



TÉCNICO
LISBOA

Alimentação de Dispositivos Médicos Implantáveis

Mariana Raimundo Neca

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Orientador(es): Prof. Jorge Manuel Dos Santos Ribeiro Fernandes
Dr. Taimur Gibran Rabuske Kuntz

Júri

Presidente: Prof. Teresa Maria Canavarro Menéres Mendes de Almeida

Orientador: Prof. Jorge Manuel Dos Santos Ribeiro Fernandes

Vogal: Prof. Diogo Miguel Bárbara Coroas Prista Caetano

Novembro 2022

Declaro que o presente documento é um trabalho original da minha autoria e que cumpre todos os requisitos do Código de Conduta e Boas Práticas da Universidade de Lisboa.

Agradecimentos

Quero agradecer à minha família por todo o apoio, paciência e por me terem dado a oportunidade frequentar o ensino superior.

Não posso deixar de agradecer também ao Professor Jorge Fernandes por me ter permitido e ajudado a desenvolver o presente documento assim como a toda a equipa do INESC-ID, pois o trabalho realizado nesta dissertação teve o apoio do INESC-ID assim como da FCT, Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Portugal), e foi desenvolvido no âmbito dos projetos UIDB/50021/2020, UNSEEN - PTDC/EEI-EEE/31416/2017; e FCT/EU Moore4Medical - H2020-ECSEL-2019-IA-876190.

Não posso deixar de aproveitar esta oportunidade para agradecer a todos os meus amigos que estiveram presentes ao longo do meu percurso académico, nem sempre é fácil aturar-me, por isso obrigada.

Por isto e muito mais, obrigada a todos.

Abstract

This dissertation introduces multiple methodologies to supply energy to implantable medical devices and presents an analysis of the behaviour of a pre-existent circuit when subjected to a time varying magnetic field, in order to verify if it can be used as an energy harvester. The circuit has four printed coils with a 298 μm outer diameter and a voltage multiplier. Three time varying magnetic field generators were designed, each of them consisted in coil coupled to a signal generator, the coils (planar, solenoid and Helmholtz coil) were manufactured with copper wire. For a load of 1 $\text{M}\Omega$, voltages higher than 1 V were measured, which validates the use of printed coils with dimensions of hundreds of micrometres to bias the voltage multiplier present in the circuit.

Keywords

Energy harvesting; Radiofrequency; Radiofrequency energy harvester; Coil Sizing.

Resumo

Nesta dissertação são apresentados diversos tipos de alimentação de dispositivos médicos implantáveis e analisa-se o comportamento de um circuito pré-existente quando sujeito a campos magnéticos variáveis de forma a determinar se pode ser usado como coletor de energia magnética. Este circuito é composto por quatro bobines impressas de diâmetro exterior de 298 μm e um multiplicador de tensão. Desenvolveram-se três geradores de campo magnético variável, todos eles constituídos por uma bobine acoplada a um gerador de sinais, as bobines (planar, solenoide e de Helmholtz) foram realizadas com fio de cobre. Para uma carga de 1 $\text{M}\Omega$ aos terminais do circuito verificaram-se tensões contínuas superiores a 1 V, o que valida o uso de bobines impressas dimensões na ordem da centena de micrómetros para alimentar o multiplicador de tensão presente no circuito.

Palavras Chave

Recolha de energia; Radiofrequência; Recolha de energia por radiofrequência; Dimensionamento de bobines.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Motivação	2
1.2	Objetivos	2
1.3	Estrutura da dissertação	3
2	Alimentação de dispositivos médicos implantáveis	4
2.1	Baterias	5
2.2	Colheita de energia presente no organismo	7
2.2.1	Energia Química	7
2.2.1.A	Células de Biocombustível	7
2.2.1.B	Potencial Coclear	8
2.2.2	Energia Térmica	9
2.2.3	Energia Mecânica	10
2.2.3.A	Piezoeletricidade	10
2.2.3.B	Triboeletricidade	12
2.2.3.C	Movimento de um peso	13
2.3	Colheita de energia proveniente de uma fonte exterior	14
2.3.1	Radiação infravermelha	14
2.3.2	Ultrassons	16
2.3.3	Campo Elétrico	17
2.3.3.A	Acoplamento Capacitivo	17
2.3.4	Campo Magnético	19
2.3.4.A	Zona de campo reativo – <i>reactive near field/non-radiative field</i>	21
3	Coletor de energia proposto	25
3.1	Circuito existente	26
3.1.1	Malha de adaptação	27
3.1.2	Multiplicador de tensão	28
3.2	Hipótese	29

4 Gerador de campo magnético	32
4.1 Gerador de sinais	33
4.2 Bobines	33
4.2.1 Planar	36
4.2.2 Solenoide	37
4.2.3 Bobine de Helmholtz	38
5 Resultados	40
5.1 Gerador de campo magnético	41
5.2 Influência da posição relativa	42
5.2.1 Bobine Planar	42
5.2.2 Solenoide	43
5.2.3 Bobine de Helmholtz	43
5.3 Influência da tensão da fonte	45
5.4 Influência da Frequência	45
5.5 Conclusões	46
6 Contribuições e Trabalho Futuro	47
6.1 Contribuição	48
6.2 Trabalho Futuro	48
Bibliografia	50

Lista de Figuras

2.1	<i>Pacemaker</i> alimentado por bateria de lítio	6
2.2	Tipos de energia presentes no organismo e métodos usados	7
2.3	Esquema de um gerador termoelétrico	10
2.4	Tipos de energia presentes no organismo e métodos de recolha da mesma	14
2.5	Relação entre o funcionamento das células fotovoltaicas (CF) e a transmissividade face ao comprimento de onda da radiação.	15
2.6	Esquema do funcionamento do acoplamento capacitivo <i>in vivo</i>	17
2.7	Esquema simplificado do gerador e coletor	20
2.8	Zonas do campo magnético em relação à distância do gerador de campo	21
2.9	Esquema Equivalente	22
3.1	Representação simplificada do coletor de energia	26
3.2	Layout do circuito constituído, os componentes presentes no rectângulo vermelho são simétricos aos do rectângulo azul	28
3.3	Esquema do rectificador	28
3.4	Imagens relativas ao circuito 3	30
4.1	Esquemas equivalentes dos equipamentos utilizados	33
4.2	Distribuição das linhas de campo magnético geradas por diferentes tipos de bobines	34
4.3	Bobines manufacturadas	34
4.4	Distribuição de carga numa secção de fio onde ocorre efeito pelicular	35
4.5	Relação da resistência por metro de fio e a frequência da corrente	36
4.6	Bobine de Helmholtz	38
5.1	Influência da distância entre o emissor e o coletor com bobine planar	43
5.2	Resultados relativos à influência da posição nas bobines de Helmholtz	44
5.3	Influência de V_{source} em V_{out}	45
5.4	V_{out} registado para diferentes frequências	46

Lista de Tabelas

2.1	Baterias testadas em <i>pacemakers</i> , da mais antiga para a mais recente	6
2.2	Síntese dos resultados obtidos em três experiências realizadas com recurso a termopares	10
2.3	Resultados obtidos experimentalmente para geradores piezoelétricos implantados <i>in vivo</i>	11
2.4	Síntese do funcionamento de diversos geradores triboelétricos <i>in vivo</i>	12
2.5	Potência média produzida por uma CF em diferentes estações do ano	15
2.6	Influência da frequência na permitividade e condutividade elétrica	19
2.7	Síntese de resultados obtidos em publicações anteriores	24
3.1	Características dos circuitos disponíveis	27
3.2	Parâmetros físicos das bobinas do circuito	27
3.3	Parâmetros para cálculo de C_{par}	29
4.1	Características do fio AWG24	34
4.2	Constantes usadas no cálculo de bobinas planares	37
4.3	Características físicas da bobine planar criada	37
4.4	Valores reais e teóricos relativos à bobine planar	37
4.5	Características físicas do solenoide criado	38
4.6	Valores reais e teóricos relativos ao solenoide	38
5.1	Bandas de frequências definidas para ISM	41
5.2	Erro máximo calculado para diferentes frequências	42

Acrónimos

CF	Células Fotovoltaicas
F_C	Frequência Central
LB	Largura de Banda
DMI	Dispositivos Médicos Implantáveis
EH	<i>Energy Harvesting</i>
TAC	Tomografia Axial Computorizada
PCB	Printed Circuit Board
RF	Radiofrequência
ISM	Industrial Scientific and Medical
PTE	<i>Power Transfer Efficiency</i>

Nomenclatura

\vec{B}	Vector de campo magnético
\vec{E}	Vector de campo eléctrico
δ	Profundidade pelicular
Γ	Coefficiente de reflexão
λ	Comprimento de onda
μ_0	Permeabilidade magnética no vazio
Φ	Fluxo magnético
ϕ	Factor de preenchimento
ρ	Resistividade
σ	Condutividade eléctrica
τ	Tempo de relaxação do dieléctrico
ε	Permitividade eléctrica do material
ε_0	Permitividade eléctrica no vazio
ε_r	Permitividade eléctrica relativa
A	Área
C	Capacidade
D	Diâmetro
d	Distância
f	Frequência

$f.e.m$	Força electromotriz
I_{CC}	Corrente em circuito aberto
i_{cond}	Corrente de condução
i_{disp}	Corrente de deslocamento
L	Indutância
N	Número de espiras
P_{max}	Potência máxima fornecida à carga
R	Resistência
T	Temperatura
t	Tempo
V	Tensão
V_{OC}	Tensão em circuito aberto
X	Reactância

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Em Portugal, no ano de 1977, a esperança média de vida à nascença era 69 anos e a taxa de mortalidade infantil era 30,3‰, isto é, por cada mil nascimentos 30,3 crianças morriam antes de celebrar o seu primeiro aniversário. Em 2017, estes valores passaram a ser 80 anos e 2,7‰, respetivamente, devido principalmente a avanços na medicina. Neste contexto, para além dos avanços farmacológicos e imunológicos (e.g., antibióticos; vacinas; etc.), os avanços eletrónicos também contribuíram para o desenvolvimento de importantes ferramentas de diagnóstico (e.g., Tomografia Axial Computorizada (TAC); oxímetros; eletrocardiogramas; etc.), assim como de ferramentas que melhoram a qualidade de vida de alguns doentes e/ou portadores de deficiência (e.g., bombas de insulina; implantes cocleares; próteses biónicas; etc). [1, 2]

A nanotecnologia permitiu tornar alguns procedimentos menos intrusivos e mais abrangentes, como, por exemplo, as cápsulas endoscópicas, que, para além de ser um processo menos agressivo para o paciente, permite a aquisição de imagens no intestino delgado. Esta também permitiu diminuir as dimensões de implantes usuais, como pacemakers. [3, 4]

O titânio é o material mais usado, tanto para próteses como para encapsulamento de equipamentos eletrónicos a ser implantados, pois é um material biocompatível, duradouro e com elevada resistência à corrosão. Ao ser um metal, reduz as interferências eletromagnéticas externas. Este fator é vantajoso em alguns casos, como, por exemplo, nos pacemakers uma vez que impede que o funcionamento do mesmo seja comprometido por campos externos, mas impossibilita a transmissão de energia e informação por campos eletromagnéticos, pelo que as fontes de alimentação destes aparelhos têm de ser baterias. [5, 6]

Nos últimos anos têm vindo a ser desenvolvidos diversos estudos de forma a produzir novos materiais biocompatíveis para colmatar algumas limitações do titânio, como: o seu elevado custo; isolamento eletromagnético e rigidez. Um desses materiais biocompatíveis é um polímero termoplástico designado Polimetilmetacrilato, PMMA. Alguns implantes com este encapsulamento já estão a ser comercializados, e graças a este ser um plástico permite a alimentação por radiofrequência. [7, 8]

Todos os fatores supramencionados cooperam de forma a melhorar a qualidade de vida e melhorar a saúde da população, através de avanços na área da saúde.

1.2 Objetivos

No âmbito do projeto EUROPEUS Position II surgiu a necessidade de verificar se alguns materiais poderão ser utilizados como encapsulamentos biocompatíveis para circuitos integrados, para tal é necessário desenvolver um sistema que permita avaliar o degradingamento dos mesmos *in vivo*. Como existe a possibilidade de os encapsulamentos não sejam estanques, pretende-se usar uma fonte de energia

alternativa às baterias de forma a evitar pôr em risco a saúde dos espécimes nos quais serão realizados os testes.

Com esta dissertação pretende-se apresentar diferentes formas de alimentar dispositivos médicos implantáveis (DMI) assim como verificar se é viável recorrer a um coletor de energia por acoplamento magnético – baseado num circuito pré-existente desenhado para ser malha de adaptação e retificador num coletor de radiofrequência (RF) – para validar a inocuidade e estanqueidade de novos encapsulamentos biocompatíveis *in vivo*. Para tal é necessário analisar o funcionamento do circuito pré-existente quando sujeito a campos eletromagnéticos variáveis.

1.3 Estrutura da dissertação

A dissertação é composta por 6 capítulos.

No Capítulo 2 são enumeradas diversas formas de alimentar dispositivos médicos implantáveis, seguidamente, no Capítulo 3, apresenta-se o circuito que se propõe usar como base do futuro coletor de energia. O Capítulo 4, compreende o desenvolvimento de diferentes geradores de campo magnético e das suas características. No capítulo adjacente, Capítulo 5, contém os resultados obtidos após submeter o coletor proposto aos diversos geradores de campo magnético, assim como a análise dos mesmos. Por fim no Capítulo 6 apresentam-se as conclusões, ressalvas e algumas sugestões aquando do desenho do futuro coletor assim como do futuro gerador de campo.

Capítulo 2

Alimentação de dispositivos médicos implantáveis

Neste capítulo são apresentados diversos métodos utilizados e a ser estudados para alimentação de DMI. Estes podem ser agrupadas em duas categorias: baterias e recolha de energia – em inglês *energy harvesting* (EH) – sendo que a última consiste no ato de transformar energia presente no meio em que o sistema se encontra em energia elétrica. [9, 10] Os métodos não são exclusivos e existem situações em que se recorre a coletores de energia para recarregar baterias, mas estas não serão abordadas no presente documento.

2.1 Baterias

As baterias encontram-se presentes no nosso dia-a-dia, são o método padrão para alimentar dispositivos que funcionam quando não conectados à rede de distribuição elétrica (e.g.: telemóveis; computadores; relógios; etc.). As baterias transformam a energia química que tem armazenada em energia elétrica através de processos de oxidação e redução, também designados de *redox*. Estas podem ser de uso único (e.g.: pilhas alcalinas) ou recarregáveis (e.g.: baterias de iões de lítio).

