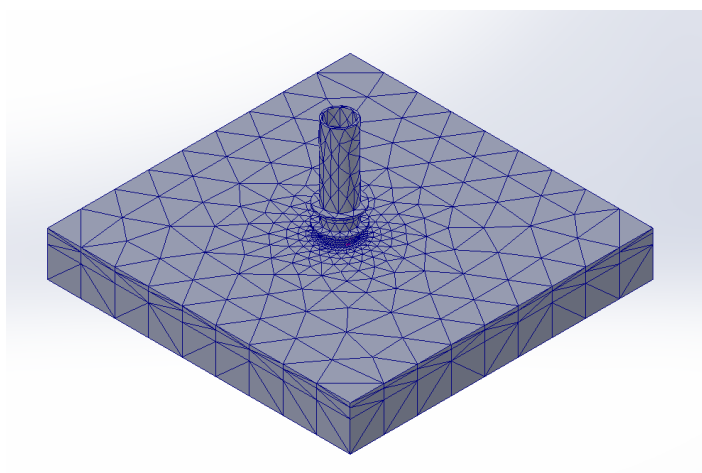


Figura 22 Malha criada no SolidWorks do caso de simulação 5

Para cada cânula foram aplicados diferentes condicionamentos de malha nas zonas de contacto, uma vez que cada uma apresenta geometrias diferentes. Assim, foi definido o intervalo de valores do tamanho dos elementos (Tabela 7).

Nos casos 1 e 2, correspondentes à cânula lisa, o dimensionamento da malha foi definido com base no diâmetro da cavidade (13 mm). Nos casos 3 e 4, relativos à cânula rosqueada, os valores dos elementos foi determinado a partir do passo da rosca (4,5 mm). Finalmente, nos

casos 5 e 6, correspondentes à cânula desenvolvida, os valores foram definidos com base na altura dos discos de retenção (1 mm). Esta abordagem assegura uma malha suficientemente refinada para capturar as geometrias, garantindo uma boa resolução nas superfícies de contacto.

Tabela 7 Valores máximos e mínimos definidos para o tamanho dos elementos de cada caso

	Tamanho dos elementos (mm)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	3,2	0,8
Caso 2	3,2	0,8
Caso 3	1,5	0,75
Caso 4	1,5	0,75
Caso 5	1	0,5
Caso 6	1	0,5

Em todos os casos foram mantidos os pontos de fixação, as condições de contacto, o esquema de forças e política de malha, garantindo comparabilidade direta entre os seis casos de estudo.

3.2.2 Parâmetros Gerais

A qualidade da malha é um fator essencial para se garantir que a simulação reproduz o comportamento do sistema com elevada precisão, obtendo-se assim resultados mais confiáveis. Os resultados obtidos para as malhas estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 Resultados obtidos para as malhas criadas em cada caso

	Nós	Elementos	Tamanho Máximo (mm)	Tamanho Mínimo (mm)
Caso 1	12181	6028	15,9	0,8
Caso 2	16153	8381	18,8	0,9
Caso 3	46026	24300	15,9	0,8
Caso 4	58014	32667	18,8	0,9
Caso 5	63819	36619	15,9	0,8
Caso 6	113581	67003	18,8	0,9

Em todas as malhas, para o “*aspect ratio* < 3” obteve-se uma percentagem superior aos 80%, enquanto para o “*aspect ratio* > 10” uma percentagem inferior a 0,2%, o que indica uma boa qualidade da malha.

A área de contacto de cada cânula com os respetivos tecidos é um parâmetro importante, uma vez que uma maior zona de contacto se traduz numa maior área sujeita a atrito, o que, à partida, se traduz numa força de retenção maior. Os valores conseguidos estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 Área de contacto entre a cânula e os tecidos para caso de simulação

	Área de Contacto (mm ²)
Caso 1	1100
Caso 2	1800
Caso 3	1257,61
Caso 4	2115,61
Caso 5	1699,60
Caso 6	3080,29

Ao analisar os valores da Tabela 9, podemos concluir que a geometria da cânula desenvolvida permite uma maior área de contacto com o tecido quando comparada com as outras duas cânulas. De seguida temos com maior área de contacto a cânula com rosca e por fim a cânula lisa.

Esta metodologia, apesar de recorrer a simplificações, permitiu obter resultados comparativos entre diferentes soluções geométricas de cânulas, aproximando-se de forma válida ao comportamento real e fornecendo dados relevantes para análise e discussão.

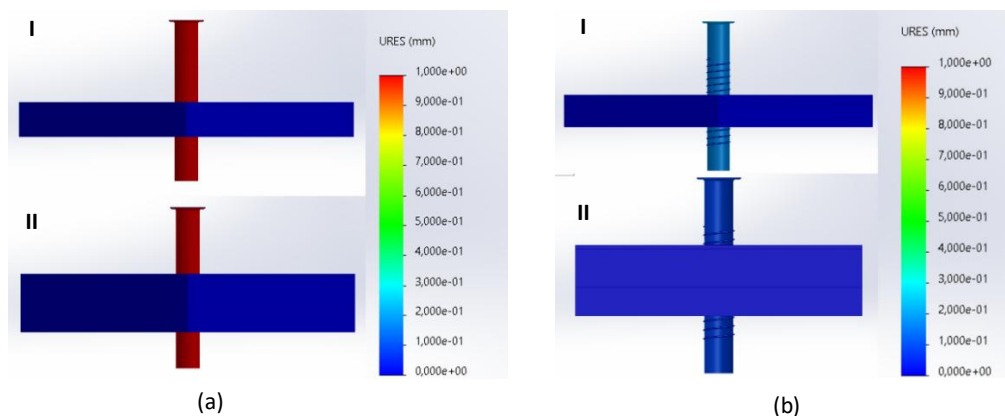
4 Resultados e Discussão

Neste capítulo estão representados os resultados das simulações bem como uma análise realizada com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico das diferentes cânulas e determinar as forças de retenção.

Relativamente aos casos 5 e 6, denominou-se de 5.1 e 6.1 às simulações onde se impôs um deslocamento de 1 mm e de 5.2 e 6.2 às simulações de 2 mm.

4.1 Deslocamento

O deslocamento representa a distância que o objeto se moveu no espaço. A força aplicada foi baseada em deslocamento imposto, ou seja, à partida, esse seria o seu valor final. Podemos assim observar o deslocamento, através dos mapas de cores, para cada um dos casos de simulação na Figura 23.



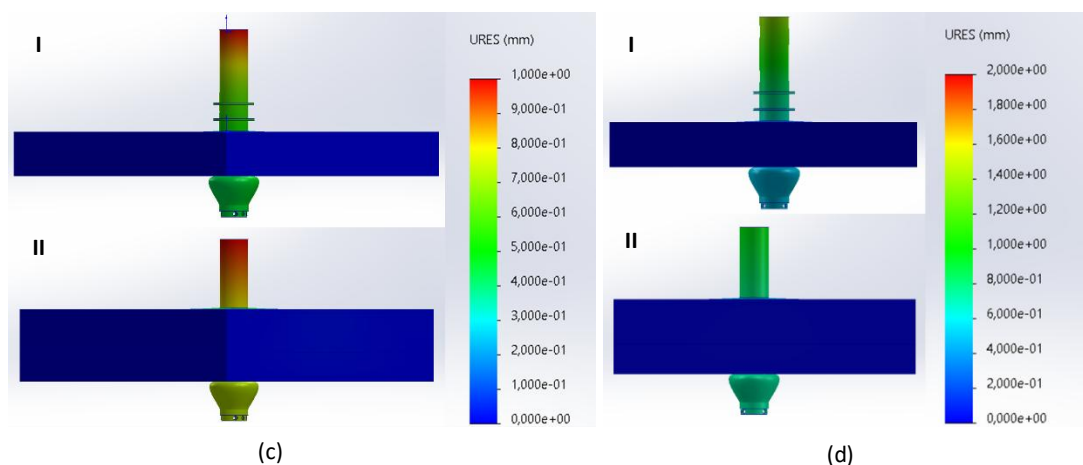


Figura 23 Mapa de cores dos deslocamentos resultantes das simulações:

- (a) I – caso 1; (a) II – caso 2
- (b) II – caso 3; (b) II – caso 4
- (c) I – caso 5.1; (c) II – caso 6.1
- (d) I – caso 5.2; (d) II – caso 6.2

Os valores máximos e mínimos recolhidos tanto das cânulas como dos tecidos estão representados nas Tabelas 10 e 11, respetivamente.

