



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica Industrial e  
Computadores

MSMA - Microsensores e Microatuadores

---

## Ball Check Valve

---

*Autor:*

João Sousa A82273

Leonardo Sá A81330

*Professor:*

Luís Gonçalves

Susana Catarino

FEBRUARY 2, 2021

# Índice

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Varizes</b>	<b>2</b>
2.1	O que são e como se formam ? . . . . .	2
2.2	Os problemas que podem causar? . . . . .	3
2.3	Métodos de tratamento . . . . .	3
<b>3</b>	<b>Requisitos e especificações do sistema</b>	<b>4</b>
3.1	Tipos de Válvulas . . . . .	4
3.2	Válvula Escolhida . . . . .	4
3.3	Dimensionamento da válvula . . . . .	5
3.4	Pressão de operação da Válvula . . . . .	5
3.5	Material utilizado na aplicação . . . . .	6
<b>4</b>	<b>Desenho da simulação</b>	<b>7</b>
4.1	Funcionamento do sistema . . . . .	7
4.2	Geometria do sistema . . . . .	7
4.3	Parâmetros do sistema . . . . .	8
4.4	Materiais . . . . .	9
4.5	Definições . . . . .	10
4.6	Físicas . . . . .	12
<b>5</b>	<b>Simulação e Resultados Obtidos</b>	<b>15</b>
5.1	Procedimentos Técnicos . . . . .	15
5.2	Resultados obtidos . . . . .	15
5.2.1	Estudo de movimento descendente do fluido . . . . .	16
5.2.2	Estudo de movimento ascendente do fluido . . . . .	18
5.2.3	Relação da constante de elasticidade com a constante de damping . . . . .	19
5.2.4	Estudo do comportamento isolante . . . . .	20
5.3	Resultados final em 3D . . . . .	21
<b>6</b>	<b>Conclusão e perspectivas de trabalho futuras</b>	<b>22</b>

## List of Figures

1	Icon de ferramenta COMSOL. . . . .	1
2	Comparação entre perna sem e com variz. . . . .	2
3	Dimensões típicas dos vasos sanguíneos. . . . .	5
4	Valores de Pressão Arterial. . . . .	6
5	Valor de pressão utilizado. . . . .	6
6	Geometria Implementada. . . . .	7
7	Exemplo em 3D da válvula final pretendida. . . . .	8
8	Parâmetros do sistema. . . . .	8
9	Materiais usados para fase de testes. . . . .	9
10	Características do sangue . . . . .	9
11	Materiais usados no protótipo final. . . . .	10
12	Definições utilizadas para a fase de testes e primeiras simulações. . . . .	10
13	Demonstração de funcionalidade do contact pair. . . . .	11
14	Demonstração gráfica do percurso de simulação do fluido. . . . .	11
15	Demonstração da região de passagem de fluido. . . . .	12
16	Demonstração da selecção rígida da válvula. . . . .	13
17	Características da mola. . . . .	13
18	Física Movinh Mesh. . . . .	14
19	Características e regiões pertencentes à multiphysics. . . . .	14
20	Estudo Implementado. . . . .	15
21	Resultados analisados. . . . .	16
22	Resultados tirados em instantes diferentes da simulação:a) a 0.6s ; b) a 1.69s e c) a 1.74s. 16	
23	Resultados tirados em instantes diferentes da simulação:a) a 1.85s ; b) a 1.9s e c) a 2.26s. 17	
24	Características da mola sem colisões activas. . . . .	17
25	Superfície de intercepção entre as duas bondaries. . . . .	18
26	Movimento ascendente da esfera. . . . .	19
27	Gráfico de relação de constante de hooke com constante de amortecimento. . . . .	20
28	Visualização da resposta do sistema em modelo 3D. . . . .	21

# 1 Introdução

Com este trabalho é pretendido familiarizar os alunos com a ferramenta COMSOL, a fim de simularmos projectos, dispositivos e processos em todos os campos da engenharia, fabricação e pesquisa científica.

O COMSOL Multiphysics é uma plataforma de simulação que engloba todas as etapas do fluxo de trabalho de modelagem, desde a definição de geometrias, propriedades de materiais, físicas até fenómenos específicos, dando-nos a solução e pós-processamento dos modelos. Com ele torna-se possível a recolha de resultados precisos e confiáveis.

Foi-nos então proposto um conjunto de temas para o projecto de microsensores e microatuadores e no seguinte relatório descreveremos qual e como foi desenvolvido o tema escolhido. Sendo que o tema escolhido foi " Microvalve for fluid transport ".



Figure 1: Icon de ferramenta COMSOL.

## 2 Varizes

Estima-se que cerca de 40% das mulheres e 25% dos homens em Portugal são afectadas por um problema comum, as varizes. As varizes que apesar de tudo são amplamente vistas pelos médicos como um problema sem grande importância e merecedoras de baixa prioridade para o tratamento. Contudo estas provocam um grande transtorno, preocupação e incomodo aos que por elas são afectados podendo além disso evoluir para algo mais grave.

### 2.1 O que são e como se formam ?

As varizes são consideradas como veias tortuosas, ampliadas nos tecidos subcutâneos das pernas, no qual são facilmente visíveis.

Estas formam-se no segundo semi-ciclo circulatório devido à dilatação das veias e consequente falha da actuação das válvulas nelas existentes, isto é, devido à incapacidade de levar o sangue de volta ao coração. Como já referenciado anteriormente as válvulas deixam de estar no seu melhor estado de funcionamento, permitindo dessa forma o refluxo do sangue.

Com isto, o que acontece é que as veias dilatam até 3mm, sendo desde aí designadas de "varizes".



Figure 2: Comparação entre perna sem e com variz.

Com a imagem acima, é possível observar-se o impacto que as válvulas têm na protecção contra o refluxo da corrente sanguínea e consequentemente na resistência que proporcionam contra o aparecimento das varizes.

## 2.2 Os problemas que podem causar?

Os doentes podem ter um ou mais dos **sintomas** abaixo indicados:

- Dor;
- Cãibras;
- Sensação de peso;
- Cansaço;
- Sensação de formigueiro;
- Inchaço;

Alguns destes sintomas podem evoluir para complicações mais graves, tais como:

- Inflamação (flebite);
- Formação de trombos (trombose venosa profunda);
- Úlceras de perna;
- Hemorragia.

## 2.3 Métodos de tratamento

Uma das muitas perguntas que todas as pessoas com esta doença colocam é: "Quais são os métodos de tratamento?". Pois bem, na actualidade existem dois métodos de tratamento, o médico e o cirúrgico. [1]

No que se remete ao tratamento médico, podemos referenciar que apenas indica o uso diário de meias elásticas e medicamentos (flebotónicos). Já no caso do tratamento cirúrgico, possuímos **cirurgia clássica**, com laqueação e excisão (*stripping*) das veias safenas, e um tratamento minimamente invasivo por **ablação endovenosa**, utilizando energia de radiofrequência ou de laser.