Na presente secção, também se faz menção a "bateria nuclear", que apesar de teoricamente não ser uma bateria mas sim um gerador de radioisótopos terá essa definição por esta ser amplamente utilizada na literatura científica, pelo que doravante o termo "bateria" engloba tanto componentes que transformam em energia elétrica a energia que possuem armazenada quer esta seja química ou nuclear. [10–12]

Ao longo das últimas décadas foram testadas várias baterias em diversos DMI, mas a literatura é mais extensa em relação ao *pacemaker*: o primeiro foi desenvolvido na década de 50 e alimentado por uma bateria de Níquel-Cádmio, mas a necessidade de recarregar o dispositivo de duas em duas semanas e a degradação da bateria após 3 ciclos de carga inviabilizava a utilização desta bateria, pelo que na década de 60 se passou a recorrer a baterias de Zinco-Mercúrio, que para além de serem constituídas por mercúrio – elemento extremamente tóxico para o ser humano – não eram recarregáveis e o seu tempo de vida útil não era previsível, variando entre um ano e meio e três anos. Pelo que na década de 70 se continuaram a explorar novas baterias, nomeadamente as baterias de iões de lítio e as nucleares. [13] As primeiras ainda hoje são as mais usadas para alimentar DMI, e as últimas são constituídas por plutónio, e até aos dias de hoje é a que apresenta maior durabilidade: Na última atualização, publicada em 2005, [14], de um estudo do comportamento de baterias nucleares e da sua influência na saúde do paciente, dos 139 *pacemakers* alimentados com bateria nuclear, 12 continuavam com o DMI funcional, estando o mais antigo a funcionar há 31 anos. O mesmo estudo conclui que apesar dos receios por se recorrer a elementos radioativos, não se verificou maior propensão para desenvolvimento de cancro em indivíduos com DMI alimentados por baterias nucleares quando comparados com a amostra de controlo.

Na Tabela 2.1 encontram-se sintetizadas as características das baterias supramencionadas, é de realçar que apesar das baterias de iões de lítio serem recarregáveis, nos *pacemakers* não se usa esta característica, i.e., nunca se recarrega a mesma, e passado 10 anos realiza-se uma cirurgia para trocar o *pacemaker*.

Atualmente nos DMI recorre-se a baterias de iões de lítio pois estas apresentam um conjunto de características que são extremamente importantes nestas aplicações como:

- Elevada densidade de energia por unidade de volume, o que permite que baterias de pequenas

Tabela 2.1: Baterias testadas em *pacemakers*, da mais antiga para a mais recente

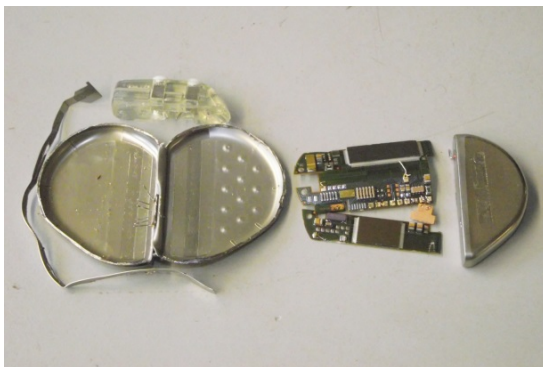
Tipo de Bateria	Tempo de vida da bateria	Recarregável
Níquel-Cádmio	7 semanas (recarregado de 2 em 2 semanas)	Sim
Zinco-Mercúrio	entre 1,5 e 3 anos	Não
Nuclear	mais de 31 anos	Não
Iões de Lítio	aproximadamente 10 anos	Não(*)

dimensões durem vários anos (e.g.: *pacemaker* dura uma década e o difusor de medicação SynchroMed™ II entre 5 a 7 anos); [13, 15]

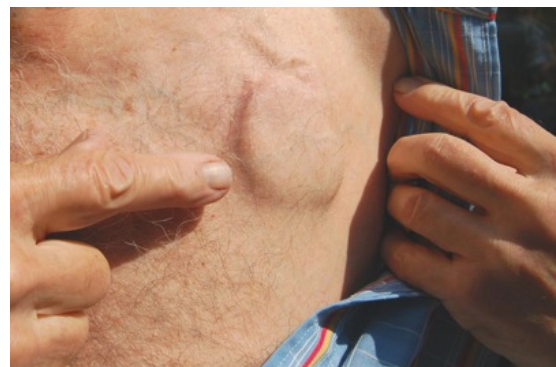
- Desempenho previsível, que garante o correto funcionamento do circuito e permite estimar o estado de descarga de forma a carregar a mesma e/ou substituir o implante quando a bateria do mesmo estiver perto do seu fim de vida.

Apesar de apresentarem uma densidade energética elevada, as baterias de lítio ocupam grande parte do volume dos DMI, por exemplo, nos *pacemakers* a bateria ocupa grande parte do volume do mesmo, Figura 2.1(a). Além disso, as baterias são compostas por elementos tóxicos, pelo que é extremamente importante que o dispositivo fique corretamente selado, de forma a que, caso a bateria se danifique, estes elementos não entrem em contacto com o organismo. [16–18]

Para diminuir o desconforto e a componente, por vezes, inestética associados a dispositivos de elevadas dimensões, Figura 2.1(b), estão a ser estudadas e desenvolvidas baterias de lítio flexíveis que irão permitir que os dispositivos se adaptem à morfologia da zona onde se encontram. [19–21]



(a) Componentes de um *pacemaker*. Da esquerda para a direita: Encapsulamento; circuitos e bateria. Retirada de [22]



(b) *Pacemaker* após implantação. Retirado de [23]

Figura 2.1: *Pacemaker* alimentado por bateria de lítio

2.2 Colheita de energia presente no organismo

Nesta dissertação considera-se "energia presente no organismo" todos os tipos de energia inerente à vida do mesmo, estes encontram-se sintetizados na Figura 2.2 juntamente com os métodos de colheita possíveis e que são apresentados nesta secção.

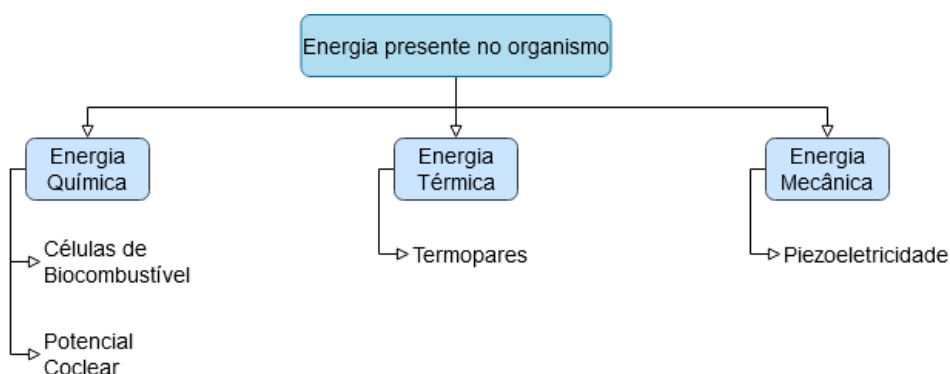


Figura 2.2: Tipos de energia presentes no organismo e métodos usados

2.2.1 Energia Química

2.2.1.A Células de Biocombustível

As células de biocombustível, *biofuel cells*, geram energia elétrica com recurso à oxidação e redução de compostos bioquímicos. A primeira foi criada em 1911 por Potter, que verificou que inserindo dois elétrodos num meio com microrganismos – bactérias e leveduras – e nutrientes existia uma diferença de potencial entre os mesmos. Este tipo de célula denomina-se célula de combustível microbiana. Posteriormente verificou-se que este fenómeno também ocorre quando se utilizam apenas enzimas como catalisadores – células de combustível enzimáticas. As últimas possuem menores dimensões, o que é vantajoso para aplicações *in vivo*. [24, 25]

Para DMI, considera-se mais viável a produção de energia com base na oxidação da glucose pois esta, assim como o oxigénio molecular, está presente nos fluidos fisiológicos. Para garantir uma boa performance da célula implantada e a segurança do organismo onde a mesma é inserida devem considerar-se os seguintes pontos: [26]

- Os elétrodos devem ser biocompatíveis, pois os fluidos fisiológicos estarão em contacto com os mesmos;
- As reações de oxidação e redução que ocorrerem nos elétrodos tem que ser significativas no meio em que será inserido (e.g: nos mamíferos: pH 7 e temperatura 37° C);

- Os elétrodos devem ser inseridos num sitio com irrigação de fluidos ricos em oxigénio e açúcar.

Em 2010 ocorreu a primeira implantação bem-sucedida destas células num ser vivo. A célula consistia em elétrodos de grafite enriquecidos com catalisadores e envoltos por uma membrana semi-permeável artificial, tubo de diálise, e foi colocada na região retroperitoneal de um rato.

Ambos os elétrodos tinham 0,133 mL. Para além do disco de grafite, o ânodo era constituído por enzimas glicose oxidase e coenzimas Q10, enquanto que o cátodo possuía enzimas polifenol oxidase e hidroquinona.

Aplicaram-se as células a diferentes ratos para estudar o comportamento das células a curto e longo prazo:

1. Obteve-se a relação entre a potência obtida e a tensão pedida e monitorizou-se o comportamento das células durante aproximadamente 3 horas. Verificou-se que para 0,13 V se verificava a maior potência, 6,5 μ W e que a tensão em circuito aberto se manteve aproximadamente estável após a segunda hora de funcionamento (0,22 V).
2. Para analisar a estabilidade da célula realizaram-se medições diárias com o intuito de obter o gráfico que relaciona a potência com a tensão, e verificou-se que se mantiveram estáveis durante 11 dias.
3. Durante 3 meses analisou-se a quantidade de gluconato – produto resultante da oxigenação da glucose – e verificou-se que a produção era quase estável, sendo que após o sacrifício do animal, não existiam sinais de inflamação na região onde se inseriu a célula e existiam novos vasos sanguíneos à volta da mesma. [27]

Desde a primeira implantação bem sucedida, várias topologias, elétrodos e catalizadores tem vindo a ser estudadas e implantadas a diversos seres vivos como: moluscos [28]; lagostas [29]; insetos [30–32]; ratos [33] e coelhos [34, 35]. No entanto, os estudos realizados em mamíferos são de maior importância para os DMI por recorrerem à oxidação da glucose em organismos com características mais próximas dos humanos.

2.2.1.B Potencial Coclear

A cóclea faz parte do sistema auditivo e é o responsável por transformar as ondas sonoras em impulsos elétricos que serão descodificados pelo cérebro. Nesta existem dois tipos de fluidos – perilinfa e endolinfa – e entre eles existe uma diferença de potencial, potencial coclear, cujos valores podem ir de 70 a 100 mV, e que é regulada pelo organismo de forma a se manter estável ao longo do tempo. [25, 36]

Na tentativa de aproveitar esta propriedade intrínseca ao organismo humano para fornecer energia a implantes colocados no crânio, testou-se a hipótese de o potencial coclear alimentar um circuito num

porco-da-índia. Na experiência realizada foi possível alimentar um transmissor de rádio cuja frequência de funcionamento é 2,4 GHz. Este emitia sinais periodicamente (40 - 360 ms), aquando da implantação o circuito tinha autonomia de 6 minutos, mas funcionou durante 5 horas (duração da experiência), o que demonstra que é possível usar o potencial coclear como fonte de energia. De realçar que a capacidade auditiva do animal sofreu uma pequena diminuição na gama de frequências correspondente ao local onde se inseriram os elétrodos. [37]

2.2.2 Energia Térmica

Quando dois materiais – metais ou semicondutores – são unidos por uma junção a uma temperatura T_1 , e na outra ponta encontram-se à mesma temperatura, T_2 . Se o gradiente térmico ao longo dos materiais for diferente de zero: $T_1 \neq T_2$, é induzida uma força eletromotriz entre as pontas não unidas, proporcional ao gradiente térmico, e diz-se que são um termopar. [38, 39]

O corpo humano é termorregulado, isto é, salvo situações anómalas (e.g.: febre; hipotermia; etc.) mantém a sua temperatura interna próxima dos 36°C independentemente da temperatura exterior. Pelo que um sistema que aproveita a energia térmica do corpo, salvo avaria, poderia funcionar até ao fim de vida do indivíduo.

Sendo a pele a barreira entre o organismo e o exterior, é perto da mesma que os gradientes térmicos são mais intensos, mas mesmo assim, os seus valores oscilam entre 0,3 e 1,5° C, o que constitui o principal entrave ao uso desta tecnologia. Para aumentar a força eletromotriz associada a pequenos gradientes térmicos é possível usar múltiplos termopares, desde que estes estejam em paralelo termicamente e em série eletricamente, Figura 2.3. Neste caso a força eletromotriz será proporcional ao número de termopares e ao gradiente térmico. Na Tabela 2.2 encontram-se sintetizados alguns resultados obtidos ao longo dos últimos anos para gradientes próximos aos do corpo humano. [40, 41]

Para além dos gradientes térmicos serem pequenos, estes variam de indivíduo para indivíduo e ao longo do tempo dependendo de fatores como: local onde se coloca o conjunto de termopares; temperatura exterior; nível de atividade física; metabolismo e doenças. Como consequência dos fatores supramencionados os termopares devem ser dimensionados de forma a garantir o fornecimento de energia necessária na pior situação possível. [42]

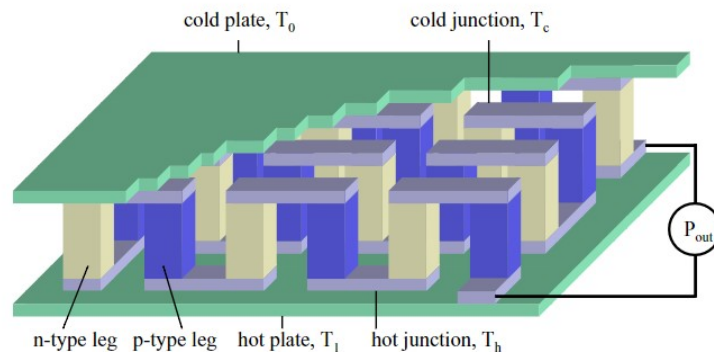


Figura 2.3: Esquema de um gerador termoelétrico
Retirado de [41]

Tabela 2.2: Síntese dos resultados obtidos em três experiências realizadas com recurso a termopares

Ano de publicação	2005 [43]		2006 [44]	2007 [40]	
Numero de termopares	16	30	512		
ΔT [°C]	0,8	2,7	2,02	1,3	5,5
V_{OC} [mV]	5,5	41,8	0,52	5	25
I_{CC} [mA]	-		38		
P_{max} [mW]	0,140	0,980	5		
Potência máxima por unidade de área [mW/cm²]			1,09		
Área[cm²]	0,09	0,16	4,3		
Experiência <i>in vivo</i>	<i>não</i>		<i>não</i>	<i>sim, num coelho</i>	

2.2.3 Energia Mecânica

Existem dois tipos de movimentos no organismo dos animais: os constantes e os pontuais. Neste documento consideram-se movimentos constantes os que ocorrem periodicamente ao longo do dia e são imperativos para a vida do ser-vivo (e.g.: movimentos associados ao ciclo cardíaco e à respiração). Enquanto que os movimentos pontuais ocorrem apenas algumas vezes (e.g.: movimentos associados ao andar; mexer o braço; etc.). Ambos podem ser aproveitados para fornecer energia a circuitos.

2.2.3.A Piezoelectricidade

Quando os materiais piezoelétricos estão sujeitos a uma força mecânica os que deforme, gera-se uma diferença de potencial entre superfícies opostas do material. Este fenómeno começou a ser estudado em 1880 e pode ser observado por exemplo em isqueiros elétricos e alguns microfones.