Tabela 10 Deslocamentos máximos e mínimos recolhidos das cânulas nos diferentes casos de simulação

	Deslocamento da Cânula (mm)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	1	-
Caso 2	1	-
Caso 3	$8,66 \times 10^{-2}$	-
Caso 4	$1,3 \times 10^{-1}$	-
Caso 5	1	$1,7 \times 10^{-1}$
Caso 6	1	$5,7 \times 10^{-1}$
Caso 5.2	1,41	$2,3 \times 10^{-1}$
Caso 6.2	$9,8 \times 10^{-1}$	$5,6 \times 10^{-1}$

Tabela 11 Deslocamentos máximos e mínimos recolhidos dos tecidos nos diferentes casos de simulação

	Deslocamento dos Tecidos (mm)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	$1,19 \times 10^{-3}$	0
Caso 2	$3,92 \times 10^{-4}$	0
Caso 3	$6,28 \times 10^{-3}$	0
Caso 4	$3,25 \times 10^{-2}$	0
Caso 5	$5,3 \times 10^{-1}$	0
Caso 6	$8,3 \times 10^{-1}$	0
Caso 5.2	$6,8 \times 10^{-1}$	0
Caso 6.2	$8,1 \times 10^{-1}$	0

Como é possível visualizar, nos casos 3, 4, 5.2 e 6.2, a simulação não atingiu o deslocamento final definido (1 mm e 2 mm). Como o modelo de simulação não considera a fratura dos tecidos, devido à instabilidade numérica associada à perda de contacto, quando há uma perda de convergência após determinado ponto, interpretou-se como limiar de rotura tecidual.

É importante analisar que o caso 6.1 atingiu o valor final imposto de 1 mm, enquanto o caso 6.2, apesar de ter sido imposto um deslocamento superior de 2 mm, convergiu apenas até ao 0,98 mm. A diferença é mínima e pode ser justificada com o número distinto de *steps* realizados. O caso 6.1 apresentou 13 *steps* e o caso 6.2 apenas 9, o que indica que o primeiro tem uma discretização temporal mais refinada e, portanto, resultados ligeiramente mais precisos. Assim, interpreta-se que o limiar de deslocamento efetivo se situa em torno de 1 mm para esta cânula e modelo de tecido.

Nos casos da cânula desenvolvida, observou-se ainda a presença de um deslocamento mínimo associado à deformação elástica do material LSR (métrica analisada na secção 4.3). Esta resposta não ocorre nas cânulas em ABS, uma vez que o material é significativamente mais rígido e com menor capacidade de deformação. Da mesma forma, nota-se uma pequena movimentação nos tecidos nas zonas de contacto com as cânulas, resultante das deformações dos tecidos. Além disso, nos casos 5 e 6, a presença do balão de retenção conduz a valores de

deslocamento de tecido superiores face às restantes cânulas, devido à maior área de contacto do balão na zona inferior dos tecidos.

4.2 Tensão de von Mises

As tensões de von Mises servem, neste contexto, para identificar as zonas de concentração de tensão e compará-las entre simulações. Podemos assim observar a distribuição da tensão, através dos mapas de cores, para cada um dos casos de simulação na Figura 24.

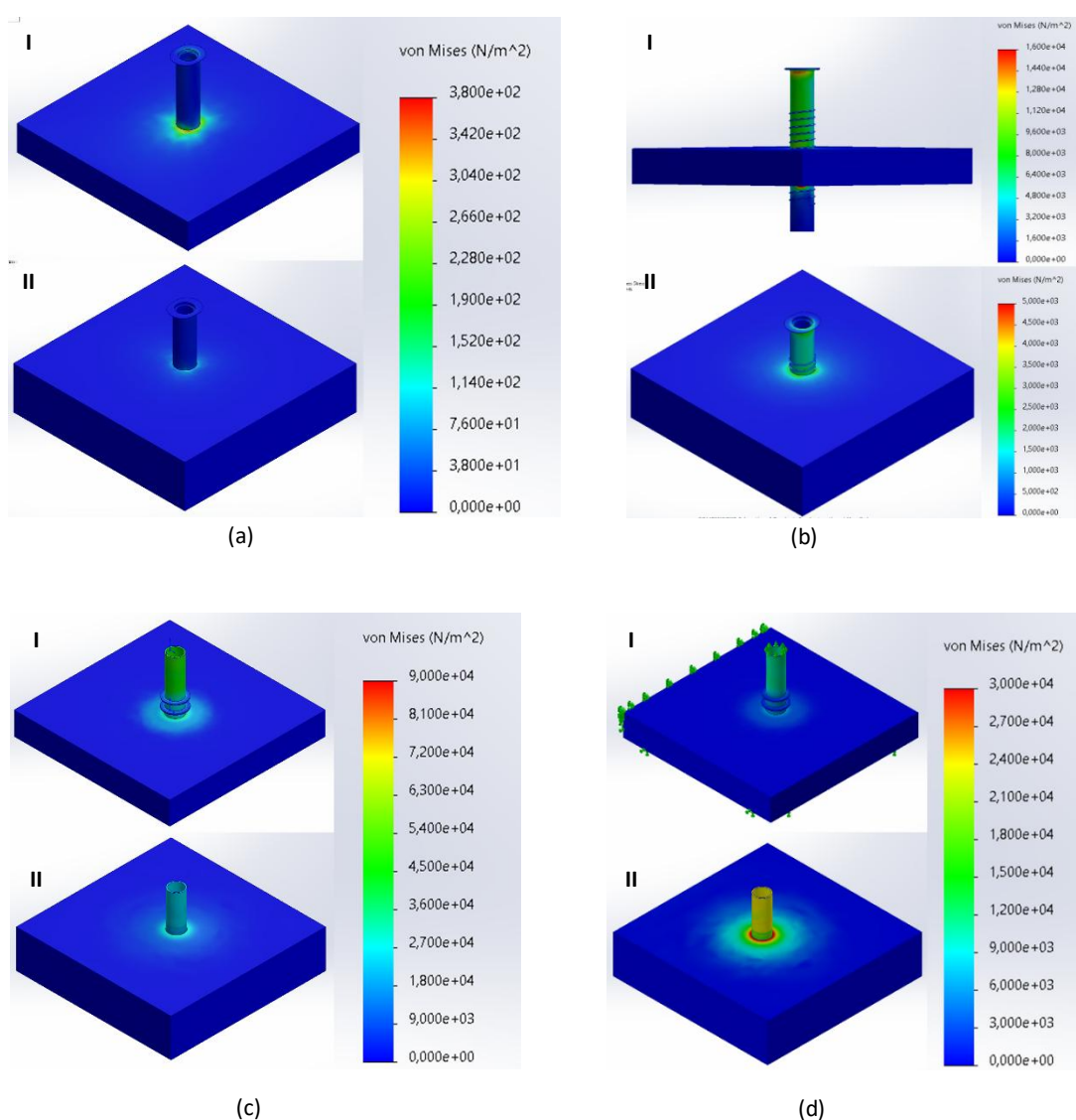


Figura 24 Mapa de cores das tensões de von Mises resultantes das simulações:

- (a) I – caso 1; (a) II – caso 2
- (b) II – caso 3; (b) II – caso 4
- (c) I – caso 5.1; (c) II – caso 6.1
- (d) I – caso 5.2; (d) II – caso 6.2

Os valores máximos e mínimos recolhidos tanto das cânulas como dos tecidos estão representados nas Tabelas 12 e 13, respetivamente.

Tabela 12 Tensões de von Mises máximas e mínimas recolhidas das cânulas nos diferentes casos de simulação

	σ_v Cânula (N/m ²)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	3,46x10 ²	3,1x10 ⁻¹
Caso 2	1,18x10 ²	1,56x10 ⁻²
Caso 3	1,68x10 ⁵	9,47
Caso 4	1,55x10 ⁴	4,7x10 ⁻¹
Caso 5.1	1,68x10 ⁵	9,6x10 ⁻¹
Caso 6.1	8,97x10 ⁴	1,3x10 ⁻¹
Caso 5.2	2,10x10 ⁵	1,20 x10 ¹
Caso 6.2	8,76x10 ⁴	1,1x10 ⁻¹

Tabela 13 Tensões de von Mises máximas e mínimas recolhidas dos tecidos nos diferentes casos de simulação

	σ_v Tecido (N/m ²)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	4,69x10 ²	1,19x10 ⁻⁹
Caso 2	2,27x10 ²	2,84x10 ⁻¹¹
Caso 3	4,07x10 ⁴	1,97x10 ⁻⁷
Caso 4	4,57x10 ³	8,74x10 ⁻⁸
Caso 5.1	4,04x10 ⁴	1,32x10 ⁻⁶
Caso 6.1	3,73x10 ⁴	7,45x10 ⁻⁵
Caso 5.2	5,09x10 ⁴	1,96x10 ⁻⁶
Caso 6.2	3,64x10 ⁴	7,1 x10 ⁻⁵

Para os casos da cânula desenvolvida (5.2 e 6.1) foi ainda elaborado um gráfico do valor destas tensões em função da posição dos nós nos tecidos, visível na Figura 25. Os nós considerados encontram-se alinhados ao longo do plano central do modelo, permitindo analisar a distribuição das tensões ao longo do tecido à medida que se aproxima e afasta da zona de contacto com a cânula.