No caso da ablação endovenosa, o acesso é feito através da pele, usando a ecografia para visualizar a veia doente (com refluxo) e inserir nela uma fibra de laser ou um cateter, com um eléctrodo de radiofrequência.

Isto permite aplicar a energia respetiva e levar ao colapso/oclusão da variz, sendo esta, posteriormente, absorvida.

Este procedimento é habitualmente realizado sob anestesia local e em regime de ambulatório, pois é apenas necessária uma incisão milimétrica na pele que não requer sutura.

Apresentadas todas estas soluções, podemos concluir que todas elas usam químicos ou métodos invasivos, o que é algo que toda a população pode evitar. Como? Recorrendo às micro válvulas artificiais por nós apresentadas. Estas propõem uma solução o mais próxima possível a um nível biologicamente plausível.

### 3 Requisitos e especificações do sistema

Microválvulas formam a base de muitos sistemas microfluídicos diferentes, sendo responsáveis por controlar o roteamento, o tempo e a separação de fluidos num dispositivo. Dessa forma são componentes cruciais em projetos com funcionalidade complexa.

#### 3.1 Tipos de Válvulas

As válvulas podem atuar de diferentes maneiras, mecanicamente, pneumáticamente, eletrocineticamente, por mudanças de fase ou até mesmo por introdução de forças externas. Contendo desta forma as seguintes designações:

- Eletrokinetic - Válvulas que actuam sobre fluidos que estão em *Continuous Flow* e que permitem o controlo de direcção do fluxo no canal, isto é, para onde se irá dirigir o fluido ;
- Pneumático - Válvula que controla o fluido a partir de uma membrana, em que uma pressão pneumática é aplicada sobre essa mesma membrana através de um canal dedicado;
- Pinch - Válvula que controla o fluxo de um fluido através da deformação de materiais devido a uma força mecânica;
- Phase Change - Válvula que controla o fluxo de um fluido através da mudança de fase do material da válvula, isto é, dependendo de diferentes materiais;
- Burst - Válvulas do estilo *single-use*, em que é usada quando a resistência ao fluxo é superada, deixando depois de funcionar; [2]

#### 3.2 Válvula Escolhida

Apresentados os tipos de válvulas concluímos que, com base na aplicação apresentada o tipo de válvula escolhida foi uma válvula do tipo *Pinch*. Tal como referido anteriormente, esta válvula actua segundo a aplicação de uma força mecânica, sendo que no nosso caso, esta força será a pressão que o sangue proporcionará sobre as paredes da válvula.

### 3.3 Dimensionamento da válvula

Nesta secção é possível observar que, de acordo com a figura 3, uma veia possui 5mm de diâmetro com paredes de 0.5mm, o que quer dizer que a região onde o sangue passará terá no máximo 4mm de diâmetro.

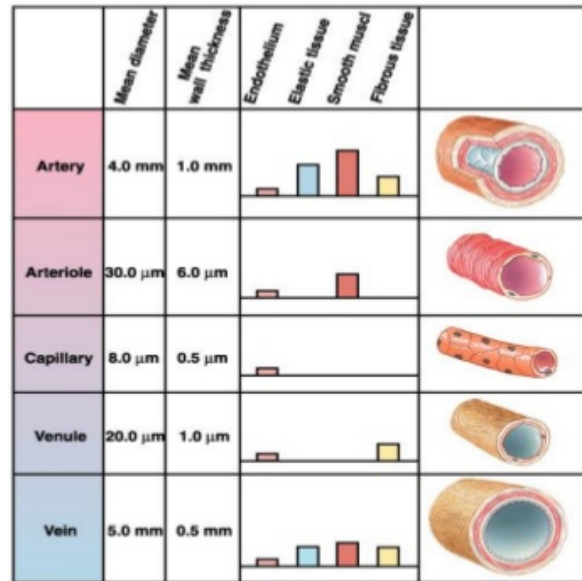


Figure 3: Dimensões típicas dos vasos sanguíneos.

Posto isto, é possível já tirar algumas medidas para a nossa válvula *Pinch*, sendo que pretendemos ser biologicamente coerentes.

### 3.4 Pressão de operação da Válvula

A pressão para abertura da válvula e consequente passagem de fluido surge como um dos requisitos de funcionamento para uma correta implementação e construção da válvula. Tendo em vista o uso que se pretende dar à válvula podemos concluir que a pressão a que esta vai ter de funcionar está directamente relacionada com a pressão sanguínea.



Desta forma a pressão mínima considerada para abertura da válvula será de 60 mmHg (7999.344 Pa) visto que o valor médio de pressão arterial mínima anda em torno dos 82 mmHg, isto considerando o espectro de idades da imagem apresentada a seguir. Como o valor de abertura é mais baixo, a válvula irá abrir sem muitos problemas, visto que o valor da pressão arterial é maior.

Age Group	Female	Male
15 to 18	117/77 mmHg	120/85 mmHg
19 to 24	120/79 mmHg	120/79 mmHg
25 to 29	120/80 mmHg	121/80 mmHg
30 to 35	122/81 mmHg	123/82 mmHg
36 to 39	123/82 mmHg	124/83 mmHg
40 to 45	124/83 mmHg	125/83 mmHg
46 to 50	126/84 mmHg	127/84 mmHg
51 to 55	129/85 mmHg	128/85 mmHg
56 to 60	130/86 mmHg	131/87 mmHg
60 and above	134/87 mmHg	135/88 mmHg

Figure 4: Valores de Pressão Arterial.

Start	End	Function
-1	0.5	0
0.5	5	8000
5	10	0

Figure 5: Valor de pressão utilizado.

### 3.5 Material utilizado na aplicação

Mediante a aceitação de materiais por parte do corpo humano, é de se concluir que o material a ser usado não pode ser rejeitado pelo organismo em que será usado, daí termos que ter esse parâmetro em consideração.

Outro parâmetro que teremos de ter em atenção é a sua flexibilidade, visto que parte dele tem de ser mecanicamente resistente à deformação que a pressão do sangue irá exercer.

Posto isto, tendo como fluido o sangue e após um estudo aprofundado sobre diversos materiais, foi escolhido para as partes que exigem flexibilidade o policarbonato-uretano (PCU) [3], sendo que para as partes mais rígidas, como as paredes da válvula e a esfera, foi escolhido o polimetacrilato de metilo (PMMA).

## 4 Desenho da simulação

### 4.1 Funcionamento do sistema

Agora que já demos a conhecer a aplicação onde o nosso sistema se inserirá, passamos a explicar o seu funcionamento.

A válvula terá de funcionar com o mesmo intuito das válvulas das nossas veias, terá de permitir a passagem de fluido num sentido ascendente e impedir a passagem de fluido num sentido descendente, só desta forma impedirá o surgimento de varizes.

