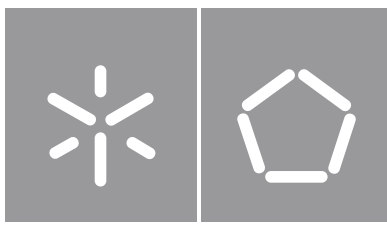




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ruben Brandão Freitas

Cápsula insuflável para o tratamento da obesidade



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Ruben Brandão Freitas

Cápsula insuflável para o tratamento da obesidade

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
Eletrónica Médica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Doutor José Artur Oliveira Rodrigues

Direitos de Autor e Condições de Utilização do Trabalho por Terceiros

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

Licença concedida aos utilizadores deste trabalho



Atribuição-NãoComercial-SemDerivações
CC BY-NC-ND

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer ao meu orientador, Doutor José Rodrigues, por todo o apoio, orientação, disponibilidade, paciência e simpatia durante o trabalho desenvolvido ao longo do ano. Sem a tua orientação este trabalho não era possível.

Ao professor Hélder Puga, pelo apoio no processo de fabrico e *design* de partes fundamentais deste trabalho. Pelo seu contributo e apoio, o meu sincero obrigado.

Agradeço também ao professor José Higinio Correia, à Sara Pimenta, ao Marino Maciel, ao Manuel Silva, ao Rui Freitas, ao José Pereira, ao Nuno Gomes e à Eliana Vieira, pela disponibilidade, conselhos, recomendações e bom ambiente de trabalho.

Um grande obrigado ao Sr. Carlos, ao Sr. Paulo e ao Rui "Fixe", sem os quais partes deste trabalho não seriam possíveis.

A todos os meus amigos, obrigado pela boa disposição e momentos que guardarei na memória, foram fundamentais neste percurso. Em especial ao Bruno Esteves, ao Hugo Pereira e ao Diogo Pereira, obrigado pelo apoio e recomendações ao longo deste último ano.

À Beatriz, obrigado pela compreensão, incentivo e paciência nos dias mais difíceis. O teu apoio foi determinante para o sucesso neste percurso.

Aos meus pais e avós, a minha profunda e eterna gratidão por nunca deixarem de acreditar, motivar e apoiar ao longo desta jornada.

A investigação foi suportada pelo projeto OCT-RAMAN PTDC/FIS-OTI/28296/2017 código de operação NORTE-01-0145-FEDER-028296. Em setembro de 2019 iniciei uma bolsa de investigação com a referência UMINHO/BI/259/2019 no projeto UID/EEA/04436/2019. Em dezembro de 2020 iniciei uma bolsa de investigação com a referência UMINHO/BIM/2020/75 no projeto PTDC/FIS-OTI/28296/2017.

"Ao Eusébio, à Amália e ao Tinoco"

Declaração de Integridade

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Resumo

Cápsula insuflável para o tratamento da obesidade

O tratamento da obesidade quando baseado apenas em alterações do estilo de vida revela-se ineficaz a longo prazo. Existem tratamentos mais definitivos, contudo são normalmente muito invasivos, cirurgicamente complexos e acarretam um elevado risco para o paciente. O tratamento com balão insuflável é uma alternativa definitiva e com uma complexidade cirúrgica reduzida comparativamente aos restantes métodos. No entanto, a forma tradicional da sua colocação (endoscopia digestiva alta) causa desconforto e risco para o paciente. Assim, é importante o estudo e desenvolvimento de um método inovador que permita contornar estes problemas.

Esta dissertação teve como principal objetivo o planeamento, simulação e fabrico de duas cápsulas (*design 1.0* e *design 2.0*) acionadas magneticamente com a capacidade de insuflar um balão gástrico. O recurso ao acionamento magnético permite ultrapassar uma das grandes limitações das cápsulas ingeríveis atuais, a autonomia energética. O balão foi insuflado até um volume de 150 ml utilizando uma reação ácido-base entre o ácido cítrico e o bicarbonato de potássio. As reações ácido-base foram o método de insuflação selecionado, pois são capazes de produzir elevados volumes de gás a partir de pequenas quantidades de reagentes. As simulações pelo método dos elementos finitos permitiram estudar a interação entre o magnete externo e as cápsulas ingeríveis, confirmando a ativação dos mecanismos magnéticos propostos. Os resultados obtidos pelas simulações foram confirmados por ensaios experimentais. O método de fabrico proposto para a produção de um balão em polidimetilsiloxano (PDMS) provou ser funcional e reprodutível. O balão com duas camadas de PDMS e um rácio de agente de cura de 1/8 apresentou a melhor relação custo-benefício sem comprometer as propriedades mecânicas. As peças do corpo da cápsula fabricadas por impressão tridimensional (3D) por processamento digital de luz (DLP) apresentaram uma excelente resolução, exatidão e qualidade de superfície.

Este estudo demonstrou que as cápsulas propostas são capazes de insuflar um balão gástrico para o tratamento da obesidade.

Palavras-chave: balão gástrico, campos magnéticos permanentes, cápsula ingerível, obesidade, reações ácido-base

Abstract

Inflatable capsule for obesity treatment

The treatment of obesity based only on lifestyle changes is ineffective in the long term. There are more definitive treatments, however they are usually very invasive, surgically complex and carry a high risk for the patient. Treatment with an inflatable balloon is a definite alternative with a reduced surgical complexity compared to other methods. However, the traditional way of placing the balloons (upper endoscopy) causes discomfort and risk to the patient. Thus, it is important to study and develop a new method that overcomes these issues.

The main objective of this work was the design, simulation, and fabrication of two magnetically driven ingestible capsules (design 1.0 and design 2.0) with the capacity to inflate a gastric balloon. The use of magnetic drive allows overcoming one of the great limitations of the current ingestible capsules, the autonomy. The balloon was inflated to a volume of 150 ml using an acid-base reaction between citric acid and potassium bicarbonate. Acid-base reactions were used as insufflation method because they are capable of producing high volumes of gas from small quantities of reagents. The finite element method simulations allowed to study the interaction between the external magnet and the ingestible capsules, confirming the activation of the proposed magnetic mechanisms. The results obtained by the simulations were confirmed by experimental tests. The proposed manufacturing method for producing a polydimethylsiloxane (PDMS) balloon has proved to be functional and reproducible. The balloon with two layers of PDMS and a curing agent ratio of 1/8 presented most cost-effective ratio without compromising the mechanical properties. The capsule body parts manufactured by three-dimensional (3D) printing by digital light processing (DLP) showed excellent resolution, accuracy, and surface quality.

This study demonstrated that the proposed ingestible capsules are capable of inflating a gastric balloon for the treatment of obesity.

Keywords: acid-base reactions, gastric balloon, ingestible capsule, obesity, permanent magnetic fields

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Obesidade	1
1.2	Técnicas de Tratamento da Obesidade	3
1.2.1	Estado da Arte	3
1.2.2	Cirurgia Bariátrica	6
1.2.3	Balões Intragástricos	10
1.3	Endoscopia por Cápsula	11
1.3.1	Estado da Arte	12
1.4	Motivação e Objetivos	14
1.5	Organização da Dissertação	15
2	Fundamentação Teórica	17
2.1	Reações Ácido-Base	17
2.2	Simulação de Campos Magnéticos Permanentes	21
2.2.1	Campos Magnéticos Permanentes	21
2.2.2	Simulação pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)	26
3	Design, Simulação e Fabrico	28
3.1	<i>Design</i> da Cápsula	28
3.1.1	<i>Design</i> 1.0	30
3.1.2	<i>Design</i> 2.0	33
3.2	Simulações MEF	36
3.2.1	Simulações MEF - <i>Design</i> 1.0	38
3.2.2	Simulações MEF - <i>Design</i> 2.0	50
3.3	Fabrico	52

3.3.1	Corpo da Cápsula	52
3.3.2	Balão Insuflável	54
4	Resultados Experimentais e Discussão	56
4.1	Reações Ácido-Base	56
4.2	Corpo da Cápsula	63
4.3	Balão Gástrico Insuflável	66
4.3.1	Caracterização Mecânica	67
4.4	Campos Magnéticos Permanentes	71
5	Conclusões e Trabalho Futuro	75
5.1	Conclusões	75
5.2	Trabalho Futuro	76
	Bibliografia	78
	Anexos	88

Lista de Siglas e Acrónimos

3D	Tridimensional
BIG	Balão intragástrico
CAD	Desenho assistido por computador
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
CMOS	<i>Complementary metal oxide silicone</i>
DLP	Processamento digital de luz
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FDM	Deposição de filamento fundido
FPS	<i>Frames per second</i>
GE	Gastroplastia endoscópica
GI	Gastrointestinal
IMC	Índice de massa corporal
LED	<i>Light emitting diode</i>
MEF	Método dos elementos finitos
OMS	Organização Mundial de Saúde
PDMS	Polidimetilsiloxano
PGL	Plicatura gástrica laparoscópica

PLA	Ácido polilático
RF	Radiofrequência
USB	<i>Universal serial bus</i>
UV	Ultravioleta

Lista de Símbolos

Símbolo	Descrição	Unidade (SI)
H^+	ião Hidrogénio	-
OH^-	ião Hidróxido	-
$KHCO_3$	Bicarbonato de Potássio	-
$NaHCO_3$	Bicarbonato de Sódio	-
$C_6H_8O_7$	Ácido Cítrico	-
H_2O	Água	-
CO_2	Dióxido de Carbono	-
$Na_3C_6H_5O_7$	Citrato de Sódio	-
$C_6H_5K_3O_7$	Citrato de Potássio	-
H	Intensidade do campo magnético	A/m
M	Magnetização	A/m
ϕ	Fluxo magnético	Wb
m	Momento magnético	$A \cdot m^2$
V	Volume	m^3
B	Indução magnética	T
μ	Permeabilidade magnética	H/m
μ_0	Permeabilidade magnética no vazio	H/m
μ_r	Permeabilidade magnética relativa	-
B_0	Indução magnética no vazio	T
B_r	Indução magnética remanescente	T
M_r	Magnetização remanescente	A/m
χ	Suscetibilidade magnética	-
χ_m	Suscetibilidade magnética mássica	-

ρ	Massa volúmica	kg/m ³
$Nd_2Fe_{14}B$	Liga de neodímio-ferro-boro	-
F	Força	N
k	Constante elástica	N/mm
Δl	Deslocamento	mm
n	Número de moles	mol
P	Pressão	Pa
R	Constante universal dos gases ideais	(m ³ · Pa)/(K · mol)
T	Temperatura	K
r	Raio	m
Δ_x	Extensão	m

Lista de Figuras

Figura 1.1	<i>Bypass</i> gástrico	7
Figura 1.2	Gastrectomia tubular	7
Figura 1.3	Banda gástrica ajustável	8
Figura 1.4	Derivação bilio-pancreática por <i>switch</i> duodenal	8
Figura 2.1	Volume produzido pelas reações ácido-base ao longo do tempo	20
Figura 2.2	Linhas de campo e fluxo magnético na zona de influência de um magnete em forma de barra	24
Figura 2.3	Domínios de um material ferromagnético	26
Figura 3.1	Funcionamento do tratamento da obesidade proposto recorrendo a uma cápsula	29
Figura 3.2	Arquitetura 3D do <i>design</i> 1.0 da cápsula ingerível	30
Figura 3.3	Funcionamento do <i>design</i> 1.0 da cápsula ingerível	31
Figura 3.4	Peças principais do <i>design</i> 1.0 do corpo da cápsula	32
Figura 3.5	Magnetes utilizados no interior das cápsulas	33
Figura 3.6	Arquitetura 3D do <i>design</i> 2.0 da cápsula ingerível	34
Figura 3.7	Funcionamento do <i>design</i> 2.0 da cápsula ingerível	35
Figura 3.8	Peças principais do <i>design</i> 2.0 do corpo da cápsula	36
Figura 3.9	Modelo utilizado na realização das simulações MEF	37
Figura 3.10	Modelo utilizado para simular apenas os magnetes internos	39
Figura 3.11	Modelo utilizado para simular a interação entre os magnetes internos e o magnete externo	40
Figura 3.12	Magnete externo com a forma de um cilindro (adquirido pelo grupo de investigação)	40
Figura 3.13	Densidade de campo magnético no plano YZ	41
Figura 3.14	Magnetes externos cilíndricos com o mesmo volume e dimensões diferentes	44

Figura 3.15	Força de atração no magnete de insuflação em função da distância entre os magnetes internos	46
Figura 3.16	Magnetes externos com formatos não cilíndricos	47
Figura 3.17	Densidade de campo magnético dos magnetes externos em função distância	48
Figura 3.18	Ilustração de um modelo com dois magnetes externos	49
Figura 3.19	Ilustração de um modelo funcional com dois magnetes externos que indica as dimensões dos magnetes	49
Figura 3.20	Densidade de campo magnético dos magnetes internos em função da distância	50
Figura 3.21	Magnetes exteriores utilizados nas simulações do <i>design 2.0</i>	51
Figura 3.22	Ilustração de um equipamento de estereolitografia e DLP	53
Figura 3.23	Produção do PDMS	54
Figura 3.24	Processo de produção de um balão em PDMS	55
Figura 4.1	Esquemático do <i>setup</i> experimental utilizado para quantificar o volume de CO ₂ produzido pelas reações ácido-base	59
Figura 4.2	Imagem real do <i>setup</i> experimental utilizado para quantificar o volume de CO ₂ produzido pelas reações ácido-base	59
Figura 4.3	Balões comerciais utilizados nos ensaios de insuflação com ar	60
Figura 4.4	Variação do volume de três balões comerciais ao longo do tempo quando insuflados com 100 ml de ar	61
Figura 4.5	Variação do volume do balão ao longo do tempo resultante das reações ácido-base (teste 1 e 2)	62
Figura 4.6	<i>Design</i> do corpo da cápsula com tolerâncias	64
Figura 4.7	Imagens reais do corpo das cápsulas fabricadas	65
Figura 4.8	Magnetes internos adquiridos	65
Figura 4.9	Moldes utilizados no fabrico dos balões em PDMS	67
Figura 4.10	Imagem real do balão fabricado em PDMS	67
Figura 4.11	Provetes utilizados nos ensaios de tração	68
Figura 4.12	Proвете colocado nas garras de fixação do equipamento utilizado nos ensaios de tração	69
Figura 4.13	Exemplo de uma curva tensão-deformação obtida nos ensaios de tração realizados aos balões em PDMS	69

Figura 4.14	Peça em PLA que permite colocar dois ímãs de pequenas dimensões afastados por 1,5 mm	72
Figura 4.15	Valor experimental da densidade de campo magnético a diferentes distâncias da cápsula com o <i>design</i> 1.0	72
Figura 4.16	Valor experimental da densidade de campo magnético a diferentes distâncias da cápsula com <i>design</i> 2.0	72
Figura 4.17	Imagem real do protótipo do <i>design</i> 1.0 junto ao ímã externo	73
Figura 4.18	Testes de ativação de um protótipo do <i>design</i> 1.0	74
Figura A.1	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Anel)	88
Figura A.2	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 6 mm)	89
Figura A.3	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 5 mm)	90
Figura A.4	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 4 mm)	91
Figura A.5	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 4-3 mm)	92
Figura A.6	<i>Design</i> CAD e dimensões do corpo da cápsula ingerível 2.0	93

Lista de Tabelas

Tabela 1.1	Classificação do IMC de adultos segundo a OMS	2
Tabela 1.2	Especificações técnicas das cápsulas sem capacidade de aquisição de imagem existentes comercialmente	12
Tabela 1.3	Especificações técnicas das cápsulas endoscópicas com capacidade de aquisição de imagem existentes comercialmente	14
Tabela 2.1	Volume de CO ₂ final e rendimento da reação do ácido cítrico, a diferentes concentrações, com o bicarbonato de potássio	20
Tabela 2.2	Volume de CO ₂ final e rendimento da reação do ácido cítrico, a diferentes concentrações, com o bicarbonato de sódio	20
Tabela 3.1	Resultados das densidades máximas de campo magnético simuladas	41
Tabela 3.2	Força de atração entre os dois ímãs internos	42
Tabela 3.3	Força de atração entre um ímã interno e o ímã externo adquirido	42
Tabela 3.4	Força de atração entre os ímãs internos e o ímã externo adquirido	43
Tabela 3.5	Força de atração entre os dois ímãs internos em formato de disco de 4 mm e os diferentes ímãs cilíndricos externos com o mesmo volume do ímã adquirido	45
Tabela 3.6	Força de atração entre os ímãs internos e ímãs externos cilíndricos com diferentes raios e comprimentos	45
Tabela 4.1	Volume final do balão para todos os testes realizados	62
Tabela 4.2	Espessura média dos provetes tracionados	68
Tabela 4.3	Módulo de Young, resistência à tração e extensão máxima do PDMS dos balões ensaiados	70
Tabela 4.4	Densidade de campo magnético a uma distância de 10 mm da cápsula	73

Lista de Equações

Equação 1.1	Formula para o cálculo do IMC	2
Equação 2.1	Reação química entre o ácido cítrico e o bicarbonato de sódio	18
Equação 2.2	Reação química entre o ácido cítrico e o bicarbonato de potássio	18
Equação 2.3	Rendimento de uma reação ácido-base	19
Equação 2.4	Concentração de uma solução	19
Equação 2.5	Formula para o cálculo da magnetização de um material	22
Equação 2.6	Permeabilidade magnética relativa de um material	22
Equação 2.7	Indução magnética no vazio	23
Equação 2.8	Indução magnética (contribuição da magnetização)	23
Equação 2.9	Indução magnética num determinado meio	23
Equação 2.10	Indução magnética remanescente	23
Equação 2.11	Suscetibilidade magnética	24
Equação 2.12	Relação entre a permeabilidade magnética relativa e a suscetibilidade magnética	24
Equação 2.13	Relação entre a suscetibilidade magnética e a suscetibilidade magnética mássica	24
Equação 3.1	Lei de Hooke	51
Equação 4.1	Massa volúmica	57
Equação 4.2	Número de moles	57
Equação 4.3	Número de moles de KHCO_3 para se produzir 300 ml de CO_2	57
Equação 4.4	Número de moles de NaHCO_3 para se produzir 300 ml de CO_2	57
Equação 4.5	Número de moles de $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$ para se produzir 300 ml de CO_2	58
Equação 4.6	Massa de KHCO_3 necessária para se produzir 300 ml de CO_2	58

Equação 4.7	Massa de NaHCO_3 necessária para se produzir 300 ml de CO_2	58
Equação 4.8	Massa de $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$ necessária para se produzir 300 ml de CO_2	58
Equação 4.9	Lei dos gases ideais	71
Equação 4.10	Raio final do balão	71
Equação 4.11	Raio inicial do balão	71
Equação 4.12	Elongamento	71

Capítulo 1

Introdução

A obesidade é uma doença que afeta um número cada vez mais elevado de pessoas. Este aumento encontra-se relacionado com as alterações que têm vindo a ocorrer no estilo de vida das populações, tornando-se mais difícil a manutenção de uma dieta saudável e a prática regular de exercício. Assim, é necessário desenvolver técnicas de terapia da obesidade eficazes e com baixo risco associado.

Neste primeiro capítulo, será analisado o estado da arte das técnicas de terapia da obesidade, assim como os dois principais métodos terapêuticos utilizados. Será ainda abordado o estado da arte das cápsulas endoscópicas e as suas principais vantagens relativamente à endoscopia convencional. Posteriormente, apresenta-se a motivação, os objetivos e a organização da presente dissertação.

1.1 Obesidade

A obesidade é definida pela Organização Mundial de Saúde (OMS) como uma acumulação anormal ou excessiva de gordura que representa um risco para a saúde [1]. É normalmente classificada nos adultos através do índice de massa corporal (IMC) seguindo os valores da Tabela 1.1 [2]. O IMC de cada indivíduo é calculado através da Equação 1.1 [3]. A incidência e prevalência da obesidade têm aumentado de forma significativa, levando a OMS a considerar a obesidade como a epidemia do século XXI [4]. Esta condição médica afeta atualmente cerca de 650 milhões de pessoas em todo o mundo, ocorrendo quando a ingestão de alimentos ultrapassa o consumo de energia [5]. A manutenção de uma dieta regulada e a prática regular de exercício físico é atualmente mais desafiante, levando a uma maior incidência deste problema. Estima-se que no Reino Unido o serviço nacional de saúde gaste anualmente 6,1 mil milhões de libras com problemas de saúde relacionados com a obesidade [6]. Estima-se ainda

Tabela 1.1: Classificação do IMC de adultos segundo a OMS [2].

Classificação	IMC (kg/m²)
Peso Baixo	< 18,5
Peso Normal	18,5 - 24,9
Excesso de Peso	25,0 - 29,9
Obeso Classe I	30,0 - 34,9
Obeso Classe II	35,0 - 39,9
Obeso Classe III	≥ 40,0

que em 2030 os gastos médicos relativos à obesidade, nos Estado Unidos da América, se encontrem entre os 48 e os 66 mil milhões de dólares [7]. A Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico aponta que, entre 2020 e 2050, Portugal vá gastar em média 188,4 euros por pessoa com cuidados médicos relacionados com a obesidade [8].

$$\text{IMC} = \text{Peso}(\text{kg})/\text{Altura}(\text{m})^2 \quad (1.1)$$

A manutenção do peso corporal é um processo homeostático, influenciado por um conjunto de mecanismos neuronais, hormonais e químicos, que mantêm um balanço entre a ingestão e o gasto de energia [4]. Atualmente, algumas evidências científicas apontam que a obesidade deve-se, não só à acumulação passiva de peso, mas também a problemas na regulação da homeostase energética [9].

A obesidade está associada a várias comorbidades graves, como a hipertensão, diabetes tipo 2, dislipidemia, doença renal e doenças cardiovasculares. Verifica-se também, uma relação entre a obesidade e um conjunto de cancros, como o cancro da mama, do fígado, do rim, entre outros. A obesidade é por isso um grave problema de saúde pública, que diminui tanto a qualidade como a esperança de vida [10].

Pode-se afirmar que a perda de peso permite melhorar o estado geral da saúde. Em 2008, Mohamed *et al.* demonstrou que uma perda de peso de 10 kg está associada a uma diminuição de 20 % da probabilidade de mortalidade, de 50 % nos níveis de açúcar no sangue e de 10 % no nível do colesterol. Reduz ainda, de forma significativa, os riscos de cirurgias futuras, uma vez que diminui a taxa de conversão de laparoscopia para procedimentos abertos (a diminuição da gordura visceral, permite a realização de cirurgias por laparoscopia de uma forma mais simples e segura), a estadia no hospital, a mortalidade e a morbilidade [11].

1.2 Técnicas de Tratamento da Obesidade

O tratamento da obesidade é complexo, pois atingida essa condição, os processos fisiológicos tendem a manter o novo peso. Atualmente ainda constitui um grande desafio, estando associado a elevados níveis de insucesso. A perda de peso subentende um elevado esforço do doente, e a sua manutenção é um objetivo ainda mais difícil de alcançar [4].

O tratamento divide-se em dois grandes grupos, o tratamento clássico e o tratamento cirúrgico. O tratamento clássico baseia-se em modificações do estilo de vida (alteração dos hábitos alimentares e da atividade física) e em terapêuticas baseada em fármacos. O tratamento cirúrgico destina-se a pacientes com obesidade classe III e que não demonstrem sucesso nas terapias tradicionais. De notar que o tratamento cirúrgico não termina com a realização da cirurgia, estes tratamentos implicam um acompanhamento contínuo do doente por uma equipa multidisciplinar de profissionais de saúde. Esta equipa deve prescrever ao paciente uma dietética adequada, que terá de ser mantida toda a vida, de forma a garantir o sucesso terapêutico [4].

Neste subcapítulo serão apresentadas as diversas técnicas para o tratamento da obesidade. Inicialmente, será apresentado o estado da arte das técnicas utilizadas no tratamento da obesidade e posteriormente, serão detalhadas as duas técnicas de tratamento de casos graves de obesidade mais eficazes atualmente, a cirurgia bariátrica e a colocação de balões intragástricos.

1.2.1 Estado da Arte

O tratamento da obesidade tem evoluído muito nos últimos anos. Atualmente as opções de tratamento recaem sobretudo em estratégias mais definitivas, como é o caso das cirurgias bariátricas [6].

O principal problema de diversas técnicas utilizadas é o facto de terem baixa eficácia a longo prazo, ou seja, os pacientes perdem peso, no entanto, com o passar do tempo, ocorre um novo aumento [9].

Durante a análise de um paciente obeso, deve ser realizada uma avaliação psicológica, social e comportamental que permita determinar a disponibilidade do paciente em se comprometer com o tratamento e identificar possíveis distúrbios alimentares. Esta avaliação permite selecionar o tratamento mais indicado para cada paciente [12].

A técnica menos invasiva é o recurso às terapias dietéticas. Estas terapias levam a uma perda de peso através de um déficit de calorias (unidade de energia). Estima-se que um adulto despende diariamente por cada kg de massa corporal 22 kcal. Estas terapias baseiam-se na redução da energia ingerida, mantendo assim um déficit calórico [6].

As gorduras são os macronutrientes menos saciantes, mais rapidamente absorvidos e mais densos caloricamente (possuem uma elevada quantidade de calorias por grama), constituindo assim o principal alvo quando se pretende perder peso. Estudos recentes permitiram perceber que dietas com baixos níveis de gordura levam a uma diminuição significativa de peso. Dietas com consumos reduzidos de hidratos de carbono conseguem alcançar grandes perdas de peso inicialmente, mas após catorze dias essa taxa diminui. Dietas que se baseiam num elevado consumo de proteínas (macronutriente altamente saciante, que permite reduzir o consumo de outros macronutrientes mais densos caloricamente) não têm efeito significativo no peso [6].

Outra alternativa dietética é a substituição das refeições. As novas refeições são equilibradas nutricionalmente e possuem substitutos com baixa densidade calórica. Estas dietas têm elevados benefícios em termos de perda de peso comparativamente com as restrições calóricas tradicionais, apresentando uma maior diminuição do peso tanto ao fim de três meses como ao fim de um ano. No entanto, podem levar a um novo aumento de peso numa escala superior às restrições calóricas tradicionais. Contudo, a perda de peso total continua a ser superior neste tipo de dietas [6].

Não existe até ao momento nenhuma dieta que possa ser classificada como ótima para a perda de peso, sendo que a restrição da ingestão de calorias continua a ser o fator comum em todas elas, independentemente da composição em termos de macronutrientes. Assim, o Instituto Nacional para a Saúde e Cuidados de Excelência do Reino Unido propõem as seguintes orientações na escolha das dietas [13]:

1. Seleção de uma dieta com baixa ingestão de energia.
2. Recomendado um déficit de 600 kcal/dia para uma perda de peso sustentada, juntamente com uma supervisão intensiva por especialistas.
3. Considerar dietas com 800-1600 kcal/dia, mas garantir que são nutricionalmente completas.

4. Dietas com 200-800 kcal/dia não são recomendadas a não ser que haja uma necessidade clínica de perda rápida de peso.

Além do recurso a dietas com ingestão reduzida de calorias, em certas circunstâncias é recomendando o recurso a fármacos juntamente com a dieta e a prática de exercício físico. Os fármacos são recomendados apenas para pacientes com IMC $> 27 \text{ kg/m}^2$ com fatores de risco associados ou pacientes com IMC $\geq 30 \text{ kg/m}^2$. O tratamento com fármacos deve ser interrompido após três meses caso a perda de peso seja inferior a 5% [14].

Atualmente têm sido apresentados um conjunto de novos fármacos para o tratamento da obesidade. Estes dividem-se em três grupos dependendo da forma de atuação: agentes que atuam diretamente no sistema nervoso central, agentes que atuam especificamente no intestino e agentes que atuam de forma sistémica [6].

Por outro lado, quando as técnicas anteriores não têm sucesso é necessário recorrer a técnicas mais invasivas, tais como, as cirurgias bariátricas. Investigações recentes demonstraram que estas cirurgias alcançam excelentes resultados na perda de peso a longo prazo e na resolução de doenças como a diabetes. A redução do consumo de medicamentos para a diabetes permite ao Serviço Nacional de Saúde poupar milhões de euros, tornando estas cirurgias a melhor opção em termos económicos quando os pacientes possuem diabetes ou outras comorbidades [6].

A cirurgia bariátrica é assim um dos procedimentos mais eficazes no tratamento da obesidade. No Capítulo 1.2.2 serão apresentadas informações mais detalhadas sobre esta técnica, assim como as complicações que por vezes advêm destas cirurgias.

A endoscopia digestiva alta pode ser utilizada como alternativa para pacientes que não aceitam a cirurgia bariátrica, quer por receio aos riscos associados quer por preferirem estratégias terapêuticas menos invasivas. As técnicas terapêuticas que atualmente recorrem à endoscopia digestiva alta baseiam a sua ação na redução da capacidade gástrica ou na exclusão da zona proximal do intestino delgado, mimetizando os efeitos da cirurgia bariátrica. A principal limitação destas técnicas encontra-se no facto de, na maioria dos casos, o tratamento ser indicado para apenas um período de tempo finito, ao fim do qual o dispositivo gástrico deve ser removido [6]. Um exemplo de um método de tratamento endoscópico da obesidade é o balão intragástrico (BIG). O seu funcionamento será abordado no Capítulo 1.2.3.

Percebe-se assim que as terapias convencionais, como alterações no estilo de vida e a terapia com fármacos, continuam a ser técnicas importantes no tratamento da obesidade, no entanto os seus resultados no que toca à perda de peso são limitados. A dieta continua a ser um dos pontos mais importantes na perda de peso, mas a manutenção de uma dieta rigorosa é normalmente difícil devido à baixa saciedade.

Assim, a cirurgia bariátrica tem sido amplamente utilizada em diversos países, uma vez que permite um tratamento eficaz da obesidade juntamente com melhorias em diversas comorbidades [6, 12].

No que toca à obesidade pediátrica, vários estudos têm demonstrado que esta não se soluciona recorrendo apenas a alterações no estilo de vida. No entanto, as diversas preocupações com os riscos das cirurgias existentes, levam a uma limitação na recomendação da cirurgia bariátrica por parte dos pediatras. Assim, à medida que os novos procedimentos se tornam mais seguros, efetivos e menos invasivos, mais famílias e profissionais de saúde começam a aceitar a adoção de procedimentos mais efetivos no tratamento da obesidade pediátrica [9].

1.2.2 Cirurgia Bariátrica

Em Portugal define-se cirurgia bariátrica como uma intervenção cirúrgica para o tratamento da obesidade que abrange a colocação de uma banda gástrica, a realização de um *bypass* gástrico, a realização de uma gastrectomia linear (*sleeve*) e a realização de derivações bilio-pancreáticas, desde que associados a um diagnóstico de obesidade severa [15].

A cirurgia bariátrica é um dos procedimentos mais eficazes no tratamento da obesidade. O número de cirurgias realizadas tem vindo a aumentar, estimando-se que no ano de 2016 se tenham realizado cerca de 635 mil cirurgias bariátricas em todo o mundo [16].

Estas dividem-se em três grupos: cirurgias restritivas, mal-absortivas e mistas. As cirurgias restritivas limitam a ingestão de alimentos através da redução do volume do estômago. As cirurgias mal-absortivas limitam a absorção de nutrientes através do *bypass* de uma secção do intestino. As cirurgias mistas combinam as duas técnicas anteriores. Das diferentes técnicas de cirurgia bariátrica, destacam-se o *bypass* gástrico (Figura 1.1), a gastrectomia tubular (Figura 1.2), a banda gástrica ajustável (Figura 1.3) e a derivação bilio-pancreática por *switch* duodenal (Figura 1.4) [10].

Atualmente a Direção-Geral de Saúde recomenda o seguinte critério para a realização de uma cirurgia bariátrica [17]:

1. $IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$.
2. $IMC \geq 35 \text{ kg/m}^2$ com pelo menos uma comorbidade associada que pode melhorar com a perda de peso.
3. Idade entre os 18 e os 65 anos, inclusive.
4. Foram experimentadas outras técnicas para a perda de peso, durante, pelo menos, um ano, mas falharam.

5. A obesidade não é consequência de doença endócrina clássica.
6. O paciente é capaz de compreender o procedimento cirúrgico e está comprometido com um acompanhamento a longo prazo.
7. Ausência de distúrbios psiquiátricos.
8. Ausência de dependência a álcool e estupefacientes.

Além de todos os pontos anteriores estas cirurgias são aconselhadas em pacientes com IMC > 50 kg/m² [6].

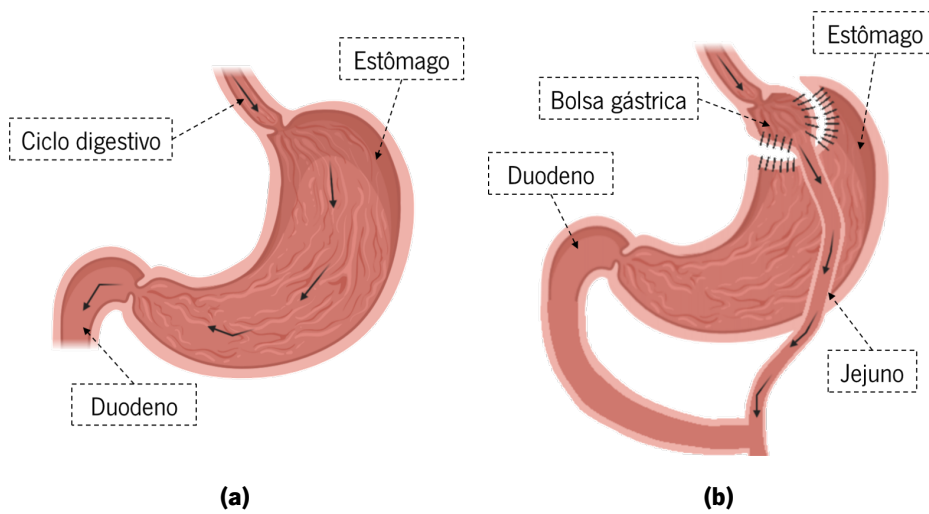


Figura 1.1: Bypass gástrico: a) antes da cirurgia, b) após a cirurgia.

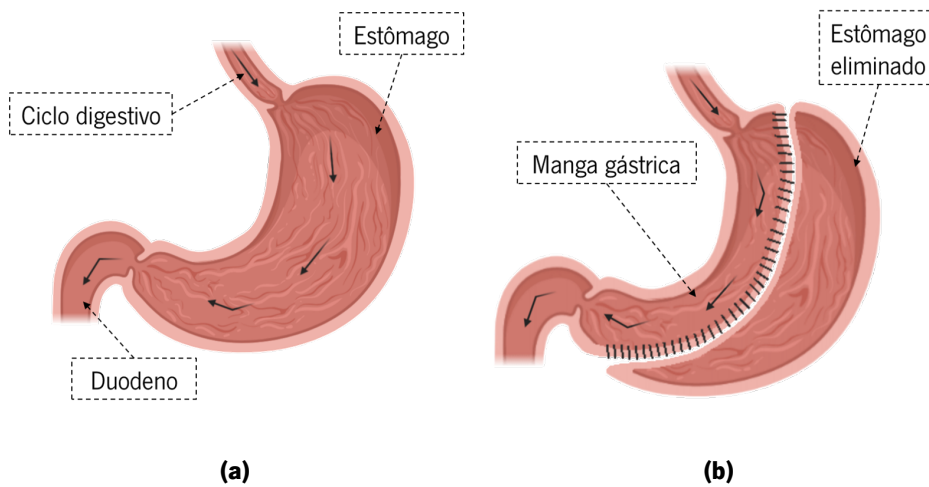


Figura 1.2: Gastrectomia tubular: a) antes da cirurgia, b) após a cirurgia.