A conversão também ocorre no sentido inverso, e ao se aplicar uma tensão a faces opostas de materiais piezoelétricos há alteração na forma dos mesmos, o que é observado em alguns altifalantes, bombas de insulina e aquando da realização de ecografias. [25, 45]

O primeiro nanogerador piezoelétrico foi desenvolvido em 2006 e desde aí têm sido realizados diversos testes *in vitro* e *in vivo* de diversos materiais piezoelétricos (e.g.: PZT, BTO, PVDF, etc.). [46] Esses testes foram realizados tanto para aproveitar movimentos pontuais: tanto naturais [47, 48] como de próteses ortopédicas [49–51], assim como os movimentos constantes [52–55].

A primeira implantação *in vivo* desta tecnologia ocorreu em 2010 e na Tabela 2.3 encontram-se sintetizados os resultados desta implantação e de algumas posteriores. Nas diferentes experiências verificaram-se algumas restrições no uso desta tecnologia, como:

- A interação de fluidos biológicos com as superfícies polarizadas dos materiais piezoelétricos pode levar à degradação dos mesmos;
- O material usado deve ter elevada flexibilidade para que não restrinja o movimento natural do músculo onde seja aplicado;
- Devido à complexidade dos movimentos, o seu rendimento está fortemente associado à posição na qual é inserido e de como é realizada a sutura.
- Quando inserido no coração há uma relação entre o ritmo cardíaco e quando no pulmão e diafragma depende do ritmo respiratório.
- Existem diferenças entre os resultados obtidos quando a análise é feita em peito aberto e fechado, pois os músculos adjacentes ao qual foi implantado o coletor restringem os movimentos do mesmo.

Tabela 2.3: Resultados obtidos experimentalmente para geradores piezoelétricos implantados *in vivo*

Ano da Publicação	Material	Animal	Localização	V_{OC}	I_{CC}
2010 [52]	ZnO	Rato	Coração	3 mV	30 pA
			Diafragma	2 mV	4 pA
2014 [53]	PZT	Vaca	Coração	4 V	
			Diafragma	2 V	
			Pulmão	4 V	
		Ovelha	Coração	2 V	
			Diafragma	1 V	
			Pulmão	4 V	
2015 [54]	PZT	Porco	Coração	3 V	
2016 [47]	PVDF	Rato	Perna	0,2 V	0,17 pA
2017 [55]	PMN-PZT	Porco	Coração	17,8 V	1,74 μ A

2.2.3.B Triboeletricidade

A palavra tribologia advém da palavra *tribos*, que em grego significa esfregar, e consiste no estudo da interação entre superfícies que se encontram em contacto e em movimento em relação a outras, vulgo fricção. Os efeitos da fricção foram observados e usados pelo *Homo Erectus*, e com eles conseguiram criar fogo, o que segundo Darwin, foi das maiores descobertas realizadas, e contribuiu para a evolução da espécie. [56, 57]

Quando dois materiais diferentes entram em contacto podem gerar-se cargas electrostáticas na superfície dos mesmos, e quando estes materiais se separam ou a área de contacto entre eles se altera gera-se uma diferença de potencial entre as superfícies dos mesmos, e se existir um caminho que permita o movimento de cargas entre as duas superfícies, as cargas irão movimentar-se de forma a atingir novamente o equilíbrio, gerando uma corrente elétrica. A este fenómeno denomina-se triboeletricidade, está presente no quotidiano, e é o responsável pelos colegialmente denominados choques. [58, 59]

A fricção entre a pele e alguns tecidos faz com que a superfície da mesma fique eletricamente carregada e ao entrar em contacto, por exemplo, com uma superfície de metal descarrega, proporcionando o famoso e nunca esperado desconforto. Com base nisto estão sendo realizados estudos de forma a usar a pele como parte integrante de geradores triboelétricos. [60, 61]

Os primeiros geradores triboelétricos apareceram em 2012 e a tecnologia demonstrou ser de tal forma promissora para alimentar implantes biomédicos e versátil, que desde a criação do primeiro gerador, que com recurso a estes já foi possível alimentar pacemakers [62, 63], assim como aproveitar propriedades intrínsecas aos materiais triboelétricos para os usar como sensores [64, 65]. Na Tabela 2.4 encontram-se sintetizados alguns resultados associados ao funcionamento de alguns geradores triboelétricos.

Tabela 2.4: Síntese do funcionamento de diversos geradores triboelétricos *in vivo*

Publicação	2014 [62]	2016 [64]	2019 [63]
Animal	Rato	Porco	Porco
Localização	Torax	Coração	Coração
V_{OC} [V]	3,73	10	65,2
I_{CC} [μA]	0,14	4	0,5
Potência máxima por unidade de área	8.44 mW/m ²		110mW/m ²
Dispositivo	Pacemaker (Protótipo)	Sensor	Pacemaker (comercial)
Magnitude do pulso gerado	25μA		4V
Duração do pulso gerado	2ms		0,9ms

2.2.3.C Movimento de um peso

Por volta de 1930 apareceram os primeiros relógios sem baterias e não requeriam corda, pois aproveitavam o movimento do braço do utilizador para produzir energia. Estes mecanismos possuem ligeiras alterações de fabricante para fabricante na forma como transformam a energia mecânica em energia elétrica, mas todos eles recorrem a um pequeno peso que movimenta um rotor e geram tensão com base na variação do campo magnético.

Em 1999 testou-se se a mesma metodologia podia ser usada para aproveitar o movimento do coração para gerar energia, para tal usaram o mecanismo de colheita de energia de um relógio SEIKO 3M21-0A30, assim como o seu condensador e um gerador de impulsos, inseriram-no num encapsulamento e implantaram-no no coração de um cão, verificando que por cada batimento cardíaco se gerava $13 \mu\text{J}$ de energia elétrica. [66]

Outros testes foram realizados, desta vez com recurso ao mecanismo de um relógio ETA 204, que foi implantado no coração de uma ovelha, obteve-se $11,1 \mu\text{J}$ de energia elétrica por cada batimento cardíaco. Em 2017 desenharam-se três coletores de energia com o mesmo princípio de funcionamento que o do relógio ETA, mas com o intuito de maximizar a energia gerada pelo batimento cardíaco que se inseriram no coração de um porco. [67, 68]

2.3 Colheita de energia proveniente de uma fonte exterior

Na Figura 2.4 estão sintetizadas as diversas formas de gerar energia elétrica no interior do corpo humano com recurso a fontes exteriores que são apresentadas nesta secção.

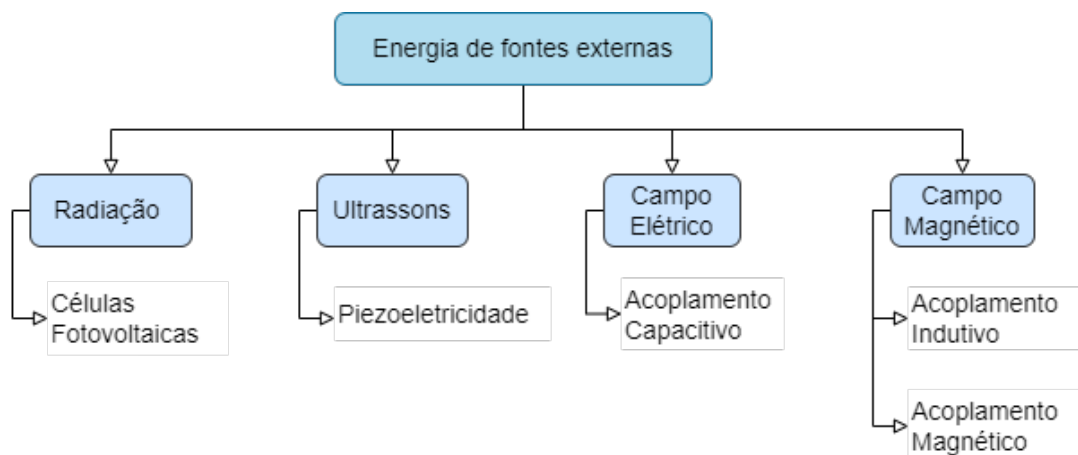


Figura 2.4: Tipos de energia presentes no organismo e métodos de recolha da mesma

2.3.1 Radiação infravermelha

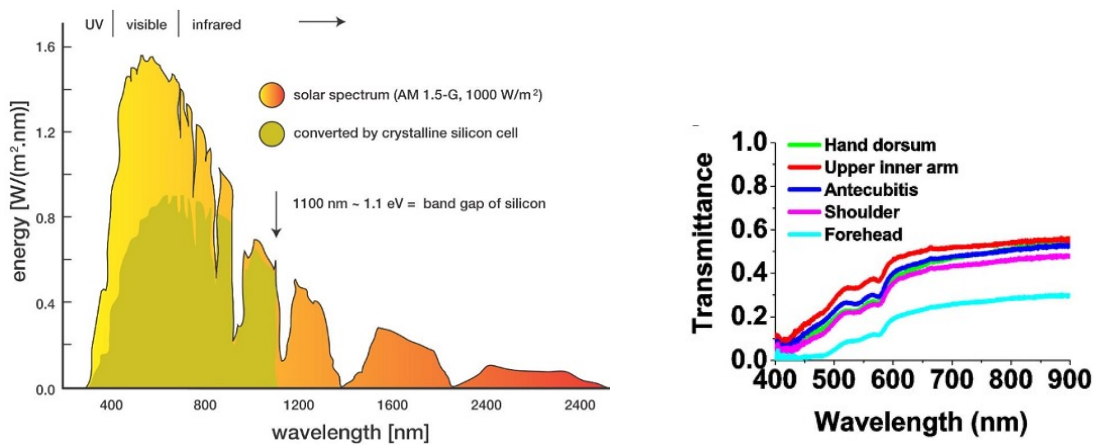
As células fotovoltaicas (CF) são amplamente utilizadas para transformar a energia associada à radiação solar em elétrica, é usada tanto para alimentar pequenos equipamentos e/ou as suas baterias (e.g: calculadoras; candeeiros; etc.) como em centrais fotovoltaicas de forma a fornecer energia à rede. Sendo uma área de grande interesse e desenvolvimento, tanto que entre 2014 e 2019 a produção de energia fotovoltaica em Portugal duplicou. [69]

As CF apenas têm capacidade de transformar parte da radiação do espectro magnético: a visível e a infravermelha, até comprimentos de onda, λ , próximos a 1100 nm. Também converte parte da radiação ultravioleta, mas esta fração não é significativa, Figura 2.5(a). [70,71]

A transmissividade da pele depende do comprimento da onda incidente e da espessura da camada de pele, Figura 2.5(b), variando entre 20% e 40% quando $\lambda \in [500 \text{ nm}, 600 \text{ nm}]$ e 50% para $\lambda \in [600 \text{ nm}, 950 \text{ nm}]$. [72,73]

Verificou-se que é possível alimentar um pacemaker com recurso a CF numa experiência in vivo, desde que se armazene a energia produzida pela mesma num condensador. Na mesma experiência verificou-se que a potência fornecida por unidade de área da CF quando implantada a uma profundidade entre 2,8 e 3,84 mm é $3000 \mu\text{W}/\text{cm}^2$. Como os pacemakers comerciais consomem entre 20 e 50 μA , conclui-se se uma CF com 1 cm^2 de área estiver numa zona do corpo em que incida luz solar direta durante 1 minuto produz energia suficiente para alimentar um pacemaker durante 60 minutos, mas para

tal é necessário que haja armazenamento dessa energia, através de condensadores ou baterias. [74]



(a) Potência fornecida pelo Sol (amarelo e laranja) e potência que a célula fotovoltaica consegue converter (cinzento). Retirada de [70]

(b) Transmissividade da pele, em diversas zonas do corpo, em função do comprimento de onda. Retirado de [72]

Figura 2.5: Relação entre o funcionamento das CF e a transmissividade face ao comprimento de onda da radiação.

Foi realizado um estudo com 32 voluntários, que deveriam usar uma bracelete que obtinha a potência média produzida por CF cobertas por um com características semelhantes às da pele ao longo de 6 meses. A CF tinha 3,6 cm², e obteve-se uma media de 67 μW (19 μW/cm²). Na Tabela 2.5 encontram-se os resultados médios para as diferentes estações, assim como a dispersão associada aos mesmos. A dispersão é bastante elevada pois todos os voluntários tinham rotinas diferentes pelo que a sua exposição à radiação infravermelha também o é. Este estudo demonstra que a viabilidade desta tecnologia está dependente da rotina dos indivíduos, e como os indivíduos não estão sempre expostos a luz, é de extrema importância que esta tecnologia seja usada em conjunto com um sistema de armazenamento de energia. [75]

Tabela 2.5: Potência média produzida por uma CF em diferentes estações do ano

	Verão	Outono	Inverno
Potência Média [μW]	106 ± 130	66 ± 111	27 ± 49

2.3.2 Ultrassons

Os ultrassons são ondas mecânicas longitudinais, isto é, precisam de um meio material para se propagarem e as partículas vibram na mesma direção em que a onda se propaga. Denominam-se ultrassons por a sua frequência ser superior à que os humanos conseguem ouvir: 20 kHz.

A velocidade de propagação das ondas mecânicas depende do meio, a sua intensidade sofre atenuação ao longo da propagação, e as ondas são parcialmente ou completamente refletidas quando se deparam com um meio diferente. Tais características permitem que alguns animais (e.g.: morcegos; baleias; etc.) analisem o meio que os rodeia com base em informação obtida por ultrassons – ecolocalização – que inspiraram o surgimento de tecnologias como o sonar e a ecografia. [76, 77]

Os ultrassons são frequentemente utilizados na medicina pelo que os seus efeitos secundários, apesar de pouco frequentes são conhecidos: aquecimento dos tecidos e dor devido à cavitação (aparecimento de bolhas de gás em fluidos biológicos devido a mudanças muito bruscas na pressão). [76]

Como mencionado na Secção 2.2.3.A, os materiais piezoelétricos produzem energia quando sofrem deformações, pelo que, se estiverem corretamente dimensionados e posicionados, se uma onda mecânica os atingir irão produzir energia.

Em 1988 foi realizado o primeiro teste que validou a colheita de energia *in vivo* com recurso a esta tecnologia, pois o material piezoelétrico implantado gerou 1,5 mW/cm². [10, 78]

Outros estudos validam a hipótese de usar materiais piezoelétricos para colheita de energia *in vivo*, demonstrando que é possível criar um neuroestimulador cuja parte implantada é apenas o material piezoelétrico e os elétrodos. [79, 80]. Sendo que num deles se verificou que um recetor implantado a 8 mm de profundidade consegue gerar 7,62 mW/cm². O que permitiria criar um neuroestimulador com um tempo de vida mais útil que os atuais dependentes de baterias (entre 6 a 9 anos). Ou até criar uma gama de neuroestimuladores com recurso a materiais piezoelétricos biodegradáveis, que poderiam ser usados para tratamentos de curta duração. [80, 81]

O uso dos ultrassons tem algumas limitações como [82]:

- Para garantir que os ultrassons penetram o corpo é necessário que o emissor esteja em contacto com a pele;
- De forma a maximizar a absorção deve-se recorrer a gel condutor de ultrassons;
- A distância entre o emissor e o recetor deve ser minimizada para diminuir a atenuação;
- O emissor e o recetor devem estar paralelos de forma a maximizar a transferência de energia.