O design da nossa válvula terá influência no seu funcionamento, por isso teremos de ter em mente todas as suas características, tal como os seus **Materiais**, as **Condições de fronteira**, as suas **Físicas** e as suas **Definições**.

### 4.2 Geometria do sistema

Numa primeira fase de implementação, começou-se por montar o esquemático da válvula recorrendo a um modelo 2D Axisymmetric, adoptando dessa forma uma estratégia de implementação gradual, isto é, começando por um modelo mais simples e depois de validado, avançar para o próximo modelo. Uma vez definidas também as especificações e requisitos, apresentados no tópico anterior, procedemos à implementação na ferramenta COMSOL da primeira aproximação do dispositivo pretendido.

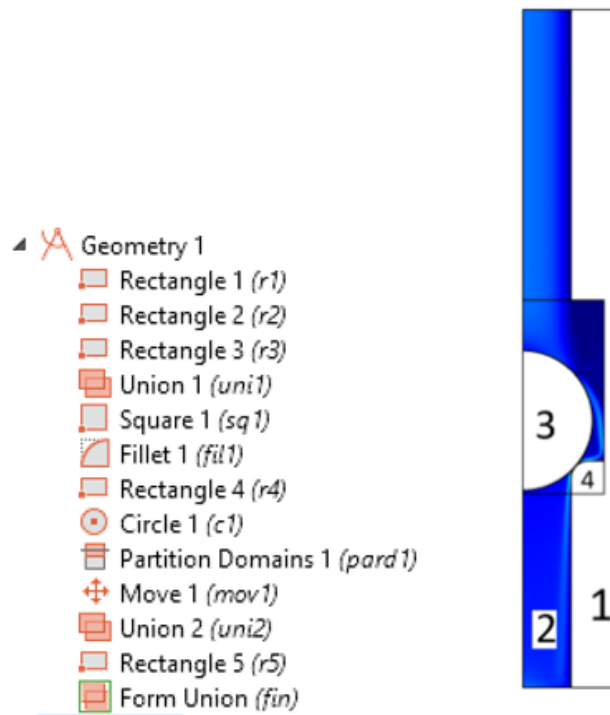


Figure 6: Geometria Implementada.

Nesta implementação conseguimos também averiguar qual será a montagem final, visualizada de uma forma 3D.

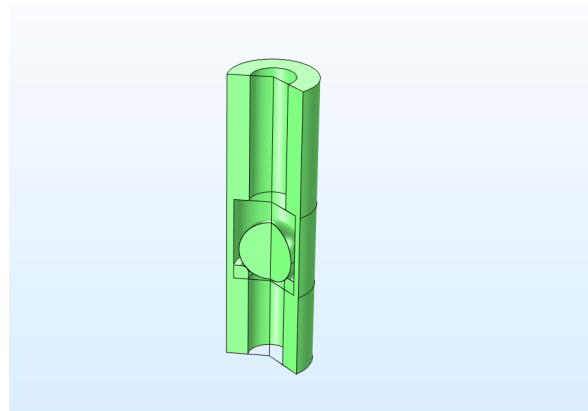


Figure 7: Exemplo em 3D da válvula final pretendida.

Analisando a geometria apresentada nas imagens acima, verificamos que esta é formada por quatro partes com funções distintas.

Comecemos então de fora para dentro, podemos ver que na região assinalada com o número 1 temos a representação das paredes da válvula. Passando para a região com uma coloração azul (número 2) temos a área que o fluido tem para poder circular, será o canal de fluxo do fluido. Dentro dessa área podemos observar a existência de um retângulo maior onde temos um semi-circulo, este semi-circulo no modelo 3D irá ser uma esfera (número 3, a esfera é visível na figura 7) que conforme o seu deslocamento irá deixar passar ou não fluido. Por último vemos também em secção (número 4) um aro onde a esfera irá pousar e impedir o fluxo de fluido quando este tentar correr no sentido oposto ao desejado.

### 4.3 Parâmetros do sistema

De uma maneira a facilitar o desenho do sistema são definidos alguns parâmetros do sistema antes do seu próprio uso.

Parameters			
Parameters			
Name	Expression	Value	Description
r1	2.5[mm]	0.0025 m	Inner radius
r2	4.2[mm]	0.0042 m	Ball chamber inner radius
r3	3.6[mm]	0.0036 m	Ball radius
r4	5[mm]	0.005 m	Outer radius
l	10[mm]	0.01 m	Ball chamber length
p0	25[mbar]	2500 Pa	Maximum inlet pressure
k0	2[N/m]	2 N/m	Spring constant
l0	5[mm]	0.005 m	Spring predeformation
offset	5[um]	5E-6 m	Contact offset

Figure 8: Parâmetros do sistema.

Este tipo de definição de parâmetros permite que se necessário alterar algum valor isso seja um processo fácil e rápido.

Os parâmetros já definidos no nosso sistema estão apresentados acima na figura 8.

#### 4.4 Materiais

Nesta secção tanto serão apresentados os materiais usados para a realização dos testes como os materiais usados no protótipo final do nosso projecto.

Para descrever o fluido foi usado como material a água, tendo em consideração todas as suas características.

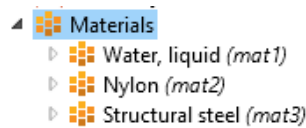


Figure 9: Materiais usados para fase de testes.

Primeiramente, de maneira a analisar o comportamento da válvula e seguir todos os passos possíveis do guia de referência começou-se por descrever as suas paredes e a esfera no seu meio constituinte, para isso, foi seleccionada uma estrutura de metal.

De forma a conseguirmos vedar a passagem de fluido no sentido descendente, foi seleccionado o Nylon.

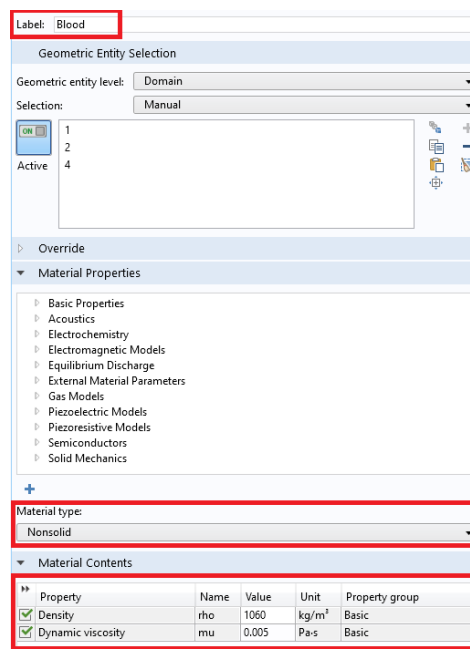


Figure 10: Características do sangue

Já numa fase final, tendo conhecimento da aplicação do sistema, sabemos que o nosso fluido a

circular na válvula será o sangue, tendo em atenção o seu nível de densidade e viscosidade de modo a tornar a simulação o mais realista possível. Sabemos que o material que constituirá as paredes da mesma terá de ter características aceites pelo nosso organismo, tendo de ser portanto um biomaterial. Tendo isso em mente foi selecionado o PMMA.