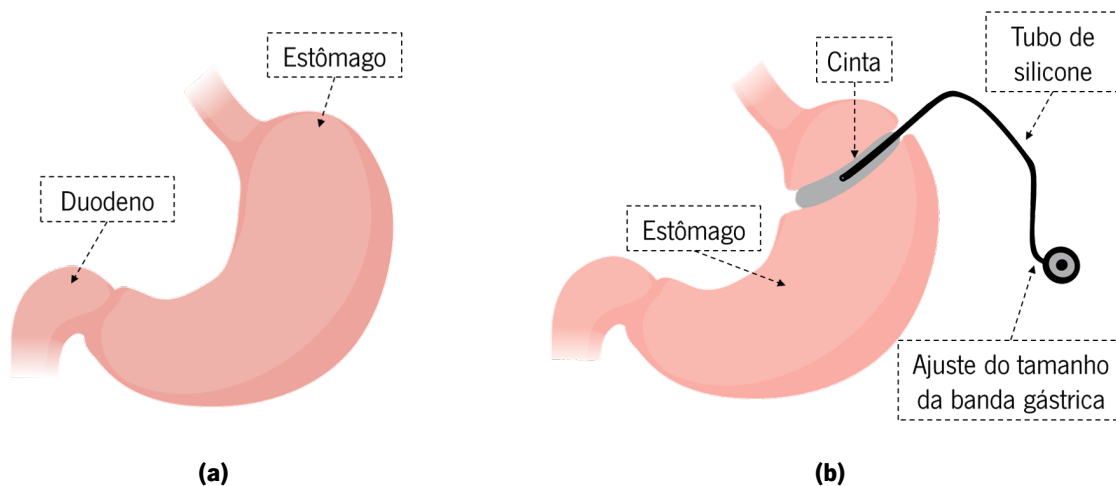


Figura 1.3: Banda gástrica ajustável: a) antes da cirurgia, b) após a cirurgia.

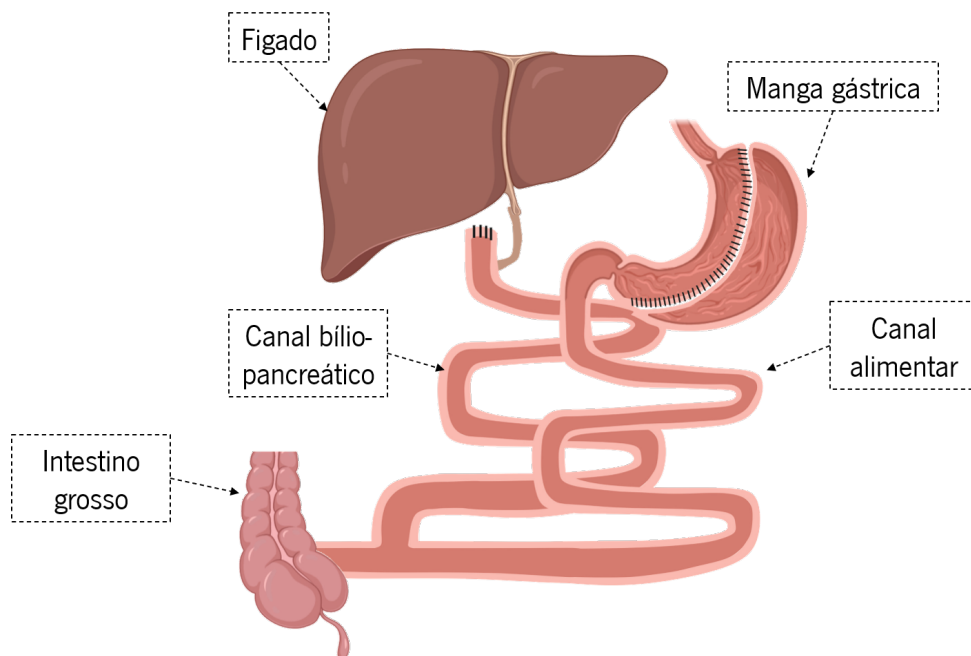


Figura 1.4: Derivação biliar-pancreática por *switch* duodenal.

No entanto, alguns estudos clínicos afirmam que estes procedimentos têm efeitos ósseos negativos, causando diminuição da densidade mineral óssea, aceleração do metabolismo ósseo e aumento do risco de fratura. Estas consequências podem-se justificar pelo facto destas intervenções, especialmente as que combinam métodos restritivos e mal-absortivos, provocarem uma absorção nutricional insuficiente, mais concretamente de cálcio, fosfato e vitamina D [10].

Além das consequências ósseas, alguns autores apontam que as cirurgias bariátricas podem afetar o sistema imunitário, potenciando o surgimento de doenças autoimunes. Em indivíduos geneticamente suscetíveis, a perda de peso rápida pode levar ao aparecimento destas doenças assim como de distúrbios

imunológicos. Apesar das investigações já realizadas são ainda necessárias mais avaliações para definir e comprovar os fatores de predisposição para o desenvolvimento destas alterações imunológicas [18].

Assim, apesar de ser um método eficaz no tratamento da obesidade, a cirurgia bariátrica comporta um conjunto de consequências negativas (procedimento muito invasivo, surgimento de problemas metabólicos, imunológicos e ósseos e elevadas taxas de complicações cirúrgicas e mortalidade) [19]. Este facto justifica a não aceitação destes procedimentos cirúrgicos quer por pacientes quer por médicos, em especial pediatras. Assim, têm sido desenvolvidas novas técnicas de cirurgia bariátrica que permitem procedimentos menos invasivos e mais seguros.

Uma das novas técnicas de cirurgia bariátrica é a plicatura gástrica laparoscópica (PGL). Esta baseia-se na redução do volume gástrico, aproximadamente 50 ml, dobrando o estômago em si mesmo. Este procedimento não recorre à remoção ou inserção de nenhum tipo de corpo estranho e é completamente reversível. Os resultados deste procedimento são mistos, uma vez que apesar de pouco invasivo, está associado em alguns casos a uma maior sensação de náuseas e a uma menor perda de peso, comparativamente com as técnicas tradicionais de cirurgia bariátrica. Alguns estudos afirmam que a PGL possui uma taxa de complicações superior, incluindo obstrução gástrica, rutura da linha de sutura e hemorragia gastrointestinal superior. Por outro lado, um estudo realizado nos Estados Unidos da América verificou que esta técnica é responsável pela redução do IMC na ordem dos 12% ao fim de 3 meses de tratamento e dos 29% ao fim de 36 meses, e por uma melhoria da condição psicológica dos pacientes (aumento do conforto físico e da autoestima e melhoria da vida social e familiar) [9].

Outra técnica nova é a gastroplastia endoscópica (GE). Neste procedimento, o estômago do paciente é reduzido recorrendo a um equipamento de sutura endoscópica inserido pela boca do paciente. O mecanismo é semelhante à PGL, no entanto está associado a uma menor taxa de complicações cirúrgicas e a um menor desconforto para o paciente. Um estudo realizado com 248 pacientes adultos apresentou uma taxa de complicações de 2%. Um outro estudo, que comparou a GE, a PGL e a banda gástrica verificou que a GE apresenta uma maior perda de peso comparativamente com a banda gástrica e uma menor incidência de complicações comparativamente com a PGL e a banda gástrica [9].

Por fim, outra técnica de cirurgia bariátrica, que tem vindo a ganhar mais atenção nos dias atuais, é o mini *bypass* gástrico laparoscópico. Esta técnica baseia-se na criação de um reservatório longo (comprimento entre 13 e 15 cm) e de um *loop* do jejuno até ao ligamento de Treitz criando uma gastro-jejunostomia. Esta técnica permite cirurgias mais rápidas e fáceis e menos complicações pós cirúrgicas. Apesar de tudo, existe algum ceticismo relativo ao uso deste procedimento, uma vez que há possibilidade de ocorrer refluxo da biliar [9].

1.2.3 Balões Intragástricos

O BIG é um método de tratamento endoscópico da obesidade introduzido em 1987. Esta técnica é considerada para pacientes que necessitam de perder peso através de métodos restritivos temporários quando formas mais conservadoras falham. O funcionamento baseia-se na colocação de um balão no interior do estômago, posteriormente insuflado por uma solução salina ou um gás. O BIG reduz o volume do estômago levando a uma sensação precoce de saciedade, reduzindo o volume de alimento ingerido [11]. Após o período de tratamento, o BIG é desinsuflado e removido do paciente. Tradicionalmente, é utilizada a endoscopia digestiva alta para auxiliar os procedimentos de colocação e remoção do BIG [20].

O volume de insuflação dos BIGs oscila normalmente entre 150 e 600 ml, embora os mais recentes utilizem volumes superiores (entre 500 e 900 ml) [21]. Os mais recentes apresentam uma eficácia superior, no entanto provocam normalmente mais efeitos secundários, como desconforto e náusea, obrigando a maioria dos pacientes a consumir analgésicos [22]. Desta forma, percebe-se que a utilização de volumes elevados alcança uma maior perda de peso, mas aumenta o desconforto. Assim, é importante que o BIG possua um volume ajustado a cada paciente permitindo a diminuição do desconforto e o aumento da eficácia do tratamento [22]. O tempo de tratamento varia geralmente entre 1 e 6 meses, podendo em alguns casos chegar aos 18 meses [23, 24].

Em 2019, Geliebter *et al.* tentou compreender a relação entre a colocação de um BIG e a redução na ingestão de comida. Concluiu que por cada ml do BIG menos 0,4 ml de comida líquida são ingeridos. Verificou ainda que a perda de peso é superior durante o período em que o paciente possui o BIG, diminuindo assim que o BIG é desinsuflado e retirado. Demonstrou também que o esvaziamento gástrico das refeições é mais demorado quando o paciente possui o BIG. Desta forma, o balão leva a uma perda de peso por dois processos, através da distensão gástrica e da redução da velocidade de esvaziamento gástrico. Por fim, verificou que caso se utilize um balão insuflado com uma solução salina ao invés de um gás, reduz-se mais o apetite, mas o desconforto é superior [22].

Em 2008, Mohamed *et al.* analisou a redução do peso e do IMC resultantes da terapia com um BIG. No estudo desenvolvido, o peso médio de 50 pacientes antes da colocação do BIG era $149,9 \pm 36,8$ kg. Após 6 meses, o peso médio dos pacientes reduziu para $133,5 \pm 34,3$ kg, correspondendo a uma perda de peso de aproximadamente 22%. O IMC diminuiu ao fim de 6 meses de $52,8 \pm 8,2$ kg/m² para $47 \pm 8,1$ kg/m², correspondendo a uma redução média de 5,8 kg/m². Com estes dados, pode-se afirmar que a terapia com BIG é um método eficaz na redução de peso em pacientes com obesidade mórbida [11].

Além de uma perda de peso durante o tratamento, o recurso ao BIG facilita a mudança no estilo

de vida, permitindo uma perda de peso duradoura e sustentável [11]. Apesar de ser um método eficaz, a terapia com BIG possui alguns riscos inerentes: náuseas e vômitos após a colocação do BIG e a possibilidade do BIG se mover, esvaziar e obstruir o trato gastrointestinal (GI) [11]. Por outro lado, a endoscopia digestiva alta, técnica utilizada na colocação e remoção do BIG, é desconfortável e pode ferir o paciente.

A endoscopia é uma técnica que permite a inspeção, manipulação e tratamento de órgãos internos, sem necessidade de realizar incisões no paciente. É realizada em órgãos ocos que se encontram conectados ao exterior por orifícios naturais [25]. A endoscopia do trato GI teve início por volta do século XIX, mas somente na primeira metade do século XX foram apresentados os primeiros endoscópios semirrígidos. Em 1958 foram introduzidos os endoscópios flexíveis de fibra ótica, chegando-se assim à endoscopia moderna. Estes procedimentos podem levar a algumas complicações, elevando assim os riscos aos quais o paciente está exposto. Estas complicações têm maior incidência quando se realizam procedimentos terapêuticos, podendo ser minimizada com formação e aquisição de competências por parte dos profissionais de saúde. As complicações podem ocorrer antes do procedimento, resultantes da sedação e anestesia tópica, ou durante o procedimento, com o risco agravado de perfurações, hemorragias e de transmissão de doenças infecciosas. A maioria das complicações estão relacionadas com o procedimento, mais concretamente com a presença mecânica do endoscópio [26].

1.3 Endoscopia por Cápsula

O intestino delgado é um órgão longo, tortuoso e livremente móvel na cavidade abdominal, que dificulta a realização de endoscopias recorrendo aos endoscópios convencionais [25]. É possível visualizar parte do intestino delgado recorrendo a um enteroscópio, no entanto o procedimento é seriamente limitado pelo desconforto e alcance [27]. Assim, os exames de imagiologia que se realizam ao intestino delgado recaem normalmente sobre métodos radiológicos, como a radiografia com contraste, a tomografia computadorizada, a ressonância magnética e a angiografia [25].

A cápsula endoscópica veio revolucionar a endoscopia. Por um lado, possibilitou a observação direta por endoscopia de um órgão de grande importância como o intestino delgado, e por outro permitiu a realização da endoscopia de uma forma mais confortável (sem dor e sem sedação) e com menos riscos para o paciente. A cápsula endoscópica tornou-se assim uma ferramenta importante no diagnóstico de doenças GIs, como hemorragias, a doença inflamatória intestinal, o cancro colorretal e esófago de Barrett [28].

1.3.1 Estado da Arte

A invenção do transistor tornou possível o desenvolvimento de dispositivos médicos ingeríveis capazes de estudar parâmetros fisiológicos do trato GI, tais como a temperatura, a pressão e o pH. Estes equipamentos foram apresentados em 1950 constituindo a primeira ideia de cápsula ingerível [27]. Atualmente existe um conjunto de cápsulas com estas capacidades, cujas principais diferenças se encontram nos sensores que possuem e na autonomia, e as principais semelhanças no comprimento e na utilização de comunicação por radiofrequência (RF). A Tabela 1.2 apresenta as principais características destas cápsulas sem capacidade de aquisição de imagem.

A *Mouth to Anus*, primeira cápsula endoscópica com sensor de imagem, foi apresentada em 2000 pela *Given Imaging Ltd.* (atual *Medtronic*) e aprovada pela *Food and Drug Administration* (FDA) em 2001. Foi desenvolvida com o objetivo de permitir um novo tipo de endoscopia, menos dolorosa e que possibilitava a visualização de todo o intestino delgado. As dimensões reduzidas, 11 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento, permitiam que todo o trato GI, desde a boca até ao ânus, fosse visualizado. Possuía uma lente de focagem, quatro *light emitting diode* (LED) de luz branca e um sensor de imagem do tipo *complementary metal oxide silicon* (CMOS) capaz de adquirir duas imagens por segundo (*frames per second* - FPS) à medida que a cápsula percorria o trato GI, sem a necessidade de insuflar o intestino.

Tabela 1.2: Especificações técnicas das cápsulas sem capacidade de aquisição de imagem existentes comercialmente [28–34].

Modelo (Empresa)	Comprimento (mm)	Diâmetro (mm)	Sensores	Duração da bateria (horas)	Comunicação	Aprovação FDA (Ano)
<i>SmartPill</i> (Medtronic)	26	13	Pressão pH Temperatura	120	RF	Sim (2006)
<i>BRAVO</i> (Medtronic)	26	6,3	pH	48	RF	Sim (2010)
<i>MTS2</i> (Motilis)	20	8	Motilidade	—	—	—
<i>Hemopill</i> (Ovesco)	25,5	6,5	Ótico de sangue	—	RF	—
<i>Intellicap</i> (Medimetrics)	27	11	pH Temperatura	48	RF	Não

Um transmissor de RF a 434,1 MHz transmitia as imagens para antenas exteriores, colocadas no corpo do paciente. Possuía duas baterias de óxido de prata que possibilitavam mais de 5 horas de gravação contínua [27, 28].

Posteriormente foram desenvolvidas e apresentadas outras cápsulas. Estas cápsulas possuem um funcionamento semelhante, variando sobretudo no número, na tecnologia (*charge-coupled device* (CCD) ou CMOS) e na localização dos sensores de imagem, nos FPS, no campo de visão, na autonomia e na tecnologia de comunicação (RF, *universal serial bus* (USB) ou campo elétrico). Na Tabela 1.3 são apresentadas as principais características de algumas destas cápsulas.

A rapidez com que a cápsula endoscópica percorre toda a extensão do esófago levou ao desenvolvimento de uma cápsula dedicada à sua visualização. Atualmente existe apenas uma cápsula aprovada pela FDA para a realização desse exame, a *PillCam ESO*. Esta cápsula, apresentada em 2004 pela *Given Imaging Ltd.*, está equipada com dois sensores de imagem (um em cada extremidade da cápsula) de forma a aumentar o número de imagens adquiridas e melhorar a deteção de patologias [28].

O movimento aleatório das cápsulas no interior do cólon, devido às dimensões elevadas do seu lúmen, dificulta a obtenção de imagens de boa qualidade. Assim, foram posteriormente desenvolvidas cápsulas dedicadas à visualização do cólon. A principal diferença entre estas cápsulas e as utilizadas para analisar o intestino delgado é a capacidade que estas possuem de adquirir imagens nas duas extremidades, a autonomia superior, a capacidade de apresentar taxas de obtenção de imagens variáveis e as dimensões ligeiramente superiores. Um exemplo de uma destas cápsulas é a *COLON2*, desenvolvida pela *Medtronic*, cujas características podem ser consultadas na Tabela 1.3 [28].

A maioria das cápsulas endoscópicas existentes atualmente utilizam tecnologia de imagem com luz branca, ou seja, utilizam luz no espectro visível para iluminar e visualizar o trato GI, limitando-se assim à inspeção visual da mucosa. Nos últimos anos, têm sido realizadas diversas investigações para integrar outras modalidades de deteção. Estas novas tecnologias visam principalmente aumentar a deteção de microlesões na mucosa e de patologias na submucosa. Outros estudos têm tentado integrar sensores que avaliem parâmetros fisiológicos ou detetem novos biomarcadores que permitam melhorar a sensibilidade e a especificidade do exame. Uma outra limitação das cápsulas atuais é a ausência de capacidades terapêuticas [28].

Assim, o futuro das cápsulas para o trato GI passa pela integração de outros métodos de análise, além da simples observação da mucosa, e na integração de capacidades terapêuticas.

Tabela 1.3: Especificações técnicas das cápsulas endoscópicas com capacidade de aquisição de imagem existentes comercialmente [25, 28, 29, 33, 35–40].

Modelo (Empresa)	Dimensões (Comprimento / Diâmetro)	Sensor de Imagem	FPS	Campo de Visão	Duração da bateria (horas)	Comunicação	Aprovação FDA (Ano)
<i>ESQ2 (Medtronic)</i>	26 mm / 11 mm	2xCMOS	18	312°	0,5	RF	Sim (2007)
<i>ESQ3 (Medtronic)</i>	26 mm / 11 mm	2xCMOS	35	172°	0.5	RF	Sim (2011)
<i>COLON2 (Medtronic)</i>	32,3 mm / 11.6 mm	2xCMOS	4-35	344°	10	RF	Sim (2014)
<i>UGI (Medtronic)</i>	32,3 mm / 11.6 mm	2xCMOS	18-35	344°	1,5	RF	Sim (2014)
<i>SB (Medtronic)</i>	26 mm / 11 mm	CMOS	2	140°	8	RF	Sim (2001)
<i>SB-2 (Medtronic)</i>	26 mm / 11 mm	CMOS	2	156°	9	RF	Sim (2007)
<i>SB-3 (Medtronic)</i>	26,2 mm / 11,4 mm	CMOS	2-6	156°	11-12	RF	Sim (2013)
<i>EC1 (Olympus)</i>	26 mm / 11 mm	CCD	2	145°	8	RF	Sim (2007)
<i>EC1-S10 (Olympus)</i>	26 mm / 11 mm	CCD	2	160°	12	RF	Sim (2018)
<i>OMOM2 (Jinshan Science and Technology)</i>	25,4 mm / 11 mm	—	2	140°	6-8	RF	—
<i>CapsoCam Plus (CapsoVision)</i>	31 mm / 11 mm	4xCMOS	20	360°	15	USB	Não
<i>MicroCam (Intromedic)</i>	24,5 mm / 10,8 mm	CMOS	3	170°	11-12	Campo elétrico	Sim (2012)

1.4 Motivação e Objetivos

Sendo a obesidade uma doença que afeta um número cada vez mais elevado de pessoas, é importante desenvolver métodos que permitam o seu tratamento de uma forma eficaz e com o menor número de complicações e risco possível.

A cirurgia bariátrica é um dos procedimentos mais eficazes para o tratamento deste problema, no

entanto pode provocar problemas metabólicos e cirúrgicos e apresenta uma elevada taxa de mortalidade e morbidez.

Uma alternativa à cirurgia bariátrica é a colocação de um BIG. No entanto, a tradicional colocação e remoção do BIG por endoscopia é desconfortável e pode causar danos graves no paciente.

O aparecimento da cápsula endoscópica veio revolucionar a endoscopia tornando possível a realização de um exame indolor, sem anestesia e capaz de visualizar todo o trato GI. O desenvolvimento de novas cápsulas passa pela integração de métodos terapêuticos, substituindo assim o endoscópio nestas tarefas.

Com este trabalho pretende-se desenvolver uma cápsula ingerível (sem sensor de imagem) com um balão insuflável para realizar o tratamento da obesidade. Esta será capaz de colocar um BIG de forma confortável e segura. O processo de insuflação do balão é acionado magneticamente com recurso a ímãs permanentes, utilizando uma reação ácido-base para produzir CO_2 e insuflar o balão após a cápsula alcançar o estômago. Após o período de tratamento, o balão é esvaziado magneticamente permitindo a saída do gás do balão para o estômago. Após a desinsuflação do balão, a cápsula é expulsa naturalmente do organismo do paciente.

1.5 Organização da Dissertação

O presente documento encontra-se dividido em cinco capítulos.

Neste primeiro capítulo foram introduzidos os principais conceitos relativos à obesidade, assim como o estado da arte das técnicas usadas no seu tratamento. Foram descritas com mais detalhe as técnicas de tratamento mais utilizadas atualmente. Foram abordados também os conceitos gerais relativos às cápsulas endoscópicas e o estado da arte das mesmas. Por fim, apresentou-se a motivação e os objetivos do presente trabalho.

No capítulo 2 são apresentados os fundamentos teóricos relativos a dois temas de grande importância para este trabalho, as reações ácido-base e os campos magnéticos permanentes. Assim, são explicados os conceitos químicos que regem as reações ácido-base, bem como os conceitos físicos que regem os campos magnéticos permanentes.

O capítulo 3 aborda, numa primeira fase, os dois *designs* da cápsula com balão insuflável. De seguida, são apresentadas simulações pelo método dos elementos finitos (MEF) que permitem avaliar o funcionamento de cada um dos *designs*. Por fim, são apresentadas as técnicas utilizadas no fabrico do corpo da cápsula e do balão insuflável.

No capítulo 4 são apresentados todos os resultados obtidos nas diversas experiências práticas. Ini-

cialmente, são apresentados os resultados dos volumes de CO₂ produzidos por um conjunto de reações ácido-base. De seguida, são analisados os resultados obtidos no fabrico do corpo da cápsula e do balão. São ainda apresentados os resultados da caracterização mecânica dos balões insufláveis produzidos. São apresentados ainda os resultados obtidos das medições de densidade de fluxo magnético na presença de diversos magnetes permanentes, bem como os resultados obtidos em testes com um protótipo desenvolvido.

Por fim, o capítulo 5 apresenta as conclusões inerentes à realização do trabalho apresentado nesta dissertação. Face aos resultados apresentados é proposto o trabalho futuro.

No final dos cinco capítulos são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

A cápsula desenvolvida baseia o seu funcionamento em dois fenómenos: campos magnéticos permanente e reações ácido-base. As reações ácido-base são utilizadas como fonte de gás para insuflar o balão gástrico. Os campos magnéticos permanentes são utilizados como forma de acionar os mecanismos de insuflação e desinsuflação da cápsula.

Neste segundo capítulo serão abordados os princípios teóricos nos quais se baseiam as reações ácido-base e os campos magnéticos, mais concretamente, os campos magnéticos permanentes. Serão ainda explorados os fundamentos do MEF. O MEF será utilizado em simulações de acionamento dos mecanismos de insuflação e desinsuflação.

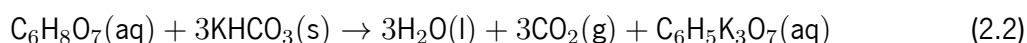
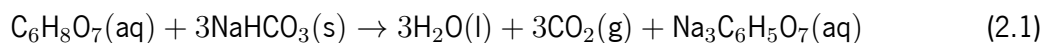
2.1 Reações Ácido-Base

No início do século XIX o químico sueco Svante Arrhenius apresentou as primeiras definições de ácido e base. Um ácido foi definido como uma substância que liberta iões de hidrogénio (H^+) quando dissolvida em água. Uma base foi descrita como uma substância que cede iões hidróxido (OH^-) quando dissolvida em água [41].

As definições de Arrhenius, verificáveis apenas em soluções aquosas, são limitadas e desafiadas pelo químico dinamarquês Johannes Brønsted em 1932. Os ácidos passaram a ser definidos como doadores de prótons e as bases como aceitadores [41].

Investigações posteriores permitiram perceber que os ácidos são substâncias que reagem com certos metais produzindo hidrogénio gasoso. Estes podem também reagir com carbonatos e bicarbonatos, tais como o bicarbonato de potássio ($KHCO_3$) e o bicarbonato de sódio ($NaHCO_3$), produzindo dióxido de

carbono no estado gasoso [41]. De seguida, apresentam-se dois exemplos de reações ácido-base, sendo a base um bicarbonato. Na Equação 2.1 apresenta-se a reação do ácido cítrico ($C_6H_8O_7$) com o $NaHCO_3$ e na Equação 2.2 a reação do $C_6H_8O_7$ com o $KHCO_3$.



As Equações 2.1 e 2.2, demonstram que é possível produzir um gás (CO_2) a partir de uma reação ácido-base. Como analisado no capítulo 1, o BIG pode ser insuflado com um gás como, por exemplo, o CO_2 . Aliás, o CO_2 é uma excelente opção, pois quando libertado na cavidade gástrica, no momento da desinsuflação, é rapidamente absorvido, diminuindo o desconforto para o paciente após o tratamento [42].

Relativamente à seleção da reação ácido-base a utilizar para insuflar o balão é importante ter três fatores em consideração:

1. A reação deve ter um alto rendimento (produzir um grande volume de CO_2 necessitando de uma pequena quantidade de reagentes) [23].
2. O ácido e a base utilizados, nas quantidades e concentrações necessárias para a reação, não devem causar reações adversas nos pacientes.
3. A reação deve ser rápida o suficiente para garantir que o balão atinge um diâmetro superior ao tamanho do esfíncter pilórico (12,8 mm em média para pacientes sem patologias e 16 mm em média para pacientes com úlceras gástricas) num tempo máximo de 15 minutos [23].

Respeitando a primeira condição, é garantida a capacidade de se insuflar um BIG até um volume considerável, apesar do volume disponível para os reagentes ser limitado. Obedecendo à segunda condição, garante-se que no caso de uma anomalia que provoque o contacto direto dos reagentes com o paciente, a integridade deste não é posta em causa. Cumprindo a terceira condição, é assegurada a não expulsão da cápsula do estômago antes do término do tratamento.

O ácido cítrico está presente em diversos alimentos de uma forma natural, sendo ingerido regularmente. Este ácido, assim como o bicarbonato de sódio, o bicarbonato de potássio e os produtos das

reações destes, têm o seu uso em seres humanos aprovado pela FDA, não estando limitados em termos de concentrações máximas [23, 43]. Estes reagentes são por isso excelentes opções para reações ácido-base utilizadas na insuflação de balões gástricos.

O bicarbonato de potássio é um composto de elevado risco para pacientes com problemas cardíacos e renais. Uma fuga deste composto para a cavidade gástrica de um paciente com uma condição deste tipo pode causar a sobrecarga do sistema regulador de potássio, levando a problemas cardíacos. De notar, que este risco é reduzido, uma vez que numa situação normal este composto não entrará em contacto com o paciente, no entanto é um perigo sempre presente [23, 43]. Assim, a utilização do bicarbonato de sódio em detrimento do bicarbonato de potássio deverá ser uma opção a considerar para estes pacientes.

Além do ácido e da base é necessário um solvente, como por exemplo a água, para dissociar os iões e providenciar um meio para a reação ocorrer. No entanto, a partir de um certo volume, o benefício da adição de mais solvente diminui, ocorrendo apenas um aumento do volume dos reagentes sem qualquer benefício para a rentabilidade da reação. Assim, é necessário perceber qual a concentração de ácido cítrico que permite obter a reação mais rentável [23, 43].

De referir que o bicarbonato de potássio possui uma solubilidade superior à do bicarbonato de sódio, como tal é esperado que a reação deste produza um volume de CO₂ superior [43].

Em 2016, Do *et al.* avaliou qual a concentração de ácido cítrico e qual base (bicarbonato de sódio ou bicarbonato potássio) que permitem alcançar a reação mais rápida e rentável, ou seja, a reação que alcança um volume final de CO₂ superior no menor intervalo de tempo. Para tal, testou três concentrações de ácido cítrico. Uma vez que a concentração de saturação do ácido cítrico é aproximadamente 59,2%, Do *et al.* realizou experiências com ácido cítrico a uma concentração máxima de 60%, utilizando como comparação concentrações de 50% e 40%. As Tabelas 2.1 e 2.2 e a Figura 2.1 apresentam os resultados deste estudo. De referir que os valores do rendimento das reações e das concentrações do ácido, apresentados nas Tabelas 2.1 e 2.2, são calculados a partir das Equações 2.3 e 2.4, respetivamente [23].

$$\text{Rendimento} = \frac{\text{Volume de CO}_2 \text{ final (ml)}}{\text{Volume de ácido (ml)} + \text{Volume de base (ml)}} \quad (2.3)$$

$$\text{Concentração} = \frac{\text{Massa de soluto (g)}}{\text{Volume de solução (ml)}} \times 100\% \quad (2.4)$$

Tabela 2.1: Volume de CO₂ final e rendimento da reação do ácido cítrico, a diferentes concentrações, com o bicarbonato de potássio [23]

Concentração (%)	Volume de Ácido (ml)	Volume de Base (ml)	Volume de CO ₂ Final (ml)	Rendimento
40	0,85	0,22	106,48	100,33
50	0,66	0,22	100,06	114,18
60	0,54	0,22	89,51	118,04

Tabela 2.2: Volume de CO₂ final e rendimento da reação do ácido cítrico, a diferentes concentrações, com o bicarbonato de sódio [23]

Concentração (%)	Volume de Ácido (ml)	Volume de Base (ml)	Volume de CO ₂ Final (ml)	Rendimento
40	0,85	0,26	111,31	100,92
50	0,66	0,26	97,15	105,84
60	0,54	0,26	88,19	110,25

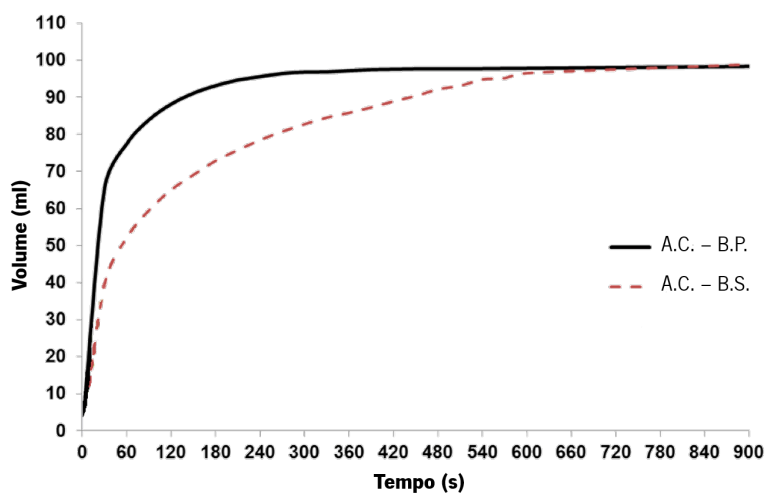


Figura 2.1: Volume produzido pelas reações ácido-base ao longo do tempo: A.C. - B.P. - reação entre o ácido cítrico (60%) e o bicarbonato de potássio, A.C. - B.S. - reação entre o ácido cítrico (60%) e o bicarbonato de sódio (adaptado de [23]).

Os dados das Tabelas 2.1 e 2.2 revelam que a concentração de ácido cítrico que permite obter um maior rendimento é de 60%. Por outro lado, a reação entre o ácido cítrico e o bicarbonato de potássio é

aquela que possui um maior rendimento. A Figura 2.1 mostra que ambas as reações atingem um volume final muito próximo, no entanto a reação entre o ácido cítrico e o bicarbonato de potássio atinge o volume final mais rapidamente do que a reação com o bicarbonato de sódio.

2.2 Simulação de Campos Magnéticos Permanentes

Os campos magnéticos permanentes são utilizados como forma de acionamento das válvulas da cápsula. O acionamento magnético permite ultrapassar uma das maiores limitações atuais das cápsulas ingeríveis, a autonomia energética. Assim, existe a necessidade de se estudar os campos magnéticos permanentes para se comprovar o funcionamento dos sistemas de insuflação e desinsuflação. Para tal, recorreu-se ao *software COMSOL Multiphysics* para se realizar um conjunto de simulações MEF.

Para melhor compreensão das simulações MEF realizadas, procede-se de seguida ao estudo do funcionamento dos campos magnéticos permanentes e das simulações pelo MEF.

2.2.1 Campos Magnéticos Permanentes

Os campos magnéticos (H) são gerados sempre que existem cargas elétricas em movimento, e.g. corrente elétrica num fio condutor. No entanto, os ímãs permanentes também os produzem. Nesta situação não existe corrente elétrica convencional, mas sim movimento orbital e *spin* de eletrões, conhecidos como *Ampèrian currents*. Estes movimentos produzem um campo magnético no exterior do material e magnetização (M) no interior [44]. Assim, é possível produzir um campo magnético a partir da estrutura microscópica de um material, denominando-se esse material de ímã [45].

Quando numa região está presente um campo magnético, ocorre uma alteração da energia desse local e a formação de um gradiente de energia capaz de exercer uma força. Essa força é detetável de diversas formas, tais como através da aceleração de uma carga elétrica em movimento nesse campo, da força num condutor de corrente, do torque num dipolo magnético (ímã), ou da reorientação dos *spins* dos eletrões de determinados materiais [44]. Assim, um campo magnético consiste na alteração da energia de uma região que dá origem a uma força magnética [45].