2.3.3 Campo Elétrico

2.3.3.A Acoplamento Capacitivo

Um condensador é composto por dois condutores, designados de armaduras ou placas, separados em toda a sua extensão por um material não condutor, denominado dielétrico e o acoplamento capacitivo acontece quando a variação na distribuição de carga de um condutor influencia a distribuição de carga de um terceiro apesar de não estarem eletricamente ligados, tal acontece tanto nos condensadores como, por exemplo, na rede de distribuição de energia, nas quais as capacidades parasitas entre as linhas de distribuição levam a perdas. [82,83]

Sendo a pele um dielétrico, em 2009 propôs-se que seria possível alimentar DMI através de acoplamento capacitivo, aplicando duas placas condutoras no interior do corpo que estariam ligadas pelo circuito, Figura 2.6.

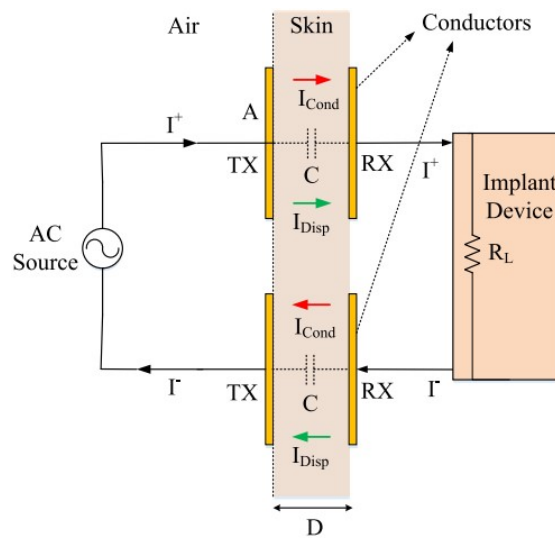


Figura 2.6: Esquema do funcionamento do acoplamento capacitivo *in vivo*. Retirado de [84]

A fonte de tensão externa fará com que a quantidade e o tipo de cargas nas armaduras exteriores dos condensadores, TX, variem ao longo do tempo, o que leva a um rearranjo dos dipolos presentes no dielétrico, corrente de deslocamento, e conseqüentemente um deslocamento de cargas entre as armaduras implantadas, RX. Ao rearranjo dos dipolos está associado um campo elétrico, \vec{E} , entre as placas condutoras que por sua vez induz correntes de condução, i_{cond} , nos tecidos que formam o dielétrico, o que gera perdas sob forma de calor. As correntes de deslocamento, i_{disp} , e de condução i_{cond} são dadas por (2.1) e (2.2) respectivamente. [85–87]

$$i_{desl} = \epsilon_0 \epsilon_r(f) A \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (2.1)$$

$$i_{cond} = \frac{V(t)\sigma(f)A}{d} \quad (2.2)$$

Onde ε_0 e ε_r são a permissividade no vácuo e a permissividade relativa; A é a área das armaduras condutoras; $V(t)$ a tensão entre TX e RX, σ a condutividade elétrica e d a distância entre os dois condutores. Note-se que para um melhor funcionamento, todas as armaduras deverão ter as mesmas dimensões e estarem à mesma distância.

A eficiência da transferência de energia, em inglês *power transfer efficiency* (PTE), depende tanto das perdas nos tecidos, R_T consequentes de i_{cond} , como na resistência associada aos condutores, R_C assim como do coeficiente de reflexão na fonte, Γ resultante da diferença de impedâncias entre a fonte e o circuito coletor de energia com a carga. A eficiência máxima na transferência de potência entre a fonte e o coletor de energia, PTE_{max} é dado por (2.3), sendo R_L a resistência da carga. Para maximizar a transferência de energia deve ser adicionado uma malha de adaptação aos terminais da fonte de forma a minimizar a reflexão. [84]

$$PTE_{max} = \frac{R_L(1 - |\Gamma|^2)}{R_L + R_T} \quad (2.3)$$

Uma das vantagens do acoplamento capacitivo face ao indutivo ou magnético é que neste as linhas de campo restringem-se ao volume de tecido que separa as duas armaduras, o que diminui a possibilidade de este causar interferências no DMI. Além disso, é possível recorrer a armaduras flexíveis que se adaptam à morfologia do sítio onde são inseridas, o que diminui o desconforto que estes equipamentos podem causar. [85]

Mas também existem limitações como:

- A impossibilidade de aumentar a energia fornecida sem aumentar também a energia dissipada, devido às relações entre i_{cond} e i_{disp} ;
- As propriedades dielétricas variam de indivíduo para indivíduo, dependendo de fatores como a frequência, a hidratação e espessura da epiderme, o que dificulta o dimensionamento; [86, 88, 89]
- As limitações na gama de frequências em que esta tecnologia pode ser usada, pois caso não se permita a polarização total das moléculas do dielétrico irão haver perdas de relaxação. Pelo que o período do sinal deve ser pelo menos quatro vezes superior ao tempo de relaxação do dielétrico, τ .
- A PTE é sensível ao desalinhamento entre as armaduras assim como à distância entre as mesmas – que deve ser da ordem dos milímetros ou inferior. [90]

Tabela 2.6: Influência da frequência na permitividade e condutividade elétrica

Frequência [MHz]	13	27	434	915	2450
Permitividade elétrica relativa, ϵ_r	164	105	50	47,5	0,92
Condutividade, σ [S/m]	0,5	0,51	0,75	0,92	1,89

2.3.4 Campo Magnético

Corria o ano de 1820 quando Ørsted se apercebeu ao se aproximar uma bússola de um fio percorrido por corrente eléctrica continua a agulha da bússola alterava a sua posição, o que implica uma relação entre o campo eléctrico e o magnético, tal descoberta originou uma nova área de estudos: o eletromagnetismo, que foi amplamente explorado nas décadas seguintes. [91] Em 1831, Faraday realizou duas experiências:

1. Na primeira colocou duas bobinas paralelas, nos terminais de uma – primário – colocou uma bateria, e nos terminais da outra – secundário – um galvanómetro, verificou que apesar de não estarem eletricamente ligadas, quando se ligavam e desligavam os terminais do primário à bateria observava-se uma movimentação na agulha do galvanómetro, o que demonstrava que o secundário era percorrido por uma corrente eléctrica.
2. Na segunda aproximou um íman da segunda bobine a agulha e observou que a agulha do galvanómetro se movimentava quando se movimentava o íman, mas que ao deixá-lo estacionário perto da bobine o galvanómetro não registava corrente.

Com base nestas experiências concluiu que quando uma bobina é percorrida por um campo magnético variável induz-se uma força eletromotriz, *f.e.m.*, aos seus terminais – indução eletromagnética – e que a corrente observada na primeira montagem se devia ao campo magnético gerado pela primeira bobine percorrer a segunda – acoplamento magnético. [92]

Estes dois fenómenos estão presente no nosso quotidiano sobre diferentes formas e para diversos fins (e.g.: geradores eólicos; carregadores de telemóveis; alarmes antirroubo nas lojas; escovas de dentes eléctricas; dispositivos médicos; NFC; etc.). Nos dispositivos para fins médicos estes são frequentemente usados para transmissão de dados, dois exemplos aprovados pelas entidades europeias (Cenelec e CEN) e amplamente usados são: [93, 94]

- Implantes cocleares: compostos por duas componentes, uma implantada e outra exterior que se acopla à primeira por um íman. Neste caso recorre-se ao acoplamento tanto para transmitir as informações relativas às características do som do exterior do crânio para o interior, assim como para alimentar o circuito implantado. [95–98]
- Cápsulas endoscópicas: consistem num dispositivo com o tamanho similar a um comprimido, são engolidas e vão captando imagens enquanto percorrem trato digestivo, propulsionadas pelos

movimentos associados à digestão. Estas imagens são transmitidas para os diversos recetores que estão aplicados ao longo do tronco do indivíduo. [99–101]

Para estes sistemas de colheita de energia é necessário fornecer um campo magnético variável, para tal recorre-se a geradores de sinais e bobines. Na Figura 2.7 encontra-se a representação de um sistema composto pelo gerador de campo e o coletor de energia. Note-se que neste considerou-se que as bobines são eletricamente pequenas – isto é, o comprimento do condutor usado é muito inferior a $\lambda/10$, onde λ é o comprimento de onda associado ao campo eletromagnético – pelo que se considerou que uma distribuição uniforme da corrente nos condutores, e conseqüentemente as bobines podem ser representadas como um conjunto de elementos discretos, onde R_{rad} representa as perdas por radiação, e Z_{par} as perdas associadas às capacidades e resistências parasitas das bobines, e $f.e.m$ a força eletromotriz gerada pela bobine, que é obtida pelo somatório das forças eletromotrizes associadas a cada espira, $f.e.m_E$:

$$f.e.m_{total} = \sum_{i=1}^N f.e.m_E = \sum_{i=1}^N \frac{\Delta\Phi_E}{\Delta t}, \quad (2.4)$$

onde Φ_E é o fluxo de campo magnético que percorre uma dada espira,

$$\Phi_E = B \times A \times \cos \theta, \quad (2.5)$$

B é a intensidade de campo magnético, A a área da espira e θ o ângulo entre a normal do plano em que se encontra a espira e o vetor de campo magnético, \vec{B} .

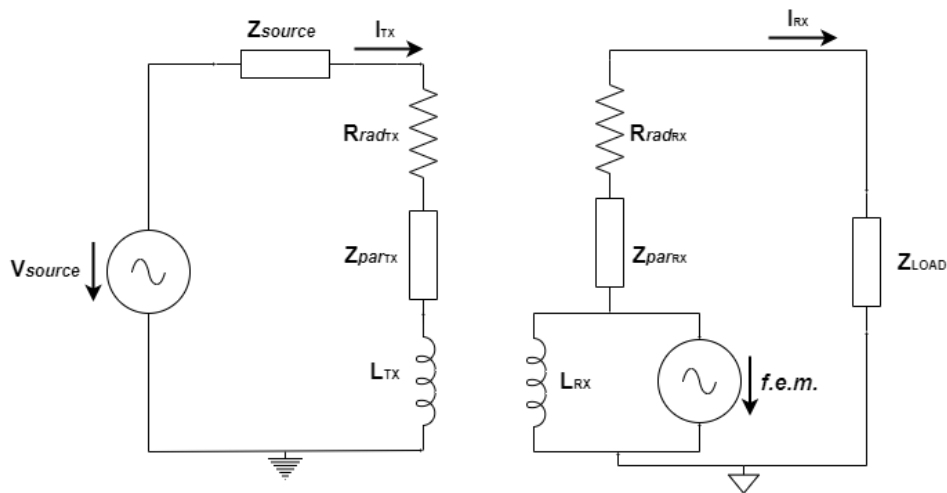


Figura 2.7: Esquema simplificado do gerador e coletor

O comportamento e análise do sistema de colheita de energia depende da zona do campo eletromagnético em que o sistema funciona, sendo que esta depende do comprimento de onda associado

ao campo, λ , e da distância entre as bobinas emissora e a recetora, d . O campo eletromagnético pode ser dividido em três zonas, Figura 2.8:

- Zona de campo próximo, *near field* – que pode ser ainda dividido em *reactive near field/non-radiative field* e *radiative near field* – nesta zona a relação entre o campo magnético e elétrico é muito complexa o que dificulta a compreensão e simulação da mesma;
- Zona de campo intermédio – *mid field* – corresponde à zona entre a fronteira do *near field* e do *far field*, à semelhança do *near field*, também a sua análise e simulação é complexa.
- Zona de campo distante – *far field* – nesta zona o campo eletromagnético propaga-se como uma onda e o campo magnético é perpendicular ao campo elétrico, o que facilita o seu estudo e análise. [102]

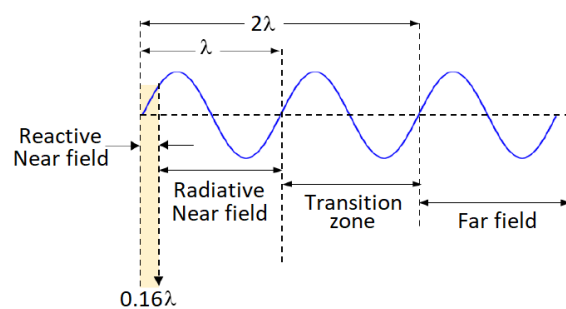


Figura 2.8: Zonas do campo magnético em relação à distância do gerador de campo
Retirado de [103]

2.3.4.A Zona de campo reativo – *reactive near field/non-radiative field*

A zona de campo reativo – *reactive near field/non-radiative field* – é a zona mais próxima do emissor, pelo que é onde o campo magnético possui maior intensidade, e as perdas por radiação são desprezáveis pelo que o esquema da Figura 2.7 pode ser simplificado para o presente na Figura 2.9. Esta zona do campo eletromagnético é caracterizado por

$$d \ll \frac{\lambda}{2\pi} \approx 0,16\lambda \quad (2.6)$$

É nesta zona que há mais investigação e na qual funcionam os DMI comercializados que recorrem a fontes externas para alimentação e/ou utilizam o acoplamento magnético para transferência de dados entre o exterior e o circuito implantado, pelo que é a única explorada nesta dissertação. [82, 90]

Note-se que quando

$$d \gg D_{RXmax} \quad (2.7)$$

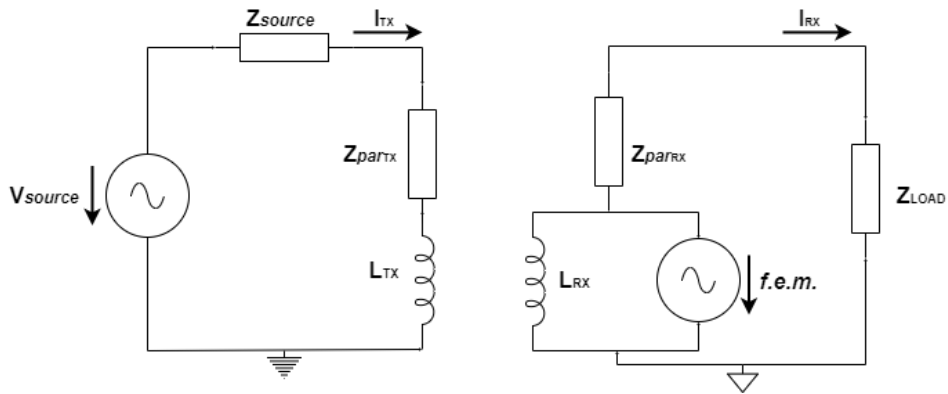


Figura 2.9: Esquema Equivalente

o sistema está fracamente acoplado, isto é, o coeficiente de acoplamento, $k < 0,5$, o que verifica frequentemente nos DMI pois nestes a distância entre as bobines tende a ser na ordem dos centímetros e a bobine implantada costuma possuir dimensões máximas inferiores a 3 mm, e a PTE é suscetível ao alinhamento das duas bobines. [104, 105]

A colheita de energia através de indução magnética na zona de campo reativo é o método mais utilizado e investigado para alimentação e transferência de dados entre DMI e o exterior. De forma a maximizar a PTE ajusta-se a topologia do emissor e do coletor de forma a que ambos estejam em ressonância à frequência em que o campo oscila. Desta forma minimizam-se as perdas no meio, para tal recorre-se frequentemente a condensadores podem ser inserir-se em série ou em paralelo em relação às bobines. Não se opta por malhas de adaptação porque estas ocupam mais espaço e este é limitado nos implantes. [106]