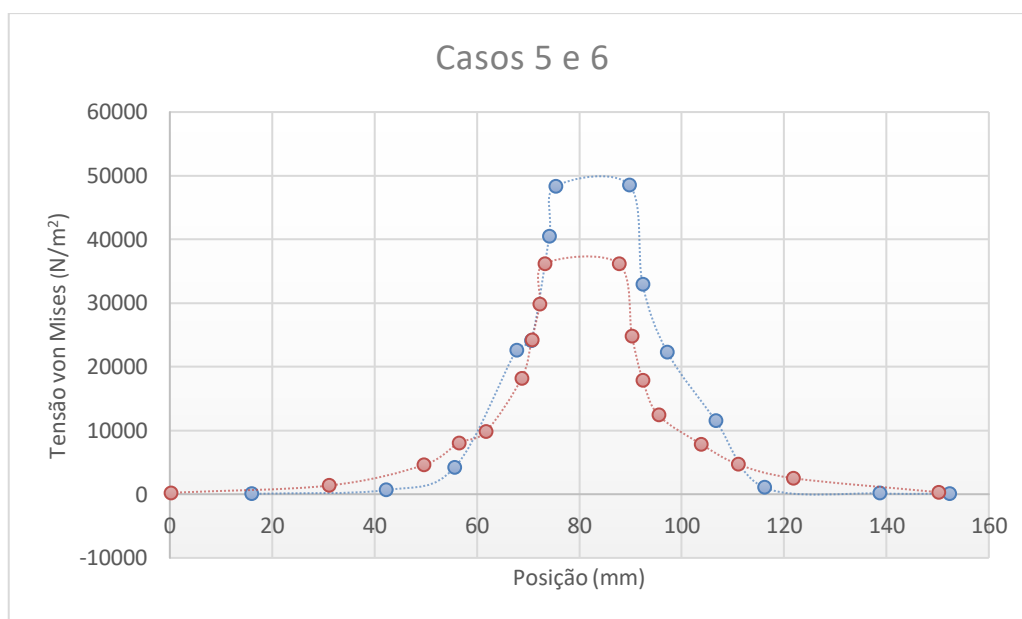


Figura 25 Gráfico dos valores das tensões von Mises em função da posição do nó no tecido para os casos 5 (azul) e 6 (laranja)

Na Figura 25 é possível analisar numericamente a distribuição das tensões nos tecidos dos casos 5 e 6, em função da sua distância à cânula. Observa-se em ambos os casos que, à medida que nos aproximamos da superfície da cânula, os valores de tensão aumentam de forma linear até atingir o pico máximo (Tabela 13), na zona de contacto direto com a cânula. A tensão mantém-se constante por uma extensão de 14 mm (correspondente ao diâmetro externo da cânula) e volta a diminuir progressivamente à medida que se afasta, até atingir valores nulos nas regiões mais distantes, zonas que já não são afetadas pela interação da parede com a cânula.

A análise das tensões nos tecidos revela uma grande variação entre os valores máximos e mínimos, observando-se os valores mais elevados na zona de contacto com a cânula, conforme ilustrado na Figura 23 e 25. Nos casos da cânula desenvolvida, devido à existência do balão e à maior área de contacto, há uma distribuição de valores maiores de tensão, afetando uma área maior de tecido quando comparada com as outras cânulas (Figura 24).

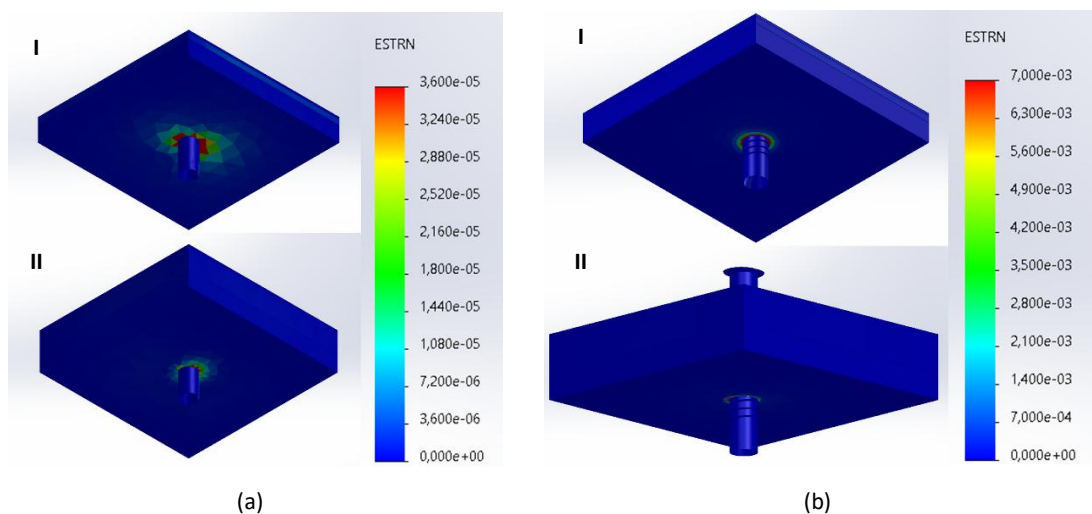
Nos casos 1 e 2, correspondentes à cânula lisa, a tensão está predominantemente concentrada nos tecidos, devido ao atrito entre a parede abdominal e a face da cânula. Ainda assim, apresentam os valores de tensão mais baixos comparativamente com os restantes casos.

Ao contrário da cânula lisa, nos restantes casos, a maior tensão está concentrada nas cânulas. Comparando os resultados dos casos com o modelo tecidual 1 e o modelo tecidual 2, nota-se que, para as mesmas condições, as tensões são superiores no modelo 1. Este comportamento pode estar relacionado com a maior rigidez da camada muscular e com a menor área de contacto devido à camada do tecido adiposo. No modelo 2, a área de contacto superior permite uma distribuição mais uniforme das tensões, resultando em valores mais baixos.

No caso 5.2, que ultrapassou o 1 mm de deslocamento, observa-se um aumento das tensões tanto nos tecidos como na cânula, quando comparado com o caso 5.1, confirmando a sensibilidade da resposta mecânica à amplitude do deslocamento imposto.

4.3 Deformações

As deformações representam o quanto o material se alonga ou comprime relativamente ao seu tamanho original. Podemos observar a distribuição da deformação através do mapa de cores em cada um dos casos de simulação na Figura 26.



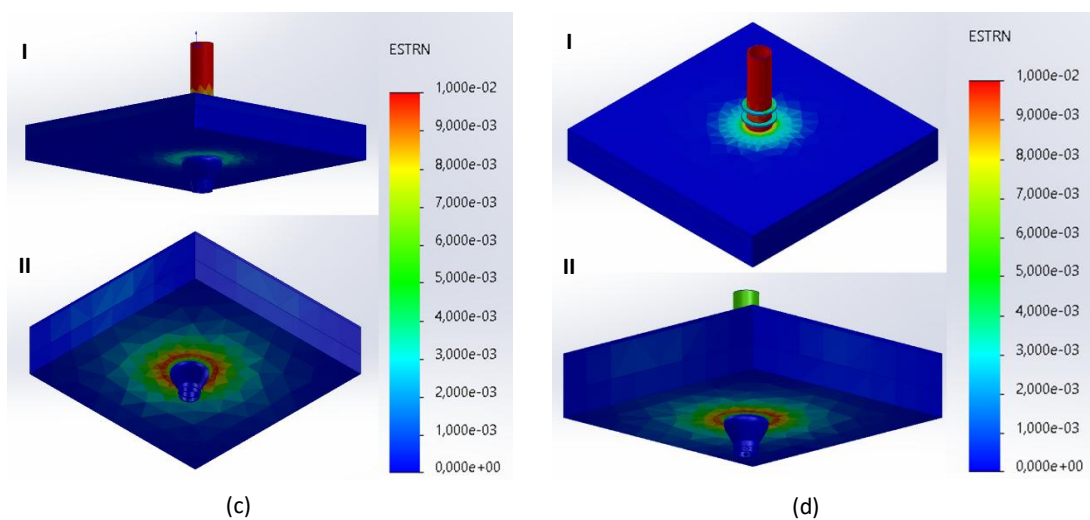


Figura 26 Mapa de cores das deformações resultantes das simulações:

(a) I – caso 1; (a) II – caso 2

(b) II – caso 3; (b) II – caso 4

(c) I – caso 5.1; (c) II – caso 6.1

(d) I – caso 5.2; (d) II – caso 6.2

Os valores máximos e mínimos recolhidos tanto das cânulas como dos tecidos estão representados nas Tabelas 14 e 15, respetivamente.