Nas regiões onde está presente um campo magnético existe também um fluxo magnético (ϕ). Todas as partículas magnéticas que se encontram sob a influência do campo alinham-se na direção desse fluxo. O fluxo magnético é considerado uma consequência da existência do campo magnético, sendo o seu valor para um determinado campo numa determinada região dependente das propriedades dessa região [44].

A magnetização de um material, referida anteriormente como a propriedade presente no interior de

um material quando este se encontra sob a influência de um campo magnético, consiste no valor do momento magnético (m) por unidade de volume (V) (Equação 2.5) [44]. O momento magnético é a quantidade mais elementar do magnetismo no estado sólido. Este está associado sobretudo ao *spin* de cada elétron, existindo também contribuições por parte dos movimentos orbitais em volta do núcleo. Na maioria dos materiais estes momentos cancelam-se, apenas alguns metais de transição e iões são capazes de reter um momento resultante na escala atômica [46]. O valor da magnetização resulta assim da reorientação dos momentos magnéticos por ação de um campo magnético [44].

$$M = \frac{m}{V} \quad (2.5)$$

Quando se aumenta a intensidade do campo magnético indefinidamente, a magnetização alcança a saturação. Esta situação ocorre quando todos os dipolos magnéticos no interior de um material se encontram alinhados paralelamente na direção do campo. O valor da saturação magnética depende da magnitude dos momentos magnéticos atômicos existentes no material e do número de átomos por unidade de volume [44].

A indução magnética (B) consiste na resposta de um meio quando exposto a um campo magnético. Todos os meios respondem ao campo magnético com uma indução magnética. A relação entre a indução magnética e o campo magnético é uma propriedade do material denominada de permeabilidade magnética (μ). O vazio também possui uma permeabilidade magnética, sendo esta uma constante universal ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m). Através dos valores da permeabilidade magnética do meio e da permeabilidade magnética do vazio (μ_0) é possível determinar a permeabilidade magnética relativa (μ_r) (Equação 2.6). A permeabilidade magnética relativa permite compreender de que forma um material altera o valor da indução magnética comparativamente com o valor que se obteria no vazio [44].

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (2.6)$$

O valor da indução magnética resulta de duas contribuições, uma resultante do campo magnético e uma que advém da magnetização do meio. Estas duas propriedades contribuem de forma igual para a indução magnética, sendo que quando ambas estão presentes as suas contribuições somam-se. O valor da indução magnética no vazio é obtido através da Equação 2.7. A contribuição da magnetização do material para a indução magnética é dada pela Equação 2.8. Assim, o valor da indução magnética

consiste na soma destas duas contribuições (Equação 2.9) [44].

$$B_0 = \mu_0 \cdot H \quad (2.7)$$

$$B = \mu \cdot M \quad (2.8)$$

$$B = \mu \cdot (H + M) \quad (2.9)$$

Quando um material magnetizado é retirado da influência do campo magnético, a indução magnética que se mantém é denominada indução magnética remanescente (B_r). A magnetização restante é conhecida por magnetização remanescente (M_r). A relação entre os dois valores é apresentada na Equação 2.10 [44, 45].

$$B_r = \mu \cdot M_r \quad (2.10)$$

O valor da remanescência de um material depende do seu valor de saturação magnética e coercividade. A coercividade consiste no valor do campo magnético reverso que é necessário aplicar ao material para que a indução magnética seja reduzida a zero. A coercividade é extremamente dependente das condições da amostra, sendo afetada, por exemplo, pelo calor e deformação a que a amostra é sujeita [44, 45].

A indução magnética pode ser representada por linhas de fluxo magnético. Estas linhas ajudam a visualizar a direção e a força do campo magnético, formando sempre um caminho fechado, ou seja, o número de linhas que entra numa superfície fechada é igual ao número de linhas que sai. Esta condição verifica-se, pois, até ao momento, não existem evidências científicas que comprovem a existência de polos magnéticos isolados. A Figura 2.2b apresenta as linhas de fluxo magnético em volta de um ímã em forma de barra [44]. Na Figura 2.2a é possível observar o traçado das linhas de campo magnético em volta de um ímã do mesmo tipo. Estas deslocam-se sempre do polo norte para o polo sul [45]. As linhas de campo magnético e as linhas de indução magnética são semelhantes no exterior do ímã,

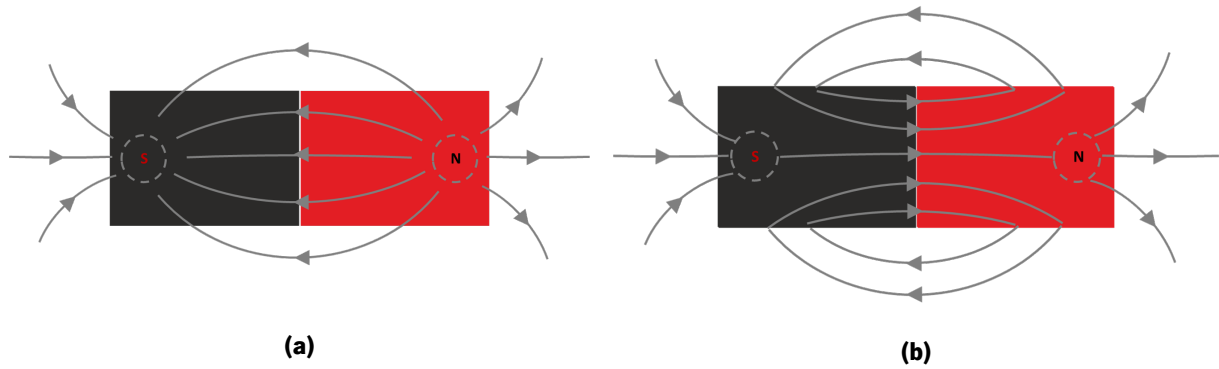


Figura 2.2: a) Linhas de campo magnético na zona de influência de um ímã em forma de barra, b) linhas de fluxo magnético na zona de influência de um ímã em forma de barra.

mas muito diferentes no interior. No exterior são iguais, pois nesta região aplica-se a Equação 2.7. No interior do material estas são diferentes, pois existe magnetização do material, tal como surge na Equação 2.9 [44].

Os materiais podem ser divididos tendo em conta as suas propriedades magnéticas. Os três principais grupos são: materiais diamagnéticos, materiais paramagnéticos e materiais ferromagnéticos. A divisão tem por base a análise de uma propriedade magnética dos materiais denominada de suscetibilidade magnética (χ). A suscetibilidade magnética consiste na relação entre a magnetização e o campo magnético (Equação 2.11) [44].

$$\chi = \frac{M}{H} \quad (2.11)$$

A suscetibilidade magnética está também fortemente relacionada com a permeabilidade magnética relativa através da Equação 2.12 [44].

$$\mu_r = \chi + 1 \quad (2.12)$$

O valor da suscetibilidade magnética pode também ser apresentado como suscetibilidade magnética mássica (χ_m). Este valor relaciona-se com a suscetibilidade magnética através da Equação 2.13 [47]

$$\chi = \chi_m \cdot \rho \quad (2.13)$$

Os materiais diamagnéticos apresentam um valor baixo e negativo de suscetibilidade magnética, tendo uma resposta magnética oposta ao campo magnético aplicado. Materiais para os quais a suscetibilidade magnética é reduzida e positiva são denominados de paramagnéticos. Estes possuem uma magnetização pequena, mas alinhada paralelamente com a direção do campo magnético. Por fim, os materiais ferromagnéticos possuem uma suscetibilidade positiva e muito superior a um. Estes materiais são capazes de gerar elevados valores de indução magnética a partir de campos magnéticos reduzidos. Possuem ainda uma elevada capacidade de retenção de magnetização, ou seja, uma vez expostos a um campo magnético são capazes de reter essa magnetização mesmo após a remoção do campo, funcionando como uma fonte de campo magnético (ímã) [44].

Nos materiais ferromagnéticos, a suscetibilidade e a permeabilidade magnética não são constantes. Os seus valores são fortemente afetados pelo campo magnético a que o material está sujeito bem como pelos campos magnéticos a que o material esteve sujeito no passado. Assim, a forma mais comum de representar as propriedades magnéticas destes materiais é através de curvas que apresentam os valores da indução magnética para diferentes campos magnéticos.

Relativamente ao fenómeno físico de magnetização dos materiais, a diferença entre um material magnetizado e desmagnetizado não se encontra na existência ou não de momentos magnéticos, mas sim na sua orientação (Figura 2.3). Um material desmagnetizado apresenta momentos atômicos orientados aleatoriamente, mas assim que é magnetizado ocorre o seu alinhamento. Nos materiais ferromagnéticos existe alinhamento de momentos magnéticos em determinados volumes (domínios) mesmo no estado desmagnetizado. No entanto, esses domínios encontram-se desalinhados entre si (Figura 2.3a). A magnetização de materiais ferromagnéticos consiste no processo de reorientar esses volumes paralelamente (Figura 2.3b). Assim, uma outra diferença entre os materiais paramagnéticos e ferromagnéticos é o facto de nos materiais paramagnéticos não existir um ordenamento dos momentos magnéticos em domínios [44].

Os materiais mais indicados para a produção de ímãs permanentes são os que apresentam elevados valores de remanescência e coercividade magnética. Estas propriedades dão-lhes a capacidade de reter o máximo de magnetização e de dificilmente serem desmagnetizados [44, 48]. Devem ainda possuir uma permeabilidade magnética reduzida, garantindo a orientação dos seus dipolos fixa mesmo sob a influência de um campo magnético externo forte [48]. Os ímãs de liga de neodímio-ferro-boro ($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$) são os que atualmente possuem as melhores características, apresentando elevados valores de remanescência ($>1\text{ T}$) e de coercividade magnética ($>880 \times 10^3\text{ A/m}$) [44, 45, 49]. A temperatura máxima de operação destes ímãs é $80\text{ }^\circ\text{C}$ [45]. Estes possuem uma excelente relação entre o peso

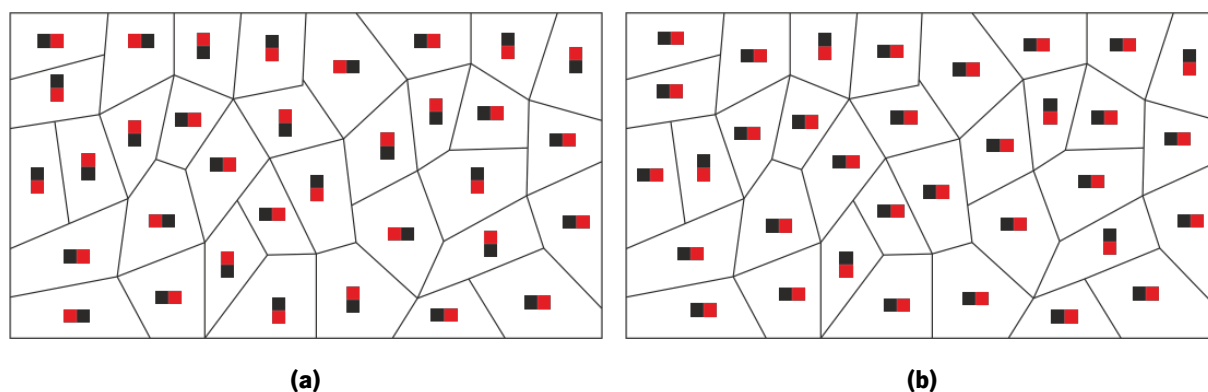


Figura 2.3: Domínios de um material ferromagnético: a) material ferromagnético desmagnetizado, b) material ferromagnético magnetizado.

e a indução magnética, tornando-os competitivos em termos de custos. As ligas que servem de base a estes magnetes são altamente suscetíveis à corrosão, revelando uma grande necessidade de se proceder ao seu revestimento [49]. As propriedades dos magnetes produzidos industrialmente podem variar com diversos fatores, como o tratamento metalúrgico, o processamento do material e a composição química [44].

A utilização de um magnete permanente em detrimento de um eletromagnete apresenta diversas vantagens. Uma delas é o elevado rácio entre força e volume. Os magnetes permanentes são capazes de gerar, para um determinado volume, forças eletromagnéticas mais elevadas do que os eletromagnetes. Assim, os magnetes permanentes são os mais adequados para aplicações cujo volume disponível é limitado. Outra vantagem é a permanência do campo magnético gerado. Os magnetes permanentes geram um campo magnético indefinidamente sem a necessidade de uma fonte de energia. A fonte de energia necessária para os eletromagnetes leva a um aumento do volume, peso e complexidade do equipamento necessário. Assim, o uso de magnetes permanentes permite simplificar os mecanismos utilizados e gerar forças eletromagnéticas maiores [24, 50].

2.2.2 Simulação pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)

Atualmente, no processo de *design* de um dispositivo ou componente eletromagnético, recorre-se com frequência a análises computacionais de distribuição de campos magnéticos para avaliar a performance dos mesmos. Estas análises tornam o processo de *design* menos dispendioso e permitem detetar problemas numa fase inicial. Os métodos analíticos têm um uso limitado, uma vez que os problemas práticos são, normalmente, complexos. Esta complexidade leva a que a integração de equações diferenciais seja difícil e em certas circunstâncias impossível. Neste caso, a solução analítica só pode ser obtida

criando um modelo simplificado. No entanto, na grande maioria dos casos, é preferível obter uma solução aproximada do modelo real em vez de uma solução exata para um modelo simplificado, pois as soluções aproximadas obtidas através de métodos numéricos refletem melhor a realidade do que soluções exatas de modelos simplificados. No que toca aos métodos experimentais, estes são dispendiosos no que ao tempo diz respeito [51].

As análises computacionais são assim essenciais no *design* de dispositivos. Os métodos computacionais são baseados no MEF, ou seja, na análise matemática de um modelo do domínio contínuo num domínio discreto. O modelo no domínio discreto possui as mesmas propriedades do modelo original, a diferença é que este se encontra dividido num número finito de elementos. É realizada uma análise individual de cada elemento calculando-se a sua contribuição para o modelo total. A soma de todos os elementos nos quais se divide o modelo discreto é conhecida por malha [45]. Um passo importante na resolução de um problema usando o MEF é selecionar o tipo de elemento finito. Quando se seleciona o tipo de elemento finito também se seleciona a forma das funções. Assim, a descrição dos elementos finitos é seguida pela apresentação da forma das funções associadas [51]. Quanto mais refinada for a malha, mais aproximada da realidade será a simulação. Contudo, um maior refinamento da malha leva a um aumento do tempo de processamento da simulação [45]. Assim, é necessário fazer um balanço, de forma a ter uma malha que permita obter resultados bastante próximos da realidade, mas por outro lado garantir que o tempo de computação é mantido num valor razoável.

A realização de uma simulação MEF para um problema que envolve campos magnéticos necessita que numa primeira fase se defina a geometria e propriedades dos materiais, as condições de fronteira e o sistema de equações. Se os valores determinados pela simulação não forem satisfatórios o *design* é alterado e os parâmetros recalculados. O processo é iterado até que sejam obtidos valores ótimos para os parâmetros e se tenha assim um *design* muito próximo do ideal [51].

As análises por MEF de magnetes permanentes são um caso especial de análises magnetostáticas. Neste caso a fonte de campo magnético é uma magnetização permanente em vez de uma corrente elétrica. Nestas simulações o fluxo magnético e a direção são resultados importantes. Um resultado típico destas análises, importante neste trabalho, é a força magnética [52].

Um dos *softwares* utilizados para este tipo de simulações é o *COMSOL Multiphysics®*. Este baseia-se no MEF para a resolução das equações de Maxwell. A propriedade dos materiais fundamental para realização de uma análise magnetostática neste *software* é a permeabilidade magnética relativa [52].

Capítulo 3

Design, Simulação e Fabrico

Foram desenvolvidas duas cápsulas (*design 1.0* e *design 2.0*) com um BIG associado. A forma de insuflação do BIG é igual em ambas, recorrendo a uma reação ácido-base. O princípio de acionamento dos sistemas de insuflação e desinsuflação é também semelhante nas duas cápsulas, utilizando campos magnéticos para tal. Apesar das diversas semelhanças, os *designs* têm diferenças significativas que serão apresentadas neste capítulo.

Assim, neste terceiro capítulo será exposto o funcionamento das cápsulas desenvolvidas. De seguida, serão apresentados os resultados de um conjunto de simulações MEF que permitem compreender se com o método proposto é possível acionar a cápsula. Por fim, serão explorados os métodos propostos para o fabrico do corpo da cápsula e do BIG.

3.1 *Design* da Cápsula

Em ambos os *designs* idealizados recorre-se a forças magnéticas para acionar a cápsula e desencadear a reação ácido-base que produz o CO₂ utilizado na insuflação do BIG. A principal diferença reside na forma como as válvulas responsáveis pela insuflação e desinsuflação do BIG são mantidas fechadas. No caso do *design 1.0* as válvulas mantêm-se nesse estado por ação de uma força de atração entre dois pequenos ímãs colocados no interior da cápsula. Já no *design 2.0* as válvulas mantêm-se fechadas por ação de duas molas colocadas no seu interior.

De forma generalizada, o processo de terapia é semelhante para qualquer um dos *designs*. Este inicia-se com a ingestão da cápsula insuflável. Após alcançar o estômago (Figura 3.1a), o paciente é colocado sob a ação de um campo magnético produzido por um ímã permanente externo (Figura

3.1b). A ação desse campo magnético desencadeia o processo de insuflação do BIG. Após o tempo de tratamento, o BIG é desinsuflado, novamente por ação de um campo magnético. A desinsuflação do BIG permite que a cápsula atravesse o esfíncter pilórico, abandonando o estômago. Após a saída do estômago a cápsula percorre o restante tubo digestivo até ser excretada pelo ânus (Figura 3.1c).

Nos subcapítulos seguintes serão expostos os *designs* desenvolvidos, analisando-se a forma como, em cada um deles, o campo magnético é capaz de acionar a insuflação e a desinsuflação do BIG e todas as diferenças de construção.

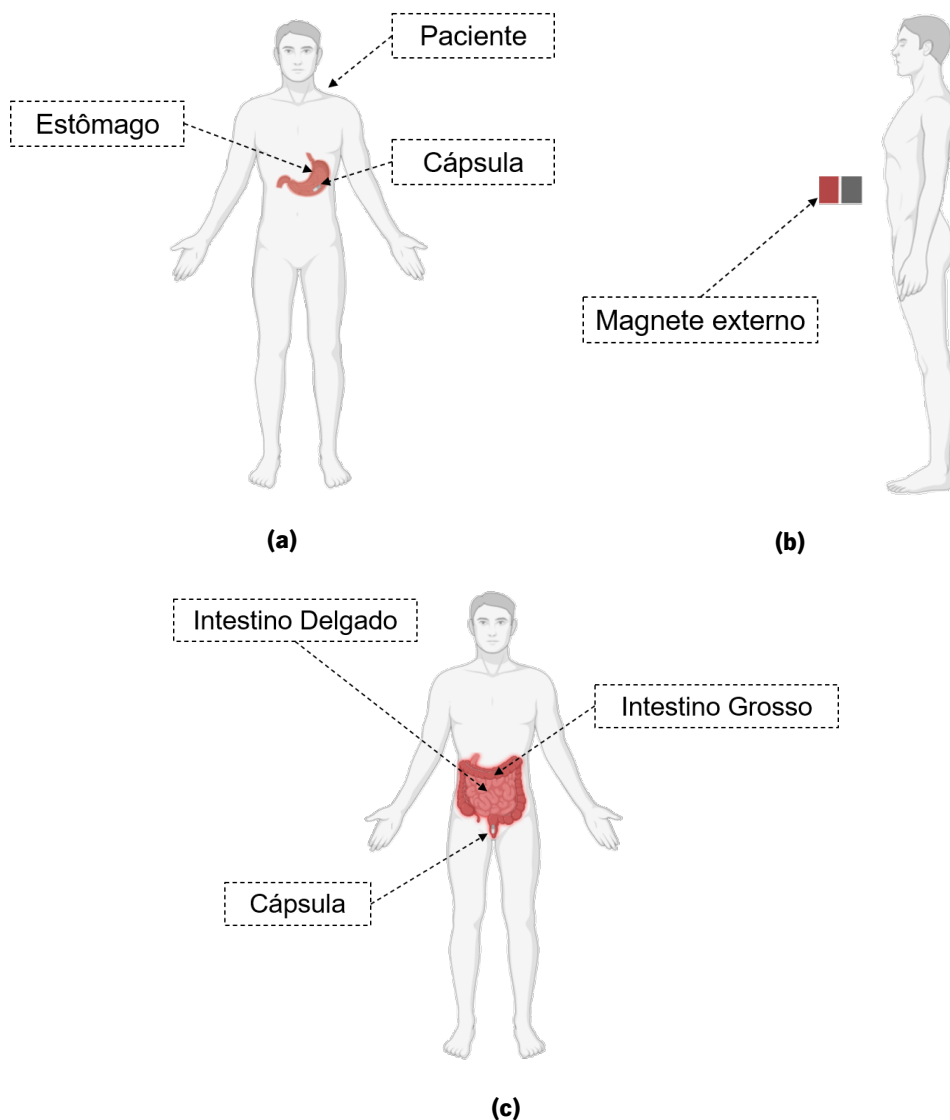


Figura 3.1: Funcionamento do tratamento da obesidade proposto recorrendo a uma cápsula: a) ingestão da cápsula, b) ativação do sistema de insuflação ou desinsuflação da cápsula, c) excreção da cápsula após o término do tratamento.

3.1.1 Design 1.0

A Figura 3.2 apresenta a arquitetura tridimensional (3D) do *design 1.0* da cápsula. Tal como referido anteriormente, para insuflar o BIG recorre-se a uma reação ácido-base (produção de CO_2). A cápsula possui dois pequenos ímãs internos com a mesma orientação. A força de atração exercida entre

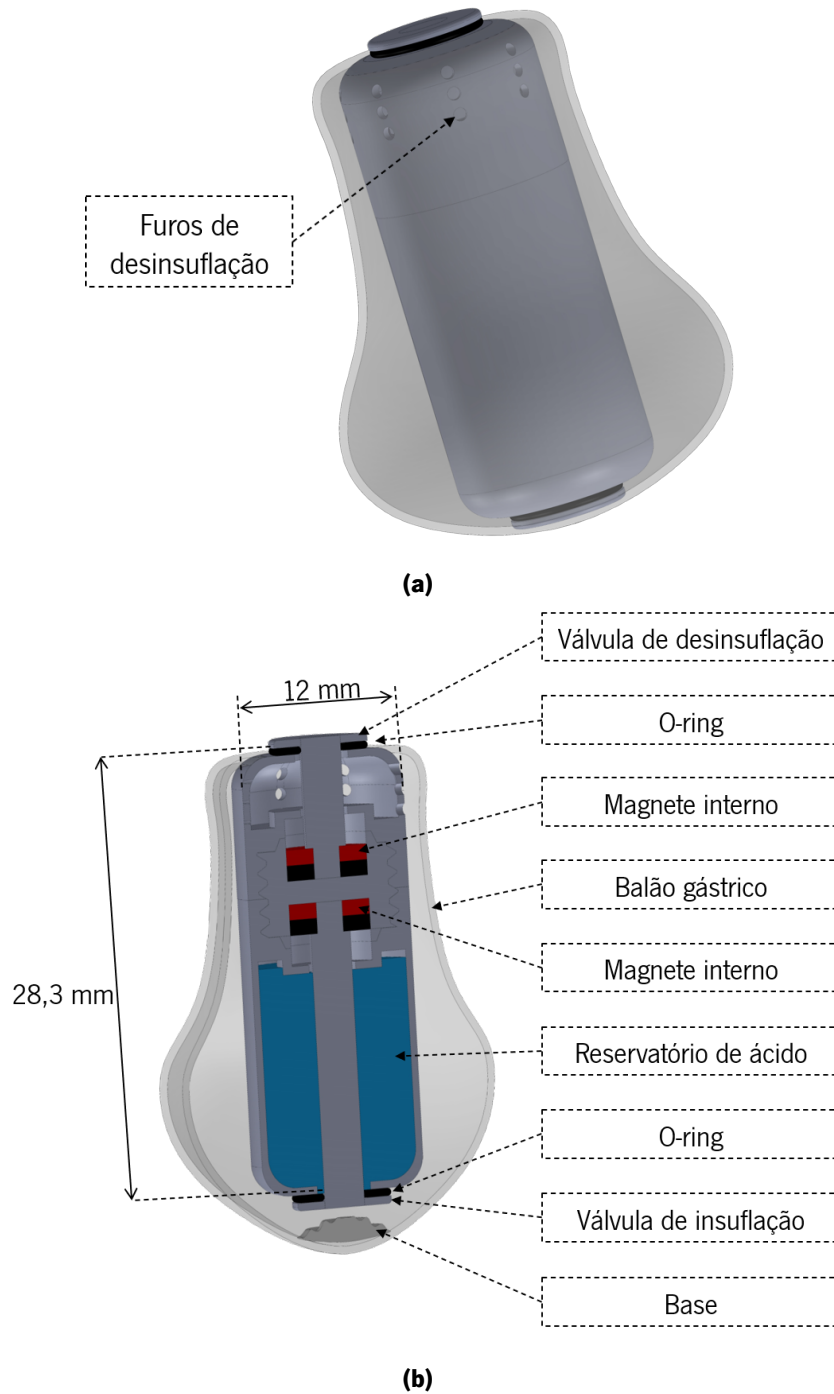


Figura 3.2: Arquitetura 3D do *design 1.0* da cápsula ingerível: a) visão geral da cápsula, b) secção transversal da cápsula.

eles mantêm as válvulas de insuflação e desinsuflação fechadas. A cápsula possui ainda um reservatório no qual é colocado o ácido, sendo a base colocada no exterior da cápsula, mas no interior do balão. A válvula de insuflação é responsável por manter o ácido e a base separados. Após a cápsula alcançar o estômago do paciente, este é colocado sob a ação de um campo magnético externo gerado por um ímã permanente. O ímã externo é aproximado gradualmente do estômago do paciente, com a orientação presente na Figura 3.3a. A partir de uma determinada distância entre o ímã externo e a cápsula, a força exercida sobre os ímãs internos provoca o alinhamento da cápsula com o ímã externo. Aproximando ainda mais o ímã externo do estômago, a força exercida sobre o ímã interno associado à válvula de insuflação ultrapassa a força de atração entre os dois ímãs internos, acionando assim a válvula de insuflação. Isto permite que o ácido saia do reservatório e reaja com a base no interior do balão. A reação química entre o ácido e a base produz CO_2 responsável por insuflar o BIG (Figura 3.3a). Após o término do período de tratamento, a válvula de desinsuflação é ativada por um novo campo magnético externo. Com a ativação dessa válvula, e uma vez que a pressão no interior do balão é superior à do exterior, o CO_2 desloca-se do interior do balão para o estômago do paciente (Figura 3.3b).

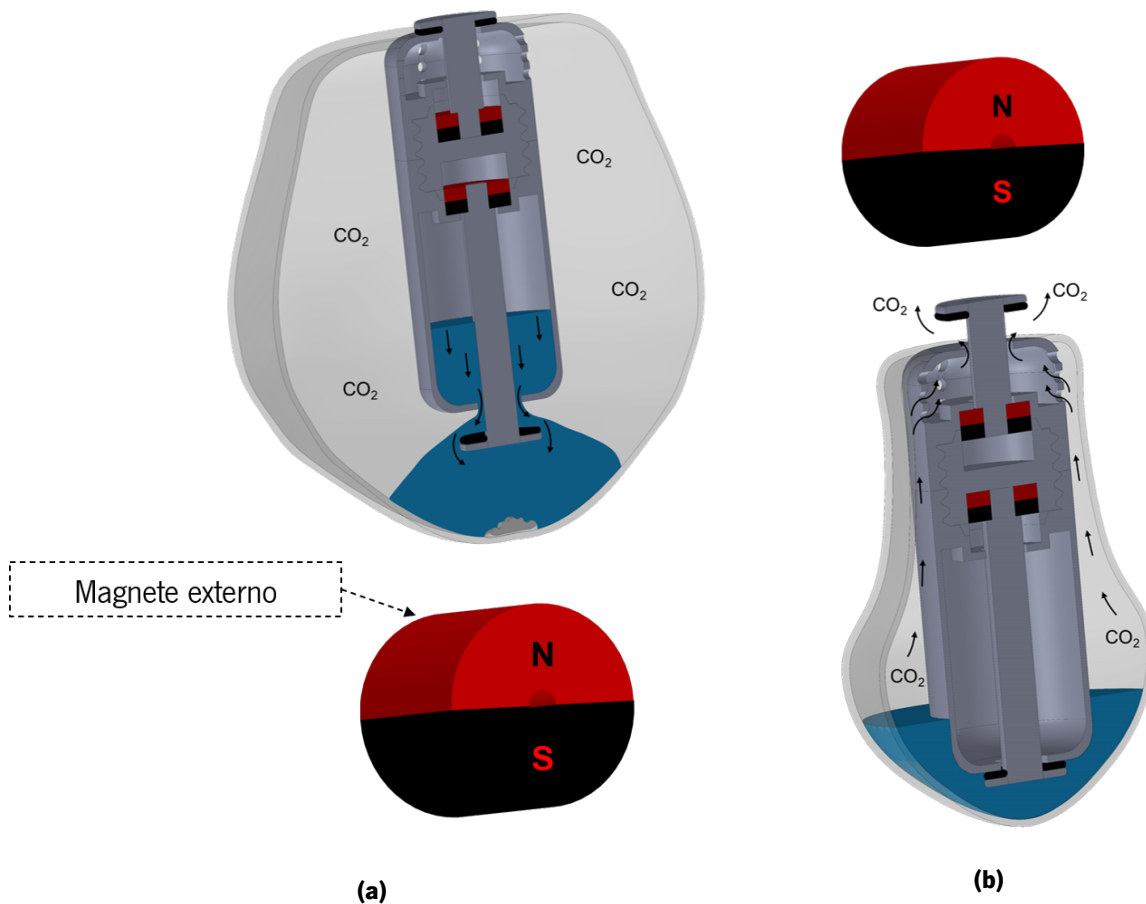


Figura 3.3: Funcionamento do *design* 1.0 da cápsula ingerível: a) insuflação do balão, b) desinsuflação do balão.

Os mecanismos de insuflação e desinsuflação são diferenciados pela orientação do campo magnético aplicado. Neste caso, o polo norte do magnete externo aciona o mecanismo de insuflação, enquanto o polo sul aciona o mecanismo de desinsuflação. O polo que ativa cada uma das válvulas está dependente da forma como se encontram orientados os ímãs no interior da cápsula.

A Figura 3.4 apresenta as cinco peças principais que constituem o corpo da cápsula. As peças presentes nas Figuras 3.4b, 3.4c e 3.4d são conectadas por uma rosca. A peça roscada central (Figura 3.4c) permite juntar as outras duas sem a necessidade de utilizar colas ou outros métodos mais complexos. Esta peça central possui uma rampa nas extremidades para facilitar o encaixe das peças. Antes de se juntar estas três peças, é necessário colocar um *o-ring* em cada uma das válvulas, posicionar as válvulas de insuflação e desinsuflação na cápsula e colar, com cola biocompatível, os ímãs internos nas válvulas. Só após estes passos as peças podem ser unidas através da rosca. A cápsula foi assim desenhada para tornar a sua montagem o mais simples possível. No *design* do corpo da cápsula, além da preocupação com a simplificação da montagem, foram tidas em conta outras considerações. Por exemplo, a construção de cantos arredondados permite diminuir o risco da cápsula provocar hemorragias no paciente durante o percurso pelo trato gastrointestinal. Outra preocupação era minimizar o risco da cápsula ficar retida no trato gastrointestinal. Para tal, o diâmetro da cápsula foi mantido num valor inferior a 12,8 mm, de forma a permitir a passagem pelo esfíncter pilórico, e o comprimento no menor valor possível (limitado essencialmente pelo volume do reservatório de ácido utilizado na reação ácido-base para a produção de CO₂) [23].

Para permitir a utilização de ímãs internos com diferentes dimensões foram desenvolvidas diversas cápsulas com o *design* 1.0. Nas Figuras A.1, A.2, A.3, A.4 e A.5 são apresentados os desenhos técnicos dessas cápsulas. A Figura 3.5 mostra os diferentes ímãs que podem ser colocados no interior da cápsula com o *design* 1.0.

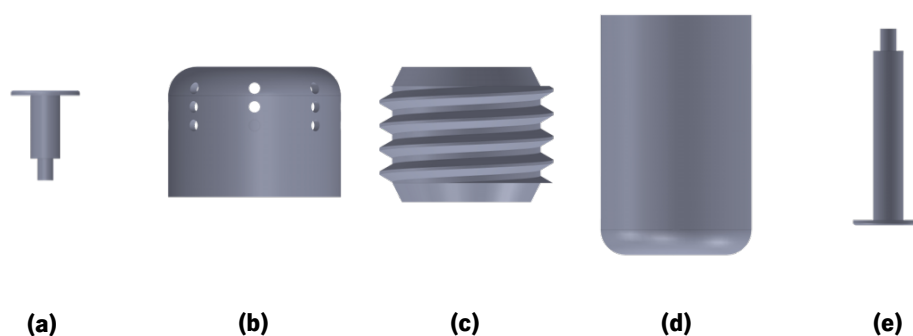


Figura 3.4: Peças principais do *design* 1.0 do corpo da cápsula: a) válvula de desinsuflação, b) parte superior da cápsula, c) divisão da cápsula, d) parte inferior da cápsula, e) válvula de insuflação.