Ambas as topologias fornecem a mesma energia às bobines, no entanto quando o condensador se encontra em série a bobine é percorrida por uma maior corrente, o que é vantajoso aquando da geração de campo magnético pelo que é frequente encontrar esta tipologia no lado do primário, e pela mesma linha de pensamento é comum encontrar no lado do secundário o condensador em paralelo pois assim a tensão fornecida à carga – geralmente um retificador que precisa de *biasing* – é superior. No entanto a escolha da topologia no lado do secundário é mais complicada. Para analisar qual é a topologia que apresenta maior eficiência deve ter-se em conta diversos factores como:

- a frequência de *crossover*, f_{cross} , isto é a frequência para a qual a PTE é igual para a topologia em série e paralelo:

$$f_{cross} = \frac{R_L}{2\pi L_s} \sqrt{1 - \frac{k^2 L_p R_s}{L_s R_p}}, \quad (2.8)$$

onde R_L é a carga; $L_{p/s}$ a indutância no primário ou secundário e $R_{p/s}$ a resistência parasita do

primário ou secundário. Se a frequência do campo for superior a f_{cross} a topologia em série é mais eficiente, caso contrário é a em paralelo. Se se tratar de um acoplamento magnético fraco – $k \ll 1$ – tem-se

$$f_{cross} \approx \frac{R_L}{2\pi L_s}. \quad (2.9)$$

- O coeficiente de acoplamento magnético, pois caso este seja elevado ($k > 0,5$) e se opte por recorrer à topologia em paralelo no secundário o condensador irá influenciar a tensão no primário, pelo que neste caso o condensador deverá ser dimensionado de forma a que a sua capacidade, C_s seja

$$C_s = \frac{1}{\omega R_s(\omega)(k^2 Q_p + Q_s + Q_s^{-1})} \quad (2.10)$$

onde os fatores de qualidade em paralelo, Q_p , e série, Q_s , são dados por (2.11) e (2.12) respetivamente.

$$Q_p = \frac{\omega L_p}{R_p} \quad (2.11)$$

$$Q_s = \frac{\omega L_s}{R_s} \quad (2.12)$$

- caso seja possível dimensionar a carga pode-se aumentar a PTE, a carga ótima, R_{opt} para a topologia em série é

$$R_{opt} = R_s(\omega) \sqrt{1 + k^2 Q_p Q_s} \quad (2.13)$$

e em paralelo é

$$R_{opt} = R_s(\omega) Q_s^2 \sqrt{\frac{1 + k^2(Q_p/Q_s)}{1 + k^2 Q_p Q_s}} \quad (2.14)$$

Para maximizar a PTE deve-se adicionar uma malha de adaptação de forma a tornar o circuito ressonante, isto é, possível adicionando um condensador em série com capacidade, C_s tal que:

$$C_s = \frac{1}{\omega^2 L_x}, \quad (2.15)$$

onde L_x representa a indutância da bobine que o antecede.

Quando os circuitos são ressonantes verifica-se que

$$P_{TX} = I_{TX}^2 + R_{parTX}; \quad (2.16)$$

$$V_L = \frac{P_{RX} Z_L}{V_L} \quad (2.17)$$

e

$$I_{RX} = \frac{V_{IND}}{R_{par} + Z_L} \quad (2.18)$$

de (2.17) e (2.18) obtém-se

$$V_L = \frac{Z_L}{Z_L + R_{parRX}} V_{IND}. \quad (2.19)$$

Para que seja ressonante $Z_L = R_L = R_{parRX}$, pelo que

$$P_L = \frac{V_{IND}^2}{4R_{parRX}^2}. \quad (2.20)$$

Se se tratar de uma bobine eletricamente pequena pode-se considerar que é percorrida por um campo magnético uniforme, pelo que

$$V_{IND} = -\frac{\partial}{\partial t} \oint \vec{B} dS = \mu_o A_{RX} j\omega H, \quad (2.21)$$

se forem duas bobines solenoides tem-se que (2.20) e (2.21) [105]

$$PTE = \frac{\mu_o^2 \pi N_{TX}^2 N_{RX}^2 r_{TX}^4 r_{RX}^4 \omega^2}{16 R_{TX} R_{RX} (r_{TX}^2 + r_{RX}^2)^3} \quad (2.22)$$

Na Tabela 2.7 encontram-se sintetizados alguns dos resultados das experiências *ex vivo* com base na transferência de energia por indução magnética, de realçar que em [107] se verificou que perante as mesmas condições experimentais quando o coletor era composto por um circuito ressonante apresentava um PTE 8,47 vezes superior ao obtido quando o circuito não era ressonante.

Tabela 2.7: Síntese de resultados obtidos em publicações anteriores

Publicação	f [MHz]	Distância [mm]	Dimensão do coletor	Topologia do coletor	PTE [%]	Coletor ressonante	localização
2018 [107]	497,3	11	diâmetro = 4 mm	Panqueca	25,84	Sim	Costeleta de borrego
2018 [107]	318,8	11	diâmetro = 4 mm	Panqueca	3,05	Não	Costeleta de borrego
2016 [108]	433,9	50	15mm x 7mm x 5 mm	Solenóide	1,21	Sim	Intestino pato e carne de porco

Capítulo 3

Coletor de energia proposto

No presente capítulo é apresentado um circuito e discutido o porquê de se considerar que o mesmo pode ser usado como base para o posterior desenvolvimento de um coletor de energia a ser implementado para estudar o comportamento de diferentes encapsulamentos *in vivo*.

De forma a verificar se um encapsulamento é viável para aplicações *in vivo* é necessário implantar um circuito encapsulado num ser vivo e analisar tanto o comportamento do circuito ao longo do tempo, como como o corpo reage a esse objeto estranho. Caso se verifiquem reações adversas no organismo (e.g.: inflamação; febre; etc.) diz-se que o encapsulamento não é inócuo, e se circuito alterar o seu normal funcionamento pode assumir-se que houve influencia de factores externos (e.g.: humidade), conclui-se que o encapsulamento não é estanque. [109]

Como se pretende testar se o encapsulamento é estanque, não se deve recorrer a baterias – pois se não o for poderá ocorrer derrame dos componentes tóxicos das mesmas para o organismo – nem células de biocombustível, pois idealmente não haverá fluidos no dispositivo, aproveitar o potencial coclear também não é viável pois para além de requerer que eléctrodos conectem o encapsulamento à cóclea também exigem uma operação complexa. Estas premissas restringem assim o uso da energia intrínseca dos mamíferos.

Desta forma, restam as energias provenientes de fontes exteriores, no entanto, recorrer a energia infravermelha ou ultrassons também não é aconselhável pois teria de haver ligação entre elementos interiores e exteriores do encapsulamento – células fotovoltaicas e material piezoelétrico, o que limita as opções aos campos elétricos e magnéticos. Como existe há disposição um circuito que poderia funcionar com campos magnéticos, optou-se por essa vertente.

3.1 Circuito existente

Em 2017, no INESC_ID, no âmbito de uma tese de doutoramento, foram desenvolvidos três circuitos que, quando conectados a uma antena de impedância 50Ω , formavam um coletor de energia por RF. Estes circuitos são compostos por uma malha de adaptação de impedâncias e um bloco responsável pela retificação e amplificação da tensão, multiplicador de tensão, Figura 3.1. Cada circuito possui uma topologia de malha de adaptação e retificador diferente. Algumas características destes circuitos encontram-se sintetizadas na Tabela 3.1. [110]

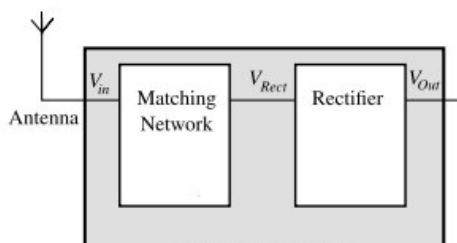


Figura 3.1: Representação simplificada do coletor de energia (os circuitos são compostos pelo blocos presentes no retângulo cinzento)

Tabela 3.1: Características dos circuitos disponíveis

	Circuito 1	Circuito 2	Circuito 3
Frequência de funcionamento [GHz]	1,3	2,4	0,91
Tipo de adaptação de impedância	Transformador	Malha de adaptação em L	Malha de adaptação em T
Topologia do retificador	Single ended	Diferencial	Diferencial
Dimensão do circuito [μm^2]	200x200	780x500	1100x700
Potência mínima para funcionar [dBm]	-25	-14	-26
Potência para 1 V/μW	—	-9,2 dBm	-17,4 dBm

Analisando as características dos circuitos e o seu funcionamento quando acoplados a uma antena, Tabela 3.1, e sendo a força eletromotriz dada por (2.4) e (2.5) conclui-se que o Circuito 3 é o melhor candidato a funcionar como coletor de energia magnética, pois, para além de possuir um retificador que requer menor potência para iniciar o seu funcionamento, isto é, menor potência necessária para se comportar como um retificador – é o que possui bobines de maiores dimensões e possui maior PTE. Pelo que doravante todas as menções a “circuito” se referem ao circuito 3 e será realizada uma análise mais detalhada do mesmo.

3.1.1 Malha de adaptação

O circuito foi desenhado para funcionar com dois sinais de entrada desfasados 180° – retificador diferencial – e é composto por duas malhas de adaptação em T simétricas, Figura 3.2, cada uma composta por um condensador (C_{p1} e C_{p2}) de capacidade 105 fH e por duas bobines — (L_1 , L_2) na malha que retifica o sinal em fase e (L_3 , L_4) na malha que retifica – cujas características se encontram na Tabela 3.2. O intuito da malha de adaptação é igualar a impedância da antena, 50Ω com a do retificador à frequência de 915 MHz.

Tabela 3.2: Parâmetros físicos das bobines do circuito

	Diâmetro exterior, D_{ext} [μm]	Largura do metal, l_m [μm]	Distância entre os metais, d_m [μm]	Numero de voltas, N	Indutância [nF]
L_1, L_3	298,17	9,69	1,6	5,5	10
L_2, L_4	298,42	4,55	1,6	7,5	24,5

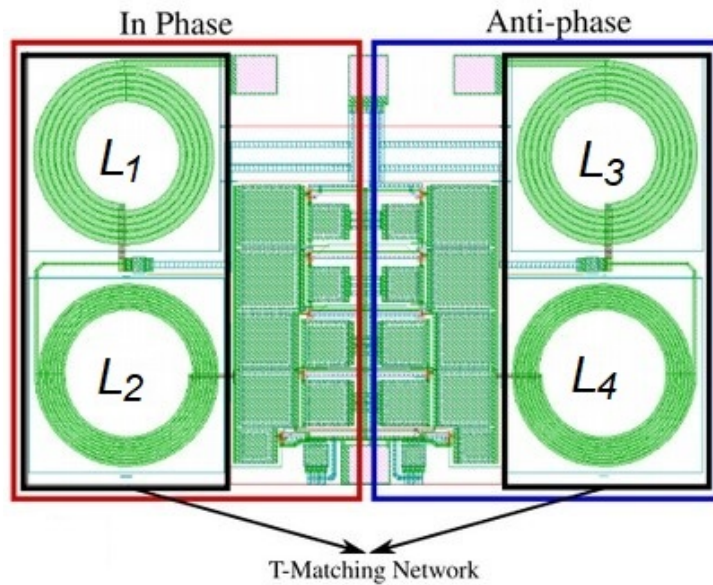


Figura 3.2: Layout do circuito constituído, os componentes presentes no rectângulo vermelho são simétricos aos do rectângulo azul

3.1.2 Multiplicador de tensão

O circuito a ser usado é composto por um rectificador de tipologia diferencial, isto é, é alimentado por 2 sinais simétricos, V_{IN+} e V_{IN-} , e possui uma cadeia para rectificar cada um deles que se se interligam. Estas são compostas por múltiplos andares – dez – que serão responsáveis pela multiplicação da tensão de entrada, Figura 3.3. Uma análise mais exaustiva do rectificador pode ser consultada em [110].

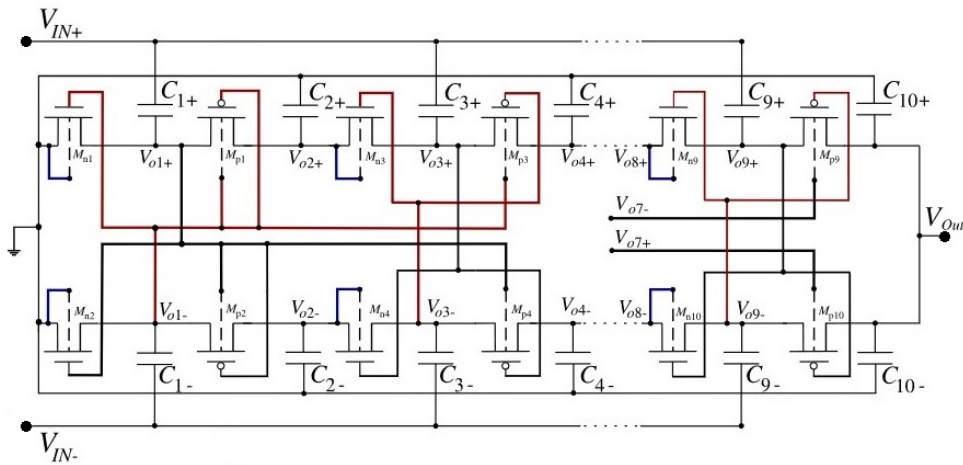


Figura 3.3: Esquema do rectificador

3.2 Hipótese

Partindo da premissa de que quando o circuito é sujeito a um campo magnético variável a *f.e.m* gerada pelas bobines presentes na malha de adaptação é suficiente para fazer *biasing* ao bloco rectificador/-multiplicador temos que:

1. O bloco correspondente à malha de adaptação pode ser representado pelo esquema presente na Figura 3.4(a), pois o circuito encontra-se soldado a um PCB no qual os terminais de L_1 e L_3 se conectam a *jacks* de RF, Figura 3.4(b), pelo que, aquando da análise do comportamento deste circuito como colector de energia também é necessário considerar a capacidade associada aos *pads* do PCB, C_{pad} , pois, devido a esta capacidade as bobines L_1 e L_3 também irão contribuir para o *biasing* do rectificador/multiplicador de tensão.