Tabela 14 Deformações máximas e mínimas recolhidas das cânulas nos diferentes casos de simulação

	ε Cânula (mm/mm)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	$1,47 \times 10^{-7}$	$1,99 \times 10^{-10}$
Caso 2	$4,19 \times 10^{-8}$	$5,3 \times 10^{-12}$
Caso 3	$4,54 \times 10^{-5}$	$3,13 \times 10^{-9}$
Caso 4	$4,23 \times 10^{-6}$	$1,21 \times 10^{-10}$
Caso 5.1	$3,06 \times 10^{-2}$	$3,33 \times 10^{-7}$
Caso 6.1	$1,6 \times 10^{-2}$	$3,75 \times 10^{-8}$
Caso 5.2	$3,84 \times 10^{-2}$	$3,24 \times 10^{-6}$
Caso 6.2	$1,57 \times 10^{-2}$	$3,28 \times 10^{-8}$

Tabela 15 Deformações máximas e mínimas recolhidas dos tecidos nos diferentes casos de simulação

	ϵ Tecido (mm/mm)	
	Máximo	Mínimo
Caso 1	$1,46 \times 10^{-4}$	$2,01 \times 10^{-8}$
Caso 2	$5,58 \times 10^{-5}$	$4,54 \times 10^{-9}$
Caso 3	$8,13 \times 10^{-2}$	$1,86 \times 10^{-7}$
Caso 4	$6,65 \times 10^{-2}$	$2,55 \times 10^{-7}$
Caso 5.1	$1,6 \times 10^{-1}$	$2,95 \times 10^{-7}$
Caso 6.1	$2,5 \times 10^{-1}$	$1,04 \times 10^{-6}$
Caso 5.2	$1,9 \times 10^{-1}$	$2,11 \times 10^{-7}$
Caso 6.2	$2,5 \times 10^{-1}$	$1,02 \times 10^{-6}$

Para os casos da cânula desenvolvida (5.2 e 6.1) foi ainda elaborado um gráfico do valor das deformações em função da posição dos nós nos tecidos, visível na Figura 27. Os nós considerados encontram-se alinhados ao longo do plano central do modelo, permitindo analisar a distribuição das tensões ao longo do tecido à medida que se aproxima e afasta da zona de contacto com a cânula.

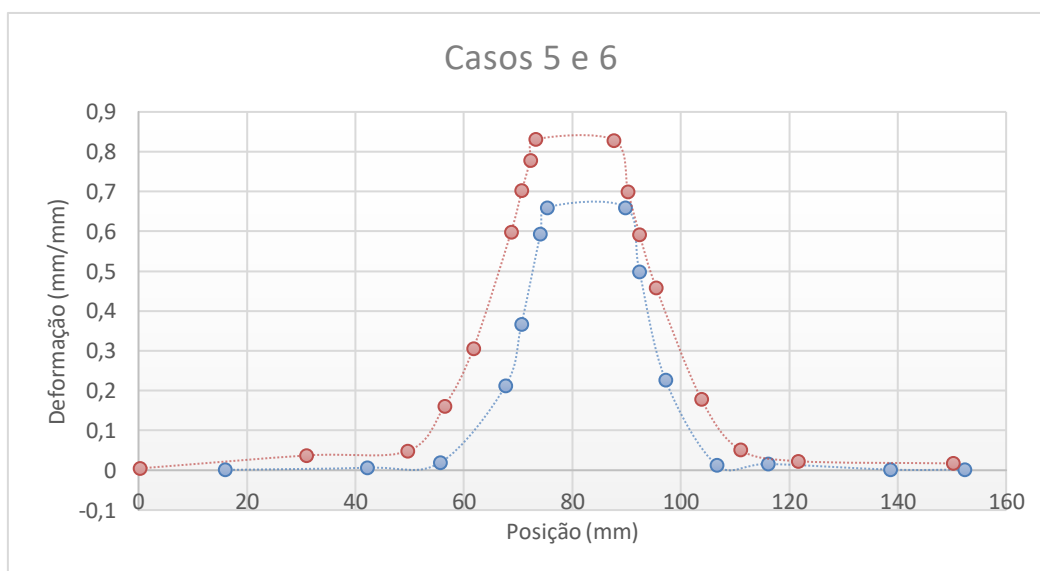


Figura 27 Gráfico dos valores das deformações em função da posição do nó no tecido para os casos 5 (azul) e 6 (laranja)

Na Figura 27 é possível analisar numericamente a distribuição das deformações nos tecidos dos casos 5 e 6 em função da sua distância à cânula. Observa-se que, da mesma forma que as tensões, à medida que nos aproximamos da superfície da cânula, os valores de tensão aumentam de forma linear até atingir o pico máximo (Tabela 15), na zona de contacto direto com a cânula. Mantém-se constante por uma extensão de 14 mm (espaço ocupado pela cânula) e volta a diminuir progressivamente à medida que se afasta.

A principal diferença observada reside no facto de estas serem superiores no modelo tecidual 2, enquanto nas tensões foram superiores no modelo 1. Este comportamento deve-se à maior área de contacto entre o tecido e a cânula do modelo 2, o que provoca uma maior distribuição das tensões. Além disso, possui menor rigidez global, resultante da combinação das camadas muscular e adiposa, o que permite uma maior deformabilidade do material sob a mesma carga aplicada

Outro aspeto relevante diz respeito à distribuição da deformação nos tecidos. No caso da cânula desenvolvida, o balão flexível localizado na região distal provoca uma área de influência maior e valores mais elevados de deformação (Figura 26 e Tabela 15). Este comportamento, contudo, não é necessariamente desfavorável, uma vez que uma distribuição mais uniforme da carga tende a reduzir as concentrações locais de tensão.

Da análise dos resultados, podem-se retirar duas conclusões principais. Em primeiro lugar, observa-se que os tecidos apresentam deformações significativamente superiores às das cânulas, o que se explica pelas suas propriedades mecânicas. Em segundo lugar, a cânula desenvolvida em LSR apresenta valores de deformação superiores aos observados nas cânulas de ABS, resultado que está em conformidade com o baixo módulo de Young do silicone, que lhe confere maior capacidade de deformação elástica.

4.4 Força de Retenção

Para a análise da força de retenção, foram recolhidos os valores da força de reação medida na face proximal do trocarte, local onde foi aplicado o deslocamento. Os dados obtidos foram exportados e utilizados para a construção dos gráficos da força de reação em função do deslocamento.

Para os casos 1 e 2, a métrica de interesse (força de retenção) corresponde ao pico máximo da força de reação registada. A partir desse ponto, observa-se uma descida acentuada da força, indicando o momento em que o trocarte inicia o desliz, ou seja, quando o atrito é ultrapassado. Assim, pela análise da Figura 28, podemos retirar que a força de retenção obtida para o caso 1 foi de $2,26 \times 10^{-3}$ N e para o caso 2 foi $4,42 \times 10^{-4}$ N.

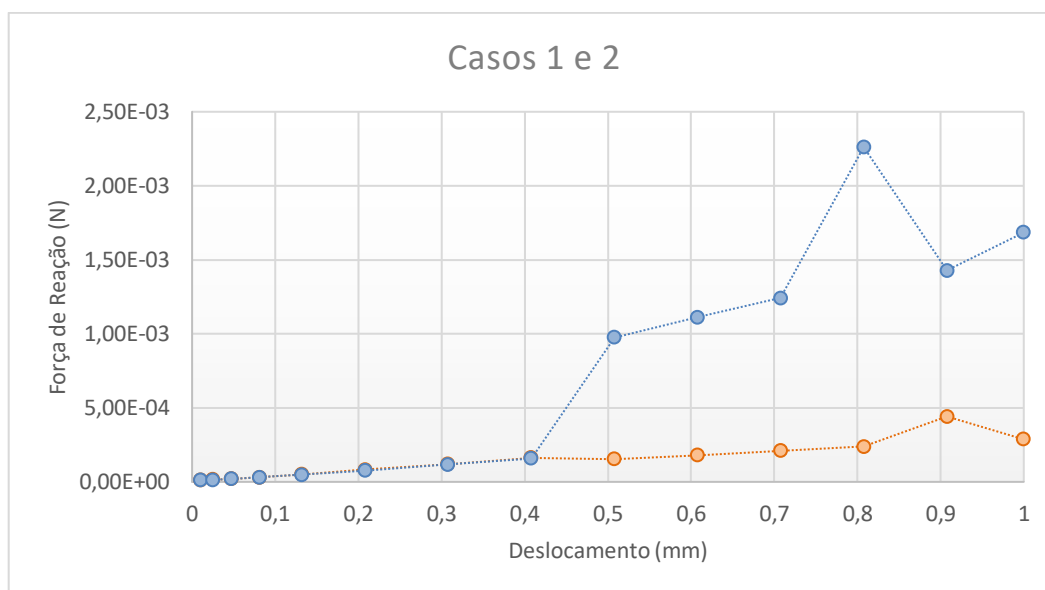


Figura 28 Gráfico da força de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 1 (azul) e 2 (laranja) - cânula lisa

Pela análise da Figura 29, nos casos 3 e 4, em que a simulação foi interrompida antes de atingir o deslocamento total, o valor máximo da força de reação registado até ao ponto de falha foi considerado representativo da força de retenção. Assim, o valor obtido para o caso 3 foi de 0,42 N e para o caso 4 foi $6,53 \times 10^{-2}$ N.