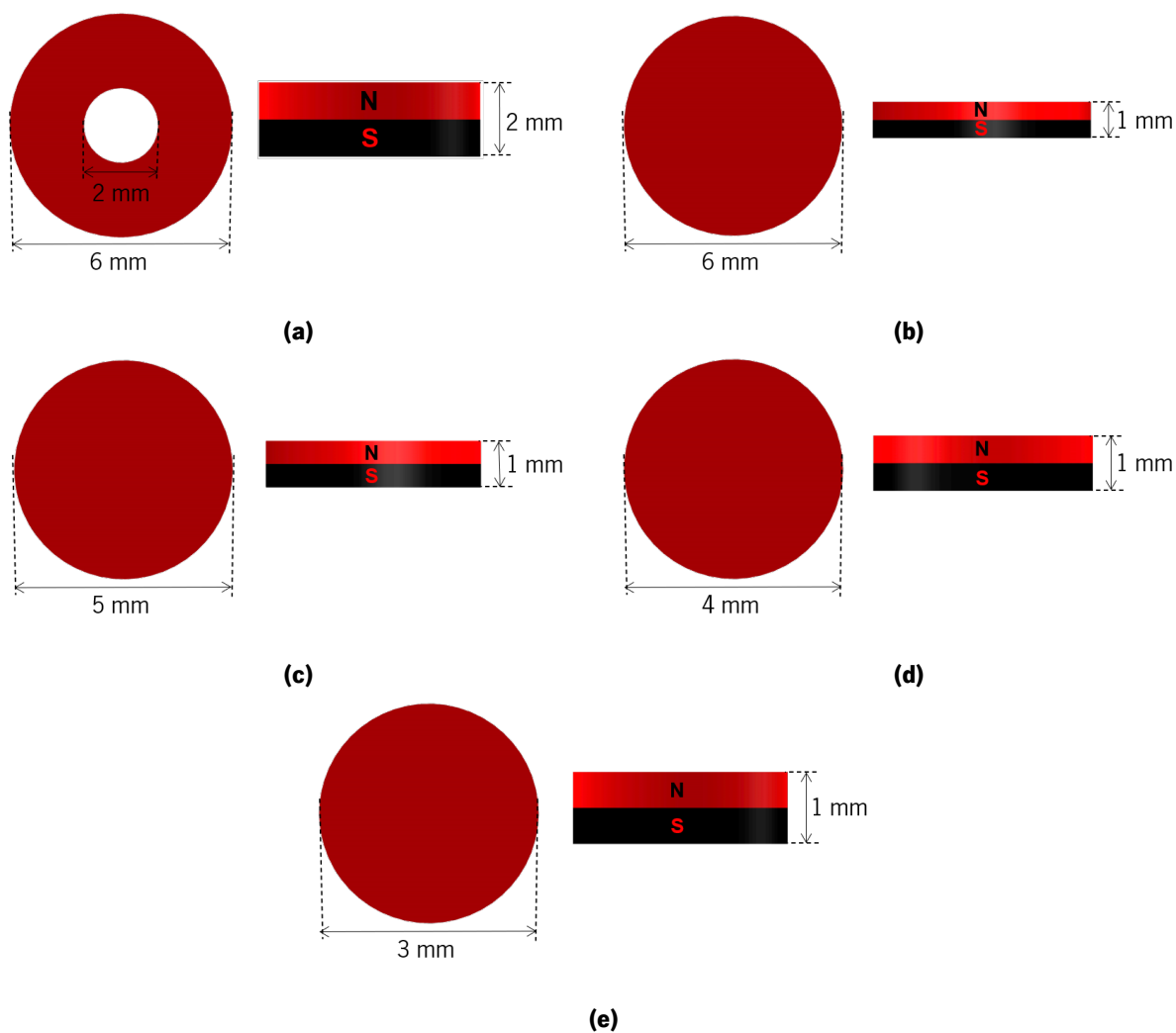


Figura 3.5: Magnetes utilizados no interior das cápsulas: a) anel, b) disco de 6 mm, c) disco de 5 mm, d) disco de 4 mm, e) disco de 3 mm.

3.1.2 *Design 2.0*

O *design 2.0* (Figura 3.6) da cápsula é mais simples e permite controlar de uma forma mais fácil a força necessária para ativar as válvulas. A necessidade de uma configuração diferente foi motivada por alguns dos resultados obtidos nas simulações MEF realizadas com o *design 1.0* (Capítulo 3.2.1)

Tal como na primeira configuração, é utilizada uma reação ácido-base para produzir CO_2 e insuflar o BIG. Ao contrário do *design 1.0*, esta cápsula possui apenas um ímã interno e duas molas (cada mola conecta o ímã interno a uma das válvulas da cápsula). A força exercida pelas molas mantém as válvulas fechadas. A cápsula possui ainda um reservatório com ácido, sendo a base colocada no exterior da cápsula, mas no interior do balão, tal como no *design 1.0*. A válvula de insuflação mantém o ácido e a base separados. Quando a cápsula alcança o estômago, o paciente é colocado sob a ação de um

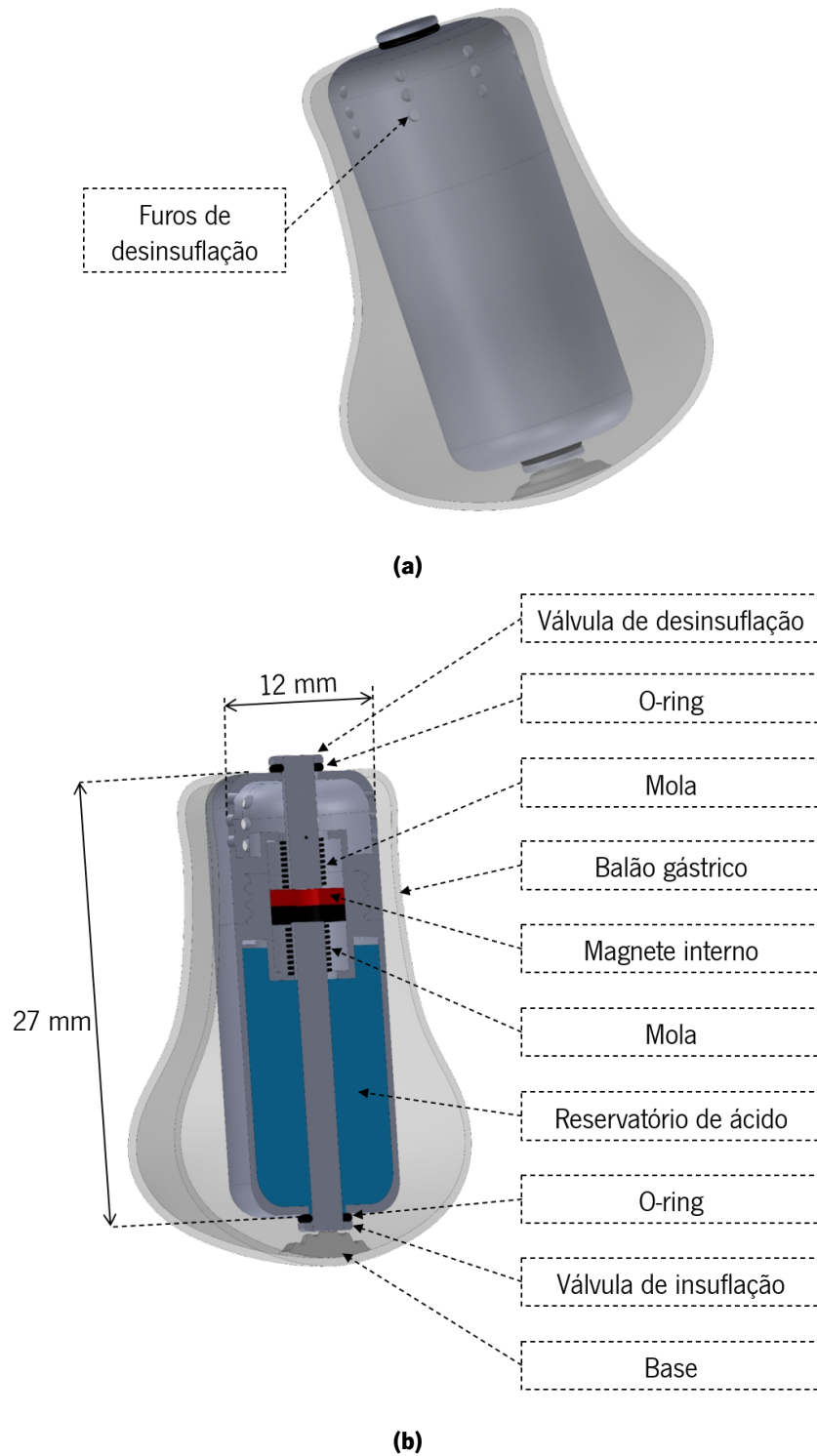


Figura 3.6: Arquitetura 3D do *design* 2.0 da cápsula ingerível: a) visão geral da cápsula, b) secção transversal da cápsula.

campo magnético externo gerado por um magnete permanente (Figura 3.7a). A válvula de insuflação é acionada quando a força exercida pelo magnete externo sobre o magnete interno ultrapassa a força exercida pela mola da válvula de desinsuflação. O CO_2 gerado pela reação entre o ácido e a base provoca

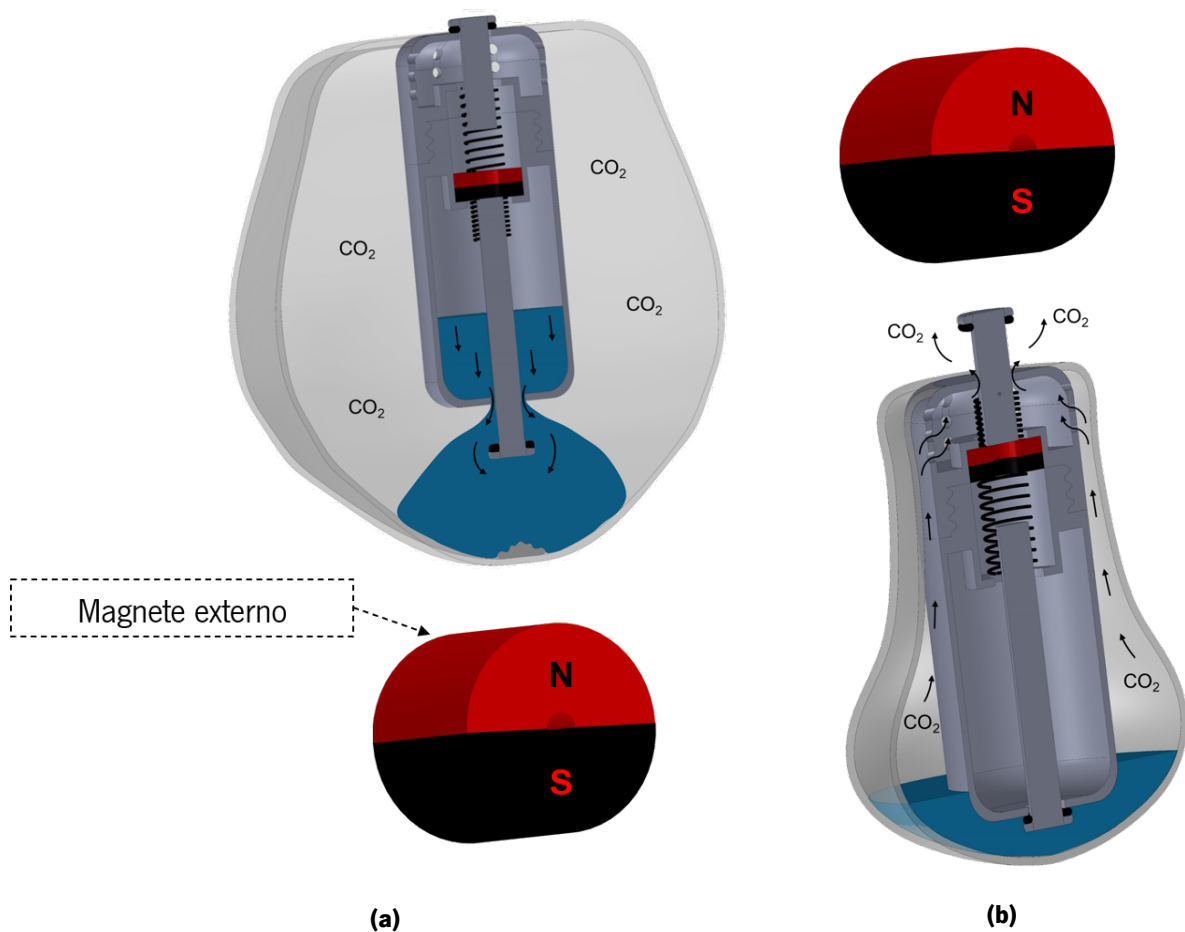


Figura 3.7: Funcionamento do *design 2.0* da cápsula ingerível: a) insuflação do balão, b) desinsuflação do balão.

a insuflação do balão gástrico (Figura 3.7a). Após o tempo de tratamento, a válvula de desinsuflação é ativada magneticamente (força exercida pelo ímã externo sobre o ímã interno maior que a força exercida pela mola da válvula de insuflação) e o balão é esvaziado, expelindo o CO₂ da cápsula para o estômago (Figura 3.7b). Os mecanismos de insuflação e desinsuflação, tal como no *design 1.0*, são diferenciados pela orientação do campo magnético aplicado. Neste caso, o polo norte do ímã externo ativa o mecanismo de insuflação, enquanto o polo sul ativa o mecanismo de desinsuflação.

O funcionamento dos dois *designs* da cápsula é semelhante, sendo distinguido pela forma como as válvulas são mantidas fechadas. No *design 1.0* as válvulas são mantidas fechadas pela força de atração entre os dois ímãs internos enquanto que no *design 2.0* pela força exercida pelas molas.

A cápsula desenvolvida é constituída por quatro peças principais, apresentadas na Figura 3.8. As peças das Figuras 3.8b e 3.8c são conectadas por uma rosca. A rosca, tal como no *design 1.0*, permite juntar o corpo principal da cápsula sem utilizar colas ou outros métodos mais complexos. Importante referir que, como no *design 1.0*, as roscas foram desenhadas com uma rampa nas extremidades de forma a facilitar o encaixe das peças. Antes de se juntarem estas duas peças é necessária a colocação

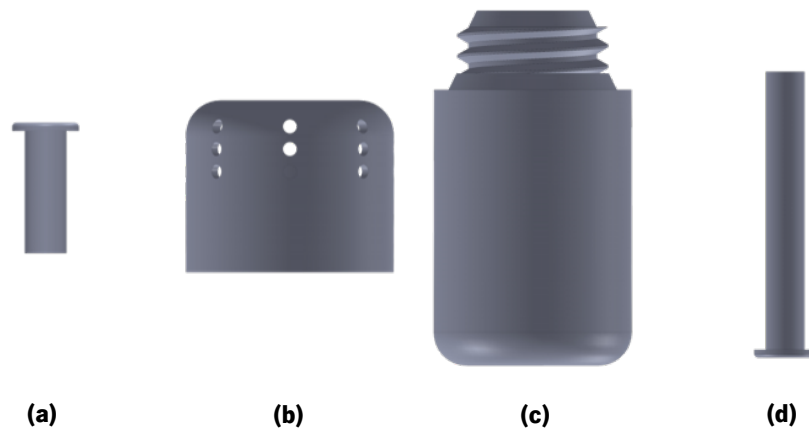


Figura 3.8: Peças principais do *design* 2.0 do corpo da cápsula: a) válvula de insuflação, b) parte superior da cápsula, c) parte inferior da cápsula, d) válvula de desinsuflação.

de um *o-ring* nas válvulas, a introdução da válvula de insuflação na parte inferior da cápsula e da válvula de desinsuflação na parte superior, e por fim, com recurso a uma cola biocompatível, fixar as molas às válvulas e ao magnete interno.

De formar semelhante ao *design* 1.0, o desenvolvimento desta cápsula teve em consideração, além facilidade da montagem da cápsula, problemas como o risco de hemorragia e a retenção da cápsula no trato gastrointestinal. A Figura A.6 apresenta o desenho técnico do *design* 2.0 da cápsula.

3.2 Simulações MEF

A Figura 3.9 apresenta o modelo utilizado na maioria das simulações MEF. A cápsula colocado no modelo varia de acordo com o *design* que se pretende analisar. O magnete externo também varia entre simulações, sendo que em algumas se utilizam dois magnetes externos com uma configuração que será apresentada posteriormente. Na maioria das simulações a distância entre o magnete externo e a cápsula foi mantida nos 12 cm. Este valor corresponde a aproximadamente metade da média do diâmetro abdominal sagital obtido por Kahn *et al.* em 2014 [53]. O diâmetro abdominal sagital corresponde à distância entre as costas e a parte superior do abdómen, medida na posição supina. Portanto, metade do seu valor é uma aproximação à distância entre o estômago (cápsula) e a superfície do abdómen (magnete externo) [53]. As simulações foram realizadas sempre com os eixos orientados da mesma forma que os da Figura 3.9a. Assim, as forças magnéticas orientadas da cápsula para o magnete externo apresentam valores positivos enquanto que as forças magnéticas orientadas do magnete externo para a cápsula apresentam valores negativos.

Como referido anteriormente, nas simulações foram utilizados magnetes externos com dimensões e

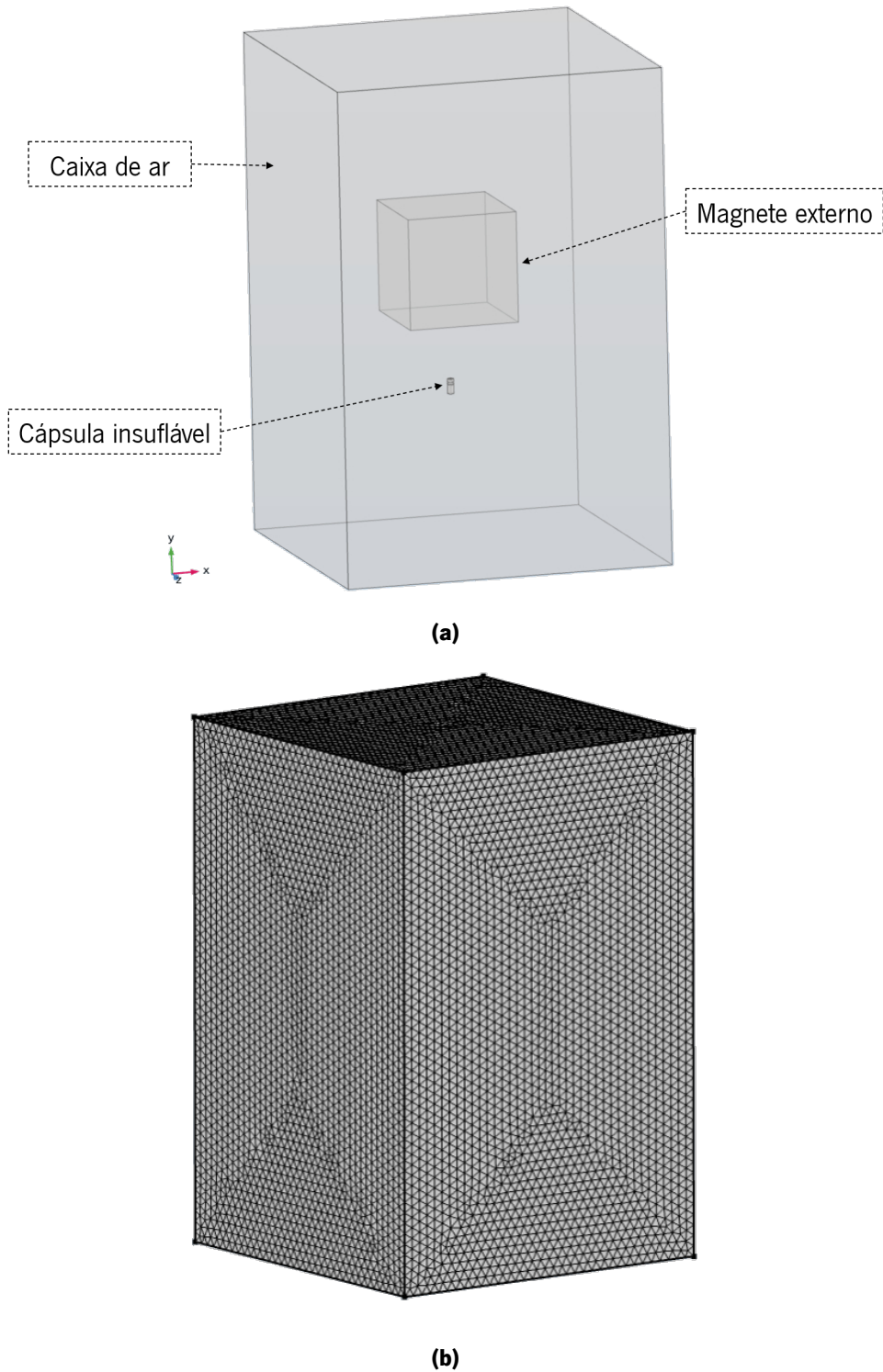


Figura 3.9: a) Modelo utilizado nas simulações MEF, b) malha utilizada nas simulações.

formas diferentes, no entanto o valor do campo magnético remanescente utilizado foi 1,6 T na maioria das simulações. Este corresponde ao valor de campo magnético remanescente do magnete de grandes dimensões adquirido pelo grupo de investigação [45].

Os magnetes utilizados nas simulações são magnetes de $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ (atualmente os magnetes com

as melhores características são fabricados nesta liga), possuindo assim um valor de permeabilidade magnética relativa de 1,05 [48, 54–59].

A Figura 3.5 apresenta a forma e dimensões dos ímãs internos utilizados nas simulações. Os valores de campo magnético remanescente dos ímãs internos encontram-se entre 1,32 T e 1,37 T, excetuando o ímã da Figura 3.5e que possui um campo magnético remanescente que varia entre 1,37 T e 1,42 T [55–59]. Uma vez que os valores são variáveis, optou-se por se usar um valor constante de campo magnético remanescente para os ímãs internos de 1,37 T [48, 54–59]. Nas simulações do *design* 1.0 da cápsula a distância entre os dois ímãs internos foi na maioria das simulações de 1,5 mm.

O polidimetilsiloxano (PDMS) foi o material utilizado na produção do BIG. Este material possui uma massa volúmica de 0,97 g/cm³ e uma suscetibilidade magnética mássica de $0,62 \times 10^{-6}$ cm³/g [60]. Recorrendo à Equação 2.13 compreende-se que a suscetibilidade magnética do PDMS é $6,01 \times 10^{-7}$ o que indica, segundo a Equação 2.12, uma permeabilidade magnética relativa de aproximadamente 1.

Vários estudos afirmam que a permeabilidade magnética dos tecidos biológicos (presente entre o ímã externo e a cápsula) é bastante próxima da permeabilidade magnética do vácuo [61]. Como tal, na simulação não há necessidade de se colocar um volume que simule este tecido, simulando-se apenas ar entre a cápsula e o ímã externo.

Relativamente ao material da cápsula não foi encontrada informação sobre as suas propriedades magnéticas, no entanto, como não é um material ferromagnético assumiu-se que o valor da sua permeabilidade magnética relativa é 1.

As simulações MEF foram realizadas no *software COMSOL Multiphysics®* no modo *Magnetic Fields, No Currents*. As condições de fronteira foram definidas nas faces do objeto ar, definido no modelo de simulação (Figura 3.9a). O objeto ar deve ter uma dimensão elevada para minimizar a sua influência nos resultados e assim obter simulações próximas da realidade. No entanto, se o objeto tiver um elevado volume, o tempo de computação da simulação torna-se muito elevado. Assim, foi necessário analisar qual o tamanho mínimo do objeto ar para que não influencie de forma significativa os resultados. A Figura 3.9b apresenta a malha triangular utilizada nas simulações. Em todas as simulações esta malha foi mantida o mais refinada possível, garantindo resultados próximos da realidade.

3.2.1 Simulações MEF - *Design* 1.0

Inicialmente tentou-se compreender se o método de acionamento das válvulas proposto gera densidades de campo magnético que podem ser prejudiciais ou desconfortáveis para os pacientes. Foram

desenvolvidos dois grupos de simulações: um modelo sem magnete externo (Figura 3.10) e um modelo com magnete externo (Figura 3.11). Os dois modelos foram simulados para diversos ímãs internos: anel (Figura 3.5a), disco de 6 mm (Figura 3.5b), disco de 5 mm (Figura 3.5c) e disco de 4 mm (Figura 3.5d). Os ímãs internos foram sempre utilizados em pares de ímãs iguais. Na Figura 3.12 encontra-se apresentado o ímã externo utilizado nas simulações do modelo da Figura 3.11. A malha utilizada nas simulações do modelo da Figura 3.10 foi *extremely fine* com uma dimensão máxima para os elementos de 1,6 mm. Nas simulações do modelo da Figura 3.11, utilizou-se uma malha *extremely fine* com um tamanho máximo para os elementos de 14 mm na caixa de ar e 5 mm na cápsula e no ímã externo. A diferença entre as malhas está relacionada com o facto de na presença do ímã externo o volume a simular ser bastante maior, sendo necessário usar uma malha menos refinada para tornar a simulação viável computacionalmente. A Tabela 3.1 e a Figura 3.13 apresentam os resultados obtidos.

As simulações revelam que, na presença do ímã externo, o valor máximo da densidade de campo magnético é relativamente baixo e dentro de valores utilizados, e.g. nas ressonâncias magnéticas (equipamentos mais comuns atingem no máximo 3 T [62]). Assim, o método proposto de acionamento das válvulas da cápsula não apresenta qualquer risco para o paciente, independentemente do ímã interno utilizado.

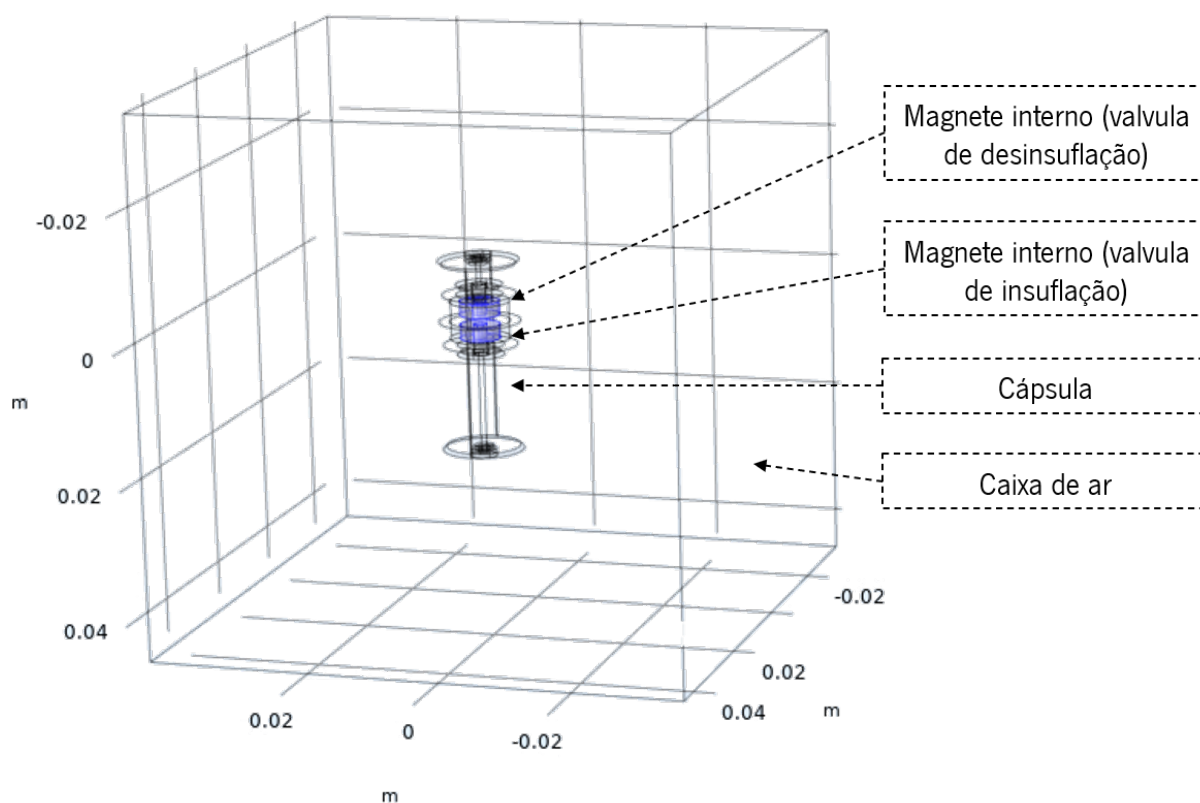


Figura 3.10: Modelo utilizado para simular apenas os ímãs internos.

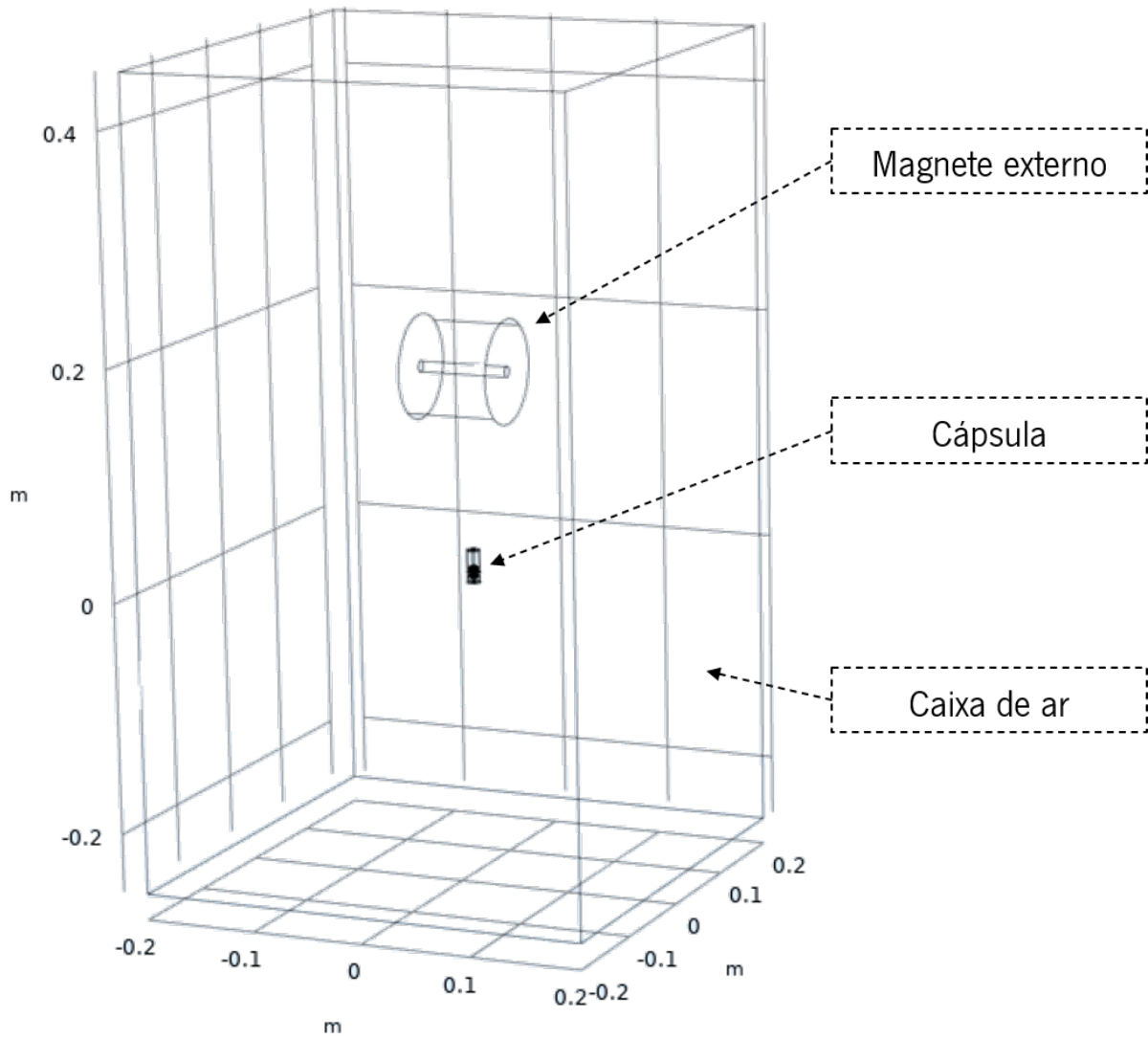


Figura 3.11: Modelo utilizado para simular a interação entre os ímãs internos e o ímã externo.

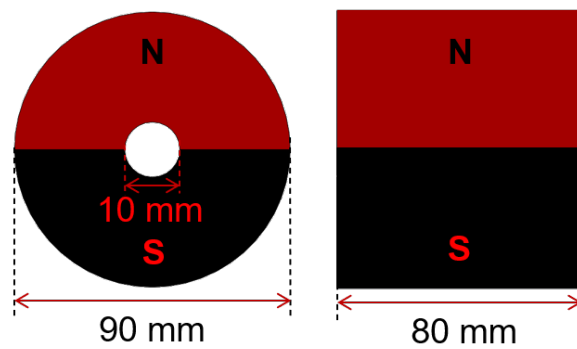


Figura 3.12: Ímã externo com a forma de um cilindro (adquirido pelo grupo de investigação): vista de frente (lado esquerdo) e vista de lado (lado direito).

Tabela 3.1: Resultados das densidades máximas de campo magnético simuladas

Densidade máxima do campo magnético (T)		
Magnetes internos	Sem magnete externo	Com magnete externo
Anel	1,36	1,46
Disco de 6 mm	0,98	1,44
Disco de 5 mm	1,04	1,48
Disco de 4 mm	1,07	1,45

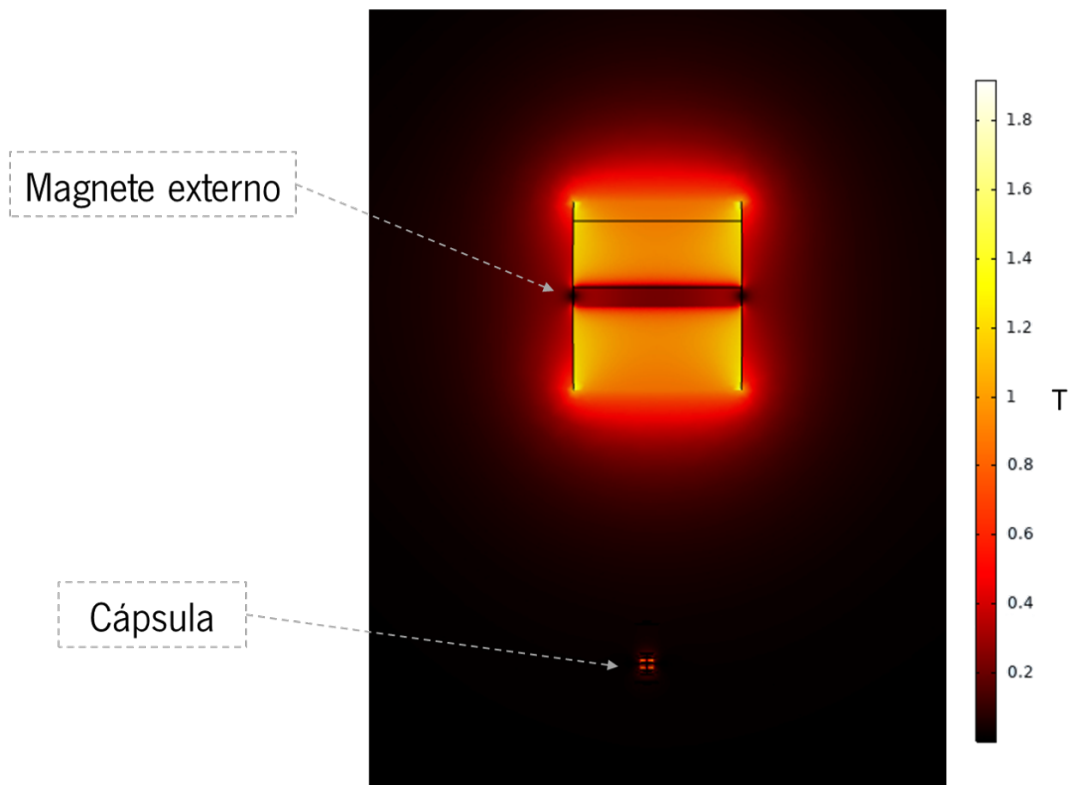


Figura 3.13: Densidade de campo magnético no plano YZ.