Quanto à superfície de contacto que a esfera irá ter com as paredes, ou seja, a superfície vedante, foi escolhido como material, o PCU. Concluindo a descrição da constituição final da nossa válvula apresentamos o material que irá descrever a membrana (esfera), que por sua vez, também será o PMMA, este não só é compatível com o corpo humano como possui alguma elasticidade permitindo assim o seu movimento num ambiente sanguíneo.

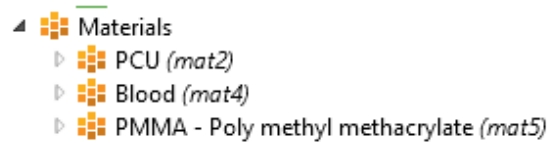


Figure 11: Materiais usados no protótipo final.

## 4.5 Definições

De maneira a conseguirmos controlar a velocidade do fluido sobre o canal num determinado domínio de tempo, usamos as definições do sistema, que neste caso, nos auxiliam com funções de integração, de step e de piecewise.

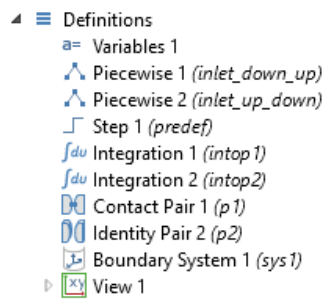


Figure 12: Definições utilizadas para a fase de testes e primeiras simulações.

Com a seguinte imagem pretende-se mostrar a funcionalidade que é oferecida ao nosso sistema relativamente à fronteira existente entre a esfera e a superfície de contacto.

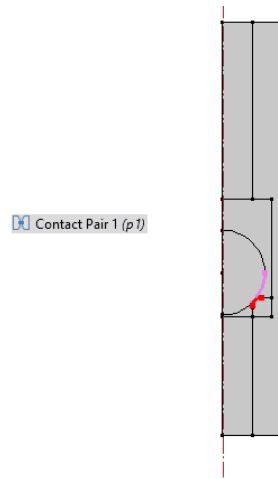


Figure 13: Demonstração de funcionalidade do contact pair.

O inlet down-up representa as definições usadas para verificar qual a resposta do sistema quando este tem de responder a uma passagem de fluxo que entra por baixo e sai por cima. Analisando o gráfico obtido para o inlet down-up verificamos que nos instantes iniciais de tempo este encontra-se com uma pressão de 0Pa, subindo logo seguida para 8000Pa no instante 0.5s e mantendo-se com esta pressão constante até aos 5s, este intervalo de tempo visa simular a passagem de sangue sendo também 8000Pa o valor de pressão mínimo tipicamente exercido pelo sangue. Após os 5s este valor de pressão desce novamente para 0Pa até ao tempo máximo definido de 10s.

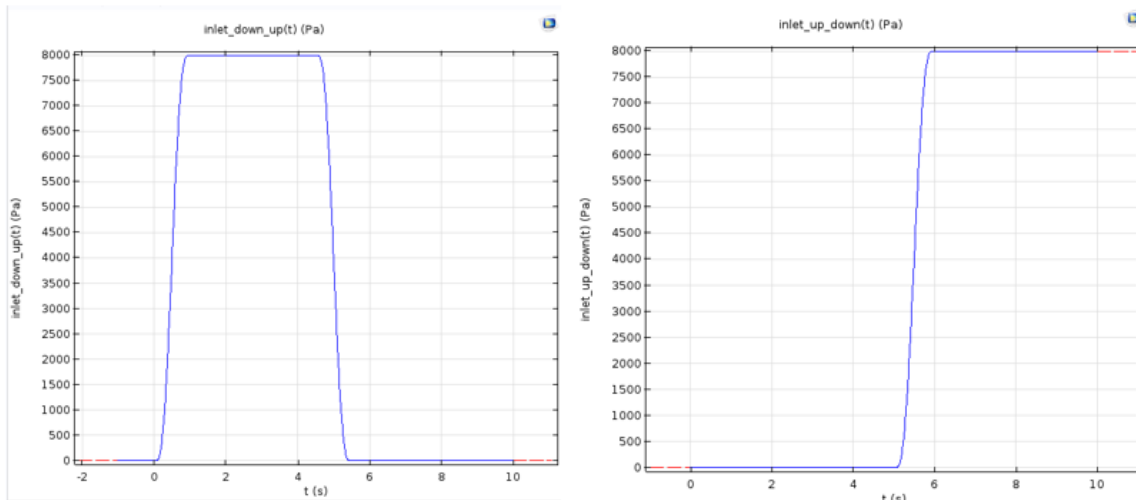


Figure 14: Demonstração gráfica do percurso de simulação do fluído.

O inlet up-down por sua vez, representa as definições feitas para validar a resposta do sistema quando temos o circulação de fluxo no sentido oposto, de cima para baixo. Olhando para o gráfico é de fácil observação que este tem uma pressão de 0Pa dos 0 aos 5.5s passando a ser de 8000Pa a partir deste instante até ao fim do tempo de simulação, 10s.

## 4.6 Físicas

Para completar todas as partes principais do desenho da nossa válvula, só falta mesmo a definição das físicas de cada parte do sistema. Iniciaremos a abordagem de todos os comportamentos a que cada parte do sistema esta sujeita, desde o comportamento do fluido no canal, o comportamento das paredes sobre cada situação e até mesmo o movimento da esfera que servirá como controladora de fluxo.

Comecemos então pela física *Laminar Flow (spf)*, que será responsável pelo desenho do comportamento do fluido ao longo do canal. Nela será definida a região pela qual o fluido irá passar, sendo possível a sua visualização na figura 15.

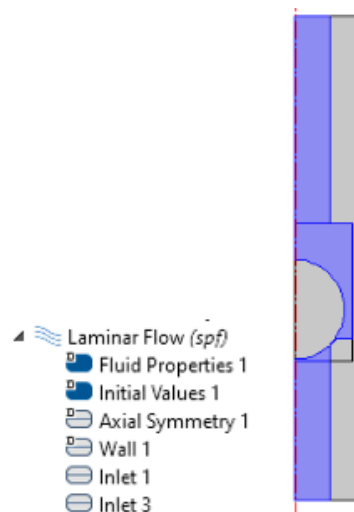


Figure 15: Demonstração da região de passagem de fluido.

É sobre esta física que se irá definir o local de entrada de fluido, utilizando as labels definidas nas "definições", nomeadas como "inlet-down-up(t)" e "inlet-up-down(t)".