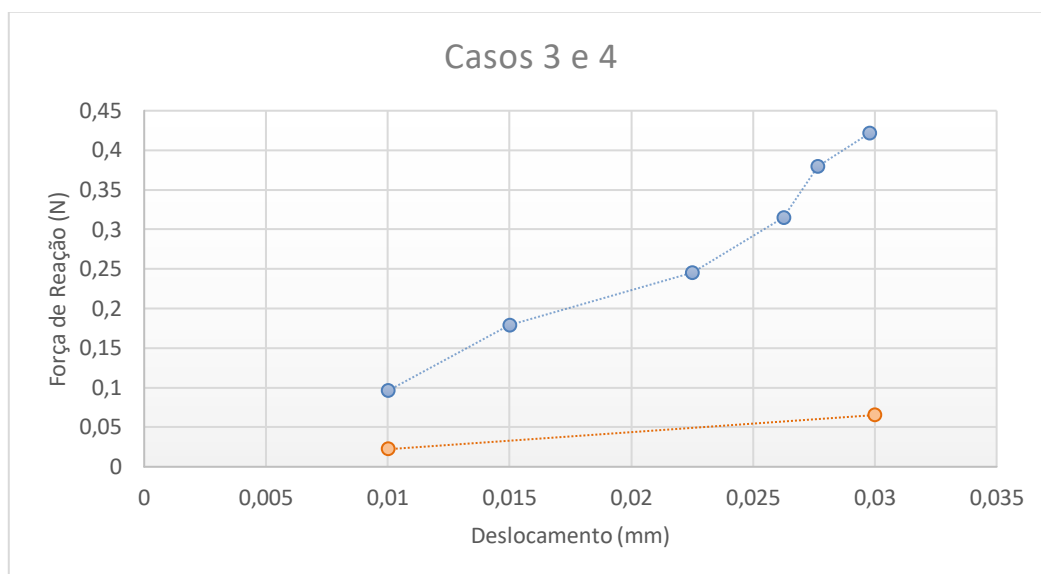


Figura 29 Gráfico da força de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 3 (azul) e 4 (laranja) - cânula rosqueada

Para a cânula desenvolvida, foram analisados os casos 5.2 (com deslocamento imposto de 2 mm) e 6.1, por representarem as condições mais relevantes para determinação da fora de retenção.

Seguindo a mesma lgica de interpretação dos casos anteriores, a fora de retenção para o caso 5 foi 3,10 N e para o caso 6 foi 1,03 N, conforme apresentado na Figura 30.

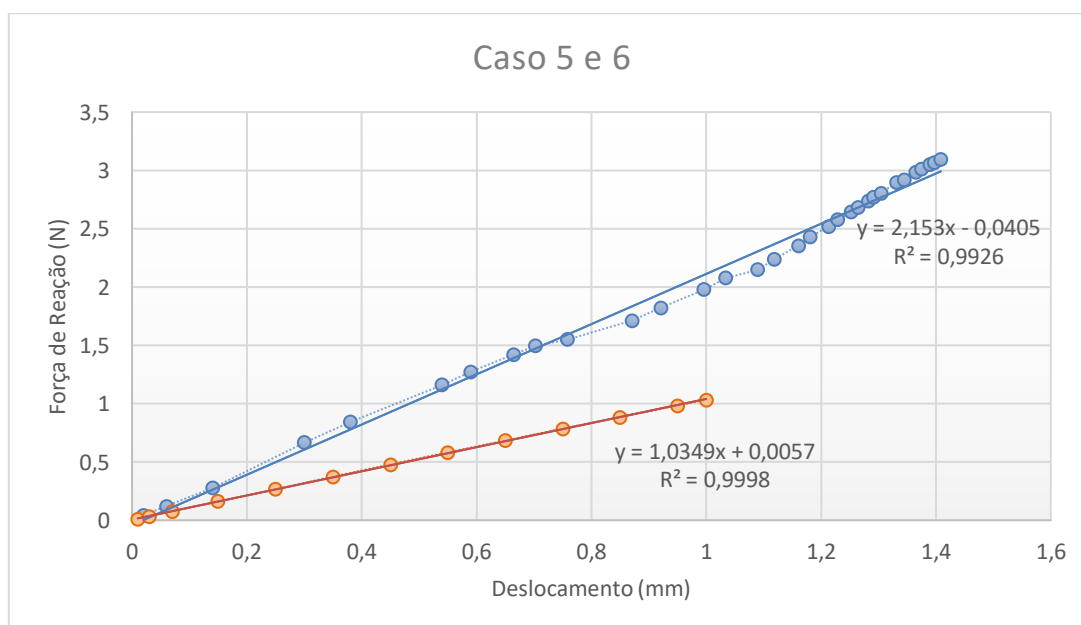


Figura 30 Gráfico da fora de reação aplicada na cânula em função do deslocamento imposto dos casos 5 (azul) e 6 (laranja) - cânula desenvolvida

As linhas de tendência da Figura 30 evidenciam uma relação aproximadamente linear entre a força e o deslocamento, o que é consistente com o comportamento elástico esperado. Os valores dos coeficientes de determinação (R^2) próximos de 1 confirmam a qualidade dos resultados obtidos.

Assim, o valor final das forças de retenção para cada caso está representado na Figura 31.

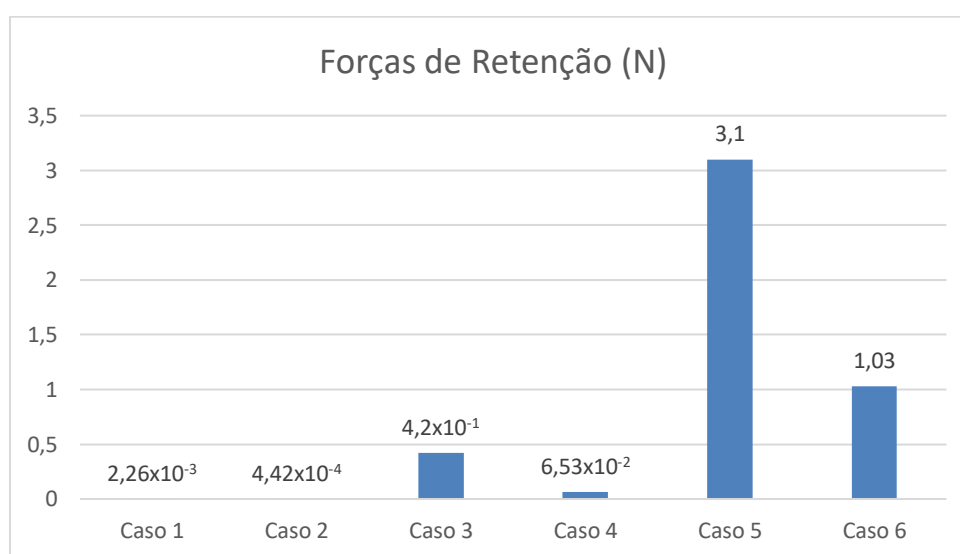


Figura 31 Gráfico de barras da força de retenção para cada caso de simulação

4.5 Conclusões

O presente trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento de uma cânula para trocartes cirúrgicos. Com auxílio do SolidWorks, projetou-se uma cânula inovadora com retenção automática flexível e definiu-se materiais, o que permitiu realizar um estudo da sua força de retenção e comportamento mecânico, através de simulações pelo método dos elementos finitos.

Os resultados mostraram que as cânulas lisas apresentam os valores de força de retenção mais baixos de todos os modelos testados, com $2,26 \times 10^{-3}$ N e $4,42 \times 10^{-4}$ N para os casos 1 e 2, respetivamente. Isto deve-se pelo facto da sua estabilidade na parede abdominal depender apenas do atrito.