Foram realizadas também simulações no modelo da Figura 3.10, para avaliar a força de atração entre os dois ímãs internos (Tabela 3.2). Os dois ímãs internos foram sempre pares de ímãs iguais. Os ímãs mais pequenos apresentam forças de atração menores. Quanto menor for a força de atração entre os ímãs internos mais facilmente serão ativadas as válvulas da cápsula. No entanto, essa força deve ser suficiente para manter as válvulas fechadas.

Foram também realizadas simulações no modelo da Figura 3.11 para avaliar a força de atração entre um ímã interno e o ímã externo (Tabela 3.3). No interior da cápsula apenas foi colocado o ímã associado à válvula de insuflação. A existência de forças negativas não era esperada, uma vez que

Tabela 3.2: Força de atração entre os dois ímãs internos

Ímãs internos	Força de atração (N)
Anel	-2,13
Disco de 6 mm	-1,14
Disco de 5 mm	-0,81
Disco de 4 mm	-0,55

Tabela 3.3: Força de atração entre um ímã interno e o ímã externo adquirido

Ímã interno	Força no ímã interno (N)
Anel	-0,06
Disco de 6 mm	-0,05
Disco de 5 mm	0,02
Disco de 4 mm	0,01

revelam repulsão entre o magnete externo e o magnete interno. Estes resultados podem ser justificados pelo facto de todos valores obtidos serem muito próximos de zero. Este acontecimento, associado com alguns erros que podem advir das aproximações realizadas pelas simulações, pode explicar os valores negativos. Devido à proximidade dos valores a zero e à existência de valores negativos não é possível responder a uma pergunta importante, qual a influência do magnete interno na força de atração entre este e o magnete externo. Contudo, é de esperar que magnetes internos maiores levem a uma força de atração maior. Esta simulação mostra que a força de atração obtida com este magnete externo (Figura 3.12) é muito reduzida, antecipando que este não será capaz de ativar as válvulas da cápsula. Para o comprovar foi realizada uma simulação no modelo da Figura 3.11 utilizando no interior da cápsula pares de magnetes iguais. A Tabela 3.4 apresenta os valores simulados da força de atração entre o magnete interno associado à válvula de insuflação e o magnete externo. Os valores negativos revelam que nenhuma das forças de atração tem o sentido da cápsula para o magnete externo, ou seja, a força de atração entre os magnetes internos é superior à força de atração entre o magnete externo e o magnete interno associado à válvula de insuflação. Comprova-se assim, que o magnete externo com a forma e dimensões da Figura 3.12 não é capaz de acionar o sistema de válvulas da cápsula. Por outro lado, os magnetes internos que resultam numa força menos negativa, e como tal permitem um acionamento mais fácil das válvulas, são os magnetes em disco de 4 mm.

Uma vez que o magnete externo utilizado anteriormente não é capaz de acionar o sistema de válvulas da cápsula, foram simulados novos magnetes cilíndricos externos (Figura 3.14). Estes possuem todos

Tabela 3.4: Força de atração entre os magnetes internos e o magnete externo adquirido

Magnetes internos	Força no magnete associado à válvula de insuflação (N)
Anel	-2,07
Disco de 6 mm	-1,11
Disco de 5 mm	-0,83
Disco de 4 mm	-0,53

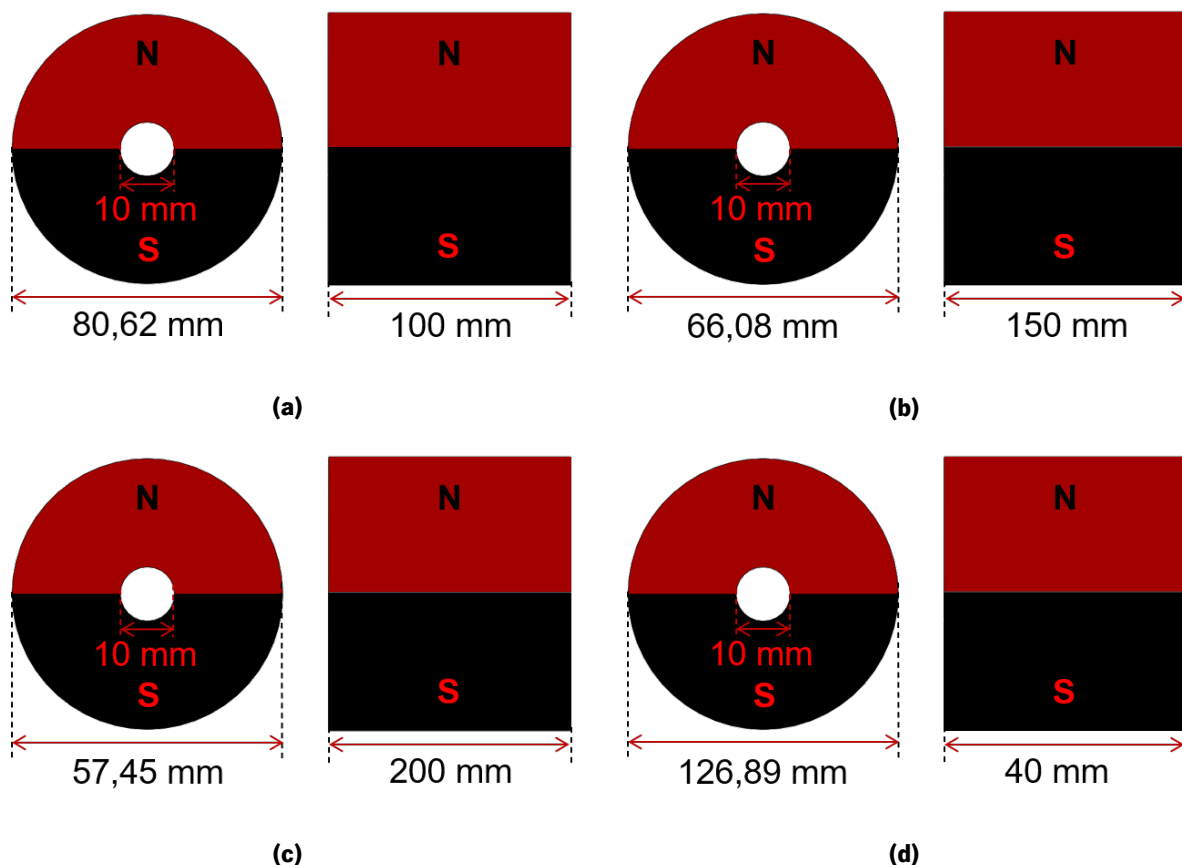


Figura 3.14: Magnetes externos cilíndricos com o mesmo volume e dimensões diferentes.

aproximadamente o mesmo volume, mas diferentes diâmetros e comprimentos. Os magnetes em disco de 4 mm, que na simulação anterior apresentaram valores de força menos negativos, foram os magnetes internos utilizados nesta análise. A Tabela 3.5 apresenta os valores simulados da força de atração entre o magnete interno associado à válvula de insuflação e os diferentes magnetes cilíndricos externos. Estas simulações revelaram que os diferentes magnetes cilíndricos externos não mostraram qualquer vantagem no acionamento das válvulas da cápsula.

Assim, compreendido que mantendo o volume não se obtêm melhorias significativas nos resultados, decidiu-se avaliar os resultados do aumento do volume do magnete externo mantendo o formato cilíndrico. No interior da cápsula utilizaram-se magnetes com a forma de disco de 4 mm, pelas mesmas razões apresentadas na simulação anterior. Os resultados obtidos com esta simulação são apresentados na Tabela 3.6.

Analisando os resultados, verifica-se que para as dimensões testadas não existem melhorias significativas, sendo que em alguns casos o aumento de dimensão é elevado. Por outras palavras magnetes externos cilíndricos com dimensões razoáveis, não são capazes de acionar a cápsula.

Em 2016, Do *et al.* analisou a ação de diversos magnetes permanentes com formato cilíndrico e

Tabela 3.5: Força de atração entre os dois ímãs internos em formato de disco de 4 mm e os diferentes ímãs cilíndricos externos com o mesmo volume do ímã adquirido

Ímã externo	Força no ímã associado à válvula de insuflação (N)
Figura 3.12	$-5,76 \times 10^{-1}$
Figura 3.14a	$-5,75 \times 10^{-1}$
Figura 3.14b	$-5,76 \times 10^{-1}$
Figura 3.14c	$-5,76 \times 10^{-1}$
Figura 3.14d	$-5,77 \times 10^{-1}$

Tabela 3.6: Força de atração entre os ímãs internos e ímãs externos cilíndricos com diferentes raios e comprimentos.

Raio do ímã externo (mm)	Comprimento do ímã externo (mm)	Força no ímã associado à válvula de insuflação (N)
45	100	$-5,74 \times 10^{-1}$
45	150	$-5,73 \times 10^{-1}$
45	200	$-5,72 \times 10^{-1}$
50	80	$-5,75 \times 10^{-1}$
60	80	$-5,73 \times 10^{-1}$
70	80	$-5,72 \times 10^{-1}$
80	80	$-5,71 \times 10^{-1}$

esférico na ativação de uma cápsula endoscópica. Dos ímãs testados, o que apresentou melhores resultados foi um ímã cilíndrico de neodímio (campo magnético remanescente de 1,42 T) com um raio de 106,1 mm e um comprimento de 400 mm [23]. Com base neste estudo, foi realizada uma simulação utilizando este ímã como ímã externo e dois ímãs internos em formato de disco de 4 mm. A força no ímã associado à válvula de insuflação foi de aproximadamente $-1,48$ N. Este valor é pior do que o que tinha sido obtido em simulações anteriores, isto pode-se explicar em parte pelo facto de ter havido uma redução do valor de campo magnético remanescente do ímã externo.

Uma vez que para o *design* atual da cápsula, o ímã externo utilizado por Do *et al.* também não foi capaz de acionar as válvulas, variou-se a distância entre os ímãs internos para permitir essa ativação. A simulação foi realizada para dois ímãs internos em formato de disco de 4 mm e para dois ímãs em formatos de disco de 5 mm. A variação da força de atração no ímã de insuflação em função da distância entre os ímãs interiores é apresentada na Figura 3.15.

A força de atração entre os ímãs internos vai diminuindo à medida que a distância entre eles aumenta, e portanto o valor da força no ímã de insuflação vai sendo cada vez menos negativa. A força de atração apresenta um valor positivo apenas quando a distância entre os ímãs internos (discos de 4 mm) é aproximadamente 5 mm. Esta distância aumentaria consideravelmente as dimensões da cápsula, tornando-a incompatível para a aplicação gastrointestinal. Assim, apesar de ser possível acionar a cápsula esta não é uma solução ideal.

Em 2016, Do *et al.* concluiu ainda que o comportamento da força de atração entre o ímã externo e interno em função da distância entre eles, varia com o formato do ímã externo [23]. Isto é explicado matematicamente pelo facto das fórmulas utilizadas no cálculo da densidade de campo magnético em

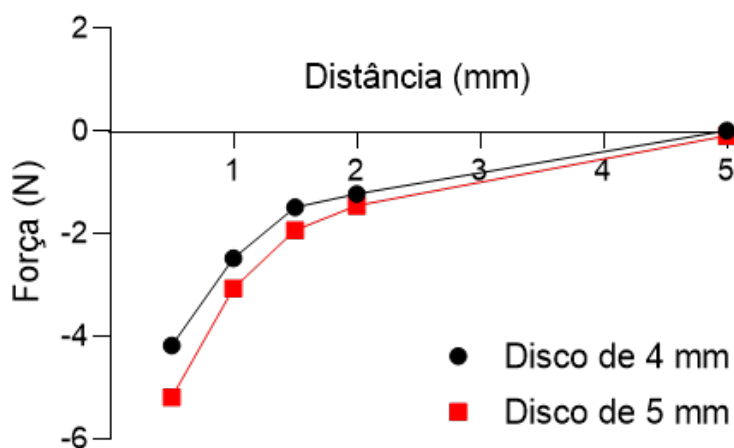


Figura 3.15: Força de atração no ímã de insuflação em função da distância entre os ímãs internos.

função da distância variarem com o formato do magnete e existir uma relação direta entre a densidade de campo magnético e a força magnética [63]. Assim, foram simulados diversos magnetes externos com o mesmo volume, mas com formatos diferentes. As Figuras 3.12 e 3.16 apresentam os diferentes formatos dos magnetes externos simulados. De notar que o tronco de pirâmide não é simétrico relativamente ao eixo que o divide em polos, logo foi necessário realizar a simulação para as duas superfícies. A Figura 3.17 apresenta o valor da densidade de campo magnético a diferentes distâncias do magnete externo, para os diferentes formatos de magnetes externos simulados.

O gráfico da Figura 3.17 mostra um decaimento exponencial da densidade de campo magnético com a distância. Matematicamente a densidade de campo magnético apresenta uma relação inversa com o quadrado ou cubo (dependendo do formato do magnete) da distância [63], confirmado experimentalmente por Hejazian *et al.* [64] e por Li *et al.* [65]. Os resultados obtidos encontram-se assim de acordo com a teoria e a bibliografia e confirmam que magnetes com volumes iguais, mas formatos diferentes, apresentam comportamentos com a distância ligeiramente diferentes. Verifica-se que os magnetes em forma de cubo e tronco de pirâmide apresentam os valores mais elevados de densidade de campo mag-

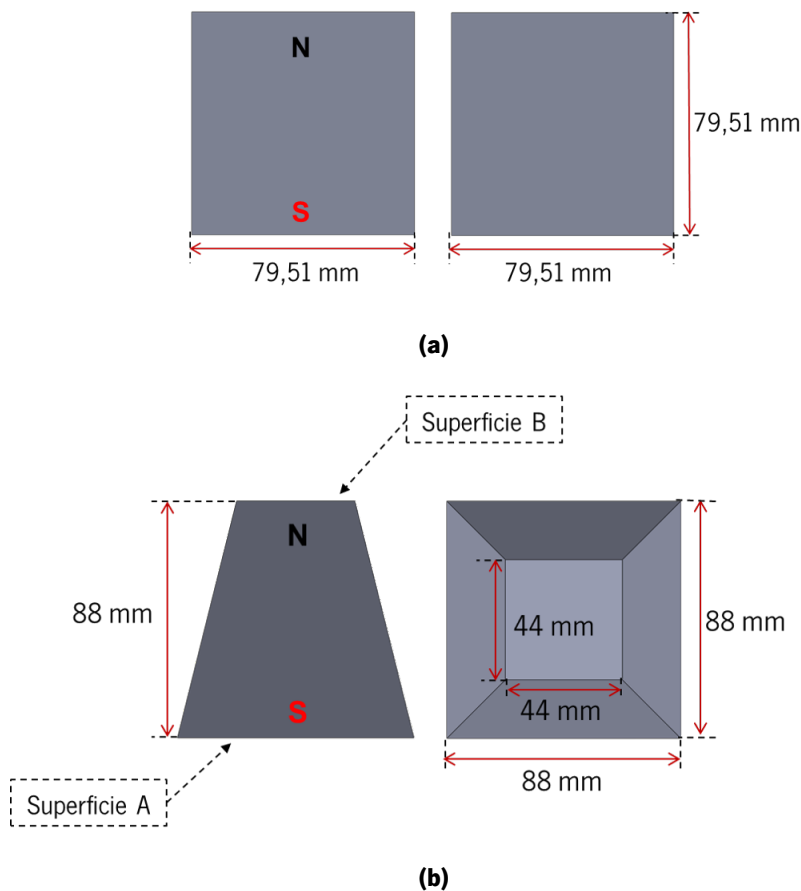


Figura 3.16: Magnetes externos com formatos não cilíndricos: a) cubo, b) tronco de pirâmide.

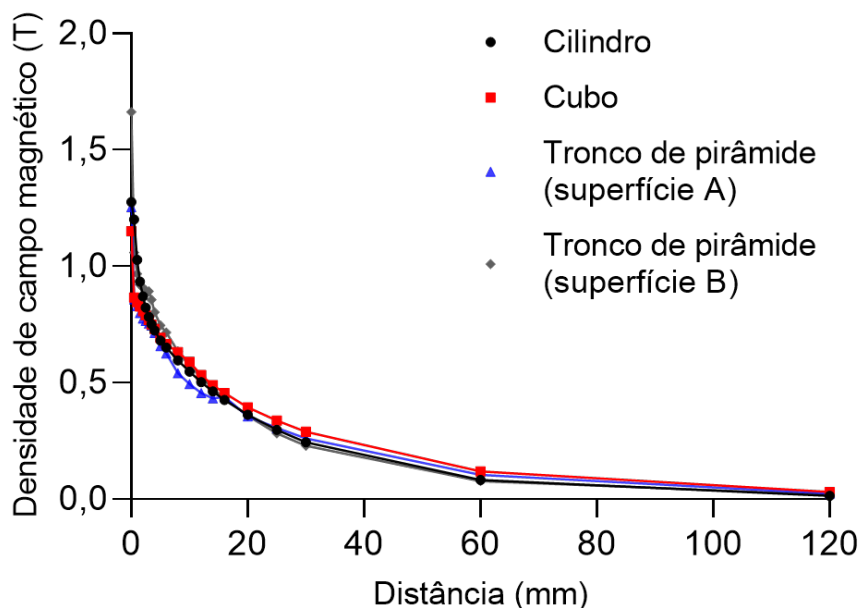


Figura 3.17: Densidade de campo magnético dos ímãs externos em função da distância.

nético para a distância de 120 mm. No entanto, apesar de mais elevados, os valores obtidos por estes ímãs são ainda residuais para a distância de 120 mm.

Assim, de forma a aumentar a força exercida sobre os ímãs internos, foi idealizado um novo modelo com dois ímãs externos (Figura 3.18). O ímã interno A é atraído pelo ímã externo A e repelido pelo ímã externo B. A força exercida pelas duas interações tem o mesmo sentido, levando a uma combinação construtiva. Foram realizadas diversas simulações deste modelo, utilizando diferentes ímãs externos, no entanto em nenhuma delas as válvulas da cápsula foram acionadas. De notar que as simulações realizadas com este modelo utilizaram uma malha *extremely fine* com uma dimensão máxima para os elementos de 14 mm na caixa de ar e 5 mm na cápsula e ímãs externos.

Este modelo foi também simulado com a utilização de dois ímãs internos diferentes. A redução da dimensão de um dos ímãs internos permite diminuir a força de atração entre eles, facilitando assim o acionamento das válvulas da cápsula. Por outro lado, o ímã interno de menores dimensões sofre uma menor força de atração pelo ímã externo. No entanto, a força exercida pelo ar no interior do balão sobre a válvula de desinsuflação leva a que seja necessária uma menor força exercida pelo ímã externo para a acionar. De notar que esta solução baseia-se na assunção de que a força exercida pelo ar no interior do balão será suficiente para compensar a diminuição da força de atração do ímã externo.

As diversas simulações realizadas, com diferentes formatos de ímãs externos e com ímãs internos de diferentes dimensões, permitiram chegar ao modelo final (Figura 3.19). Foi necessário au-

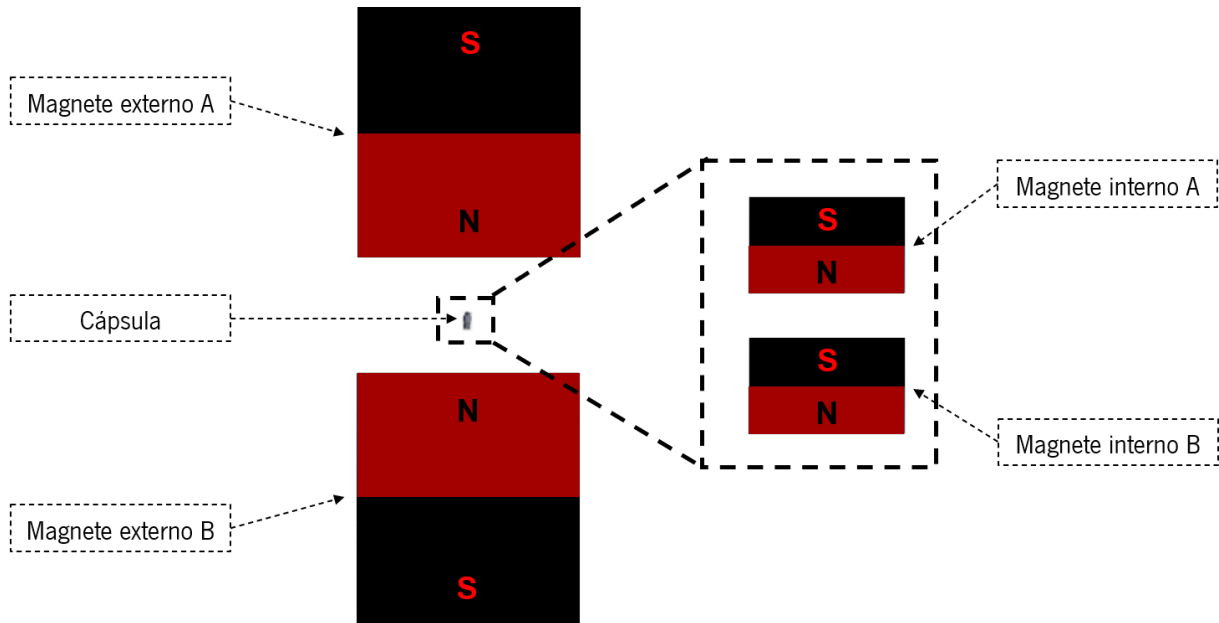


Figura 3.18: Ilustração de um modelo com dois ímãs externos: acionamento da válvula associada ao ímã interno A.

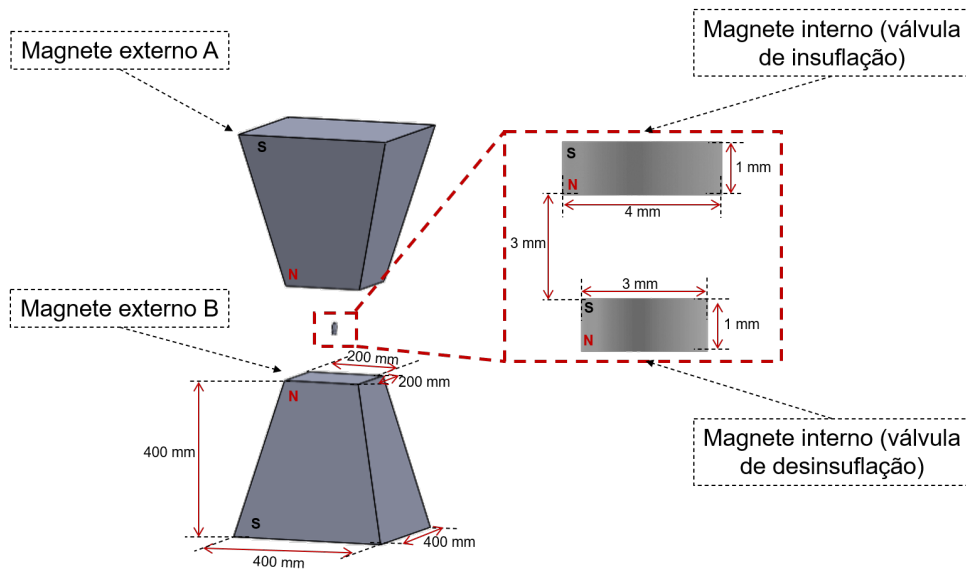


Figura 3.19: Ilustração de um modelo funcional com dois ímãs externos que indica as dimensões dos ímãs: acionamento da válvula de insuflação.

mentar a distância entre os ímãs internos para 3 mm e o valor da remanescência magnética dos ímãs externos para 2,5 T. As simulações revelaram que a força no ímã da válvula de insuflação é de $8,52 \times 10^{-3}$ N e no ímã da válvula de desinsuflação de $-4,48 \times 10^{-2}$ N. Assim, o modelo proposto permite a insuflação do balão da cápsula. A desinsuflação do balão apenas ocorre se a força exercida pelo ar no interior do balão for superior a $4,48 \times 10^{-2}$ N.

Esta solução apesar de funcional não é ideal. Requer um aumento da distância entre os ímãs internos, levando a um aumento do comprimento da cápsula. Os ímãs externos possuem dimensões elevadas o que pode dificultar o seu manuseamento. Produzem densidades de campo magnético que podem chegar aos 3,6 T, podendo causar algum desconforto ao paciente durante o acionamento da cápsula. O formato do ímã externo, bem como o elevado valor do campo magnético remanescente, torna difícil a aquisição de um ímã com estas características. O modelo simulado apenas garante o funcionamento da válvula de insuflação, assumindo que a combinação da força exercida pelo ar no interior do balão com a força exercida pelo ímã externo permitirá o acionamento da válvula de desinsuflação.

3.2.2 Simulações MEF - Design 2.0

Numa primeira fase tentou-se compreender qual o comportamento da densidade de campo magnético em volta dos diferentes ímãs internos. A simulação foi realizada para diferentes ímãs internos, utilizado-se ímãs em anel (Figura 3.5a), disco de 6 mm (Figura 3.5b), disco de 5 mm (Figura 3.5c) e disco de 4 mm (Figura 3.5d) e utilizou uma malha *extremely fine* com um tamanho máximo para os elementos de 1,6 mm. A Figura 3.20 apresenta os resultados obtidos com estas simulações.

Os resultados apresentam um comportamento semelhante para todos os ímãs, a densidade de campo magnético decai de uma forma exponencial à medida que a distância ao ímã aumenta. Tal como referido anteriormente, esse é o resultado expectável de acordo com a bibliografia. Verifica-se

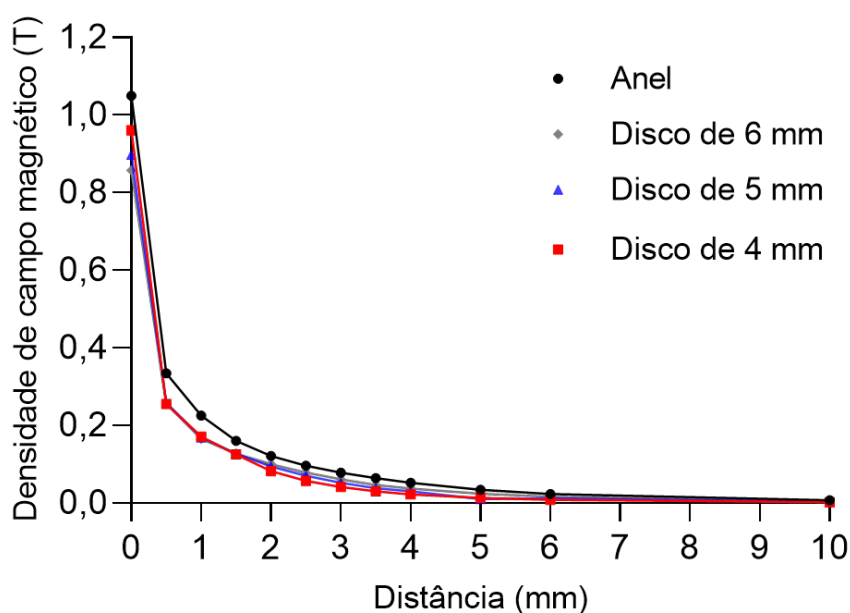


Figura 3.20: Densidade de campo magnético dos ímãs internos em função da distância.

ainda que os ímãs de maiores dimensões apresentam valores de densidade magnética superiores para as distâncias mais elevadas. Como o *design 2.0* da cápsula possui apenas um ímã interno, será benéfico utilizar o ímã em formato de anel como ímã interno, uma vez que possui o maior valor de densidade de campo magnético, facilitando o acionamento das válvulas da cápsula.

Utilizando-se um modelo igual ao da Figura 3.9a simulou-se o *design 2.0* da cápsula considerando o ímã interno em formato de anel, diferentes ímãs externos (Figura 3.21) e uma malha *extremely fine* com uma dimensão máxima para os elementos de 14 mm na caixa de ar e 5 mm na cápsula e ímã externo. As simulações revelaram forças de atração entre o ímã interno e externo de $1,6 \times 10^{-2}$ N, 3×10^{-2} N, $1,07 \times 10^{-1}$ N e $2,2 \times 10^{-2}$ N para os ímãs externos das Figuras 3.21a) a d), respetivamente.

As molas do *design 2.0* da cápsula podem distender no máximo 3 mm. Segundo a lei de Hooke (Equação 3.1), a força exercida pela mola (constante elástica de 0,03 N/mm) na sua máxima extensão é de 0,09 N [66, 67].

$$F = k \cdot \Delta l \quad (3.1)$$

Este valor revela que o ímã externo da Figura 3.21c é capaz de ativar as válvulas da cápsula,

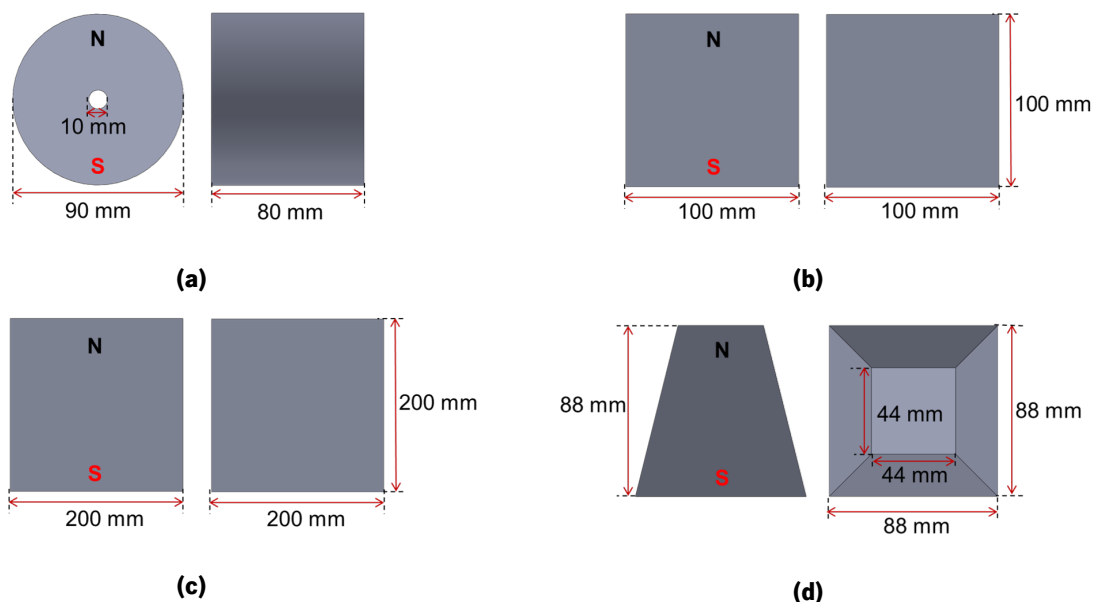


Figura 3.21: Ímãs exteriores utilizados nas simulações do *design 2.0*: a) ímã em forma de cilindro, b) ímã em forma de cubo com 100 mm de lado, c) ímã em forma de cubo com 200 mm de lado, d) ímã em forma de tronco de pirâmide.

uma vez que a força de atração ($1,07 \times 10^{-1}$ N) é superior à força exercida pelas molas na máxima extensão. Com a utilização deste magnete externo, o valor máximo de densidade de campo magnético a que o paciente é submetido é 1,7 T, ou seja, um valor seguro. A escolha de molas com uma constante elástica menor poderá permitir o acionamento das válvulas da cápsula com um magnete externo de menores dimensões.

3.3 Fabrico

O tratamento da obesidade recorrendo a BIGs é caracterizado por um tempo de tratamento relativamente elevado, podendo durar entre 1 e 18 meses [23, 24]. Devido ao elevado tempo de tratamento, tanto o corpo da cápsula como o balão insuflável devem ser fabricados em materiais biocompatíveis. A utilização de materiais biocompatíveis diminui a probabilidade de reações adversas e de intolerância ao tratamento por parte dos pacientes. Os materiais utilizados devem ainda ser inertes ao suco gástrico (presente no estômago) e ao ácido cítrico (utilizado na reação química de insuflação do BIG).

De seguida, serão analisados os materiais e os métodos utilizados na produção do corpo da cápsula e do BIG.

3.3.1 Corpo da Cápsula

O processo utilizado no fabrico do corpo da cápsula foi a impressão 3D por processamento digital de luz (DLP). O DLP é capaz de criar de forma rápida modelos 3D altamente precisos, com excelente resolução (em torno de $1 \mu\text{m}$), através de um processo de fotopolimerização camada a camada, utilizando luz ultravioleta (UV) [68]. O processo de fotopolimerização implica o aumento do peso molecular através de luz e inclui *photocrosslinking* de macromoléculas pré-existentes. Este processo, utiliza radiação eletromagnética como fonte de energia para a formação de novas ligações químicas e permitir a polimerização de monómeros, oligómeros e polímeros [69].

O DLP é muito semelhante aos processos de impressão por estereolitografia. A Figura 3.22a apresenta a ilustração de um equipamento de estereolitografia. O equipamento possui um contentor, onde é colocada a resina fotossensível, e uma fonte de luz que é responsável pela polimerização da resina. Ao fim de imprimir uma camada a plataforma baixa o equivalente à espessura dessa camada. O processo é repetido iterativamente até que ao término da impressão. A principal diferença entre os processos de estereolitografia mais comuns e o DLP está no facto de no DLP a luz UV ser aplicada a toda a camada de uma só vez recorrendo a um projetor (Figura 3.22) [70].

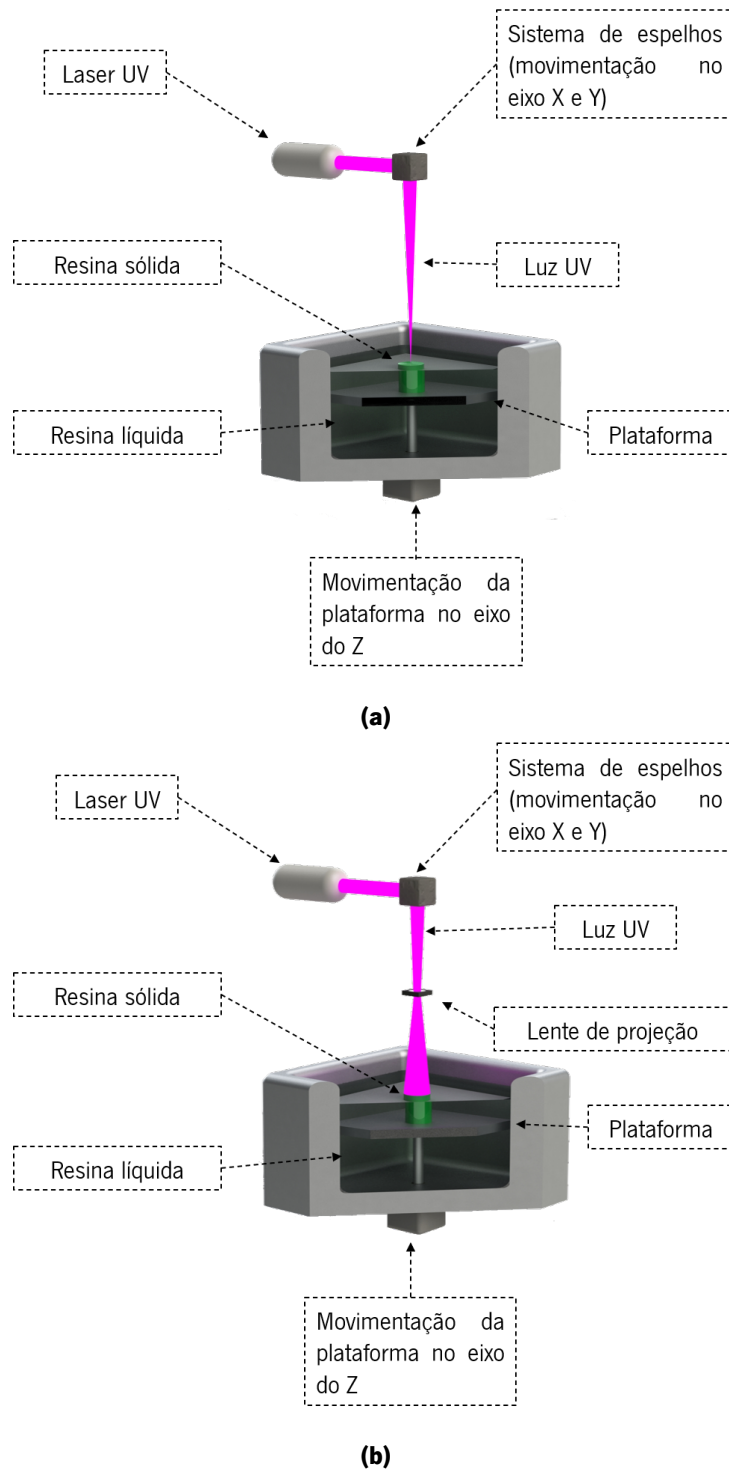


Figura 3.22: a) Ilustração de um equipamento de estereolitografia, b) ilustração de um equipamento de DLP.