Quando uma bobine e um condensador estão em série, sendo as suas reactâncias respectivamente X_L e X_C , se se verificar que

$$X_C \ll X_L \quad (3.1)$$

o condensador pode ser visto como um curto-circuito. Tal acontece quando

$$X_C < 10X_L \iff \frac{1}{2\pi fC} < 10(2\pi fL_1) \iff f > \sqrt{\frac{10}{(2\pi)^2 L_1 C}}. \quad (3.2)$$

Para calcular C_{pad} resolve-se (3.3), para os valores presentes na Tabela 3.3, onde A é a área do *pad* e d a espessura do PCB, considera-se que se trata de um PCB FR-4 por ser o mais comum. Verifica-se que o valor teórico de C_{pad} é 0,45 pF. [111, 112]

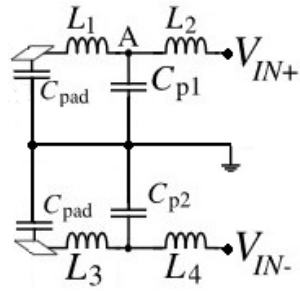
$$C_{pad} = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d} \quad (3.3)$$

Tabela 3.3: Parametros para cálculo de C_{par}

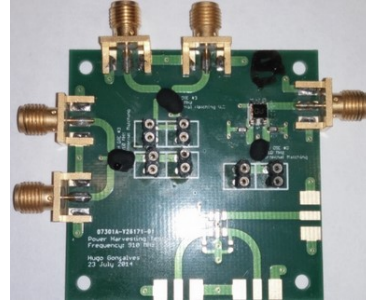
ε_r @ 1GHz	A [m ²]	d [m]
4,5	0,003 x 0,003	0,0008

De (3.2) advém que C_{par} podem ser vista como um curto circuito para frequencias superiores a 750 MHz, pelo que nestes casos V_{IN+} será dada pela soma das *f.e.m* associadas a L_1 e L_2 e V_{IN-} à soma das *f.e.m* geradas por L_3 e L_4 .

2. Tendo em conta as pequenas dimensões do circuito assume-se que o campo que trespassa o circuito tem a mesma intensidade e direcção em qualquer ponto, consequentemente, tendo em conta (2.4) e (2.5) a relação entre as *f.e.m* das diferentes bobines está intrinsecamente relacio-



(a) Esquema da malha de adaptação



(b) PCB no qual se encontra o circuito

Figura 3.4: Imagens relativas ao circuito 3

nada com a área das diversas espiras que constituem as bobines, e $|f.e.m|$ das bobines pares, $|f.e.m_P|$, pode relacionar-se com a das ímpares, $|f.e.m_I|$, com base na relação entre o somatório da área das espiras que as constituem, A_T ,

$$A_T = \pi \times \sum_{i=1}^N \left(\frac{D_{ext}}{2} - i(l_m + d_m) \right)^2 \quad (3.4)$$

onde D_{ext} é o diâmetro exterior da bobine; N o número de espiras; l_m a largura do metal e d_m a distância entre dois metais, valores presentes na Tabela 3.2. Pelo que a $|f.e.m|$ nas bobines pares será aproximadamente 1,6 vezes superior à das ímpares, e consequentemente $V_{IN} = 2,6 f.e.m_{impar}$.

3. Como os pares de bobines (L_1, L_3) e (L_2, L_4) são simétricas, isto é, um par está bobinado no sentido horário e o outro no sentido antihorário, ao serem atravessadas por linhas de campo com o mesmo sentido irão gerar $f.e.m$ simétricas, e consequentemente, aos terminais do bloco existirão dois sinais também eles simétricos, V_{IN+} e V_{IN-} , com a mesma frequência que o campo magnético.
4. Se os sinais gerados forem de grandeza suficiente para fazer biasing ao retificador – V_{IN+} e V_{IN-} superiores a 15,847 mV – à saída do circuito, V_{out} , existirá um sinal contínuo.

De realçar que pelas bobines e retificador/multiplicador de tensão serem impressos no mesmo *die* não é necessário soldar os diversos componentes. Tal é uma vantagem para a aplicação pretendida, pois ao não se saber se o encapsulamento que o irá proteger é estanque, se os componentes fossem soldados os contactos seriam das primeiras partes do circuito a sofrer com a humidade, o que condicionaria o funcionamento do circuito e influenciaria o tempo de vida do mesmo. Note-se que apesar de não se enquadrar nos objetivos do presente documento no Capítulo 6 será apresentada uma proposta

de trabalho futuro baseado na premissa que ao todo o circuito ser impresso no mesmo *die*.

Capítulo 4

Gerador de campo magnético

Para validar o funcionamento do circuito apresentado no Capítulo 3 como coletor de energia por acoplamento magnético é necessário expô-lo a um campo magnético variável. Neste capítulo são apresentados três geradores de campo magnético.

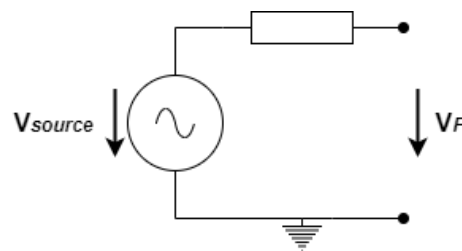
Optou-se por criar um gerador de campo magnético variável com material disponível no laboratório: gerador de sinais e fio de cobre. Esta montagem facilita a alteração de diversas propriedades do campo magnético como a frequência e a intensidade através do gerador de sinais, o que permite analisar o comportamento do retificador quando sujeito a diferentes cenários.

4.1 Gerador de sinais

Os sinais sinusoidais são gerados pelo equipamento R&S@SMA100A, Figura 4.1(a). Este equipamento foi desenhado para funcionar acoplado a uma impedância de 50Ω , pelo que é necessário realizar um passo intermédio para determinar a potencia que realmente está a ser fornecida à carga quando esta não corresponde a 50Ω . Para tal, recorre-se a uma simplificação do esquema do gerador de sinais, Figura 4.1(b), onde V_{source} corresponde à tensão gerada pelo equipamento e V_F a tensão fornecida à carga, Z_L . Como o gerador de sinais possui uma impedância interna de 50Ω , a tensão que aparece no *display* do equipamento corresponde a $V_{source}/2$. [113]



(a) Gerador de sinais usado, retirado de [113]



(b) Esquema equivalente, e simplificado, do gerador de sinais acoplado a uma carga

Figura 4.1: Esquemas equivalentes dos equipamentos utilizados

4.2 Bobines

Quando um fio condutor é percorrido por uma corrente sinusoidal gera um campo magnético \vec{B} caracterizado por

$$\vec{B} = \frac{\mu \times I}{2\pi r} \vec{u}, \quad (4.1)$$

onde μ é a permeabilidade magnética no meio em que o fio se encontra, I a intensidade da corrente elétrica que o percorre, r o raio do fio. Alterando a morfologia do fio é possível aumentar o fluxo de campo magnético em alguma zonas do espaço, Figura 4.2.

Com base nesta característica dos fios manufacturaram-se três tipos de bobines, isto é, enrolamentos de fio com as seguintes topologias: planar; solenóide e de Helmholtz, Figura 4.3. Todas as bobines

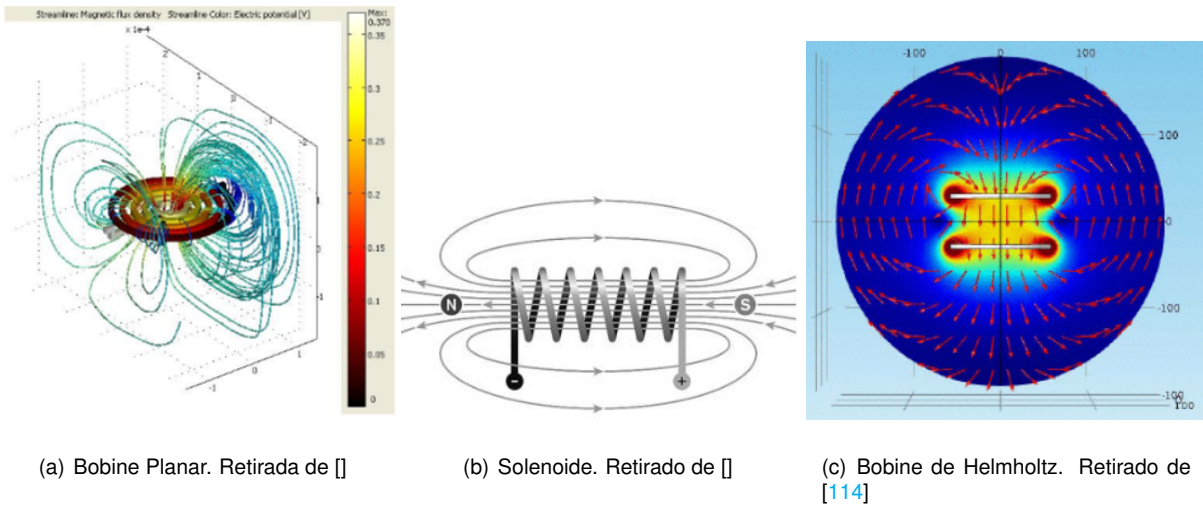


Figura 4.2: Distribuição das linhas de campo magnético geradas por diferentes tipos de bobines

foram realizadas com fio de cobre esmaltado AWG24. A Tabela 4.1 sintetiza as características físicas do fio assim como as suas limitações. [115, 116]

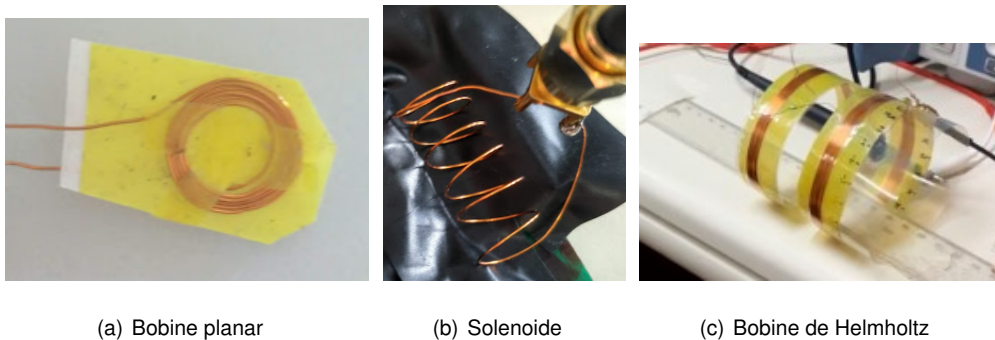


Figura 4.3: Bobines manufacturadas

Tabela 4.1: Características do fio AWG24

Diâmetro [mm]	Secção [mm²]	Número máximo de espiras por cm	Corrente máxima [A]
0,511	0,205	19,6	0,142

A todas estas bobines estão associadas uma resistência e capacidade parasitas. A primeira deve-se a características intrínsecas do material usado, neste caso cobre, e pode variar devido ao efeito pelicular. Este ocorre quando os condutores estão sujeitos a correntes alternadas. Nestas condições as cargas em vez de se distribuírem uniformemente pela secção do condutor tendem a afastar-se do interior do condutor.

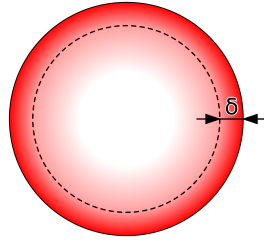


Figura 4.4: Distribuição de carga numa secção de fio onde ocorre efeito pelicular
Retirado de [117]

Devido ao efeito pelicular existe uma diminuição da área em que se deslocam as cargas. E esta área, representada na Figura 4.4 a laranja escuro será doravante denominada A_{eff} , sendo a sua fórmula:

$$A_{eff} = \pi((D_{fio}/2)^2 - (D_{fio}/2 - \delta)^2) = \pi(D_{fio}\delta - \delta^2) , \quad (4.2)$$

onde D_{fio} é o diâmetro do condutor de cobre e δ a profundidade pelicular,

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi\mu f}} . \quad (4.3)$$

Para determinar a resistência parasita das bobines, R_{par} , recorre-se a:

$$R_{par} = \frac{\rho l}{A_{eff}} \quad (4.4)$$

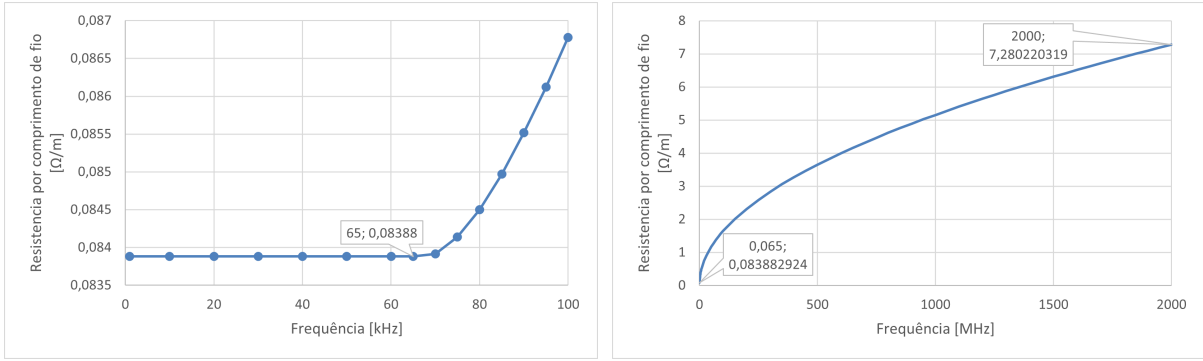
onde l representa o comprimento de fio e ρ a resistividade elétrica do material – no caso do cobre é $1,72 \times 10^{-8} \Omega/m$. Na Figura 4.5 encontra-se a relação entre a resistência por metro de fio e a frequência da corrente que o percorre. É importante realçar que quando δ é superior ao raio do fio, não existe efeito pelicular e a resistência parasita corresponde à resistência DC do fio, (4.5), o que no caso do fio usado ocorre para frequências inferiores a 65 kHz, Figura 4.5(a).

$$R_{par} = R_{DC} = \frac{\rho l}{\pi \left(\frac{D_{fio}}{2}\right)^2} \quad (4.5)$$

A capacidade parasita, C_{par} inerente às bobinas deve-se aos enrolamentos adjacentes possuírem uma separação entre eles,

$$C_{par} = 2N \times C_{turn}, \quad (4.6)$$

onde N é o numero de espiras e C_{turn} a capacidade associada a cada uma sendo,



(a) Detalhe da evolução da resistência do fio face à frequência

(b) Resistência por metro para diferentes frequências até 2 GHz

Figura 4.5: Relação da resistência por metro de fio e a frequência da corrente

$$C_{turn} = \varepsilon \int_0^{\frac{\pi}{4}} \frac{\pi D_i \frac{D_{fio}}{2}}{\zeta + \varepsilon \frac{D_{fio}}{2} (1 - \cos \theta)} d\theta . \quad (4.7)$$

De forma a analisar o acoplamento magnético é necessário determinar alguns parâmetros como a indutância mútua, M , o fator de qualidade da bobine x , Q_x , o fator de acoplamento, k , no entanto, no presente documento optou-se por uma abordagem mais prática, pelo que estes cálculos não serão explorados.