Agora definido o local de passagem e o controlo de fluxo sobre o canal, precisaremos por fim de desenhar o comportamento das paredes e da esfera controladora de fluxo. Para tal, utilizaremos a física *Solid Mechanics* para definir a rigidez das paredes e da esfera de maneira a que o fluido se defronte com os objectos quando por eles passar, tal como ilustra a figura 16.

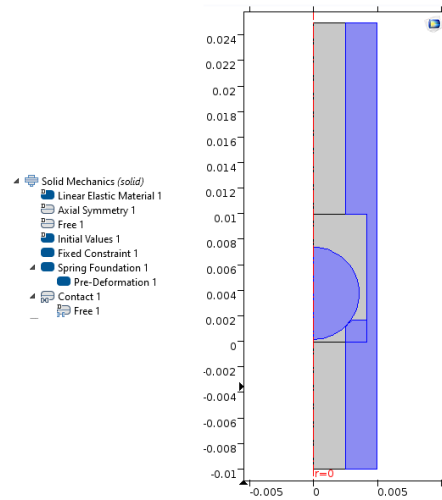


Figure 16: Demonstração da selecção rígida da válvula.

Pretende-se então que esta esfera tenha um comportamento semelhante ao de uma mola, isto é, que suba até um certo ponto quando sobre ela é exercida pressão e que volte ao ponto inicial quando deixa de ser exercida essa mesma pressão. Para isso foi utilizada *Spring Foundation* que permite simular o funcionamento de uma mola em COMSOL.

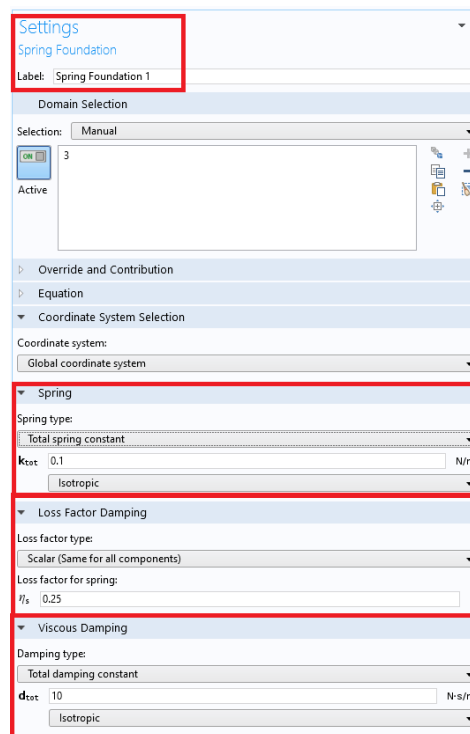


Figure 17: Características da mola.



Este ambiente de *settings* oferece ao utilizador três campos de controlo sobre o comportamento da esfera relativo à sua elasticidade. Os três campos são respectivamente, *SPRING*, sobre o qual temos controlo da variável  $K_{tot}$ , que tem como funcionalidade regular o tempo de deslocação com a força por unidade de deslocamento ( $N/m$ ), o campo *Loss Factor Damping*, no qual monitoriza o factor de perda de amortecimento numa gama de 0 a 1 e por último temos o campo *Viscous Damping*, no qual monitoriza a suavidade de amortecimento quando na fase final do seu movimento, este oferece o controlo de força numa quantidade de tempo por deslocamento ( $N.s/m$ ).

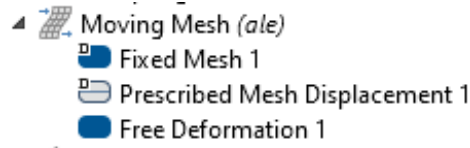


Figure 18: Física Movinh Mesh.

Tende em conta as zonas que podem sofrer deformação com o tempo foi utilizada a física *Moving Mesh*, de modo a ser possível visualizar a deslocação da nossa esfera quando o seu meio envolvente se deforma. Foram então definidos esses parâmetros em *Free Deformation* para habilitar a sua livre deformação, visando a visualização do que se pretende.

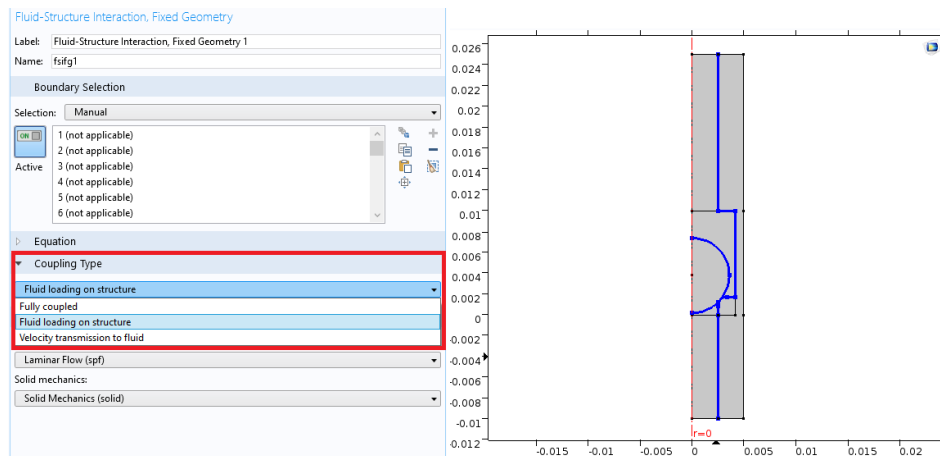


Figure 19: Características e regiões pertencentes à multiphysics.

O nó Multiphysics tem disponível quaisquer recursos físicos que serão usados para um conjunto específico de interfaces físicas adicionadas ao Model Builder.

Existem diferentes abordagens para o uso do recurso de acoplamento multifísico. É predefinido quando é adicionado uma interface física específica ou é automaticamente adicionado quando o software reconhece que há um acoplamento lógico inerente ao design do modelo.

No nosso caso, foi adicionado a multiphysic *Fluid-Structure Interaction* e sobre ela foram selecionadas as regiões de contacto no qual as físicas são acopladas.

## 5 Simulação e Resultados Obtidos

Concluídas as fases de requisitos, especificações e desenho do sistema avançamos para a parte final que visa demonstrar e sustentar a veracidade das etapas anteriores. Foram então feitas algumas simulações e estudos analisando os diferentes estados em que a nossa microválvula previsivelmente terá de dar resposta.

### 5.1 Procedimentos Técnicos

Todo o nosso sistema sofre alterações ao longo do tempo, alterações que devem ser analisadas e comparadas com os instantes anteriores do modo a que toda a movimentação do fluido ou até mesmo de algumas partes mecânicas, sejam graficamente analisadas. Como tal, para fazer essa análise foram retidos resultados sobre a velocidade e deformação, como se pode verificar na figura 21.

Dai se ter usado um estudo dependente do tempo, *Time Dependent*.