O material selecionado para a produção do corpo da cápsula foi uma resina biocompatível da Next-Dent™ [71]. Estas resinas biocompatíveis são adequadas para o fabrico de dispositivos médicos para aplicação gastrointestinal uma vez que o polimetacrilato de metilo, principal constituinte destas resinas, é resistente ao ácido cítrico (utilizado na reação química de insuflação do BIG) e ao ácido clorídrico (principal constituinte do suco gástrico) [72, 73].

3.3.2 Balão Insuflável

O BIG foi fabricado em PDMS. O PDMS é biocompatível, quimicamente inerte, possui um módulo de Young baixo e uma elevada extensibilidade [74–78]. A biocompatibilidade permite que durante o tratamento a probabilidade de ocorrerem reações adversas seja reduzida. O valor baixo do módulo de Young indica que o material sofre uma elevada deformação para um valor relativamente reduzido de tensão, indicando que um balão em PDMS terá a capacidade de insuflar. A inércia química é uma característica vantajosa, pois indica que o PDMS é resistente ao ácido cítrico e ao suco gástrico. Por outro lado, o PDMS é caracterizado por possuir um valor reduzido de alongamento na rutura, ou seja, caso se recorra ao uso de moldes complexos, será difícil a remoção do PDMS sem que este se rompa [24, 79].

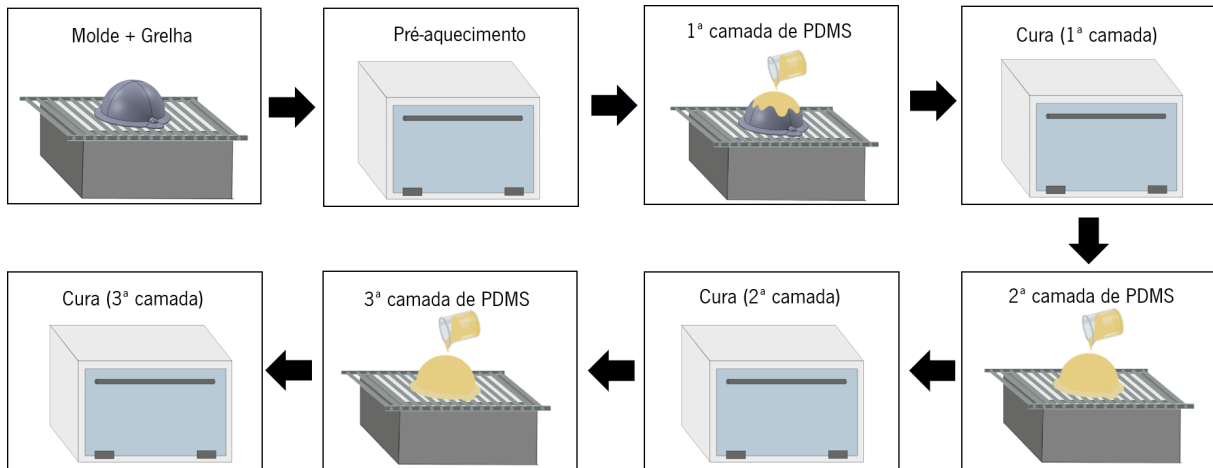
Utilizaram-se moldes em ácido polilático (PLA) para a produção dos balões. Estes foram fabricados pelo processo de deposição de filamento fundido (FDM). O FDM permite produzir moldes de forma rápida e económica por extrusão de um material termoplástico. O material é fundido e impresso camada a camada, endurecendo quase instantaneamente após deixar o bico da impressora [70].

O processo de fabrico do BIG iniciou-se com a produção do PDMS (Figura 3.23). Para tal, juntou-se o elastómero e o agente de cura, mexendo energicamente. As bolhas de ar formadas durante este processo, podem colocar em causa a fiabilidade estrutural do balão. Foram por isso removidas recorrendo a uma câmara de vácuo. Após a remoção das bolhas de ar, o PDMS foi vertido sobre dois moldes de PLA com o formato de meio balão. Os moldes revestidos com PDMS foram a curar num forno a 100 °C durante 40 minutos. Os passos de revestimento e cura do PDMS foram repetidos tantas vezes quanto o número de camadas do balão (Figura 3.24a).

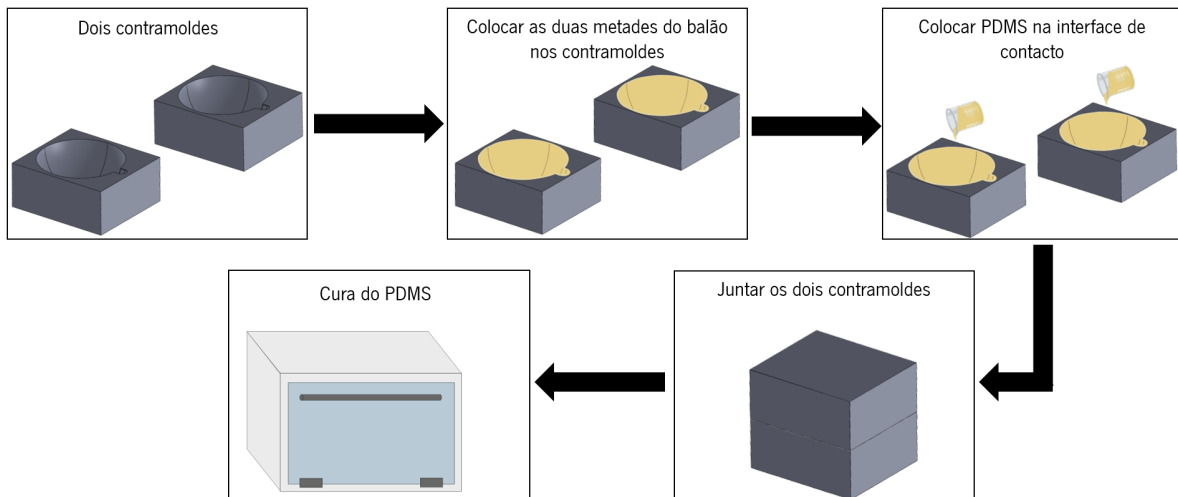
Para finalizar o processo de produção do BIG, foi necessário juntar as duas metades de balão produzidas no processo anterior. Existem diversos métodos que permitem fazer a ligação de dois substratos em PDMS. A técnica mais comum baseia-se no uso de plasma de oxigénio. A oxidação da superfície de contacto permite a união dos dois substratos. Outra técnica consiste na colocação e posterior cura de PDMS



Figura 3.23: Produção do PDMS.



(a)



(b)

Figura 3.24: Processo de produção de um balão em PDMS: a) produção de meio balão com três camadas de PDMS, b) união de duas metades de balão por PDMS não curado.

não curado na superfície de contacto dos dois substratos. Esta solução é mais simples e igualmente capaz de criar uma ligação forte entre os dois substratos de PDMS [77].

Para unir as duas metades de balão por PDMS não curado, foi necessário produzir dois novos moldes em PLA por FDM. As duas metades de balão foram colocadas nos moldes e o PDMS não curado foi derramado nas superfícies de contacto. Depois, juntaram-se os moldes e o PDMS foi curado num forno. Após a cura, o processo de produção do balão em PDMS terminou. A Figura 3.24b esquematiza o processo de união das duas metades de balão por PDMS não curado.

Capítulo 4

Resultados Experimentais e Discussão

Neste capítulo serão apresentados e analisados os resultados obtidos a partir de um conjunto de reações ácido-base assim como do fabrico do corpo da cápsula e do BIG, incluindo os ensaios de tração aos balões fabricados. Serão apresentadas também testes experimentais com ímãs permanentes que permitem avaliar a validade das simulações MEF realizadas.

4.1 Reações Ácido-Base

No Capítulo 2.1 é referido que o bicarbonato de potássio, entre as duas bases estudadas, apresenta o melhor rendimento na produção de CO_2 , e como tal, será teoricamente a melhor opção para a insuflação de um BIG. Por outro lado, a literatura indica que os melhores resultados são obtidos quando o ácido cítrico apresenta uma concentração de aproximadamente 60 %. Apesar da expectável vantagem do bicarbonato de potássio, foram realizados também testes experimentais com o bicarbonato de sódio, com o objetivo de confirmar os resultados teóricos e aferir se esta base é também capaz de insuflar o BIG e servir de alternativa para o tratamento da obesidade em pacientes com problemas renais e cardíacos.

As quantidades necessárias de reagentes para se obter um determinado volume final de CO_2 foram determinadas através das relações estequiométricas presentes nas Equações 2.1 e 2.2. No entanto, o volume obtido experimentalmente é afetado por um conjunto de fatores que não são tidos em conta na estequiometria, tais como, a solubilidade dos reagentes e dos produtos da reação e a temperatura à qual a reação ocorre [23, 43]. Este facto justifica a necessidade de se realizarem um conjunto de ensaios experimentais de forma a determinar corretamente as quantidades de ácido e base necessárias para a insuflação do BIG.

Numa primeira fase, apresentam-se os cálculos teóricos que determinam a quantidade necessária de reagentes para se obter um volume de CO₂ de 300 ml. De seguida, expõem-se os resultados experimentais obtidos que são posteriormente comparados com os resultados teóricos. Os cálculos teóricos foram realizados para um volume final de 300 ml, pois o volume dos BIG oscila normalmente entre os 150 e os 600 ml, decidindo-se então optar por um volume próximo da metade desse intervalo [21].

A massa volúmica do CO₂ à pressão de 1 atm e à temperatura de 37 °C, temperatura média à qual o balão será insuflado, é de 1,71 kg/m³ [80]. Através da Equação 4.1 determinou-se que um volume de 300 ml de CO₂ possui uma massa de $5,14 \times 10^{-4}$ kg [41].

$$\text{Massa volúmica (kg/m}^3\text{)} = \frac{\text{Massa (kg)}}{\text{Volume (m}^3\text{)}} \quad (4.1)$$

Sabendo que a massa molar do CO₂ é 44,01 g/mol, recorreu-se à Equação 4.2 para calcular o número de moles presente nesse volume de CO₂. O número de moles presente em 300 ml de CO₂ é de $1,17 \times 10^{-2}$ mol [41, 81].

$$n \text{ (mol)} = \frac{\text{Massa (kg)}}{\text{Massa molar (kg/mol)}} \quad (4.2)$$

Recorrendo às relações estequiométricas apresentadas nas Equações 2.1 e 2.2 é possível obter os resultados presentes nas Equações 4.3, 4.4 e 4.5. Os valores aí apresentados correspondem ao número de moles necessários de reagentes para se obter 300 ml de CO₂, a partir de uma reação ácido-base entre o ácido cítrico (Ref 77-92-9, *Sigma-Aldrich*) e o bicarbonato de potássio (Ref 40195, *Alfa Aesar*) ou entre o ácido cítrico e o bicarbonato de sódio (Ref BP328-1, *Fisher BioReagents*).

$$n \text{ (KHCO}_3\text{)} = n \text{ (CO}_2\text{)} \leftrightarrow n \text{ (KHCO}_3\text{)} = 1,17 \times 10^{-2} \text{ mol} \quad (4.3)$$

$$n \text{ (NaHCO}_3\text{)} = n \text{ (CO}_2\text{)} \leftrightarrow n \text{ (NaHCO}_3\text{)} = 1,17 \times 10^{-2} \text{ mol} \quad (4.4)$$

$$n \text{ (C}_6\text{H}_8\text{O}_7\text{)} = \frac{1}{3} \cdot n \text{ (CO}_2\text{)} \leftrightarrow n \text{ (C}_6\text{H}_8\text{O}_7\text{)} = 3,9 \times 10^{-3} \text{ mol} \quad (4.5)$$

Conhecendo o número de moles necessários de reagente e a sua massa molar ($\text{KHCO}_3 = 100,12 \text{ g/mol}$, $\text{NaHCO}_3 = 84,01 \text{ g/mol}$, $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7 = 192,12 \text{ g/mol}$), determinou-se através da Equação 4.2 a massa dos reagentes correspondente a esse número de moles (Equações 4.6, 4.7 e 4.8) [82–84].

$$m(\text{KHCO}_3) = 1,17 \times 10^{-2} \times 100,12 \leftrightarrow m(\text{KHCO}_3) = 1,17 \text{ g} \quad (4.6)$$

$$m(\text{NaHCO}_3) = 1,17 \times 10^{-2} \times 84,01 \leftrightarrow m(\text{NaHCO}_3) = 0,98 \text{ g} \quad (4.7)$$

$$m(\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7) = 3,9 \times 10^{-3} \times 192,12 \leftrightarrow m(\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7) = 0,75 \text{ g} \quad (4.8)$$

Como o ácido cítrico utilizado nos ensaios experimentais estava no estado sólido, foi necessário calcular o volume de água para dissolver este composto e obter uma concentração de 60 % (0,6 g/ml). Recorrendo à Equação 2.4, determinou-se que o volume de água necessário era de 1,25 ml.

Desta forma, estavam determinadas todas as quantidade de reagentes necessárias para produzir 300 ml de CO_2 através de reações ácido-base entre o ácido cítrico e o bicarbonato de potássio ou o bicarbonato de sódio.

A Figura 4.1 apresenta o esquemático do *setup* experimental utilizado para quantificar o volume de CO_2 produzido pelas reações ácido-base ao longo do tempo. O *setup* é constituído por dois recipientes conectados por uma mangueira. O recipiente 1, localizado num plano superior, encontra-se repleto de água. A tampa deste recipiente possui um local onde é possível conectar um balão e uma seringa. No interior do balão é colocada a base (bicarbonato de sódio ou bicarbonato de potássio) e no interior da seringa o ácido (ácido cítrico a 60 %). O recipiente 2 encontra-se num plano inferior e sobre uma balança. Quando o êmbolo da seringa é acionado, o ácido entra em contacto com a base no interior do balão, iniciando a reação ácido-base. A reação produz CO_2 que provoca a insuflação do balão. À medida que o balão vai insuflando, a água do recipiente 1 vai-se movimentando através da mangueira para o recipiente 2. A massa de água movimentada foi registada em intervalos de 15 segundos, sendo que o seu valor corresponde ao volume de CO_2 produzido pela reação. A Figura 4.2 apresenta o *setup* construído.

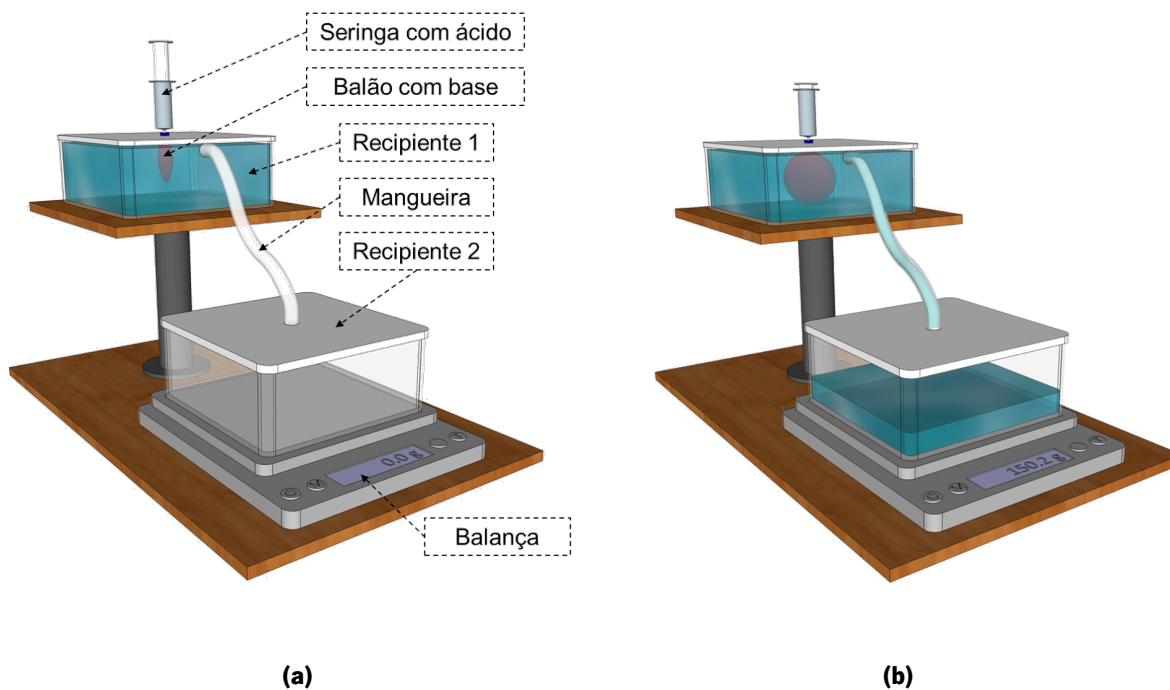


Figura 4.1: Esquemático do *setup* experimental utilizado para quantificar o volume de CO_2 produzido pelas reações ácido-base: a) antes da reação ácido-base, b) após a reação ácido-base.

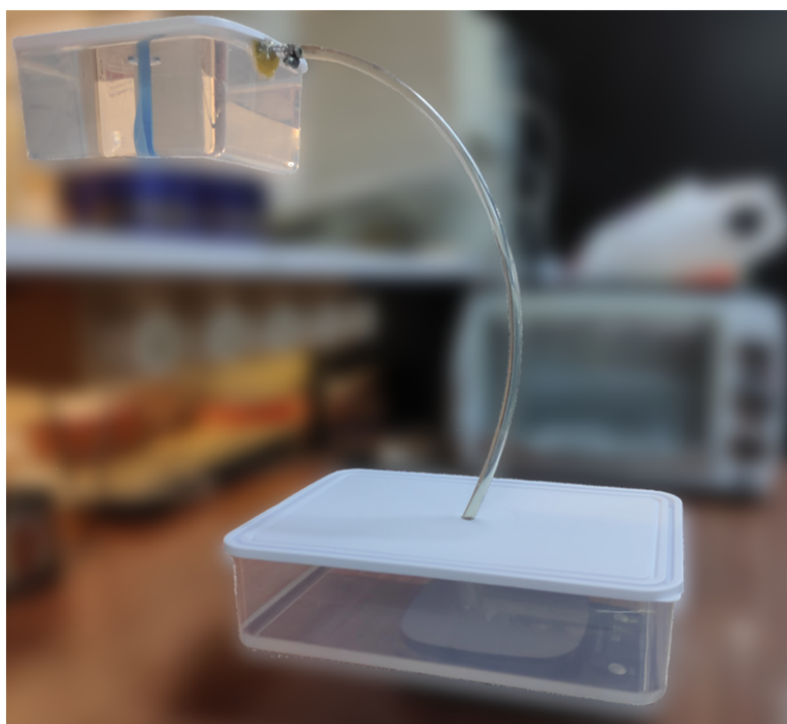


Figura 4.2: Imagem real do *setup* experimental utilizado para quantificar o volume de CO_2 produzido pelas reações ácido-base.

Nos ensaios experimentais foram utilizados balões comerciais. De notar que estes balões exercem resistência à insuflação e como tal provocam uma compressão do CO_2 . Esta compressão faz com que o volume final determinado experimentalmente difira do teórico, uma vez que o valor teórico baseia-se na assunção de que o CO_2 se encontra a uma pressão de 1 atm. Para perceber o efeito da compressão do ar pelo balão nos resultados obtidos foram insuflados com um volume de ar conhecido três balões comerciais em estados diferentes: um balão novo, um balão insuflado previamente durante um dia, e um balão insuflado previamente durante três dias (Figura 4.3). Um balão cheio durante algumas horas perde parte da sua resistência à insuflação, alterando inclusivamente a dimensão no estado de não insuflação. Estes balões foram insuflados com 100 ml de ar. Os valores apresentados pela balança foram registados em intervalos de 15 s durante um período de 180 s (a partir desse período as variações de massa foram residuais). A Figura 4.4 apresenta a variação do volume dos três balões comerciais ao longo do tempo quando insuflados com 100 ml de ar. As curvas apresentadas correspondem à média de seis ensaios. Os valores da massa de água registados durante os ensaios foram convertidos para volume, recorrendo à Equação 4.1 e utilizando a massa volúmica da água à temperatura de 21 °C (temperatura média da água do *setup*), 998,02 kg/m³ [85].

Observando os resultados obtidos, verifica-se que apesar da insuflação do balão ser imediata, o *setup* apresenta alguma demora até atingir o valor final, ou seja, a demora obtida na insuflação do balão quando se testam as reações ácido-base, é afetada não apenas pela velocidade da reação, mas também



Figura 4.3: Balões comerciais utilizados nos ensaios de insuflação com ar: balão novo (esquerda), balão insuflado durante um dia (centro), balão insuflado durante três dias (direita).

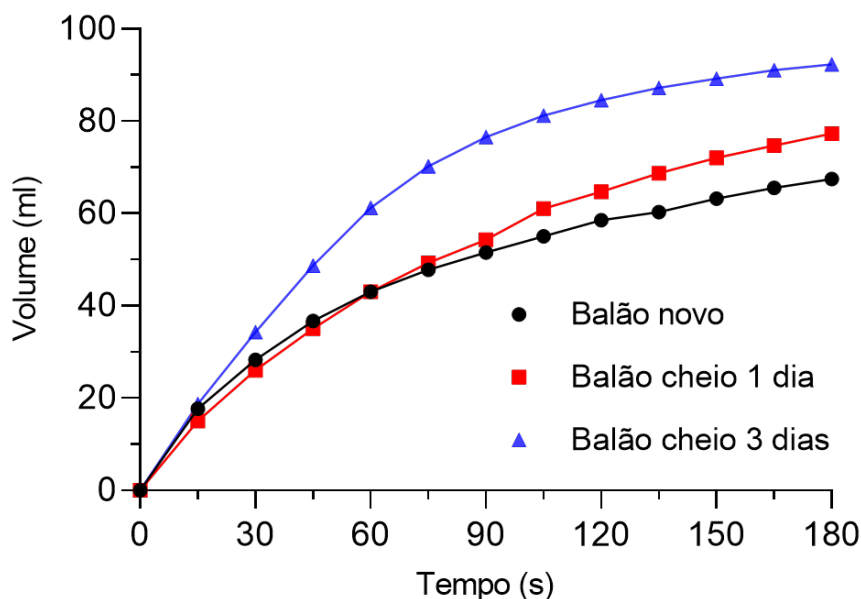


Figura 4.4: Variação do volume de três balões comerciais ao longo do tempo quando insuflados com 100 ml de ar.

pelo próprio *setup*. Verifica-se ainda uma diferença significativa entre o volume final obtido com o balão novo e o volume que se deveria obter (100 ml), tal como se esperava. Observa-se também uma melhoria significativa no valor do volume final obtido com os outros balões. Confirma-se assim que a resistência do balão à insuflação afeta os resultados de forma significativa.

Recorrendo ao *setup* desenvolvido, estudou-se a reação entre o bicarbonato de sódio e o ácido cítrico assim como a reação entre o bicarbonato de potássio e o ácido cítrico. A massa de água no interior do recipiente 2 foi registada em intervalos de 15 s durante um período de 195 s. A partir desse período as variações do volume foram mínimas. As reações decorreram a uma temperatura média de 21,7 °C. Foram realizados dois testes: no primeiro utilizando as quantidades de reagentes apresentadas anteriormente e no segundo utilizando a mesma massa de base nas duas reações (utilização de 0,98 g de bicarbonato de potássio em vez das 1,17 g utilizadas no primeiro teste). Os ensaios foram realizados em balões comerciais novos. A Figura 4.5 apresenta a variação do volume do balão ao longo do tempo resultante das reações ácido-base (teste 1 e 2). A Tabela 4.1 apresenta o volume final do balão para cada teste realizado. Os resultados são apresentados como valores médios de seis ensaios independentes.

Analisando os resultados, verifica-se que a velocidade de reação e o volume final de CO_2 é maior nos dois testes com bicarbonato de potássio. Estes resultados confirmam as afirmações da bibliografia e revelam que mesmo usando uma menor quantidade de bicarbonato de potássio (teste 2) esta base

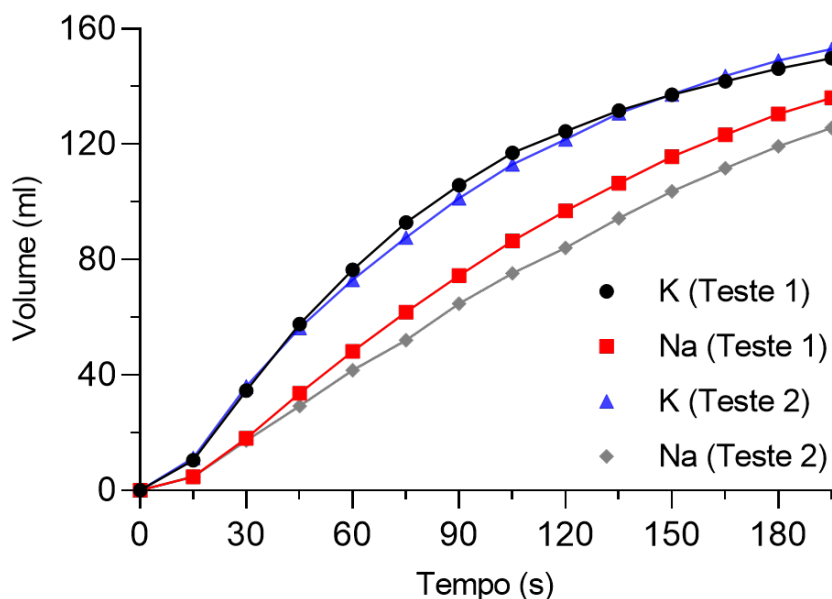


Figura 4.5: Variação do volume do balão ao longo do tempo resultante das reações ácido-base (teste 1 e 2).

Tabela 4.1: Volume final do balão para todos os testes realizados.

Ensaio	Volume final (ml)
Teste 1	KHCO ₃ 149,80
	NaHCO ₃ 136
Teste 2	KHCO ₃ 153
	NaHCO ₃ 125,67

continua a ser a melhor opção. Por outro lado, observa-se uma grande disparidade entre os resultados teóricos e os experimentais. Teoricamente o volume final do balão deveria ser 300 ml, no entanto o maior volume foi de 153 ml. Esta diferença pode dever-se a diversos fatores, alguns já referidos anteriormente, tais como, a solubilidade dos reagentes e produtos da reação, erros provocados pelo *setup*, a temperatura a que a reação ocorre na prática (21,7 °C) ser diferente da considerada nos cálculos teóricos (37 °C) e o efeito de compressão do CO₂ pelo balão. Apesar dos resultados se encontrarem distantes dos teóricos,

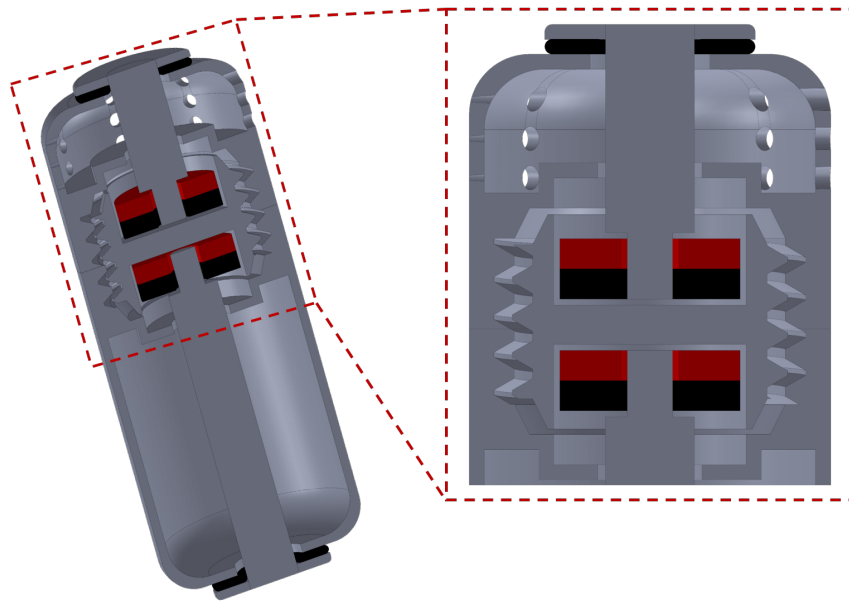
verifica-se que todas as reações garantem que o balão atinge um diâmetro superior ao esfíncter pilórico num espaço de tempo inferior a 15 minutos (considerando o balão uma esfera, este deve atingir um volume de aproximadamente 1 ml), respeitando assim uma das condicionantes da escolha da reação. Por outro lado, apenas a reação do ácido cítrico com o bicarbonato de potássio foi capaz de insuflar o balão para valores normalmente utilizados nos BIG. No entanto, a utilização de um balão maior (com um efeito compressor menor) poderá também permitir que a reação com o bicarbonato de sódio seja capaz de insuflar o balão até um valor aceitável.

4.2 Corpo da Cápsula

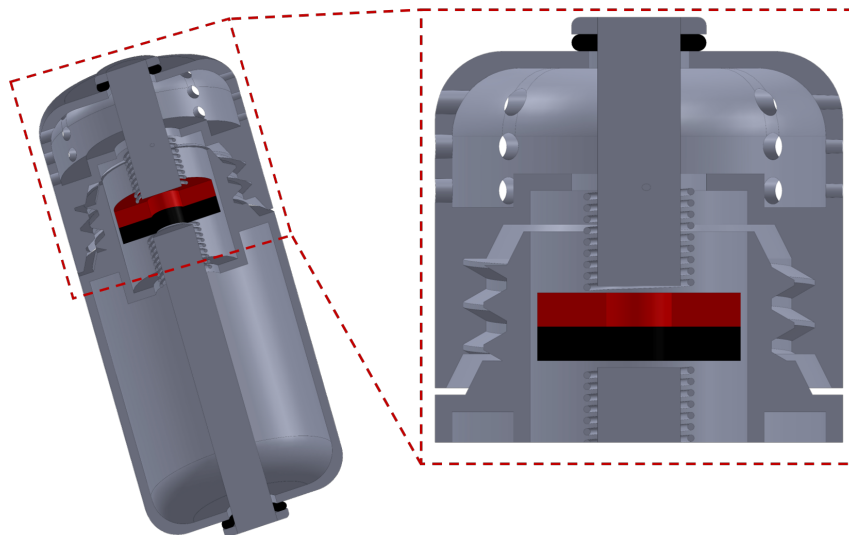
O processo de fabrico do corpo da cápsula começa com o desenho 3D das peças em formato digital - desenho assistido por computador (CAD). As peças foram fabricadas pelo processo de manufatura aditiva de impressão 3D por DLP devido às dimensões, resistência e qualidade da superfície das peças fabricadas. O equipamento utilizado foi a *FabPro 1000* da *3D Systems*. Este equipamento, possui uma resolução em x e y de 64 µm e uma resolução em z entre 30 e 100 µm, dependendo da resina utilizada [86]. Permite a utilização de uma vasta gama de resinas, incluindo as já referidas *NextDent™*. A resina utilizada no fabrico do corpo da cápsula foi a *NextDent™ Ortho Rigid* uma vez que é um material com certificação CE classe IIa, biocompatível e possui as melhores características mecânicas [71, 87]. A classe IIa refere-se a dispositivos médicos de baixo/médio risco e que permanecem no interior do corpo durante um curto período de tempo (60 minutos a 30 dias) [88, 89]. O pós-processamento da *FabPro 1000* é um processo simples de duas etapas: limpeza das peças com álcool isopropílico e cura UV para o acabamento final.

Foram realizadas algumas impressões de teste para definir as tolerâncias entre as peças do corpo da cápsula. Estas tolerâncias permitem compensar a dilatação que o material sofre durante a impressão e cura final e assim garantir a funcionalidade da cápsula. A tolerância entre as peças foi de 0,6 mm na rosca e 0,2 mm nos restantes locais de contacto. A Figura 4.6 apresenta os desenhos CAD do corpo das cápsulas com as respetivas tolerâncias.

A Figura 4.7 apresenta as imagens reais das peças do corpo da cápsula fabricadas. No *design 1.0* foram fabricadas apenas as peças do corpo da cápsula que permitem a integração de dois ímãs internos em formato de anel. No entanto, a substituição por outros ímãs internos não requer alterações muito significativas no *design* interno, não influenciando as conclusões retiradas destes testes experimentais. As peças fabricadas mostraram uma excelente resolução e qualidade de superfície. As



(a)

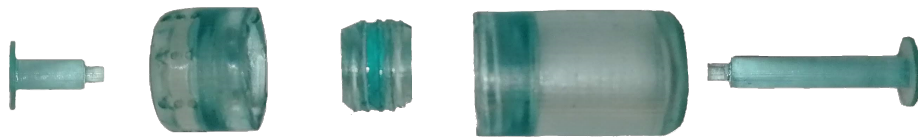


(b)

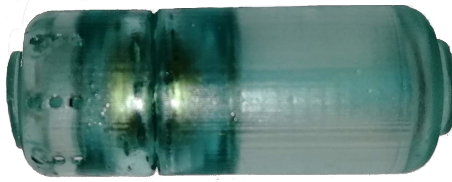
Figura 4.6: Design do corpo da cápsula com tolerâncias: a) *design 1.0*, b) *design 2.0*.

tolerâncias utilizadas permitiram a montagem das diversas peças da cápsula (Figuras 4.7b e 4.7d).