4.2.1 Planar

A indutância das bobines planares é dada por

$$L = \frac{C_1 N^2 \mu D_{med}}{2} \times \left[\ln \left(\frac{C_2}{\varphi} \right) + C_3 \varphi + C_4 \varphi^2 \right], \quad (4.8)$$

onde φ é o fator de preenchimento – *fill factor* –

$$\varphi = \frac{D_{ex} - D_{in}}{D_{ex} + D_{in}}, \quad (4.9)$$

o D_{med} é o diâmetro médio da bobine,

$$D_{med} = \frac{D_{ex} + D_{in}}{2}, \quad (4.10)$$

e C_1 , C_2 , C_3 e C_4 são valores tabelados para as topologias mais comuns e podem ser consultados na Tabela 4.2. [118, 119]

Tabela 4.2: Constantes usadas no cálculo de bobines planares

	C_1	C_2	C_3	C_4
Circular	1,27	2,07	0,18	0,13
Octagonal	1,09	2,23	0	0,17
Hexagonal	1,07	2,29	0	0,19
Quadrada	1,00	2,46	0	0,20

Optou-se por uma bobine planar circular por ser a mais fácil de produzir, a bobine gerada encontra-se na Figura 4.3(a) e as suas características estão sintetizadas na Tabela 4.3. Recorreu-se ao equipamento Hioki 3532-50 LCR HiTester para medir a sua impedância e realizaram-se os cálculos necessários para determinar o valor teórico da indutância. Os resultados são apresentados na Tabela 4.4. Verifica-se que a diferença entre o valor teórico e o real é 24,5% do valor real. Tal pode ser explicado por a indutância variar com a frequência e a fórmula usada para os cálculos, (4.8), não a ter em conta.

Tabela 4.3: Características físicas da bobine planar criada

Diâmetro exterior [mm]	Diâmetro interior [mm]	Diâmetro médio [mm]	Número de voltas	Fator de preenchimento
16	5	10,5	5,5	0,228

Tabela 4.4: Valores reais e teóricos relativos à bobine planar

Valores Reais				Valor Teórico
Z [Ω]	R_{par} [Ω]	C_{par} [nF]	L [nH]	L [nH]
13,81	8,87	3,31	305,91	381,15

4.2.2 Solenoide

Um solenoide consiste num fio condutor enrolado de forma helicoidal. A sua indutância é dada por (4.11), onde N é o número de espiras e R o raio destas. No seu interior o campo magnético é praticamente uniforme.

$$L = \frac{\mu N^2 \pi R^2}{l} \quad (4.11)$$

Foi produzido um solenoide, Figura 4.3(b), cujas características podem ser consultadas na Tabela 4.5. Com o auxílio do Hioki 3532-50 LCR HiTester adquiriram-se os valores de impedância para o

solenóide, Tabela 4.6. Neste caso verifica-se que a diferença entre a impedância real e a teórica é de 7,4% do valor real.

Tabela 4.5: Características físicas do solenoide criado

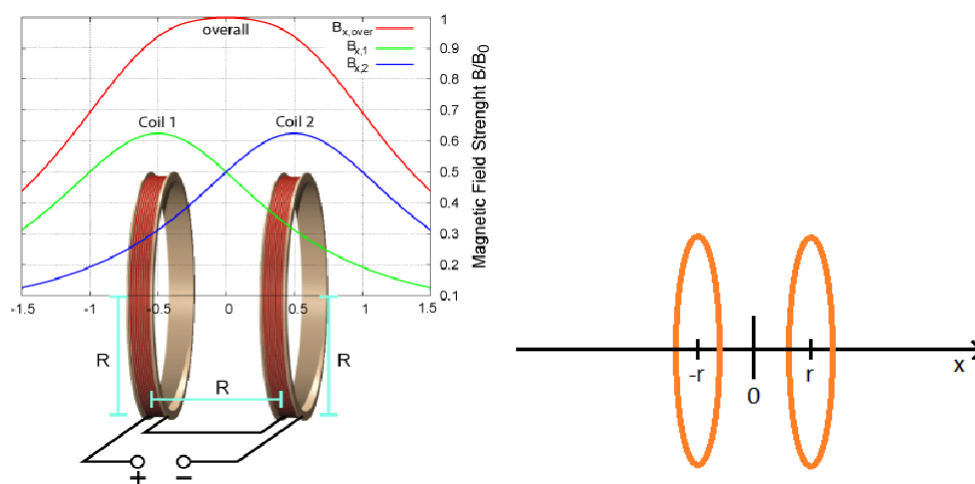
Numero de espiras	Raio das espiras [mm]	Comprimento do solenoide [mm]
6	5	20

Tabela 4.6: Valores reais e teóricos relativos ao solenoide

Valores Reais				Valor Teórico
Z [Ω]	R_{par} [Ω]	C_{par} [nF]	L [nH]	L [nH]
4,52	1,67	7,56	133,89	143,9

4.2.3 Bobine de Helmholtz

Uma bobine de Helmholtz é composta por dois enrolamentos idênticos ligados em série e cujos centros distam o raio das espiras, R , que as compõem. Ao serem idênticos, quando percorridos pela mesma corrente geram um campo magnético igual, quando a distância entre eles é R , o campo entre o centro delas é quase uniforme, Figura 4.6(a).



(a) Montagem e representação do campo magnético gerado por cada enrolamento, a verde e azul, assim como do campo em relação ao eixo xx , a laranja. Retirado de [120]

(b) Representação do eixo xx e posições dos enrolamentos ao longo do mesmo

Figura 4.6: Bobine de Helmholtz

O campo magnético numa posição, p ao longo do eixo xx , Figura 4.6(b) é dada por:

$$B(p) = \frac{\mu_0 N I R^2}{2} \left[\left(R^2 + \left(p + \frac{R}{2} \right)^2 \right)^{-3/2} + \left(R^2 + \left(p - \frac{R}{2} \right)^2 \right)^{-3/2} \right] \quad (4.12)$$

na posição central, isto é, quando $p = 0$ o campo é:

$$B(0) = \frac{16}{5\sqrt{15}} \frac{\mu_0 N I}{R} \quad (4.13)$$

A inhomogeneidade do campo magnético, ζ , relaciona o campo magnético na posição relativa ao longo do eixo xx face à origem p , $B(p)$ com o campo magnético na posição de central $B(0)$,

$$\zeta = \frac{B(p) - B(0)}{B(0)} = \frac{5\sqrt{15}}{16} \left(\left(1 + \left(\frac{1}{2} + \frac{p}{R} \right)^2 \right)^{-3/2} + \left(1 + \left(\frac{1}{2} - \frac{p}{R} \right)^2 \right)^{-3/2} \right) - 1 \quad (4.14)$$

de onde advém que no espaço que separa as bobines há uma zona ao longo do eixo xx , em que se a distância à posição de referencia for inferior a $0,17R$ o campo magnético pode considerar-se uniforme, pois ζ é inferior a 0,1%. [121]

A principal vantagem de recorrer a uma bobine de Helmholtz face a um solenoide é que na primeira é mais fácil aceder à zona de campo magnético quase uniforme gerada por esta. As bobines de Helmholtz são frequentemente usadas para calibração de sensores de campo magnético; magnetização de ímanes permanentes, etc. [121, 122]

A bobine de Helmholtz manufacturada, Figura 4.3(c) é composta por dois enrolamentos cada um deles constituídos por 20 espiras com raio igual a 5 cm. Note-se que aquando do desenho e uso desta bobine o leitor de impedâncias não estava disponível, pelo que não foi realizado o cálculo da sua indutância.

Capítulo 5

Resultados

No presente capítulo são apresentados os diversos cenários a que se sujeitou o coletor proposto e a análise do comportamento do mesmo.

No presente capítulo são apresentados diversos cenários que incluem o circuito proposto como coletor no Capítulo 3 e/ou um ou vários dos geradores de campo magnético apresentados no Capítulo 4. Assim como os resultados e a análise do comportamento dos mesmos.

Todos os testes que incluem o circuito proposto como coletor de energia foram realizados com uma carga resistiva de $1\text{ M}\Omega$, pois os dados presentes na Tabela 3.1 foram obtidos para esta carga.

Não serão analisadas frequências inferiores a 1 MHz porque estas não estão incluídas na gama de frequências destinadas a fins industriais, científicos e médicos, do inglês Industrial Scientific and Medical (ISM), Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Bandas de frequências definidas para ISM

F_C [MHz]	6,78	13,56	27,12	40,68	433,92	915	2 450	5 800	24 125	61 250	122 500	245 000
LB [MHz]	0,030	0,014	0,326	0,040	1,74	26	100	150	250	500	1000	2000

O sinal à saída do coletor proposto e conseqüentemente dos terminais da carga do mesmo, pode ser decomposto em uma componente contínua e uma componente alternada, que doravante serão denominadas de V_{out} e v_{out} respectivamente, a componente DC é foi sempre medida com o mesmo multímetro: Tenma 72-7780.

5.1 Gerador de campo magnético

Para validar que as montagens apresentadas no Capítulo 4 geram um campo magnético variável com frequência igual à apresentada no *display* do gerador de sinais criou-me uma segunda bobine planar com as mesmas dimensões da apresentada na Secção 4.2.1 e ligou-se a mesma ao analisador de sinais R&S@FSV. Se esta bobine for sujeita a campos magnéticos irá gerar uma *f.e.m* que será visível no analisador de sinais.

Testaram-se os três geradores de campo magnético para diversas frequências de teste, f_{TX} , compreendidas entre 10MHz e 2GHz (10MHz; 200MHz; 500MHz; 900MHz; 1,2GHz; 1,5GHz; 1,9GHz e 2GHz), para todas elas o analisador de sinais identificou sinais cuja potência se destacava do ruído.

Apesar de apenas se ter validação do funcionamento das montagens como geradores de campo magnético para uma amostra de 8 frequências, como estas estão distribuídas de forma dispersa (apesar de não uniforme) ao longo do intervalo de interesse infere-se que as montagens funcionam como geradores de campo magnético variável para qualquer frequência entre 10 MHz e 2 GHz.

Note-se que a frequência destes picos de tensão, f_{RX} , era ligeiramente diferente das apresentadas no ecrã do gerador de sinais, f_{TX} , no entanto para todas elas verificou-se que,

$$|f_{RX} - f_{TX}| < e, \quad (5.1)$$

onde e é a precisão do analisador de espectro, que depende da frequência lida, f_{marker} e do intervalo em que realiza a leitura, $span$, que neste caso foi 2 GHz,

$$e = \pm f_{marker} \times 5 \times 10^{-7} + 0,10 \times 100 \times 10^6 + 0,5 \times \frac{span}{500} + 1 \text{ [Hz]} , \quad (5.2)$$

Na Tabela 5.2 encontram-se os valores calculados para cada frequência e doravante considera-se que discrepâncias entre f_{TX} e f_{RX} próximas a 2 MHz estão associadas à precisão do analisador de sinais e pode ser desprezada quando o $span$ for 2 GHz. [123]

Tabela 5.2: Erro máximo calculado para diferentes frequências

f_tx [MHz]	10	200	500	900	1200	1500	1900	2000
e [MHz]	2,000166	2,001401	2,003351	2,005951	2,007901	2,009851	2,012451	2,013101

5.2 Influência da posição relativa

Para simplificação, doravante designa-se de primário a bobine acoplada ao gerador de sinais e de secundário o conjunto de bobines presentes no circuito apresentado no Capítulo 3.

A força eletromotriz induzida, $f.e.m.$, no secundário é proporcional ao fluxo magnético, Φ , que percorre as espiras, (2.4), e que este depende da amplitude do campo magnético, B , do ângulo entre \vec{B} e a normal ao plano da espira, θ ,

$$\Phi = B \cdot A \cdot \cos \theta. \quad (5.3)$$

consequentemente espera-se que tanto o alinhamento como a distância entre o primário e o secundário afetem o funcionamento do circuito, de seguida são apresentados e analisados os resultados obtidos para os diferentes primários.

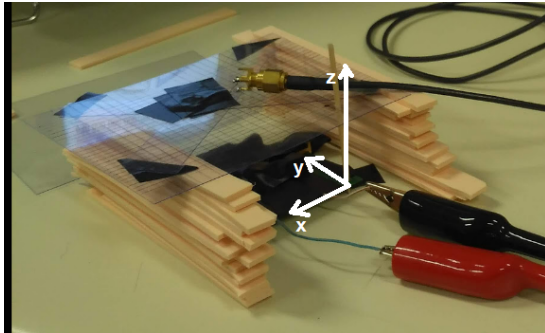
Nesta secção todas as medições foram realizadas com $f_{tx} = 915$ MHz pois é para esta que o circuito, agora usado como coletor de energia, apresentou maior PTE.

5.2.1 Bobine Planar

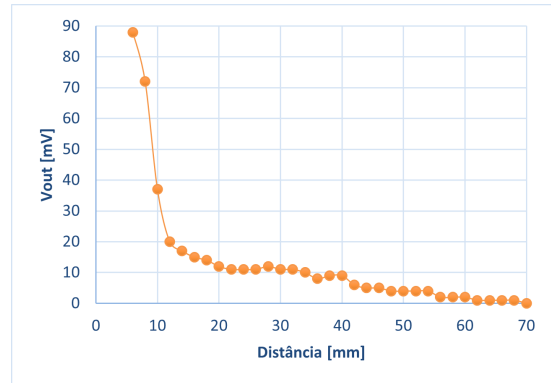
Como o coletor está soldado a um Printed Circuit Board (PCB) apenas foi possível analisar a influência da distância segundo o eixo z, Figura 5.1(a), e mesmo nesta medição existiram restrições pois devido aos conectores SMA do PCB apenas foi possível garantir que o emissor e o coletor se encontravam em planos paralelos para distâncias superiores a 6mm.

Verificou-se que existia tensão aos terminais da carga, V_{out} , e que consequentemente o campo

magnético era suficientemente forte para fazer *biasing* ao retificador/multiplicador de tensão. Os resultados obtidos encontram-se na Figura 5.1(b).



(a) Estrutura usada para alterar a distância de forma gradual



(b) Tensão aos terminais da carga em relação à distância para $V_G = 2,5\text{ V}$

Figura 5.1: Influência da distância entre o emissor e o coletor com bobine planar

Da análise conclui-se que é possível fazer *biasing* ao retificador quando o primário se encontra a centímetros do secundário, no entanto devido à volatilidade de V_{out} face a algumas distâncias (e.g. entre 8 e 10 mm a diferença é de 31 mV) e a V_{out} ser máxima quanto menor a distância, aconselha-se o uso de bobines planares como gerador de sinais para distâncias entre o secundário e o primário pequenas e quando os mesmo estão alinhados.

5.2.2 Solenoide

Para o solenoide foi apenas realizada uma breve análise qualitativa face à distância pois existiam poucos graus de liberdade pelo circuito estar num PCB. Verificou-se que apenas existia tensão na carga quando as únicas coisas que separavam o condutor do primário e o circuito era o encapsulamento do mesmo e fita isolante, este comportamento deve-se ao campo magnético estar concentrado no interior dos solenoides.

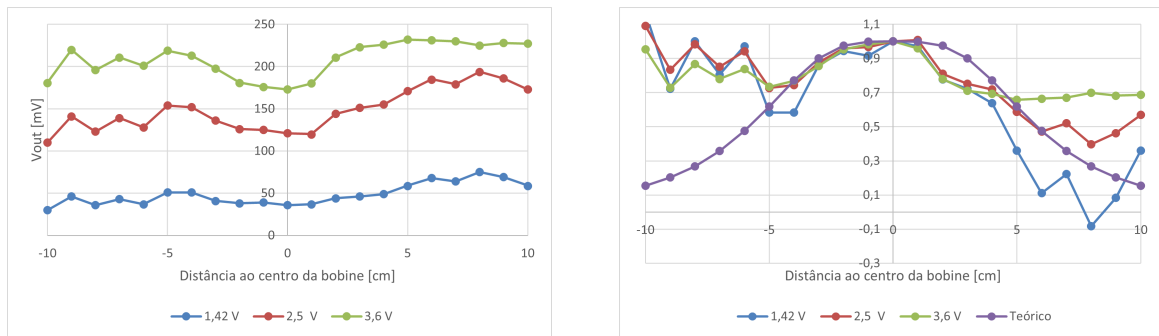
5.2.3 Bobine de Helmholtz

Para analisar a influencia da posição ao longo de xx na tensão de saída do coletor foram realizadas medições com o gerador de sinais a fornecer tensões de 1,42; 2,5 e 3,6V. Os resultados obtidos, Figura 5.2(a).