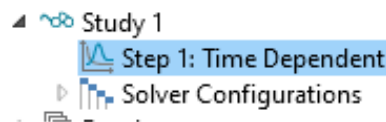


Figure 20: Estudo Implementado.

### 5.2 Resultados obtidos

Nesta secção são descritos todos os procedimentos e resultados que foram realizados a fim de obter todas as características e relações possíveis num estudo aprofundados da válvula.

Sendo abordados os seguintes tópicos de estudo:

- Estudo descendente do fluido na válvula;  
(Aqui foi analisado o percurso do fluido na válvula, relações entre constantes da mola e até mesmo as suas mínimas deslocações possíveis, de modo a lidar com as colisões.)
- Estudo ascendente do fluido na válvula;  
(Neste estudo, realizaram-se os mesmo testes para o estudo do ponto anterior)
- Relação da constante de elasticidade com a constante de damping;
- Estudo do comportamento isolante por parte da válvula no caso de um comportamento reverso do fluido.

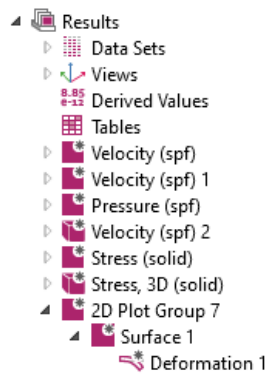


Figure 21: Resultados analisados.

### 5.2.1 Estudo de movimento descendente do fluido

Após compilar o estudo, com o intuito de verificar o que acontece quando o nosso fluido corre em sentido oposto ao pretendido obtiveram-se os seguintes blocos de imagens. Neste conjunto de imagem vemos qual é a velocidade do fluido em função do tempo. Na figura 22 podemos observar que no primeiro instante de tempo analisado (0.6s) ainda não existe qualquer tipo de movimento no canal, já no instante seguinte (1.69s) repara-se que começamos a ter algum fluxo no canal, que se intensifica à medida que avançamos para o instante seguinte (1.74s).

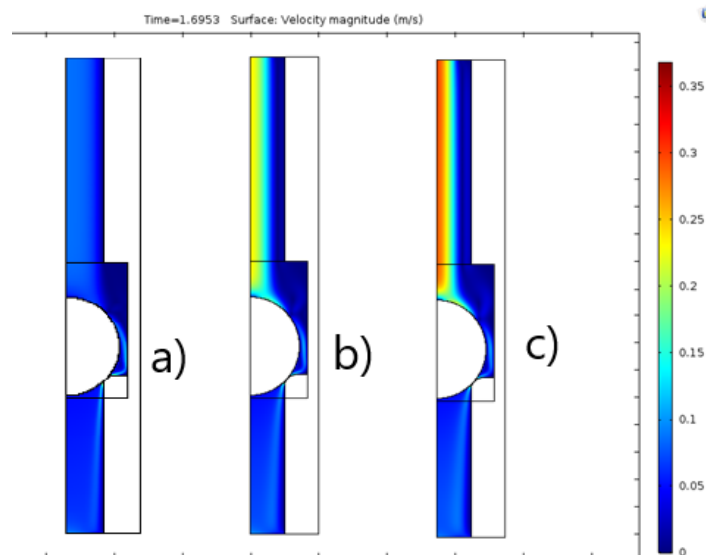


Figure 22: Resultados tirados em instantes diferentes da simulação: a) a 0.6s ; b) a 1.69s e c) a 1.74s.

Passando para o segundo bloco de imagens verificamos que a velocidade do fluido no canal aos 1.85s aumenta ainda mais relativamente ao instante anterior e como a válvula se encontra fechada começa a surgir logo no instante seguinte (1.9s) uma espécie de redemoinho, isto é, o fluido como não passa pela válvula começa a voltar para trás pelo mesmo lado por onde entra. No ultimo instante de tempo

analisado(2.26s) verificamos que a velocidade de fluxo de entrada diminui e a do redemoinho de saída aumenta até que voltamos a ter velocidade de fluxo de entrada nula.

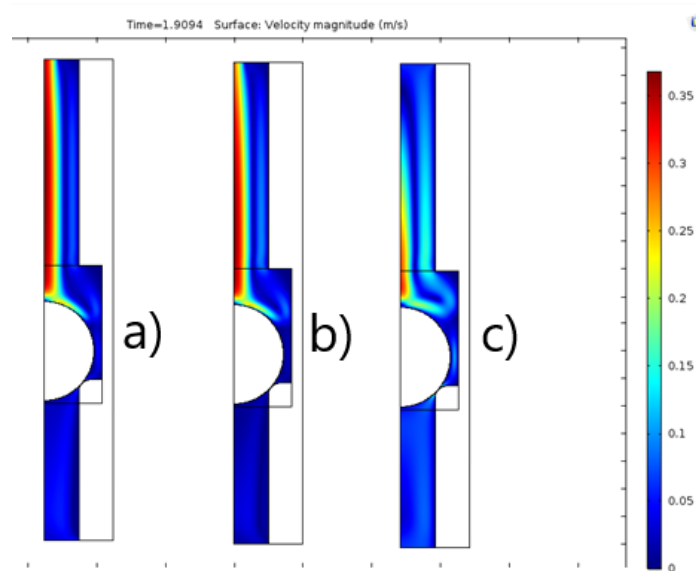


Figure 23: Resultados tirados em instantes diferentes da simulação:a) a 1.85s ; b) a 1.9s e c) a 2.26s.

Para uma análise mais completa do estudo, temos que ter em conta as características mínimas/máximas que a esfera deve conter de modo a que consiga, no mínimo, voltar às condições da posição inicial e fazer o pretendido, ou seja, impedir o refluxo do sangue.

Após retirados alguns resultados do comportamento da esfera consoante a alteração dos valores dos campos da *settings - spring foundation*, obtiveram-se os seguintes resultados para uma referência inicial de 0.19mm.

Constante de hooke	Constante de Loss factor	Constante de damping type	Valor mínimo atingido
$K_{tot}$	$ns$	$d$	$mm$
0.001	0.25	0.001	-1.81
		0.01	-0.604
		0.1	0.092
		1	0.1794
		10	0.1889
0.01	0.25	0.001	-1.625
		0.01	-1.81
		0.1	-0.64
		1	0.091
		10	0.1797
0.1	0.25	0.001	-1.805
		0.01	-1.81
		0.1	-1.81
		1	-0.6124
		10	0.091
1	0.25	0.001	-1.81
		0.01	-1.81
		0.1	-1.81
		1	-1.81
		10	-0.6124

Figure 24: Características da mola sem colisões activas.

Estes resultados foram retirados sem as colisões activas, de modo a que as respectivas domains que compõe a esfera e a superfície de intersecção se intersectem, tal como ilustra figura 25. Desta maneira consegue-se analisar o valor máximo preciso para a constante de damping consoante o valor escolhido para a respectiva constante de Hooke.