Foram adquiridos ímãs internos de neodímio (Figura 4.8) em formato de anel (Ref R-06-02-02-G, *Supermagnete*), disco de 6 mm (Ref S-06-01-N, *Supermagnete*), disco de 5 mm (Ref S-05-01-N, *Supermagnete*), disco de 4 mm (Ref S-04-01-N, *Supermagnete*) e disco de 3 mm (Ref S-03-01-N, *Supermagnete*). De notar que as simulações MEF permitiram concluir que a melhor opção de ímãs internos para o *design 1.0* é a utilização combinada de um ímã em disco de 4 mm e um ímã em disco de 3 mm, e para o *design 2.0* a utilização de um ímã em formato de anel. O neodímio é suscetível



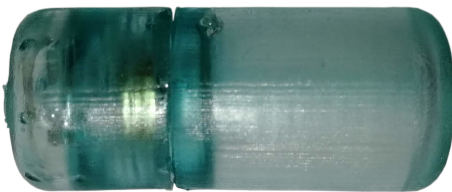
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.7: Imagens reais do corpo das cápsulas fabricadas: a) peças do corpo da cápsula com o *design* 1.0, b) cápsula com o *design* 1.0 montada, c) peças do corpo da cápsula com o *design* 2.0, d) cápsula com o *design* 2.0 montada.



(a)

(b)

(c)

(d)

(e)

Figura 4.8: Magnetes internos adquiridos: a) anel, b) disco 6 mm, c) disco 5 mm, d) disco 4 mm, e) disco 3 mm.

à corrosão, portanto os ímãs internos devem possuir um revestimento que garanta a resistência à corrosão ao ácido cítrico. Assim, o ímã em formato de anel adquirido possui um revestimento de ouro e os restantes um revestimento de níquel.

4.3 Balão Gástrico Insuflável

O BIG foi fabricado em PDMS pelo processo apresentado no Capítulo 3.3.2. Os moldes utilizados neste processo foram produzidos em PLA (*PLA Extrafill-Filamentum*) por manufatura aditiva de FDM (*Prusa i3 MK3S*). A temperatura e tempo de cura do PDMS utilizado no processo de fabrico dos balões foram de 100 °C e 40 min, respetivamente (valores comumente utilizados). Relativamente ao rácio de agente de cura e elastómero, foram testadas duas possibilidades, o rácio de 1/10 e o rácio de 1/8. O aumento da quantidade de agente de cura, resultará em PDMS com maior dureza e módulo de Young [90]. Por outro lado, o aumento da quantidade de agente de cura, torna o PDMS não curado mais fluído. O aumento da fluidez do PDMS diminuirá a espessura das camadas do balão, uma vez que o molde em PLA utilizado (Figura 4.9a) possui paredes inclinadas. Outra variável testada foi o número de camadas de PDMS que o balão possui. Um aumento do número de camadas leva a um aumento da resistência do balão permitindo contornar o problema da dificuldade da sua remoção do molde (devido ao baixo alongamento na rutura).

O número mínimo de camadas de PDMS foi três e duas para o rácio de agente de cura de 1/10 e 1/8, respetivamente. Um número de camadas inferior leva à rutura do meio balão no momento da remoção do molde. Assim, foram fabricados meios balões com duas e três camadas com um rácio de 1/8 e balões com três, quatro e cinco camadas com um rácio de 1/10. Após o fabrico, os meios balões foram unidos para se produzir um balão completo. Para tal, foi utilizado um novo molde em PLA (Figura 4.9b) e PDMS não curado (com rácio de elastómero e agente de cura igual ao utilizado na produção dos meios balões) nas regiões de contacto (Figura 4.9c). A Figura 4.10 apresenta a imagem real do balão fabricado com duas camadas de PDMS (rácio de 1/8) e um raio de aproximadamente 50 mm. O método de fabrico proposto provou ser funcional e reproduzível.

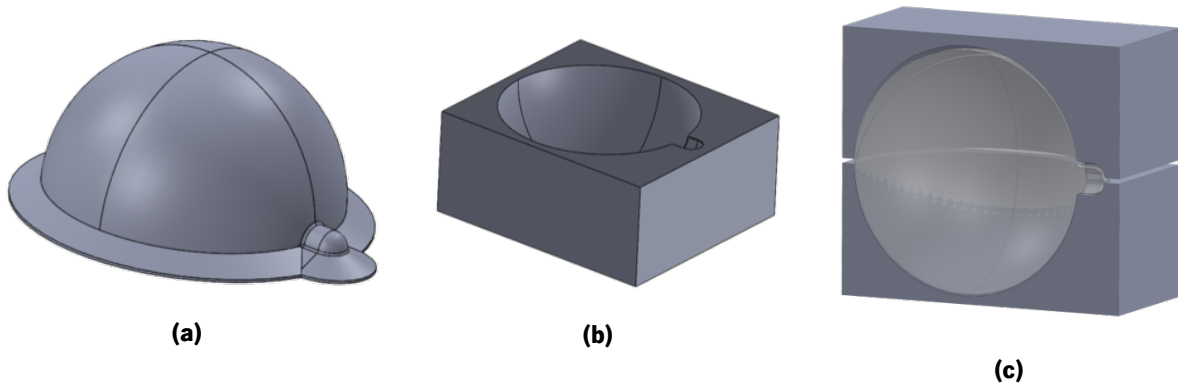


Figura 4.9: Moldes utilizados no fabrico dos balões em PDMS: a) molde para fabricar meio balão, b) molde para unir dois meios balões, c) vista em corte do processo de união de dois meios balões.



Figura 4.10: Imagem real do balão fabricado: a) balão em PDMS, b) balão em PDMS em torno da cápsula.

4.3.1 Caracterização Mecânica

Depois de serem produzidos diversos balões com diferentes rácios de agente de cura e número de camadas de PDMS, foram realizados ensaios de tração. Estes ensaios tiveram como objetivo determinar que balões possuem melhores propriedades mecânicas.

Os ensaios de tração foram realizados em cinco provetes de cada balão de PDMS, usando o equipamento *H100KS Hounsfield UTM*. A Figura 4.11 mostra o formato e dimensão dos provetes utilizados. Os provetes tinham uma espessura variável (Tabela 4.2, média \pm desvio padrão de cinco provetes), dependendo do número de camadas de PDMS e rácio de agente de cura utilizados. A Figura 4.12 apresenta a colocação de um provete nas garras de fixação do equipamento utilizado nos ensaios de tração. Após

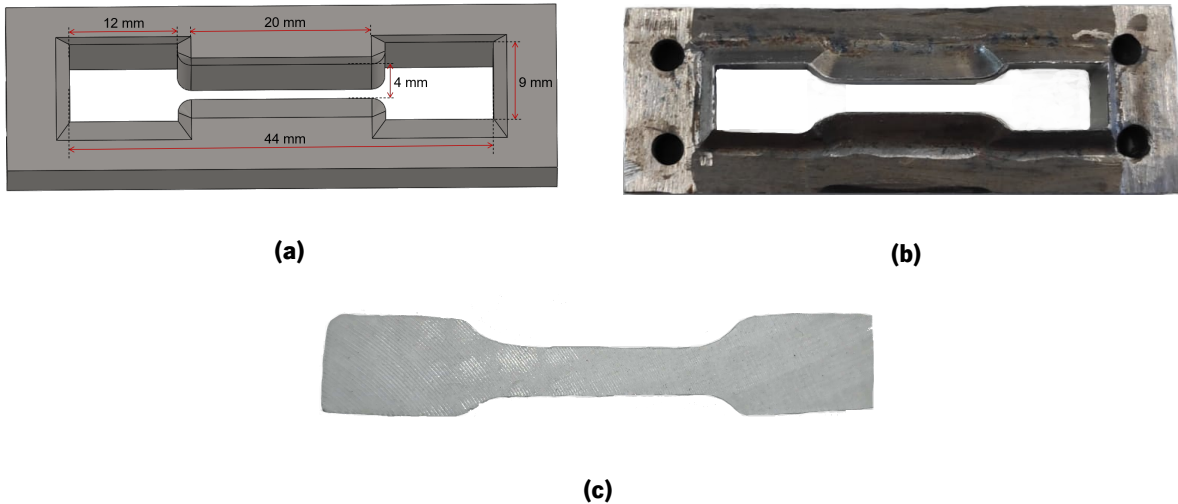


Figura 4.11: Provete utilizado nos ensaios de tração: a) dimensões do molde utilizado no corte dos provetes, b) imagem real do molde utilizado no corte dos provetes, c) imagem real de um provete utilizado.

Tabela 4.2: Espessura média dos provetes tracionados

Camadas de PDMS (rácio)	Espessura dos provetes (mm)
2 Camadas (1/8)	$3,12 \times 10^{-1} \pm 4,5 \times 10^{-3}$
3 Camadas (1/8)	$4,38 \times 10^{-1} \pm 4,82 \times 10^{-2}$
3 Camadas (1/10)	$4,08 \times 10^{-1} \pm 1,48 \times 10^{-2}$
4 Camadas (1/10)	$4,24 \times 10^{-1} \pm 8,9 \times 10^{-3}$
5 Camadas (1/10)	$7,92 \times 10^{-1} \pm 1,79 \times 10^{-1}$

os ensaios, foram traçadas as curvas tensão-deformação e determinado o módulo de Young do PDMS de cada balão em estudo. A Figura 4.13 mostra a curva tensão-deformação tipo dos ensaios de tração realizados. Na Tabela 4.3 são apresentados os valores de módulo de Young, resistência à tração e extensão máxima do PDMS dos balões ensaiados. Os resultados são apresentados como média \pm desvio padrão de cinco ensaios de tração.

Os valores obtidos do módulo de Young foram relativamente baixos, no entanto os balões de PDMS

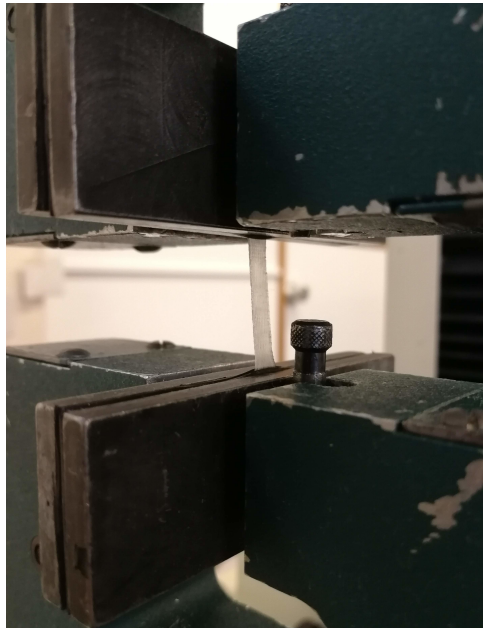


Figura 4.12: Provete colocado nas garras de fixação do equipamento utilizado nos ensaios de tração.

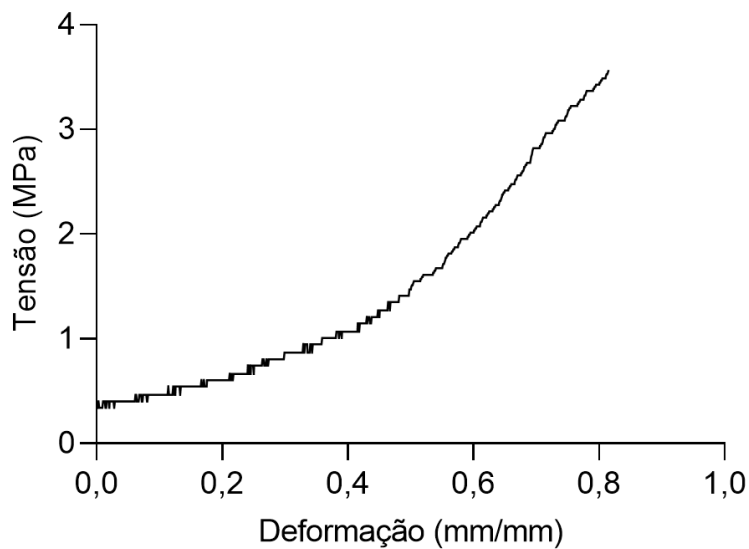


Figura 4.13: Exemplo de uma curva tensão-deformação obtida nos ensaios de tração realizados aos balões em PDMS

com um rácio de 1/8 apresentaram, geralmente, valores mais elevados em relação ao rácio de 1/10, confirmando o aumento do módulo de Young quando utilizado mais agente de cura afirmado pela bibliografia. O valor de extensão máxima, que nestes ensaios corresponde também ao alongamento na rutura, foi de 22,12 mm, correspondendo a 110,6 % do comprimento inicial. Os materiais normalmente utilizados na produção de balões, como o PN-3206, apresentam valores de 827 % [91]. Os balões fabricados apresentam assim valores de alongamento na rutura baixos. De um modo geral, os balões com o maior

Tabela 4.3: Módulo de Young, resistência à tração e extensão máxima do PDMS dos balões ensaiados.

Camadas de PDMS (rácio)	Módulo de Young (MPa)	Resistência à tração (MPa)	Extensão máxima (mm)
2 camadas (1/8)	1,81 ± 0,13	3,28 ± 0,65	15,6 ± 1,89
3 camadas (1/8)	1,86 ± 0,14	4,29 ± 0,59	18,32 ± 2,92
3 camadas (1/10)	1,1 ± 0,14	3,4 ± 0,96	22,12 ± 2,7
4 camadas (1/10)	2,01 ± 0,09	5,15 ± 0,4	19,56 ± 1,09
5 camadas (1/10)	1,32 ± 0,1	3,38 ± 1,12	21,94 ± 5,78

número de camadas de PDMS apresentam maiores valores de alongamento na rutura, confirmando assim a vantagem da utilização de um maior número de camadas para contornar a rutura dos balões no momento da remoção do molde.

Todos os balões mostram ser funcionais, no entanto a melhor opção para fabricar um balão em PDMS é utilizar 2 camadas de PDMS e um rácio de agente de cura de 1/8, uma vez que este balão possui a melhor relação custo-benefício (necessita de menos PDMS) sem comprometer as suas propriedades mecânicas.

Recorrendo à lei dos gases ideais (Equação 4.9) e sabendo que o raio final de um balão insuflado é dado pela Equação 4.10 é possível chegar à relação apresentada na Equação 4.11. De notar que o valor da extensão (Δ_x) é obtido a partir da deformação do balão para uma determinada tensão (curva tensão-deformação) utilizando a Equação 4.12. Recorrendo aos resultados dos ensaios de tração, sabendo que o PDMS apresenta propriedades isotrópicas e homogêneas, i.e. o material possui as mesmas propriedades em todas as direções, e utilizando a Equação 4.11, é possível calcular o raio mínimo do balão de PDMS para que este atinja um volume de 150 ml sem rebentar [76]. O raio mínimo do balão com 2 camadas de PDMS e um rácio de agente de cura de 1/8 é 30,49 mm. Nesta situação, quando insuflado, a extensão (Δ_x) é máxima, ou seja, o valor da extensão na rutura, logo, de acordo com a curva tensão-deformação, a pressão no seu interior é também máxima (igual ao valor da resistência à tração, 3,28 MPa). Um volume de 150 ml de CO₂ a esta pressão corresponde a um volume de 4856 ml à pressão atmosférica (0,10 MPa). Para produzir esta volume de CO₂, são necessárias quantidades de ácido e base que não são possíveis introduzir na cápsula. Assim, uma vez que as quantidades de reagente são limitadas a valores que produzem um volume de CO₂ de aproximadamente 300 ml à pressão de 1 atm, conclui-se

que o raio mínimo do balão com 2 camadas de PDMS e um rácio de 1/8 é de 32,97 mm.

$$P_{CO_2} \cdot V_{\text{final de } CO_2} = n \cdot R \cdot T \quad (4.9)$$

$$r_{\text{final}} = r_{\text{inicial}} + \frac{\Delta x}{2 \cdot \pi} \quad (4.10)$$

$$r_{\text{inicial}} = \sqrt[3]{\frac{3 \cdot n \cdot R \cdot T}{4 \cdot P_{CO_2} \cdot \pi}} - \frac{\Delta x}{2 \cdot \pi} \quad (4.11)$$

$$\text{Deformação do provete} = \frac{\text{Extensão do provete (mm)}}{\text{Comprimento inicial do provete (mm)}} \quad (4.12)$$

4.4 Campos Magnéticos Permanentes

A avaliação experimental da densidade de campo magnético em torno da cápsula foi realizada recorrendo a um gaussímetro *Hirst Magnetics GM07*. De notar que o gaussímetro não é a melhor forma de medir densidades de campo magnético em volta de ímãs isolados, pois as linhas de campo magnético em volta de ímãs isolados não são paralelas e caso a sonda não se encontre orientada perpendicularmente com as linhas de campo o valor obtido é seriamente afetado. Para os ensaios que simulam o *design 1.0* foi utilizada uma peça em PLA impressa por FDM que permite colocar dois ímãs afastados por 1,5 mm (Figura 4.14). Os resultados da densidade de campo magnético em função da distância são apresentados nas Figuras 4.15 e 4.16 e na Tabela 4.4.

Analisando os resultados, verifica-se que as curvas têm um aspeto de decréscimo exponencial, confirmando quer os resultados das simulações quer a bibliografia. Verifica-se ainda que para a distância de 10 mm (Tabela 4.4) o *design 1.0* apresenta melhores resultados que o *design 2.0*. Este resultado era espetável, pois o *design 1.0* possui dois ímãs enquanto que o *design 2.0* apenas um. Relativamente à relação entre os resultados simulados e os resultados reais, verifica-se que a distâncias elevadas dos ímãs estes estão próximos. Por outro lado, a distâncias próximas dos ímãs verifica-se uma diferença significativa. Esta diferença pode estar relacionada com a questão apresentada anteriormente,

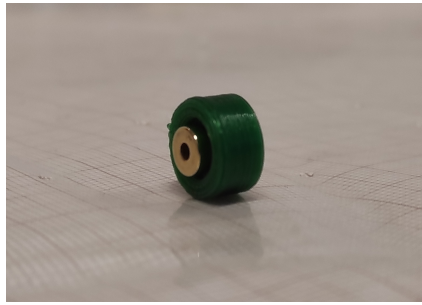


Figura 4.14: Peça em PLA que permite colocar dois ímãs de pequenas dimensões afastados por 1,5 mm.

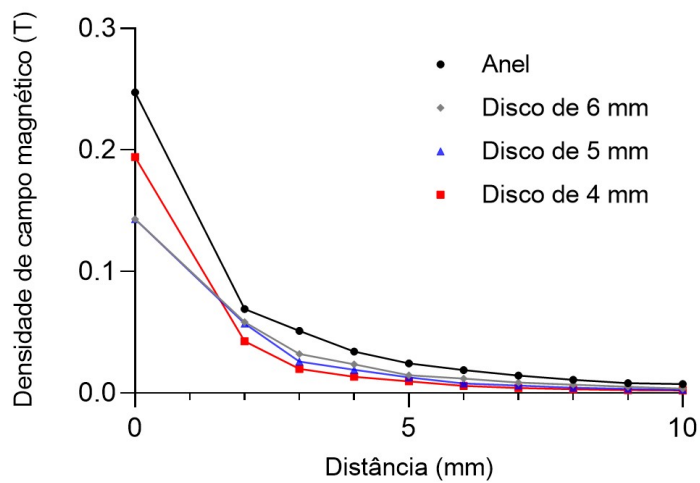


Figura 4.15: Valor experimental da densidade de campo magnético a diferentes distâncias da cápsula com o *design* 1.0.

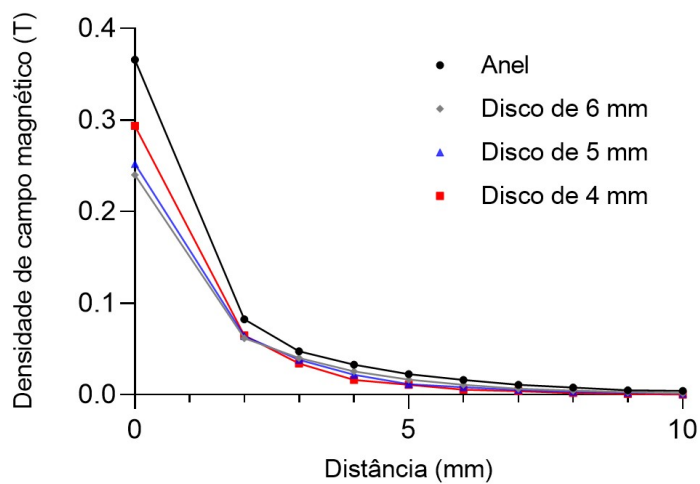


Figura 4.16: Valor experimental da densidade de campo magnético a diferentes distâncias da cápsula com *design* 2.0.

Tabela 4.4: Densidade de campo magnético a uma distância de 10 mm da cápsula

Magnete	Densidade de Campo Magnético (mT)			
	Simulada (Design 1.0)	Simulada (Design 2.0)	Experimental (Design 1.0)	Experimental (Design 2.0)
Anel	10,33	7,12	7,33	4,23
Disco de 6 mm	7	4,57	3,7	1,63
Disco de 5 mm	5,02	3,3	2,73	1,2
Disco de 4 mm	3,31	2,16	2,10	0,2

mas também com a dificuldade de garantir com precisão qual a distância entre o magnete e a probe quando essa distância é reduzida. Por exemplo, na medição densidade de campo magnético na superfície do magnete, é necessário ter em conta que não é aconselhável tocar com a probe nos objetos, existe assim sempre uma distância entre o magnete e a probe. Tendo a curva um decaimento exponencial é compreensível que os resultados na superfície do magnete se encontrem afetados por um erro elevado. Por outro lado, nas análises computacionais é simulado um ambiente ideal enquanto que na realidade existem diversas interferências, por exemplo, da rede elétrica.

Testou-se ainda um protótipo do *design* 1.0, ativando-o com o magnete externo (Figura 4.17). Verificou-se que independentemente dos magnetes internos utilizados, à distância de 120 mm não era possível ativar as válvulas (Figura 4.18a), por outro lado para distâncias mais próximas essa ativação ocorria (Figura 4.18b). Quando se afastava a cápsula do magnete as válvulas voltavam à posição de repouso. Assim, provou-se a funcionalidade do sistema de válvulas do *design* 1.0, mas apenas para distâncias próximas do magnete externo.

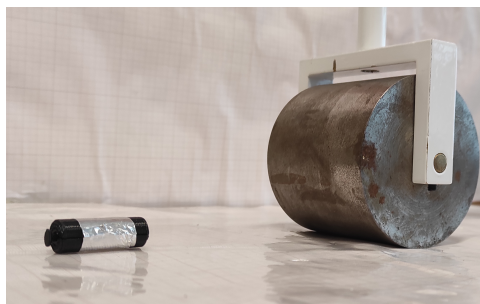
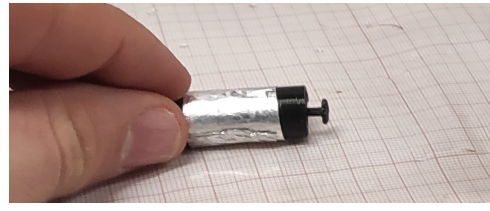


Figura 4.17: Imagem real do protótipo do *design* 1.0 junto ao magnete externo.



(a)



(b)

Figura 4.18: Testes de ativação de um protótipo do design 1.0: a) válvulas fechadas, b) uma das válvulas ativa.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalho Futuro

Neste último capítulo serão apresentadas as conclusões dos trabalhos realizados no âmbito desta dissertação de mestrado. Por fim, serão propostos trabalhos futuros.

5.1 Conclusões

Esta dissertação focou-se no *design*, simulação e fabrico de duas cápsulas ingeríveis com um balão insuflável e ativação magnética para o tratamento da obesidade. Estas cápsulas utilizam uma reação ácido-base para produzir CO_2 e insuflar o balão. O *design* 1.0 caracteriza-se por possuir dois ímãs internos cuja força de atração mantém as válvulas fechadas. O *design* 2.0 possui apenas um ímã interno e duas molas, sendo a força das molas responsável por manter as válvulas fechadas e o ímã interno responsável por interagir com o ímã externo e assim permitir a abertura das válvulas. As simulações MEF que permitiram estudar a interação entre o ímã externo e as cápsulas provaram que é possível o acionamento do *design* 2.0 utilizando um ímã externo com o formato de um cubo com 200 mm de lado e molas com uma constante elástica de 0,3 N/mm. Este *design* demonstra grande versatilidade, uma vez que utilizando molas com uma constante elástica menor é possível acionar as válvulas recorrendo a um ímã externo de menores dimensões. Já no que toca ao *design* 1.0, o acionamento é possível utilizando ímãs internos com a forma de disco de 4 mm (válvula de insuflação) e disco de 3 mm (válvula de desinsuflação) distanciados por 3 mm, e dois ímãs externos com a forma de troncos de pirâmide, com uma altura de 400 mm, um base associada ao polo sul de 400 mm de lado, uma base associada ao polo norte de 200 mm de lado e um campo magnético remanescente de 2,5 T. Assim, conclui-se que o *design* 2.0 é a melhor configuração da cápsula. Parte dos resultados obtidos

pelas simulações MEF foram corroborados pelos ensaios experimentais.

Relativamente às reações ácido-base testadas, conclui-se que a reação do ácido cítrico com o bicarbonato de potássio é a mais rápida e rentável, por outras palavras, o balão insufla mais rápido e apresenta um volume superior no final da reação (aproximadamente 150 ml). O volume alcançado encontra-se entre 150 e 600 ml (volume normalmente utilizado nos BIG), mostrando portanto ser suficiente para tratar a obesidade. A reação do ácido cítrico com o bicarbonato de sódio é capaz de insuflar o balão até um volume de aproximadamente 136 ml. O volume alcançado não se encontra dentro do intervalo de volumes utilizado normalmente, no entanto a utilização de um balão que exerça menor resistência à insuflação, permite alcançar um volume dentro desse intervalo. Ambas as reações são rápidas o suficiente para insuflar o balão antes que este seja expelido do estômago, uma vez que o volume máximo de CO_2 é atingido após apenas 195 segundos.

O processo proposto para o fabrico do balão em PDMS demonstrou ser funcional e reprodutível. Todos os balões mostraram ser funcionais, no entanto conclui-se que o balão com duas camadas de PDMS e um rácio entre o agente de cura e o elastómero de 1/8 é a melhor opção, uma vez que é o balão com a melhor relação custo-benefício, sem comprometer as suas propriedades mecânicas. O raio mínimo do balão (duas camadas de PDMS com um rácio de 1/8) para que atinja um volume de 150 ml sem rebentar é de 32,97 mm.

O corpo da cápsula foi fabricado pelo processo de manufatura aditiva de impressão 3D por DLP. Este processo de fabrico revelou ser adequado para o fabrico das peças propostas, uma vez que apresentaram excelente resolução, exatidão e qualidade de superfície, permitindo assim a correta montagem da cápsula.

Em suma, ficou demonstrado no decorrer desta dissertação que a cápsula apresentada (*design 2.0*) é capaz de insuflar o balão gástrico para realizar o tratamento da obesidade e os métodos de fabrico propostos para a produção do corpo da cápsula e do balão insuflável são viáveis e reprodutíveis.

5.2 Trabalho Futuro

Para completar o fabrico da cápsula proposta nesta dissertação é necessário realizar alguns trabalhos futuros. Um dos trabalhos é proceder à união do balão em PDMS com o corpo da cápsula. Esta união deve ser estanque para garantir que não há fugas de CO_2 durante o processo de insuflação do balão, e assim não provocar um esvaziamento precoce do balão. Uma solução passa por pincelar PDMS não curado nas zonas de contacto do balão com o corpo da cápsula, seguido da cura desse PDMS.

Outra tarefa prende-se com a conexão dos magnetes internos às válvulas ou molas (dependendo do

design da cápsula). Para tal, pode ser utilizada uma cola biocompatível. Essa cola deve ser resistente ao ácido cítrico presente no interior da cápsula.

Também como trabalho futuro, o estudo de outros materiais para o fabrico do balão insuflável, de forma a produzir um balão com dimensões mais reduzidas, facilitando a ingestão da cápsula pelos pacientes.

Por fim, a realização de ensaios *ex-vivo* e *in-vivo* para avaliação do funcionamento da cápsula proposta.

Bibliografia

- [1] "Obesity and overweight," [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>, last accessed on 2020-06-09.
- [2] "WHO/Europe | Nutrition - Body mass index - BMI," [Online]. Available: <https://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>, last accessed on 2020-07-08.
- [3] "IMC: calcular o Índice de Massa Corporal | Lusíadas Saúde," [Online]. Available: <https://rotasaude.lusíadas.pt/prevencao-e-estilo-de-vida/nutricao-e-dieta/imc-o-que-calcular/>, last accessed on 2020-06-09.
- [4] M. Garcia, "Cirurgia Bariátrica - Impacto da Perda de Peso na Síndrome Metabólica," Ph.D. dissertation, Universidade do Porto, 2010.
- [5] M. S. Al-Nbaheen, "Impact of weight loss predictors in severe-morbid obesity patients in the Saudi population," *Saudi Journal of Biological Sciences*, vol. 27, no. 10, pp. 2509–2513, 2020. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1319562X20300917>
- [6] A. Ruban, K. Stoenchev, H. Ashrafian, and J. Teare, "Current treatments for obesity," *Clinical Medicine*, vol. 19, no. 3, pp. 205–212, 2019. [Online]. Available: <https://www.rcpjournals.org/lookup/doi/10.7861/clinmedicine.19-3-205>
- [7] "Economic Costs | Obesity Prevention Source | Harvard T.H. Chan School of Public Health," [Online]. Available: <https://www.hsph.harvard.edu/obesity-prevention-source/obesity-consequences/economic/>, last accessed on 2020-06-23.
- [8] OECD, "The Heavy Burden of Obesity: The Economics of Prevention," OECD Health Policy Studies, Tech. Rep., 2019. [Online]. Available: https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/the-heavy-burden-of-obesity/summary/french_b53ed5f9-fr

- [9] H. S. Kang, J. DeAntonio, C. Oiticica, D. Lanning, and A. Browne, "Novel and emerging devices and operations in the treatment of obesity in children and adolescents," *Seminars in Pediatric Surgery*, vol. 29, no. 1, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.sempedsurg.2020.150881>
- [10] Y. Ye, D. Yang, and J. Han, "The effect of bariatric surgery on bone Health: From mechanism to management," *Obesity Medicine*, vol. 18, 2020. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2451847620300191>
- [11] Z. Mohamed, M. Kalbassi, M. Boyle, and P. Small, "Intra-gastric balloon therapy and weight reduction," *The Surgeon*, vol. 6, no. 4, pp. 210–212, 2008. [Online]. Available: [http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X\(08\)80030-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X(08)80030-3)
- [12] J. Vairavamurthy, L. J. Cheskin, D. L. Kraitchman, A. Arepally, and C. R. Weiss, "Current and cutting-edge interventions for the treatment of obese patients," *European Journal of Radiology*, vol. 93, pp. 134–142, 2017. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X17301985>
- [13] NICE, "Obesity: identification, assessment and management," NICE Clinical Guideline Center, Tech. Rep., 2014. [Online]. Available: www.nice.org.uk/guidance/cg189
- [14] NICE, "Obesity: Identification, assessment and management of overweight and obesity in children, young people and adults ," National Clinical Guideline Centre, Tech. Rep., 2014.
- [15] "Diário da República, 1ª série - Nº 169 - 3 de setembro de 2018," [Online]. Available: <https://dre.pt/application/conteudo/116307676>, last accessed on 2020-06-09.
- [16] J. Himpens, A. Ramos, R. Welbourn, J. Dixon, F. Frcp, E. Kinsman, P. Walton, and M. Frcp, "The IFSO global registry report," IFSO, Tech. Rep., 2018. [Online]. Available: <https://www.ifso.com/pdf/4th-ifso-global-registry-report-last-2018.pdf>
- [17] F. H. M. George, "Boas práticas na abordagem do doente com obesidade elegível para cirurgia bariátrica," Direção-Geral da Saúde, Tech. Rep., 2013. [Online]. Available: <http://www.dgs.pt/upload/membro.id/ficheiros/i018596.pdf>
- [18] G. J. Tobón, F. E. Ospina, J. P. Suso, I. Posso-Osorio, A. F. Echeverri, E. Muñoz-Buitrón, J.-D. Martínez, G.-L. Castaño, A. Agualimpia, F. Bonilla-Abadía, E. Dorado, and C. A. Cañas, "Autoantibodies production and immunological abnormalities after bariatric

- surgery," *Journal of Translational Autoimmunity*, vol. 2, 2019. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2589909019300243>
- [19] S. H. Kim, H. J. Chun, H. S. Choi, E. S. Kim, B. Keum, and Y. T. Jeon, "Current status of intragastric balloon for obesity treatment," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 22, no. 24, pp. 5495–5504, 2016. [Online]. Available: <http://www.wjgnet.com/1007-9327/full/v22/i24/5495.htm>
- [20] I. Imaz, C. Martínez-Cervell, E. E. García-Álvarez, J. M. Sendra-Gutiérrez, and J. González-Enríquez, "Safety and Effectiveness of the Intragastric Balloon for Obesity. A Meta-Analysis," *Obesity Surgery*, vol. 18, no. 7, pp. 841–846, 2008. [Online]. Available: <http://link.springer.com/10.1007/s11695-007-9331-8>
- [21] J. J. Gleysteen, "A history of intragastric balloons," *Surgery for Obesity and Related Diseases*, vol. 12, no. 2, pp. 430–435, 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.soard.2015.10.074>
- [22] A. Geliebter, "Gastric distension, gastric capacity, gastric balloons, and food intake," *Physiology & Behavior*, vol. 208, 2019. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031938419300587>
- [23] T. N. Do, T. E. T. Seah, H. K. Yu, and S. J. Phee, "Development and Testing of a Magnetically Actuated Capsule Endoscopy for Obesity Treatment," *PLOS ONE*, vol. 11, no. 1, 2016. [Online]. Available: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0148035>
- [24] T. N. Do, K. Y. Ho, and S. J. Phee, "A Magnetic Soft Endoscopic Capsule-Inflated Intragastric Balloon for Weight Management," *Scientific Reports*, vol. 6, no. 1, 2016. [Online]. Available: <http://www.nature.com/articles/srep39486>
- [25] J. Rodrigues, "Terapia em dispositivos médicos invasivos com imagem," Ph.D. thesis, Universidade do Minho, 2019.
- [26] A. Pereira, "Complicações Da Endoscopia Digestiva," Ph.D. dissertation, Universidade de Coimbra, 2010.
- [27] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, vol. 405, no. 417, 2000. [Online]. Available: <http://www.nature.com/articles/35013140>
- [28] G. Cummins, B. F. Cox, G. Ciuti, T. Anbarasan, M. P. Y. Desmulliez, S. Cochran, R. Steele, J. N. Plevris, and A. Koulaouzidis, "Gastrointestinal diagnosis using non-white light imaging capsule

- endoscopy," *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology*, vol. 16, no. 7, pp. 429–447, 2019. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/s41575-019-0140-z>
- [29] J. Hemanth, D. Gupta, and E. Balas, Eds., *Intelligent Data Analysis for Biomedical Applications: Challenges and Solutions*. Elsevier, 2019. [Online]. Available: <https://books.google.pt/books?id=szKNDwAAQBAJ&pg=PA3&dq=pillcam+sb-2+RF~&hl=pt-PT&sa=X&ved=2ahUKEwjEyPOj9rjqAhVvBGMBHefCrQQ6AEwAHoECAYQAg#v=onepage&q&f=false>
- [30] "510(k) Premarket Notification," [Online]. Available: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K102543>, last accessed on 2020-07-07.
- [31] C. Yeo, Ed., *Shackelford's Surgery of the Alimentary Tract*, 8th ed. Elsevier, 2019, vol. 1. [Online]. Available: https://books.google.pt/books?id=PbpDDwAAQBAJ&pg=PA49&lpq=PA49&dq=BRAVO+medtronic+dimensions&source=bl&ots=v_d3C9reNs&sig=ACfU3U3wiC0X6ld1weQblKaldhSAT6dIIA&hl=pt-PT&sa=X&ved=2ahUKEwju7fCD_eXpAhVF8uAKHXkIBCgQ6AEwFnoECAsQAg#v=onepage&q=BRAVO%20medtronic%20dime&f=false
- [32] S. S. Mapara and V. B. Patravale, "Medical capsule robots: A renaissance for diagnostics, drug delivery and surgical treatment," *Journal of Controlled Release*, vol. 261, pp. 337–351, 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2017.07.005>
- [33] P. R. Slawinski, K. L. Obstein, and P. Valdastrì, "Emerging issues and future developments in capsule endoscopy," *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 17, no. 1, pp. 40–46, 2015. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tgie.2015.02.006>
- [34] "510(k) Premarket Notification," [Online]. Available: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K053547>, last accessed on 2020-07-08.
- [35] W. G. Kwack and Y. J. Lim, "Current Status and Research into Overcoming Limitations of Capsule Endoscopy," *Clinical Endoscopy*, vol. 49, no. 1, pp. 8–15, 2016. [Online]. Available: <http://www.e-ce.org/journal/view.php?doi=10.5946/ce.2016.49.1.8>
- [36] G. M. Eisen, "The Economics of PillCam," *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, vol. 16, no. 2, pp. 337–345, 2006. [Online]. Available: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1052515706000535>

- [37] “510(k) Premarket Notification,” [Online]. Available: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K140284>, last accessed on 2020-07-07.
- [38] M. Waterman and I. M. Gralnek, “Capsule Endoscopy of the Esophagus,” *Journal of Clinical Gastroenterology*, vol. 43, no. 7, pp. 605–612, 2009. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/00004836-200908000-00002>
- [39] “510(k) Premarket Notification,” [Online]. Available: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K153466>, last accessed on 2020-07-08.
- [40] L. J. Sliker and G. Ciuti, “Flexible and capsule endoscopy for screening, diagnosis and treatment,” *Expert Review of Medical Devices*, vol. 11, no. 6, pp. 649–666, 2014. [Online]. Available: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/17434440.2014.941809>
- [41] R. Chang, *Química 8ª Edição*, 8th ed. McGraw-Hill, 2005.
- [42] T. Pasricha, B. Smith, V. Mitchell, B. Fang, E. Brooks, J. Gerding, M. Washington, P. Valdastrì, and K. Obstein, “Controlled colonic insufflation by a remotely triggered capsule for improved mucosal visualization,” *Endoscopy*, vol. 46, no. 07, pp. 614–618, 2014. [Online]. Available: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0034-1365497>
- [43] J. L. Gorlewicz, S. Battaglia, B. F. Smith, G. Ciuti, J. Gerding, A. Menciasì, K. L. Obstein, P. Valdastrì, and R. J. Webster, “Wireless Insufflation of the Gastrointestinal Tract,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1225–1233, 2013. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6365246/>
- [44] D. Jiles, *Introduction to magnetism and magnetic materials*, 1st ed. Chapman and Hall, 1991.
- [45] M. Silva, “Novas Funcionalidades para Dispositivos Médicos Invasivos com Imagem,” Ph.D. thesis, Universidade do Minho, 2015.
- [46] J. Coey, *Magnetism and Magnetic Materials*, 1st ed. Cambridge University Press, 2009.
- [47] “Magnetic properties of materials,” [Online]. Available: <http://info.ee.surrey.ac.uk/Workshop/advice/coils/mu/#itns>, last accessed on 2021-01-05.
- [48] “Understanding Magnetic Permeability - Ideal Magnet Solutions,” [Online]. Available: <https://idealmagnetsolutions.com/knowledge-base/magnetic-permeability-table/>, last accessed on 2020-11-26.