De seguida temos a cânula de rosca que, apesar de ser mais eficiente, com $4,2 \times 10^{-1}$ N e $6,53 \times 10^{-2}$ N para os casos 3 e 4, respetivamente, continua a não apresentar uma força de

retenção ideal para o ambiente cirúrgico, uma vez que, por norma, são aplicadas forças entre $2,5 \times 10^{-1}$ e 8 N na remoção de instrumentos.

Por fim, a cânula desenvolvida, mostrou ser a cânula mais eficaz, capaz de suportar forças de 1,03 e 3 N, para os casos 5 e 6, respetivamente. Estes valores elevados de força de retenção são possíveis devido à combinação de diferentes fatores. Desde a incorporação do balão na zona distal à geometria dos discos, possível devido ao material com o qual a cânula foi definida. Além disso, demonstrou ser o modelo com maior área de contacto com os tecidos, apresentando assim uma zona de atrito mais extensa e, conseqüentemente, maior força de retenção.

As análises de tensão e deformação permitiram compreender o comportamento mecânico dos materiais e o modo como influenciam os tecidos. A cânula de rosca, ao atingir a convergência numérica tão cedo na simulação, revelou um comportamento potencialmente mais agressivo para o tecido. Por sua vez, a cânula desenvolvida, embora também apresente convergência, atingiu-a apenas sob forças mais elevadas. Além disso, os discos incorporados são capazes de se ajustar à cavidade mesmo após o limiar de retenção ser ultrapassado, beneficiando das características mecânicas do LSR, que conferem maior flexibilidade à cânula.

A variação da espessura da gordura e da rigidez muscular mostrou-se representativa do impacto clínico real, permitindo avaliar a variabilidade dos resultados em diferentes condições fisiológicas. Para o tecido mais tonificados e rígidos obteve-se sempre valores de retenção superiores, o que nos mostra que o comportamento do trocarte depende diretamente da resistência mecânica dos tecidos onde é inserido. Isto reforça a ideia de que estes valores não devem ser interpretados como absolutos, devido à diferente composição e tonicidade dos tecidos entre pacientes e até entre regiões anatómicas.

Os resultados obtidos reforçam a viabilidade do conceito de cânula flexível com retenção automática, que poderá contribuir para o desenvolvimento de trocartes mais estáveis durante as cirurgias laparoscópicas. Este modelo tem o potencial para reduzir tempos operatórios e diminuir o risco de potenciais lesões.

Ainda assim, a cânula apresenta algumas limitações, nomeadamente a ocupação de espaço interno útil devido ao balão e a maior complexidade e custo de fabrico. Ao ser concebido para

uso descartável, assume também os pontos positivos e negativos desse tipo de solução, como o custo acrescido para as instituições de saúde ao impacto ambiental.

Apesar dos resultados promissores, o estudo apresenta limitações associadas à simplificação do modelo de tecidos e à ausência de validação experimental. É importante salientar que as simulações por elementos finitos representam uma aproximação do comportamento real, sendo fortemente dependentes da qualidade da malha, das condições de contacto e das restrições impostas. Estudos futuros deverão incluir ensaios físicos de modo a reforçar a fiabilidade dos resultados e apoiar o desenvolvimento de um protótipo final com maior precisão e aplicabilidade clínica.

Este trabalho contribui para a compreensão do comportamento mecânico de cânulas flexíveis e consolidação de uma abordagem inovadora no *design* de trocartes. Oferece bases para futuras aplicações em dispositivos médicos minimamente invasivos e para o aperfeiçoamento de soluções seguras, eficientes e adaptadas às necessidades cirúrgicas modernas.

Referências

- [1] L. Capasso, *Principi di storia della patologia umana: corso di storia della medicina per gli studenti della Facoltà di medicina e chirurgia e della Facoltà di scienze infermieristiche*. Roma: SEU, 2002.
- [2] S. A. Antoniou, G. A. Antoniou, C. Koutras, e A. I. Antoniou, «Endoscopy and laparoscopy: a historical aspect of medical terminology», *Surg. Endosc.*, vol. 26, n.º 12, pp. 3650–3654, dez. 2012, doi: 10.1007/s00464-012-2389-y.
- [3] P. I. S.A, «endoscopia», *Dicionário Priberam da Língua Portuguesa*. Acedido: 2 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://dicionario.priberam.org/endoscopia>
- [4] C. F. la Chapelle, H. A. Swank, M. E. Wessels, B. W. J. Mol, S. M. Rubinstein, e F. W. Jansen, «Trocar types in laparoscopy - la Chapelle, CF - 2015 | Cochrane Library», Acedido: 18 de agosto de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD009814.pub2/full>
- [5] I. Alkatout et al., «The Development of Laparoscopy—A Historical Overview», *Front. Surg.*, vol. 8, dez. 2021, doi: 10.3389/fsurg.2021.799442.
- [6] P. A. P. Monteiro, «Laparoscopy Trocar», US2019247088A1, 15 de agosto de 2019
- [7] N. J. Buote, «Trocars and Cannulas», em *Small Animal Laparoscopy and Thoracoscopy*, John Wiley & Sons, Ltd, 2022, pp. 52–57. doi: 10.1002/9781119666912.ch4.2.
- [8] «Laparoscopic Surgery», MedPark Hospital. Acedido: 17 de agosto de 2025. [Online]. Disponível em: <http://www.medparkhospital.com/zh-CN/disease-and-treatment/laparoscopic-surgery>
- [9] «The Gallbladder - Biliary Tree - Gallstones - TeachMeAnatomy». Acedido: 26 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://teachmeanatomy.info/abdomen/viscera/gallbladder/>
- [10] G. P. Joshi, «Complications Of Laparoscopy», *Anesthesiol. Clin. N. Am.*, vol. 19, n.º 1, pp. 89–105, mar. 2001, doi: 10.1016/S0889-8537(05)70213-3.
- [11] A. Johnson, «Laparoscopic surgery», *The Lancet*, vol. 349, n.º 9052, pp. 631–635, mar. 1997, doi: 10.1016/S0140-6736(96)10032-5.
- [12] C. M. Townsend, R. D. Beauchamp, B. M. Evers, e K. L. Mattox, *Sabiston Textbook of Surgery: The Biological Basis of Modern Surgical Practice*. Elsevier Health Sciences, 2016.

- [13] J. M. Cepress, J. F. Cummings, C. D. Ricketts, J. W. Clymer, e G. A. Tommaselli, «Comparison of trocar performance in consideration of the COVID-19 pandemic», 2020.
- [14] D. L. Wadlund, «Laparoscopy: Risks, Benefits and Complications», *Nurs. Clin.*, vol. 41, n.º 2, pp. 219–229, jun. 2006, doi: 10.1016/j.cnur.2006.01.003.
- [15] «trocar, n. meanings, etymology and more | Oxford English Dictionary». Acedido: 30 de agosto de 2025. [Online]. Disponível em: https://www.oed.com/dictionary/trocar_n
- [16] P. O'Donovan, *Complications in Gynecological Surgery*. Springer Science & Business Media, 2008.
- [17] E. Samuels e O. O. Shakirat, «History of Minimal Access Surgery (MAS)», em *Gynaecological Endoscopic Surgery: Basic Concepts*, J. E. Okohue, J. I. Ikechebelu, B. Ola, E. Kalu, e O. Ibeanu, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2022, pp. 3–6. doi: 10.1007/978-3-030-86768-3_1.
- [18] G. S. Litynski, «Kurt Semm and the Fight against Skepticism: Endoscopic Hemostasis, Laparoscopic Appendectomy, and Semm's Impact on the "Laparoscopic Revolution"», *JLS*, vol. 2, n.º 3, pp. 309–313, 1998.
- [19] «Laparoscopic Trocars Provide Access Points for Surgery | Laparoscopic.MD». Acedido: 30 de agosto de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.laparoscopic.md/surgery/instruments/trocar>
- [20] M. Nano, V. Martino, M. Solej, A. Ferrarese, e A. Falcone, «A brief history of laparoscopy», *Il G. Chir. - J. Ital. Surg. Assoc.*, vol. 33, n.º 3, p. 53, mar. 2012.
- [21] J. Fuller, W. Scott, B. Ashar, e J. Corrado, «Laparoscopic trocar injuries: a report from a US Food and Drug Administration (FDA) Center for Devices and Radiological Health (CDRH) Systematic Technology Assessment of Medical Products (STAMP) Committee», *FDA Saf. Commun.*, 2003.
- [22] «Trocartes ENDOPATH XCEL® | Ethicon», J&J MedTech. Acedido: 27 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.jnjmedtech.com/pt-br/product/trocartes-endopath-xcel>
- [23] K. Modjarrad e S. Ebnesajjad, *Handbook of Polymer Applications in Medicine and Medical Devices*. Elsevier, 2013.
- [24] L. Boberg, J. Singh, A. Montgomery, e P. Bentzer, «Environmental impact of single-use, reusable, and mixed trocar systems used for laparoscopic cholecystectomies», *PLoS ONE*, vol. 17, n.º 7 July, 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0271601.