Os valores 0.1794mm e os valores 0.1889mm encontram-se a cor verde devido ao facto de serem valores mínimos para que se evitem colisões.

Foram também analisados os resultados para uma constante de *loss factor* de 0.5, no entanto os resultados obtidos eram exactamente os mesmos, concluindo-se daí que para diferentes valores de constant *loss factor*, o valor mínimo atingido não se altera.

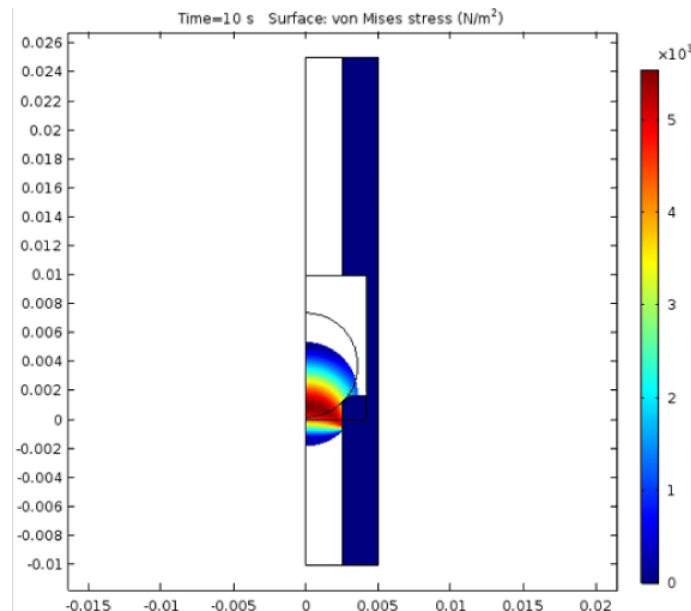


Figure 25: Superfície de intercepção entre as duas bondaries.

### 5.2.2 Estudo de movimento ascendente do fluído

Uma vez analisada a resposta da nossa microválvula quando esta é sujeita a um fluxo descendente, passamos para a análise e interpretação do que acontece quando o fluxo é o contrario, isto é, ascendente. Em tal situação a nossa esfera irá comportar-se como uma mola, sendo esse comportamento analisado e estudado. Das análises feitas no sentido ascendente, uma delas consistiu em observar qual o valor máximo de deslocação que a nossa esfera pode ter de maneira a que deixe passar o sangue no sentido pretendido.

Após a realização de vários testes, seguindo os valores e condições usadas nas constantes da tabela anterior, figura 24, foi possível concluir que o valor máximo atingido pela mola é constante, sendo sempre em torno de 2.19mm. Constatamos também que quanto maior o valor da constant *ktot* mais rápida será a subida da esfera até ao ponto máximo.

A figura 26 representa alguns dos resultados obtidos para validar o correto movimento da esfera

quando esta é sujeita a uma entrada de fluxo pela parte de baixo. Tendo em conta que a pressão do fluxo aumenta com o tempo, a nossa esfera vai subindo até atingir o valor máximo a que pode chegar, e consequentemente atingir o valor máximo de fluxo que a válvula permite que por ela passe. Após alguns instantes no valor máximo a nossa pressão volta a diminuir até atingir o valor de 0Pa, sendo que nessa altura a nossa esfera também começa a descer até regressar à sua posição inicial.

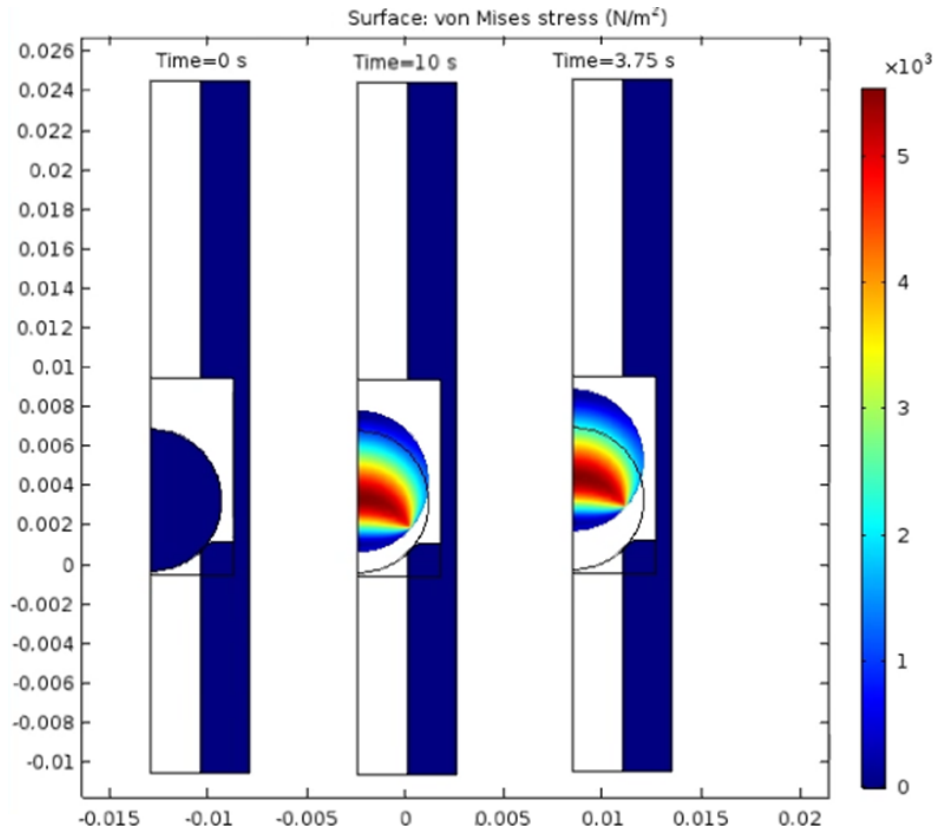


Figure 26: Movimento ascendente da esfera.

### 5.2.3 Relação da constante de elasticidade com a constante de damping

Uma vez realizados estes estudos, verificou-se que tal como era esperado, existe uma relação entre a constante de elasticidade e a constante de damping. Após a visualização das animações e dos resultados tabelados conclui-se que a constante de damping, tal como a própria tradução o indica, transparece o amortecimento da mola, tendo efeito nos limites ascendentes e descendentes do seu movimento, sendo que quanto maior for o seu valor mais suave será a chegada ao seu limite máximo de movimento. Uma conclusão que também poderá ser retirada da constante de hooke é que, de acordo com o seu aumento, a resistência de amortecimento diminui, tornando assim menor o intervalo de tempo com que a mola atinge os seus limites de movimento.

Foi então encontrada uma relação entre as duas constantes, de Hooke e de amortecimento, e realizado o seguinte gráfico tendo como cada ponto do mesmo os valores mínimos consideráveis de cada

característica da mola para que a mesma funcione como desejado (no mínimo, voltando à posição inicial).