-
- [49] L. Pinho, "Materiais Magnéticos e suas Aplicações," Ph.D. dissertation, Universidade do Porto, 2009. [Online]. Available: <http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/59887/1/000135917.pdf>
- [50] L. Sliker, G. Ciuti, M. Rentschler, and A. Menciassi, "Magnetically driven medical devices: a review," *Expert Review of Medical Devices*, vol. 12, no. 6, pp. 737–752, 2015. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1586/17434440.2015.1080120>
- [51] E. Otilia, D. Enescu, M.-F. Stan, and M. Ionel, *Finite Element Analysis of Stationary Magnetic Field*. InTech, 2012. [Online]. Available: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-new-trends-and-developments/finite-element-analysis-of-stationary-magnetic-field>
- [52] "Introductory Guide to Field Electromagnetics and Theory," 2019, [Online]. Available: <https://www.comsol.pt/multiphysics/electromagnetics>, last accessed on 2020-11-26.
- [53] H. S. Kahn, H. Rissanen, K. M. Bullard, and P. Knekt, "The population distribution of the sagittal abdominal diameter (SAD) and SAD/height ratio among Finnish adults," *Clinical Obesity*, nov 2014. [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1111/cob.12078>
- [54] P. G. Shewane, M. Gite, A. Singh, and A. Narkhede, "An Overview of Neodymium Magnets over Normal Magnets for the Generation of Energy," *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*, vol. 2, no. 12, pp. 4056–4059, 2014. [Online]. Available: <https://ijritcc.org/index.php/ijritcc/article/view/3610>
- [55] "Data sheet article R-06-02-02-G," [Online]. Available: https://www.supermagnete.pt/data_sheet_R-06-02-02-G.pdf, last accessed on 2020-12-21.
- [56] "Data sheet article S-06-01-N," [Online]. Available: https://www.supermagnete.pt/data_sheet_S-06-01-N.pdf, last accessed on 2020-12-21.
- [57] "Data sheet article S-05-01-N," [Online]. Available: https://www.supermagnete.pt/data_sheet_S-05-01-N.pdf, last accessed on 2020-12-21.
- [58] "Data sheet article S-04-01-N," [Online]. Available: https://www.supermagnete.pt/data_sheet_S-04-01-N.pdf, last accessed on 2020-12-21.
- [59] "Data sheet article S-03-01-N," [Online]. Available: https://www.supermagnete.pt/data_sheet_S-03-01-N.pdf, last accessed on 2020-12-21.
- [60] J. E. Mark, *Polymer Data Handbook*. Oxford University Press, 1998.

- [61] C. Rivadulla, G. Foffani, and A. Oliviero, "Magnetic Field Strength and Reproducibility of Neodymium Magnets Useful for Transcranial Static Magnetic Field Stimulation of the Human Cortex," *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 17, no. 5, pp. 438–442, 2014. [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1111/ner.12125>
- [62] J. P. Marques, F. F. Simonis, and A. G. Webb, "Low-field MRI: An MR physics perspective," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 49, no. 6, pp. 1528–1542, 2019. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jmri.26637>
- [63] "Calculate magnetic flux density with formula," [Online]. Available: <https://www.supermagnete.de/eng/faq/How-do-you-calculate-the-magnetic-flux-density>, last accessed on 2021-01-08.
- [64] M. Hejazian and N.-T. Nguyen, "Negative magnetophoresis in diluted ferrofluid flow," *Lab on a Chip*, vol. 15, no. 14, 2015. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1039/C5LC00427F>
- [65] H. Li, Y. Wu, X. Wang, C. Zhu, T. Fu, and Y. Ma, "Magnetofluidic control of the breakup of ferrofluid droplets in a microfluidic Y-junction," *RSC Advances*, vol. 6, no. 1, pp. 778–785, 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1039/C5RA21802K>
- [66] "Extension springs in steel and stainless steel," [Online]. Available: <https://shop-favre-steudler.ch/gb/springs/69-extension-springs-in-steel-and-stainless-steel-.html>, last accessed on 2021-01-08.
- [67] *Physics*. LibreTexts, 2021.
- [68] S. H. Kim, Y. K. Yeon, J. M. Lee, J. R. Chao, Y. J. Lee, Y. B. Seo, M. T. Sultan, O. J. Lee, J. S. Lee, S.-i. Yoon, I.-S. Hong, G. Khang, S. J. Lee, J. J. Yoo, and C. H. Park, "Precisely printable and biocompatible silk fibroin bioink for digital light processing 3D printing," *Nature Communications*, vol. 9, no. 1, 2018. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/s41467-018-03759-y>
- [69] M. Kaur and A. K. Srivastava, "PHOTOPOLYMERIZATION: A REVIEW," *Journal of Macromolecular Science, Part C: Polymer Reviews*, vol. 42, no. 4, pp. 481–512, 2002. [Online]. Available: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1081/MC-120015988>
- [70] A. van Wijk and I. van Wijk, *3D printing with biomaterials: Towards a sustainable and circular economy*. IOS Press, 2015.
- [71] "NextDent Ortho Rigid | NextDent," [Online]. Available: <https://nextdent.com/products/ortho-rigid/>, last accessed on 2021-01-08.

- [72] "Resistance to chemical agents," [Online]. Available: <https://solutions-in-plastics.info/nl-be/datasheets/transparantekunststoffen/eriks-pmma-resistancetochemical.pdf>, last accessed on 2021-01-09.
- [73] "Acrylic PMMA plastic chemical compatibility," [Online]. Available: <https://www.industrial-spec.com/resources/acrylic-aka-pmma-chemical-compatibility-chart>, last accessed on 2021-01-09.
- [74] J. Lee, H. Lee, S.-h. Kwon, and S. Park, "Active delivery of multi-layer drug-loaded microneedle patches using magnetically driven capsule," *Medical Engineering & Physics*, vol. 85, pp. 87–96, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.09.012>
- [75] Y. Komazaki and S. Uemura, "Stretchable, printable, and tunable PDMS-CaCl₂ microcomposite for capacitive humidity sensors on textiles," *Sensors and Actuators, B: Chemical*, vol. 297, 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2019.126711>
- [76] A. Mata, A. J. Fleischman, and S. Roy, "Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems," *Biomedical Microdevices*, vol. 7, no. 4, pp. 281–293, 2005.
- [77] B. Gale, M. Eddings, S. Sundberg, A. Hatch, J. Kim, T. Ho, and S. Karazi, *Low-Cost MEMS Technologies*. Elsevier, 2016.
- [78] J. R. M. Freitas, "Fabrico de Microlentes para Aplicaç o em MicroLEDs," Ph.D. dissertation, Universidade do Minho, 2019.
- [79] T. N. Do, P. T. Phan, K. Y. Ho, and S. J. Phee, "A magnetic soft endoscopic capsule for non-surgical overweight and obese treatments," *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2388–2393, 2016.
- [80] "Carbon dioxide - Density and Specific Weight," [Online]. Available: https://www.engineeringtoolbox.com/carbon-dioxide-density-specific-weight-temperature-pressure-d_2018.html, last accessed on 2021-01-11.
- [81] "Carbon Dioxide - Thermophysical Properties," [Online]. Available: https://www.engineeringtoolbox.com/CO2-carbon-dioxide-properties-d_2017.html, last accessed on 2021-01-11.

- [82] "Sodium Bicarbonate (Fine White Powder), Fisher BioReagents | Fisher Scientific," [Online]. Available: <https://www.fishersci.com/shop/products/sodium-bicarbonate-fine-white-powder-fisher-bioreagents-2/BP3281?searchHijack=true&searchTerm=BP3281&searchType=RAPID&matchedCatNo=BP3281>, last accessed on 2021-01-11.
- [83] "Potassium hydrogen carbonate, ACS, 99.7-100.5% (dried basis) - Potassium bicarbonate - 40195 - Alfa Aesar," [Online]. Available: <https://www.alfa.com/pt/catalog/040195/>, last accessed on 2021-01-11.
- [84] "Citric acid, Anhydrous | Sigma-Aldrich," [Online]. Available: <https://www.sigmaaldrich.com/catalog/substance/citricacidanhydrous192127792911?lang=pt®ion=PT>, last accessed on 2021-01-17.
- [85] "Water Density," [Online]. Available: [https://www.usgs.gov/special-topic/water-science-school/science/water-density?qt-science\[_\]center\[_\]objects=0{#}qt-science\[_\]center\[_\]objects](https://www.usgs.gov/special-topic/water-science-school/science/water-density?qt-science[_]center[_]objects=0{#}qt-science[_]center[_]objects), last accessed on 2021-01-12.
- [86] "Specifications and Requirements | FabPro 1000," [Online]. Available: <http://infocenter.3dsystems.com/fabpro1000/user-guide/specifications-and-requirements>, last accessed on 2021-01-14.
- [87] "NextDent Print Materials | FabPro 1000," [Online]. Available: <http://infocenter.3dsystems.com/fabpro1000/user-guide/specifications-and-requirements/nextdent-print-materials>, last accessed on 2021-01-14.
- [88] M. Yaneva-Deliverska, J. Deliversky, and M. Lyapina, "Biocompatibility of Medical Devices – Legal Regulations in the European Union," *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, vol. 21, no. 1, pp. 705–708, 2015.
- [89] E. French-Mowat and J. Burnett, "How are medical devices regulated in the European Union?" *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 105, pp. 22–28, 2012. [Online]. Available: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1258/jrsm.2012.120036>
- [90] M. Kim, B.-U. Moon, and C. H. Hidrovo, "Enhancement of the thermo-mechanical properties of PDMS molds for the hot embossing of PMMA microfluidic devices," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, no. 9, 2013. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0960-1317/23/9/095024>

- [91] E. Pavlovic, J. Thompson, L. Dang, and A. Goraltchouk, "Intragastric balloon shell materials and construction," 2013.

Anexos

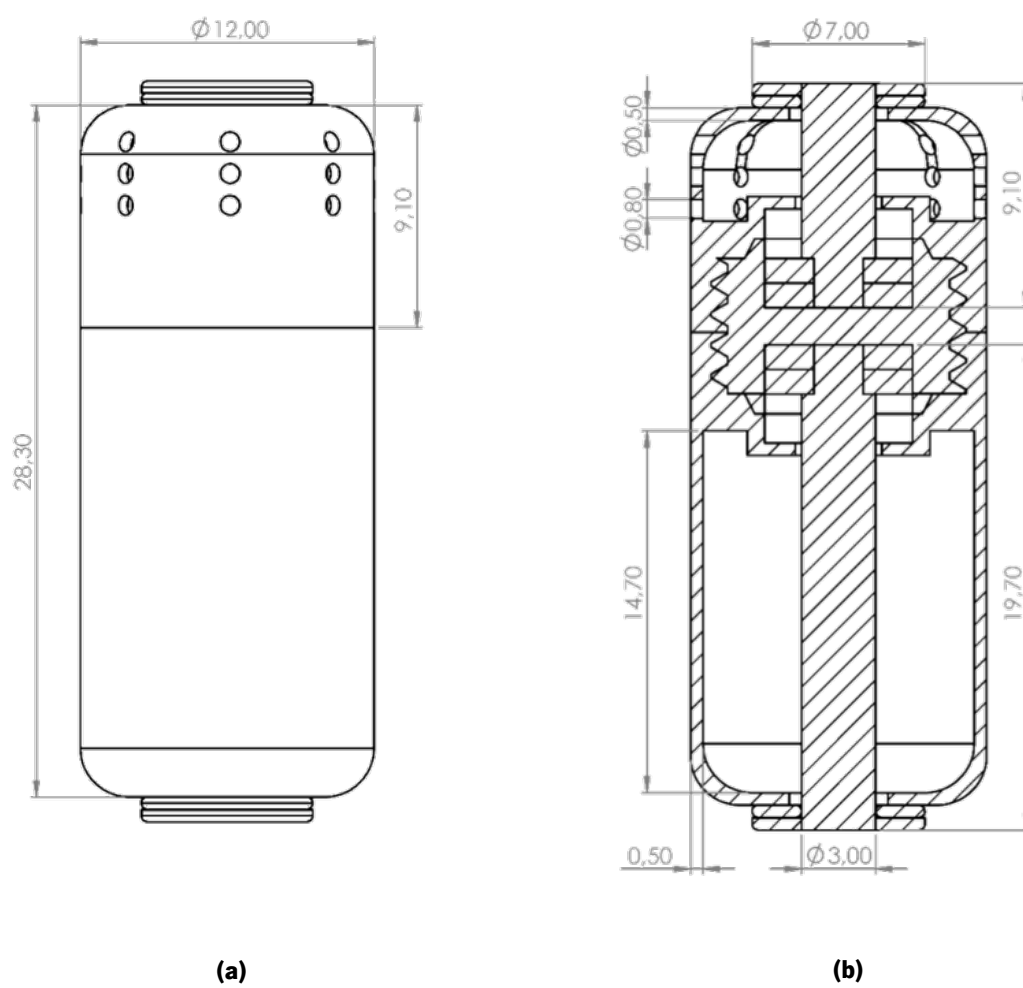


Figura A.1: Design CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Anel): a) vista lateral, b) vista em corte.

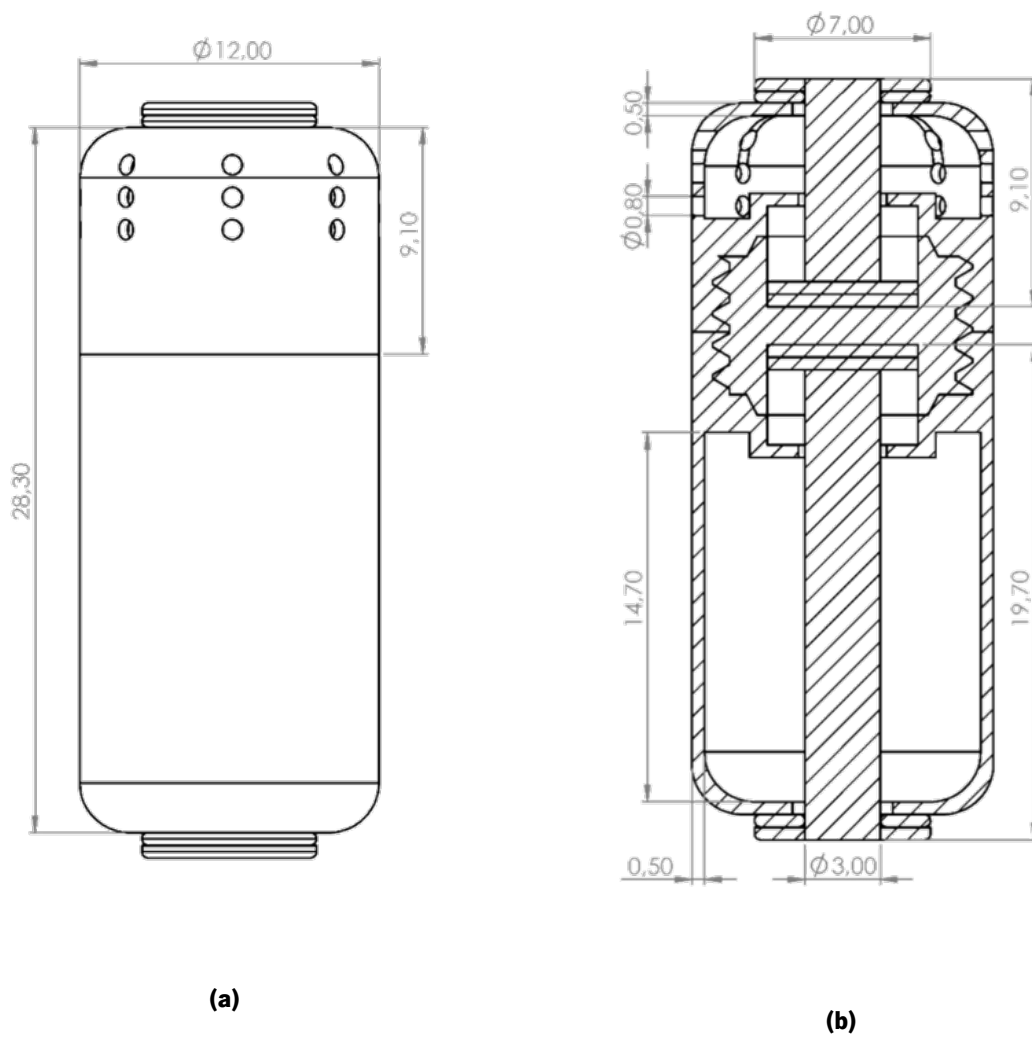


Figura A.2: *Design* CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 6 mm): a) vista lateral, b) vista em corte.

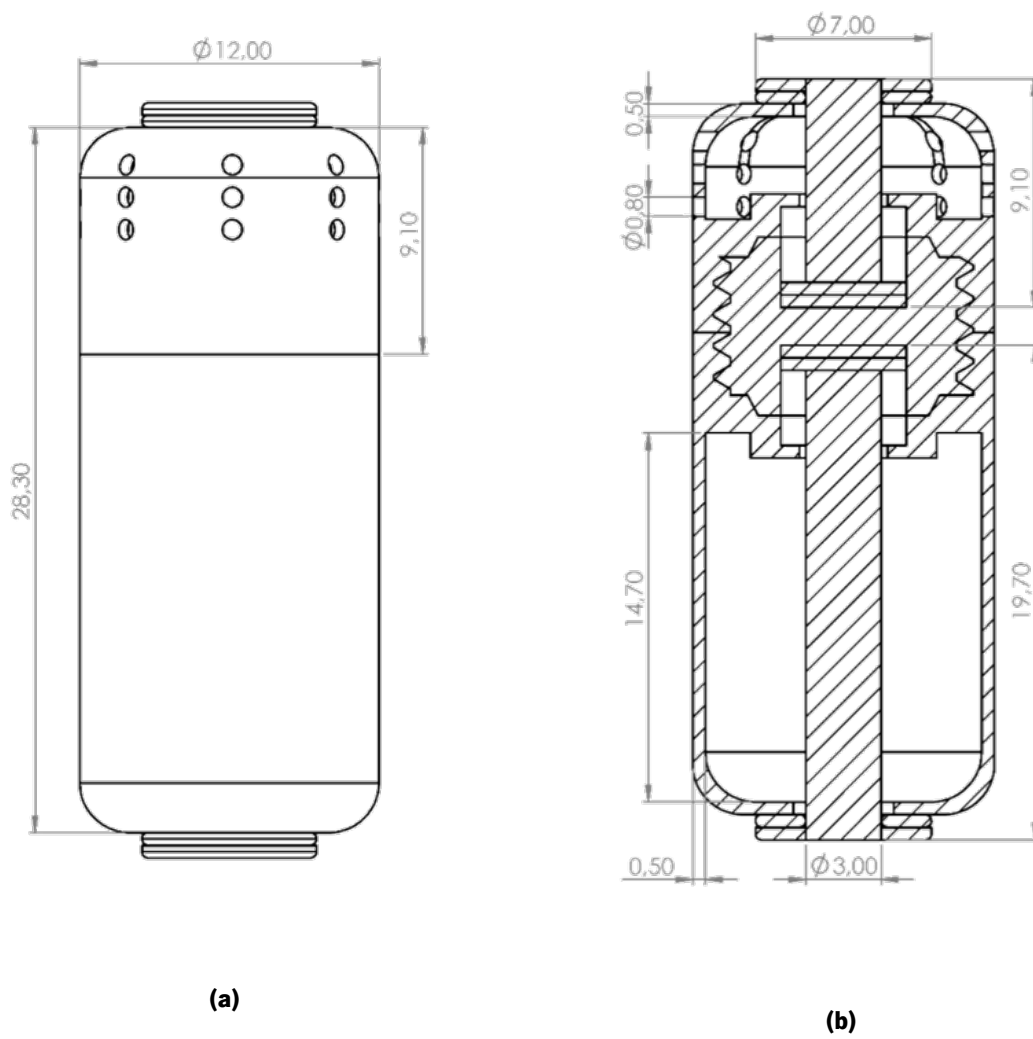


Figura A.3: *Design* CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 5 mm): a) vista lateral, b) vista em corte.

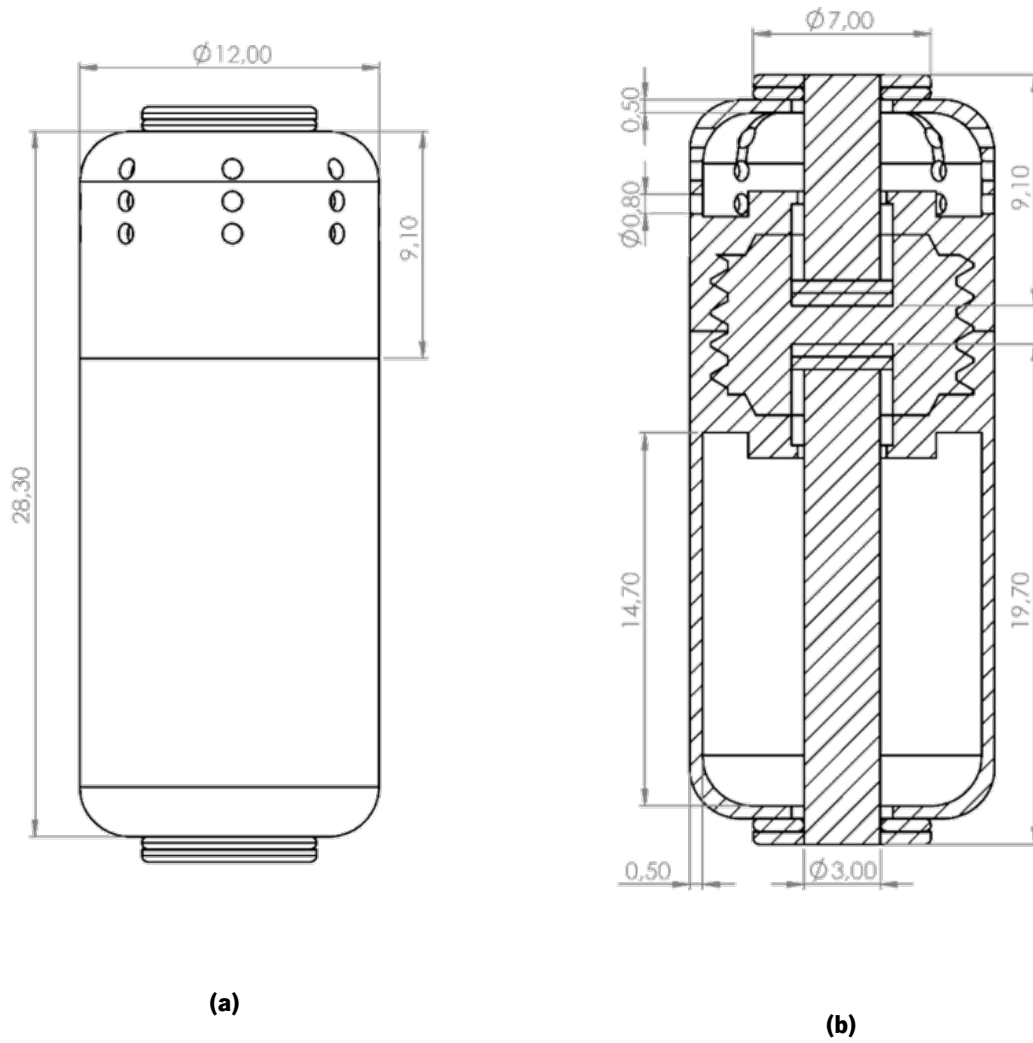


Figura A.4: *Design* CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 4 mm): a) vista lateral, b) vista em corte.

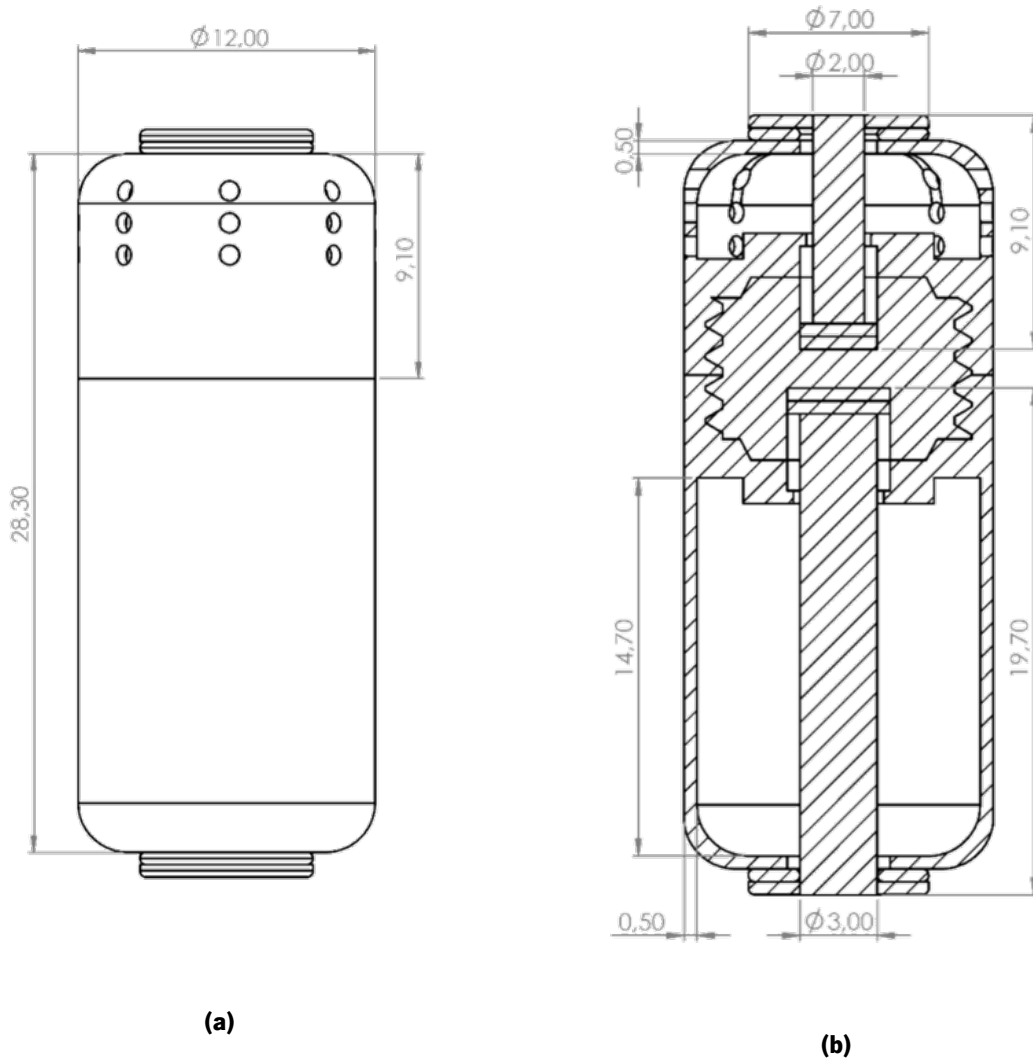


Figura A.5: *Design* CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 1.0 (Disco 4-3 mm): a) vista lateral, b) vista em corte.

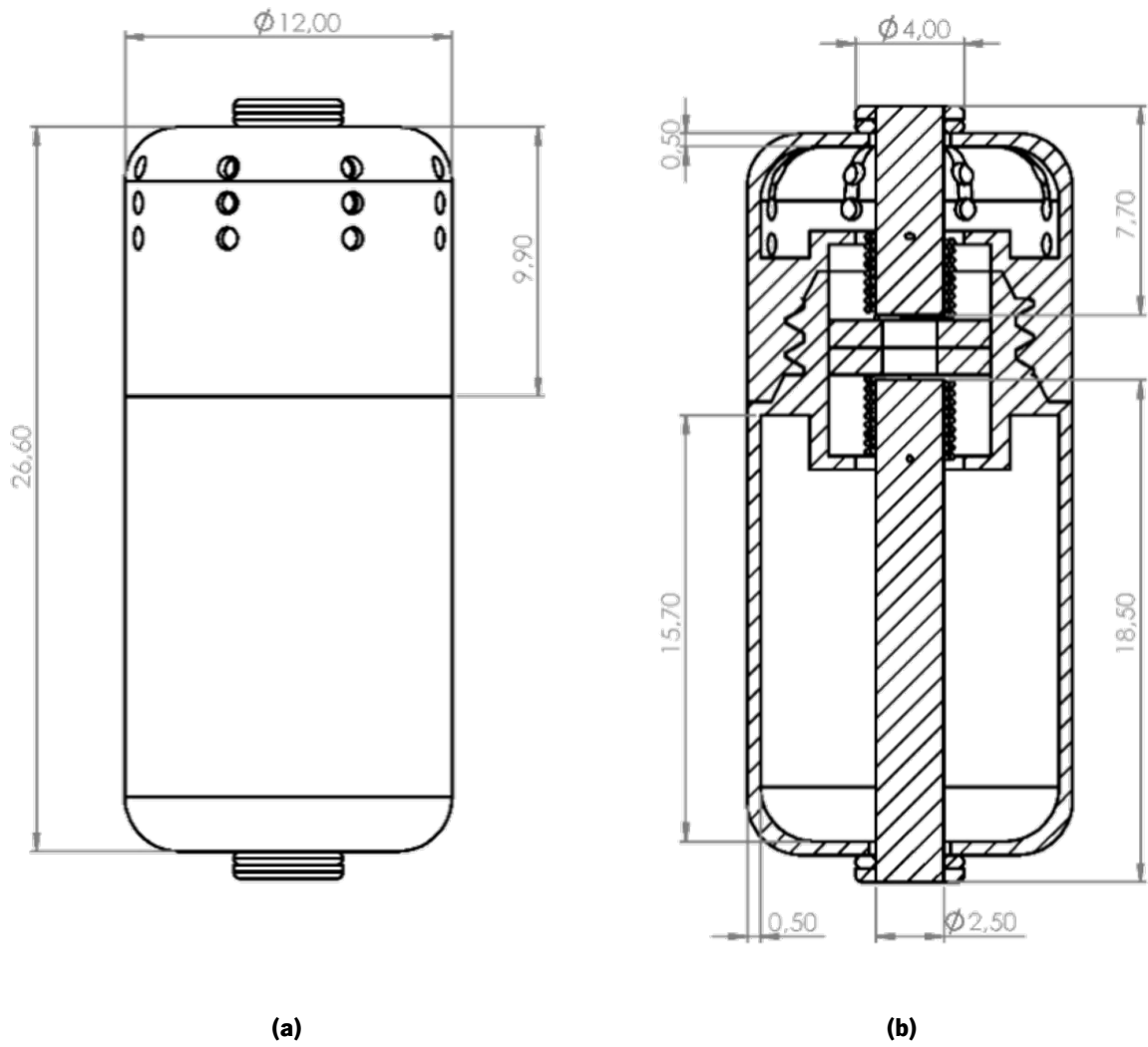


Figura A.6: *Design* CAD e dimensões (mm) do corpo da cápsula ingerível 2.0: a) vista lateral, b) vista em corte.