- [25] C. Russell, T. Hansen, e M. Paulsson, «Sterilisation Methods», em *Practical Pharmaceutics: An International Guideline for the Preparation, Care and Use of Medicinal Products*, Second Edition, P. Le Brun, S. Crauste-Manciet, I. Krämer, J. Smith, e H. Woerdenbag, Eds., Springer International Publishing, 2023, pp. 731–748. doi: 10.1007/978-3-031-20298-8_30.
- [26] P. Chauvet, A. Enguix, V. Sautou, e K. Slim, «A systematic review comparing the safety, cost and carbon footprint of disposable and reusable laparoscopic devices», *J. Visc. Surg.*, vol. 161, n.º 2, pp. 25–31, 2024, doi: 10.1016/j.jviscsurg.2023.10.006.
- [27] S. A. Antoniou, G. A. Antoniou, O. O. Koch, R. Pointner, e F. A. Granderath, «Blunt versus bladed trocars in laparoscopic surgery: a systematic review and meta-analysis of randomized trials», *Surg. Endosc.*, vol. 27, n.º 7, pp. 2312–2320, jul. 2013, doi: 10.1007/s00464-013-2793-y.
- [28] G. A. Vilos et al., «Laparoscopic Entry: A Review of Techniques, Technologies, and Complications», *J. Obstet. Gynaecol. Can.*, vol. 29, n.º 5, pp. 433–447, mai. 2007, doi: 10.1016/S1701-2163(16)35496-2.
- [29] P. K. Tulikangas, A. Nicklas, T. Falcone, e L. L. Price, «Anatomy of the left upper quadrant for cannula insertion», *J. Am. Assoc. Gynecol. Laparosc.*, vol. 7, n.º 2, pp. 211–214, mai. 2000, doi: 10.1016/S1074-3804(00)80042-0.
- [30] B. J. Leibl, K. Kraft, C. G. Schmedt, e R. Bittner, «Access techniques for endoscopic surgery - types of trocars, ports and cannulae - an overview», *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, vol. 10, n.º 1, pp. 5–10, jan. 2001, doi: 10.1080/13645700152598851.
- [31] Mettler, Schmidt, Frank, e Semm, «Optical trocar systems: laparoscopic entry and its complications (a study of cases in Germany)», *Gynaecol. Endosc.*, vol. 8, n.º 6, pp. 383–389, 1999, doi: 10.1046/j.1365-2508.1999.00322.x.
- [32] «Fornecedores, fabricantes de trocater sem lâmina descartável personalizado na China - Atacado direto da fábrica - BOER MEDICAL». Acedido: 27 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <http://pt.boermed.com/laparoscopic-instruments/laparoscopic-trocar/disposable-bladeless-trocar-5mm-for.html>
- [33] «Bem-vindo ao mundo da endoscopia | KARL STORZ Endoskope | Portugal». Acedido: 10 de outubro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.karlstorz.com/pt/pt/index.htm?target=>
- [34] «Trocates ENDOPATH XCEL® | Ethicon», J&J MedTech. Acedido: 28 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.jnjmedtech.com/pt-br/product/trocates-endopath-xcel>

- [35] A. Alazmani, R. Roshan, D. G. Jayne, A. Neville, e P. Culmer, «Friction characteristics of trocars in laparoscopic surgery», *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 229, n.º 4, pp. 271–279, abr. 2015, doi: 10.1177/0954411915576769.
- [36] A. Nevler, G. Har-Zahav, D. Rosin, e M. Gutman, «Safer trocar insertion for closed laparoscopic access: ex vivo assessment of an improved Veress needle», *Surg. Endosc.*, vol. 30, n.º 2, pp. 779–782, 2016, doi: 10.1007/s00464-015-4245-3.
- [37] W. P. Weston-Dawkes et al., «Design of Layer Jamming Liver Retractor for Surgical Access, Deployment, and Removal», *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, vol. 6, n.º 1, pp. 317–327, 2024, doi: 10.1109/TMRB.2024.3349611.
- [38] A. L. Chien et al., «Comparison of a Valveless Trocar System and Conventional Insufflation in Pediatric Urologic Surgery», *J. Endourol.*, vol. 38, n.º 1, pp. 47–52, 2024, doi: 10.1089/end.2023.0181.
- [39] A. A. Vorobyev, P. E. Kraynukov, A. V. Kalashnikov, D. S. Salimov, e I. V. Glushkov, «Traditional and new methods in the drainage of the pleural cavity (analytical review)», *Russ. J. Oper. Surg. Clin. Anat.*, vol. 5, n.º 2, pp. 58–66, 2021, doi: 10.17116/operhirurg2021502158.
- [40] J.-L. Cardin e H. Johanet, «Intraoperative events and their outcome: Data from 4007 laparoscopic interventions by the French “Club Cœlio”», *J. Visc. Surg.*, vol. 148, n.º 4, pp. e299–e310, set. 2011, doi: 10.1016/j.jviscsurg.2011.07.008.
- [41] G. Champault, F. Cazacu, e N. Taffinder, «Serious Trocar Accidents in Laparoscopic Surgery: A French Survey of 103,852 Operations», *Surg. Laparosc. Endosc. Percutan. Tech.*, vol. 6, n.º 5, p. 367, out. 1996.
- [42] B. J. LEIBL, C.-G. SCHMEDT, J. SCHWARZ, K. KRAFT, e R. BITTNER, «Laparoscopic Surgery Complications Associated with Trocar Tip Design: Review of Literature and Own Results», *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech.*, vol. 9, n.º 2, pp. 135–140, abr. 1999, doi: 10.1089/lap.1999.9.135.
- [43] J. Mayol, J. Garcia-Aguilar, E. Ortiz-Oshiro, J. A. De-Diego Carmona, e J. A. Fernandez-Represa, «Risks of the Minimal Access Approach for Laparoscopic Surgery: Multivariate Analysis of Morbidity Related to Umbilical Trocar Insertion», *World J. Surg.*, vol. 21, n.º 5, pp. 529–533, 1997, doi: 10.1007/PL00012281.
- [44] V. Vrentas, A. Herrmann, C. Cezar, G. Tchartchian, P. Diesfeld, e R. L. De Wilde, «Reducing trocar movement in operative laparoscopy through use of a fixator», *J. Minim. Invasive Gynecol.*, vol. 20, n.º 6, pp. 842–847, 2013, doi: 10.1016/j.jmig.2013.05.010.

- [45] F. W. Jansen, K. Kapiteyn, T. Trimbo-Kemper, J. Hermans, e J. B. Trimbo, «Complications of laparoscopy: a prospective multicentre observational study», *BJOG Int. J. Obstet. Gynaecol.*, vol. 104, n.º 5, pp. 595–600, 1997, doi: 10.1111/j.1471-0528.1997.tb11539.x.
- [46] V. Vrentas, A. Herrmann, C. Cezar, G. Tchartchian, P. Diesfeld, e R. L. De Wilde, «Reducing trocar movement in operative laparoscopy through use of a fixator», *J. Minim. Invasive Gynecol.*, vol. 20, n.º 6, pp. 842–847, 2013, doi: 10.1016/j.jmig.2013.05.010.
- [47] T. R. Tams e C. A. Rawlings, *Small Animal Endoscopy*. Elsevier Health Sciences, 2010.
- [48] T. C. McCarthy, «Instrumentation for Endoscopy», em *Veterinary Endoscopy for the Small Animal Practitioner*, John Wiley & Sons, Ltd, 2021, pp. 9–26. doi: 10.1002/9781119155904.ch2.
- [49] N. M. A. Bax e D. C. Van Der Zee, «Trocar fixation during endoscopic surgery in infants and children», *Surg. Endosc.*, vol. 12, n.º 2, pp. 181–182, 1998, doi: 10.1007/s004649900626.
- [50] M. L. Metzelder e B. M. Ure, «Fascial Fixation of Sleeved Trocar Prevents Trocar Dislocation and Allows Adjustment in Pediatric Laparoscopy», *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech.*, vol. 17, n.º 2, pp. 276–276, abr. 2007, doi: 10.1089/lap.2006.0148.
- [51] G. Tchartchian, J. Dietzel, M. W. Surrey, R. L. DeWilde, e B. Bojahr, «Saving Time During Laparoscopy Using a New, Wall Anchoring Trocar Device», *JLS*, vol. 14, n.º 2, pp. 196–199, 2010, doi: 10.4293/108680810X12785289144034.
- [52] G. S. OSHINSKY e A. D. SMITH, «Laparoscopic Needles and Trocars: An Overview of Designs and Complications», *J. Laparoendosc. Surg.*, vol. 2, n.º 2, pp. 117–125, abr. 1992, doi: 10.1089/lps.1992.2.117.
- [53] J. Fuller, B. S. Ashar, e J. Carey-Corrado, «Trocar-associated injuries and fatalities: An analysis of 1399 reports to the FDA», *J. Minim. Invasive Gynecol.*, vol. 12, n.º 4, pp. 302–307, ago. 2005, doi: 10.1016/j.jmig.2005.05.008.
- [54] «Kit de trocares», <https://innovamed.pro>. Acedido: 6 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://innovamed.pro/product/kit-de-trocares/>
- [55] «Disposable Bladeless Laparoscopic Trocar Cannula Kits». Acedido: 6 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://weiyuanmedical.com/products/disposable-bladeless-laparoscopic-trocar-cannula>
- [56] «TCCA5M - Laparoscopic trocar by Bluesail Surgical | MedicalExpo». Acedido: 10 de outubro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.medicaexpo.com/prod/bluesail-surgical/product-70002-1019702.html>