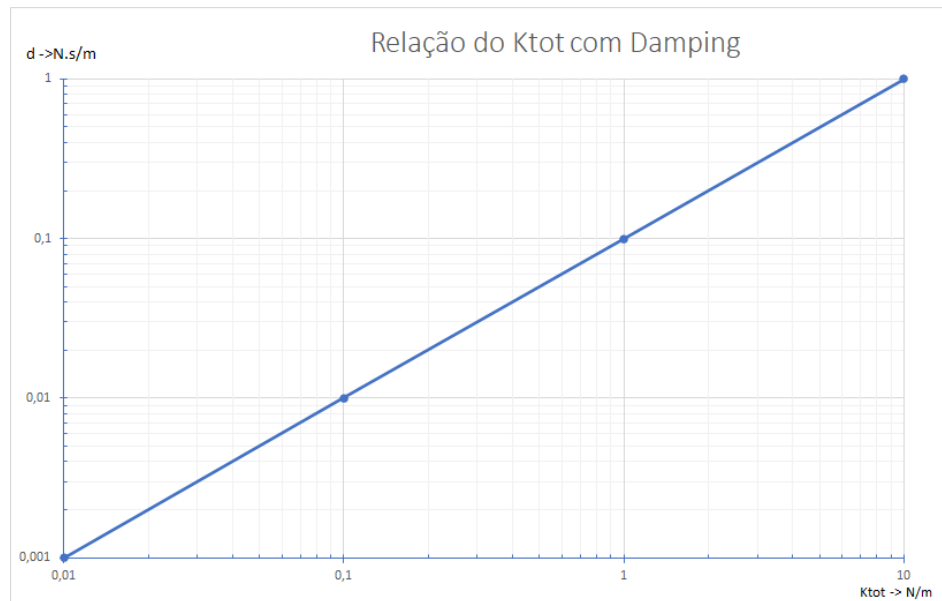


Figure 27: Gráfico de relação de constante de hooke com constante de amortecimento.

#### 5.2.4 Estudo do comportamento isolante

Neste estudo é abordado o isolamento do canal quando o fluxo do sangue é reverso. Para a realização do mesmo teremos de lidar com colisões entre a esfera e a superfície vedante, no nosso caso composta por PCU.

De modo a conseguir lidar com os contactos usaremos os *contact pair's*, situados nas *definitions*, com eles são definidas as áreas de contacto entre a esfera e a superfície vedante tal como ilustrado na figura 14. Após a criação e a selecção das áreas de contacto, os mesmos serão adicionadas á física *solid mechanics* de modo a que a intersecção ocorra.

### 5.3 Resultados final em 3D

Nesta secção é apresentada a resposta da nossa válvula em modelo 3D.

De acordo com as imagens conseguimos visualizar que quando o fluido se encontra numa fase ascendente, a esfera sobe, contrariamente, temos que quando o fluido se encontra numa fase descendente a esfera desce. Obtendo assim a resposta do sistema que era esperada.

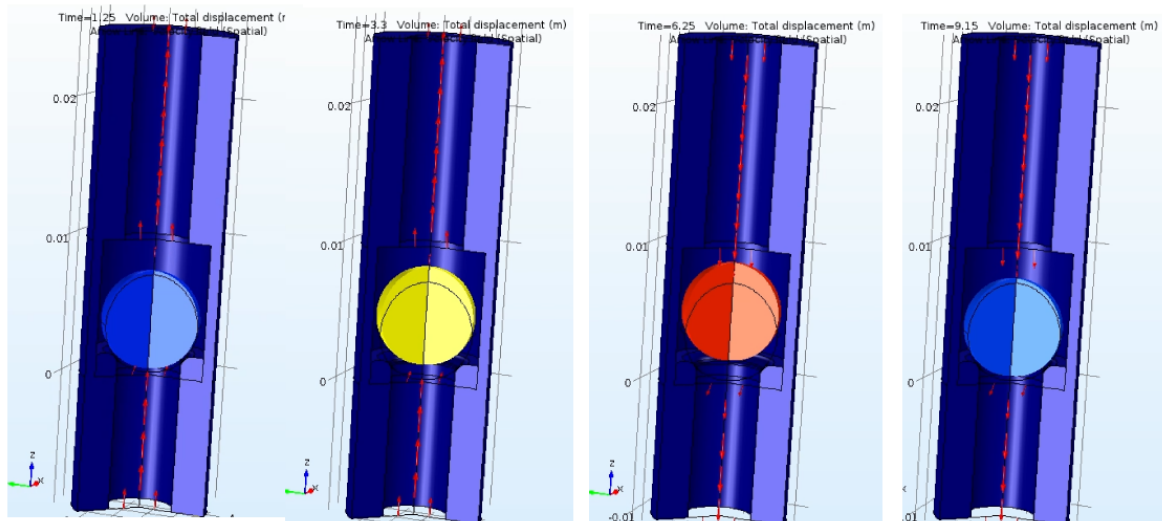


Figure 28: Visualização da resposta do sistema em modelo 3D.



## 6 Conclusão e perspectivas de trabalho futuras

Começando por fazer um balanço global do trabalho e atendendo às suas características podemos denotar que a simulação e desenvolvimento de modelos na ferramenta COMSOL apresenta grandes vantagens no que diz respeito ao estudo das respostas que o modelo em questão pode apresentar.

Tendo um pouco mais em vista uma análise de índole mais técnica é de se referir que apesar de terem sido realizados estudos e analisadas algumas das respostas que o nosso sistema pode oferecer mediante as suas condições principais de funcionamento, existem eventualmente outras situações em que o nosso sistema pode necessitar de dar resposta que não foram contempladas ou conseguidas testar de forma correta, nomeadamente alguns problemas na Moving Mesh, manipulação de colisões e da Mesh, devendo-se isso em muito ao facto de estarmos a trabalhar com uma ferramenta nova e a sua versão não corresponder com a informação encontrada para suporte do projeto, estando dessa forma todas as dificuldades que lhe são inerentes bem presentes.

Apesar de todas as dificuldades pensamos ter um modelo final pronto que como qualquer um poderá no futuro sofrer alterações e evoluções. Algumas dessas evoluções passariam por lidar com as colisões existentes no nosso sistema e por realizar testes mais completos no que diz respeito ao stress, velocidade e pressão.

## References

- [1] B. Campbell, “Varicose veins and their management,” *Bmj*, vol. 333, no. 7562, pp. 287–292, 2006.
- [2] <https://www.mdpi.com/2072-666X/2/2/179/htm>.
- [3] R. M. Dorrepaal, B. M. Lawless, H. E. Burton, D. M. Espino, D. E. Shepherd, and A. A. Gowen, “Hyperspectral chemical imaging reveals spatially varied degradation of polycarbonate urethane (pcu) biomaterials,” *Acta biomaterialia*, vol. 73, pp. 81–89, 2018.