- [57] J. A. Greenberg, «Kii® Advanced Fixation Access System», *Rev. Obstet. Gynecol.*, vol. 2, n.º 4, pp. 249–250, 2009.
- [58] «Kii Advanced Fixation Sleeve», Applied Medical. Acedido: 30 de agosto de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.appliedmedical.com/Products/Kii/AdvancedFixation>
- [59] J. J. Albrecht, K. K. Dang, e K. Pravongviengkham, «Balloon trocar advanced fixation», US20090221960A1, 3 de setembro de 2009 Acedido: 10 de outubro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://patents.google.com/patent/US20090221960A1/en>
- [60] E. Akin, E. Bas, N. Firat, K. Ozdemir, R. Capoglu, e F. Altintoprak, «Comparison of Balloon Trocar versus Telescopic Dissection Method for TEP Inguinal Hernia Repair», *J. Coll. Physicians Surg.--Pak. JCPSP*, vol. 31, n.º 6, pp. 623–626, jun. 2021, doi: 10.29271/jcpsp.2021.06.623.
- [61] G. Kreuz e H. Koch, «Trocar Device and Use Thereof», US2015297260A1, 22 de outubro de 2015
- [62] O. Olabisi e K. Adewale, *Handbook of Thermoplastics*. CRC Press, 2016.
- [63] B. D. Harris, S. Nilsson, e C. M. Poole, «A feasibility study for using ABS plastic and a low-cost 3D printer for patient-specific brachytherapy mould design», *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 38, n.º 3, pp. 399–412, set. 2015, doi: 10.1007/s13246-015-0356-3.
- [64] M. A. Nikousaleh, R.-U. Giesen, H.-P. Heim, e M. Hartung, «MC-Injection Molding with Liquid Silicone Rubber (LSR) and Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) for Medical Technology», *Polymers*, vol. 15, n.º 19, p. 3972, jan. 2023, doi: 10.3390/polym15193972.
- [65] S.-F. Cheng, M.-L. Chen, P.-C. Hung, C.-J. Chen, e I.-F. Mao, «Olfactory loss in poly (acrylonitrile-butadiene-styrene) plastic injection-moulding workers», *Occup. Med.*, vol. 54, n.º 7, pp. 469–474, out. 2004, doi: 10.1093/occmed/kqh101.
- [66] «Online Materials Information Resource - MatWeb». Acedido: 21 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.matweb.com/index.aspx>
- [67] M. Bont, C. Barry, e S. Johnston, «A review of liquid silicone rubber injection molding: Process variables and process modeling», *Polym. Eng. Sci.*, vol. 61, n.º 2, pp. 331–347, 2021, doi: 10.1002/pen.25618.
- [68] A. Islam, H. N. Hansen, P. T. Tang, e J. Sun, «Process chains for the manufacturing of molded interconnect devices», *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 42, n.º 9, pp. 831–841, jun. 2009, doi: 10.1007/s00170-008-1660-9.

- [69] G. J. Bex, A. Van Bael, J. De Keyzer, e F. Desplentere, «Development of 2K injection moulding products and processes of rubbers with thermoplastics», 2019, Acedido: 13 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://lirias.kuleuven.be/retrieve/533519>
- [70] K. Amellal, C. Tzoganakis, A. Penlidis, e G. L. Rempel, «Injection molding of medical plastics: A review», *Adv. Polym. Technol.*, vol. 13, n.º 4, pp. 315–322, 1994, doi: 10.1002/adv.1994.060130407.
- [71] S. Xiang, «O que é sobremoldagem e moldagem por injeção 2k?» Acedido: 27 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://hitopindustrial.com/pt/sobre-moldagem-e-moldagem-por-injecao-2k/>
- [72] «Silicone LSR: Propriedades, aplicações e inovações». Acedido: 19 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.kinsoe.com/pt/lsr-silicone-guide/>
- [73] «Bancos de dados de material - 2024 - Novidades do SOLIDWORKS». Acedido: 21 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: https://help.solidworks.com/2024/Portuguese-brazilian/WhatsNew/c_wn_2024_plastics_material_updates.htm
- [74] «Properties: Silicone Rubber», AZoM. Acedido: 19 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=920>
- [75] «Liveo™ BioMedical Grade LSR 7-4860». Acedido: 21 de setembro de 2025. [Online]. Disponível em: https://dupont.materialdatacenter.com/products/datasheet/SI/Liveo%E2%84%A2%20BioMedical%20Grade%20LSR%207-4860?utm_source=chatgpt.com
- [76] J. Middleton, G. Pande, e M. L. Jones, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2*. CRC Press, 2020.
- [77] K. Kriener et al., «Mechanical Characterization of the Human Abdominal Wall Using Uniaxial Tensile Testing», *Bioengineering*, vol. 10, n.º 10, p. 1213, out. 2023, doi: 10.3390/bioengineering10101213.
- [78] «Mechanical Behavior of Subcutaneous and Visceral Abdominal Adipose Tissue in Patients with Obesity». Acedido: 10 de outubro de 2025. [Online]. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2227-9717/10/9/1798>
- [79] C. Song, A. Alijani, T. Frank, G. B. Hanna, e A. Cuschieri, «Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery», *Surg. Endosc. Interv. Tech.*, vol. 20, n.º 6, pp. 987–990, jun. 2006, doi: 10.1007/s00464-005-0676-6.

- [80] Y. Wang, M. Tian, R. Guo, F. Du, L. Qiu, e Y. Tang, «Quantification of normal skin thickness using very high-frequency ultrasound: a clinical study in Chinese adults», *Quant. Imaging Med. Surg.*, vol. 15, n.° 6, pp. 5218–5231, jun. 2025, doi: 10.21037/qims-2024-2637.
- [81] H. Joodaki e M. B. Panzer, «Skin mechanical properties and modeling: A review», *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 232, n.° 4, pp. 323–343, abr. 2018, doi: 10.1177/0954411918759801.
- [82] Ş. Ş. Torgutalp e F. Korkusuz, «ABDOMINAL SUBCUTANEOUS FAT THICKNESS MEASURED BY ULTRASOUND AS A PREDICTOR OF TOTAL FAT MASS IN YOUNG- AND MIDDLE-AGED ADULTS», *Acta Endocrinol. Buchar.*, vol. 18, n.° 1, pp. 58–63, 2022, doi: 10.4183/aeb.2022.58.
- [83] K. Comley e N. A. Fleck, «A micromechanical model for the Young’s modulus of adipose tissue», *Int. J. Solids Struct.*, vol. 47, n.° 21, pp. 2982–2990, out. 2010, doi: 10.1016/j.ijsolstr.2010.07.001.
- [84] B. I. Binder-Markey, D. Sychowski, e R. L. Lieber, «Systematic Review of Skeletal Muscle Passive Mechanics Experimental Methodology», *J. Biomech.*, vol. 129, p. 110839, dez. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110839.
- [85] Y. N. Feng, Y. P. Li, C. L. Liu, e Z. J. Zhang, «Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO», *Sci. Rep.*, vol. 8, n.° 1, p. 17064, nov. 2018, doi: 10.1038/s41598-018-34719-7.
- [86] G. Dhatt, E. Lefrançois, e G. Touzot, *Finite Element Method*. John Wiley & Sons, 2012.
- [87] M. Zhang e A. F. T. Mak, «In vivo friction properties of human skin», *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 23, n.° 2, pp. 135–141, ago. 1999, doi: 10.3109/03093649909071625.
- [88] C. Koplín, D. F. Weißer, A. Fromm, e M. H. Deckert, «Stiction and Friction of Nano- and Microtextured Liquid Silicon Rubber Surface Formed by Injection Molding», *Appl. Mech.*, vol. 3, n.° 4, pp. 1270–1287, 2022, doi: 10.3390/applmech3040073.