Com o intuito de facilitar a análise do campo magnético – cujo fluxo é proporcional à *f.e.m.*, (2.4) – calculou-se a homogeneidade para os valores experimentais assim como a teórica, cujos valores estão

apresentados na Figura 5.2(b). Como a homogeneidade, $\tilde{\zeta}$, é o contrário de inhomogeneidade, somou-se '1' ao resultado teórico obtido pela (4.14). E calculou-se a homogeneidade de V_{out} fazendo:

$$\tilde{\zeta} = \frac{V_{out}(p) - V_{out}(0)}{V_{out}(0)} + 1 \quad (5.4)$$



(a) Tensão gerada pelo coletor proposto para diferentes posições ao longo do eixo xx.

(b) Homogeneidade dos valores experimentais e teóricos

Figura 5.2: Resultados relativos à influência da posição nas bobines de Helmholtz

Como esperado V_{out} é aproximadamente constante no centro da bobine. Para distâncias de 1cm ao centro – corresponde a 20% do raio dos enrolamentos – a variação de V_{out} é inferior a 5%. A evolução da homogeneidade para "posições negativas" até distâncias de 3cm estão próximos dos teóricos, mas o mesmo não se observa para suas posições simétricas. Estas diferenças podem estar associadas a discrepâncias entre os enrolamentos que constituem a bobine.

Seria expectável que V_{out} fosse máximo na zona central da bobine, mas tal não acontece, pelo contrário, quando observa-se um decréscimo de V_{out} com a proximidade ao centro. Possivelmente por erro humano a distância entre os dois enrolamentos é superior ao raio das bobines, 5 cm.

Não se observa o decréscimo esperado de V_{out} nem da homogeneidade quando o coletor proposto se afasta da bobine – distância ao centro superior a 7 cm – para uma distância superior a 8 cm V_{out} deveria ser francamente inferior ao valor máximo observado, mas é nessas zonas que se verificam os valores mais elevados de V_{out} . Possivelmente este comportamento está relacionado com o circuito coletor estar em ressonância, o que faz com que as linhas de campo magnético sejam atraídas para ele.

5.3 Influência da tensão da fonte

De forma a verificar como a tensão fornecida pelo gerador de sinais influencia a tensão aos terminais do coletor, medi-se V_{out} para diferentes V_{source} . Estas medições foram realizadas à frequência de 915 MHz mesmas razões apresentadas na Secção 5.2, e com as bobinas gerador de campo na posição a que maximizava V_{out} , isto é, tanto o solenoide como a bobine planar ficaram sobre o coletor.

Na Figura 5.3 encontram-se os resultados obtidos. Note-se que por receio de estragar o circuito, quando o multímetro apresentava uma tensão superior a 1 V já não se aumentava a tensão na fonte – no solenoide isto aconteceu quando $V_{source} = 0,710$ V e na bobine planar quando $V_{source} = 1,16$ V.

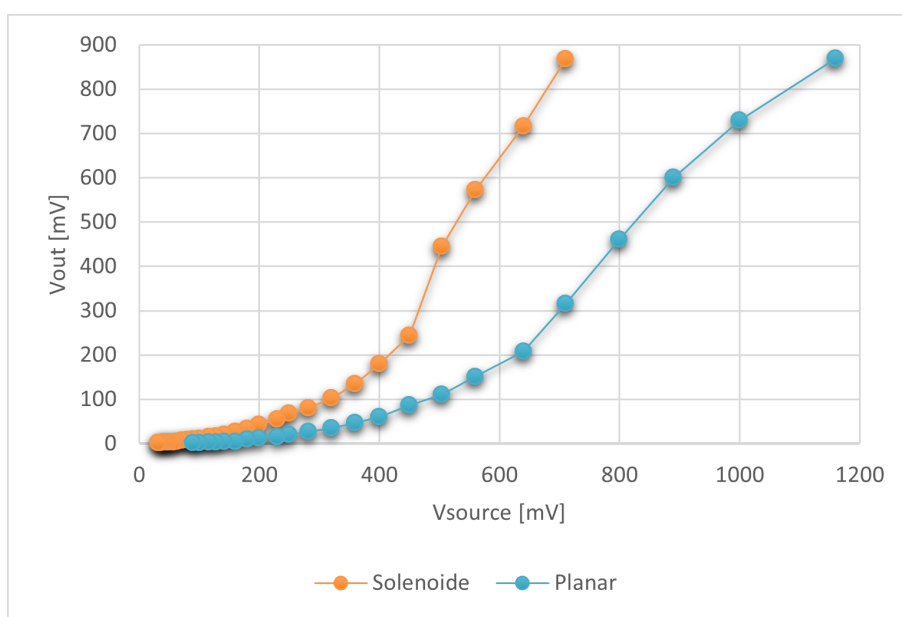


Figura 5.3: Influência de V_{source} em V_{out}

Ao analisar o comportamento com o gerador de campo composto pelo solenoide verifica-se que para $V_{source} > 0,56$ V, V_{out} é superior a V_{source} .

Comparando os resultados obtidos para o solenoide e a bobine planar conclui-se que o solenoide garante um maior fluxo de campo magnético nas bobinas do coletor.

5.4 Influência da Frequência

De modo a analisar o comportamento do coletor de energia quando sujeito a campos de diferentes frequências, fez-se $V_{source} = 0.504$ V. Os resultados obtidos para a bobine planar e o solenoide encontram-se na Figura 5.4.

Assim como apresentado na secção anterior, para frequências entre os 800 MHz e o 1 GHz o

solenóide consegue induzir a um maior V_{out} no coletor de energia, mas para frequências superiores a 1GHz verifica-se uma rápida queda no V_{out} . Esta poderá estar associada á saturação das bobines presentes no coletor, que levam inclusive ao registo de tensões negativas em V_{out} .

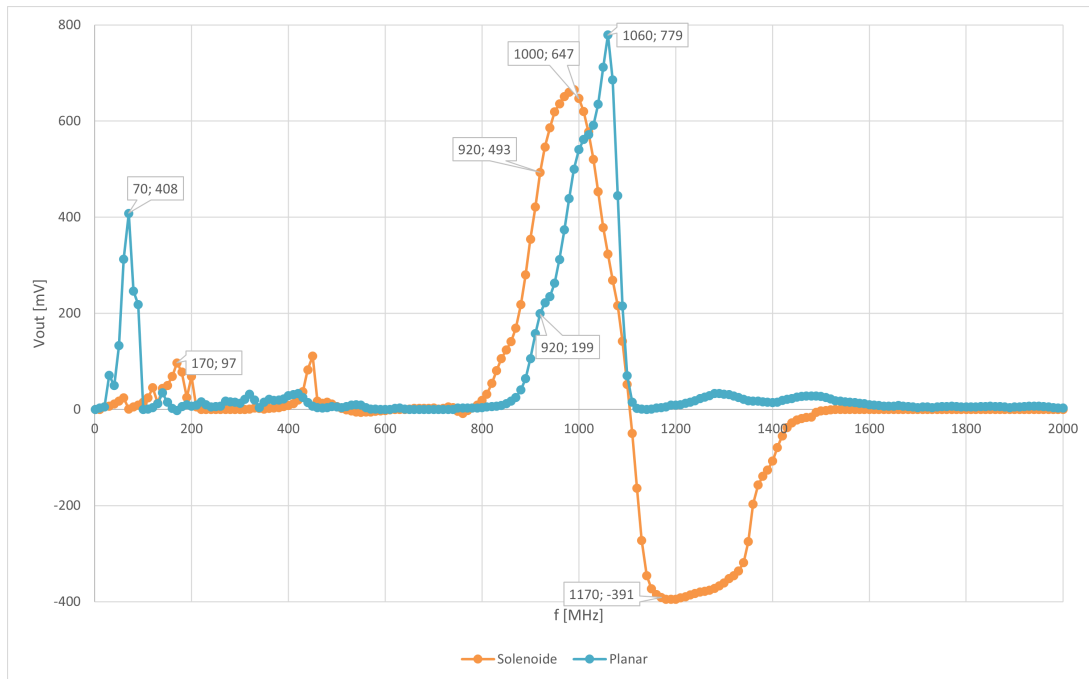


Figura 5.4: V_{out} registado para diferentes frequências

5.5 Conclusões

Com base nos resultados obtidos conclui-se que apesar das pequenas dimensões das bobines presentes no coletor de energia proposto, estas são capazes de gerar a energia necessária para que o retificador/multiplicador de tensão funcione correctamente e inclusive proporcione á carga uma tensão de 1 V a que equivale uma potência de 1 μ W.

Capítulo 6

Contribuições e Trabalho Futuro

6.1 Contribuição

As maiores contribuições desta dissertação são a análise do estado de arte das diferentes formas de alimentação de DMI. Assim como validação do uso do circuito proposto no Capítulo 3 como coletor de energia por indução magnética, sendo a ultima de especial relevância pois ao se recorrer a bobines com diâmetro exterior na ordem das centenas de μm e a um multiplicador de tensão de baixo *threshold* foi possível obter aos terminais de uma carga resistiva de $1\text{ M}\Omega$ tensões superiores a 1V , o que abre portas ao desenvolvimento de coletores de energia por acoplamento magnético de pequenas dimensões, o que é sempre uma mais valia quando se trata de dispositivos implantáveis.

6.2 Trabalho Futuro

Sugere-se a criação de um novo circuito, composto por um coletor de energia com base na topologia do usado neste documento mas com algumas alterações como:

- Trocar cada malha de adaptação em T por uma bobine. Sendo que estas deverão ser simétricas entre si. Sugere-se também que se optem por bobines de maior diâmetro pois desta forma será percorrida por maior fluxo magnético e permitirá mais enrolamentos;
- Dimensionar o retificador/multiplicador de forma a maximizar a sua PTE tendo em conta as características das novas bobines e a frequência de funcionamento pretendida, sendo que esta tem de pertencer a uma das gamas disponíveis a nível internacional para ISM, pois desta forma garante-se que o funcionamento do circuito não interfere com comunicações e/ou equipamentos críticos em nenhuma parte do mundo. A frequência central (F_c) e a largura de banda (LB) associada às bandas de frequência para este fim encontram-se na Tabela 5.1; [124, 125]
- Adicionar uma carga, que deverá ser impressa no mesmo *die* que o coletor de energia/multiplicador de tensão, de forma a minimizar o uso de contactos que iriam aumentar tanto o tamanho do circuito a ser implantado assim como a suscetibilidade de falha quando sujeito a humidade.

A carga deve ser dimensionada de forma a possibilitar a comunicação com o exterior, para permitir identificar quando o circuito deixa de funcionar corretamente, ou, idealmente encontrar uma forma de contabilizar a humidade presente no *die*. Para a comunicação com o exterior sugere-se recorrer ao *backscattering*, pois desta forma a informação será através do acoplamento magnético – poderão existir algumas limitações por se tratar de um sistema fracamente acoplado, mas é uma hipótese interessante. O dimensionamento da carga deve também ser realizado de forma a maximizar a potencia recebida pela mesma, P_{out} . Considerando a simplificação do circuito apresentada em 4.4, onde Z_c é a impedância total do conjunto bobines+retificador e Z_{out} a impedância

da carga, verifica-se que

$$P_{out} = R_{out} I_{out}^2 = \frac{1}{2} R_{out} \left(\frac{V_{RX}}{|Z_c + Z_{out}|} \right)^2 = \frac{1}{2} \frac{R_{out} V_{in}^2}{(R_c + R_{out})^2 + (X_c + X_{out})^2}, \quad (6.1)$$

pelo que para maximizar P_{out} se deve fazer $X_{out} = -X_c$ e determinar a sua derivada em função de R_{out} :

$$\frac{\partial P_{out}}{\partial R_{out}} = \frac{V_{in}^2}{2} \frac{R_c - R_{out}}{(R_c + R_{out})^3}. \quad (6.2)$$

Como a derivada de P_{out} em relação a R_{out} é zero para $R_c = R_{out}$ e que a sua segunda derivada,

$$\frac{\partial^2 P_{out}}{\partial R_{out}^2} = V_{in}^2 \frac{R_{out} - 2R_c}{(R_c + R_{out})^4}, \quad (6.3)$$

é negativa para esses valores conclui-se que para maximizar a potencia a impedância da carga deve ser igual ao conjugado, $Z_{out} = Z_c^*$, nestas condições verifica-se que $V_{in} = 2V_{out}$ e de (6.1) vem que

$$P_{out} = \frac{V_{in}}{8R_c} \Leftrightarrow V_{in} = \sqrt{8P_{out}R_c} \rightarrow V_{out} = \sqrt{2P_{out}R_c} \quad (6.4)$$

- O gerador de campo magnético também deverá ser desenhado de forma a minimizar as perdas. Para tal deve garantir-se que é ressonante à frequência a que o circuito deverá funcionar. Como o intuito é testar os encapsulamentos em roedores, sugere-se o uso de uma bobine de Helmholtz, pois esta pode ser bobinada em redor de um tubo de pequenas dimensões por onde o roedor poderá passar várias vezes por dia (e.g.: no único caminho possível para a comida/água). Desta forma a obtenção de dados não é intrusiva e serão obtidas diversas amostras ao longo do dia.

Bibliografia

- [1] “PORDATA - Esperança de vida à nascença: total e por sexo (base: triénio a partir de 2001).” [Online]. Available: [https://www.pordata.pt/Portugal/Esperan%C3%A7a+de+vida+%C3%A0+nascen%C3%A7a+total+e+por+sexo+\(base+tri%C3%A9nio+a+partir+de+2001\)-418](https://www.pordata.pt/Portugal/Esperan%C3%A7a+de+vida+%C3%A0+nascen%C3%A7a+total+e+por+sexo+(base+tri%C3%A9nio+a+partir+de+2001)-418)
- [2] “PORDATA - Taxa bruta de mortalidade e taxa de mortalidade infantil.” [Online]. Available: <https://www.pordata.pt/Portugal/Taxa+bruta+de+mortalidade+e+taxa+de+mortalidade+infantil-528-2950>
- [3] “PillCam™ SB 3 System — Medtronic.” [Online]. Available: <https://www.medtronic.com/covidien/en-us/products/capsule-endoscopy/pillcam-sb-3-system.html>
- [4] “Micra Transcatheter Pacing System — Medtronic.” [Online]. Available: <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/cardiac-rhythm/pacemakers/micra-pacing-system.html>
- [5] B. P. Bannon and E. E. Mild, “titanium Alloys for Biomaterial Application: An Overview,” in *ASTM Special Technical Publication*. ASTM, 1983, pp. 7–15. [Online]. Available: http://www.astm.org/DIGITAL_LIBRARY/STP/PAGES/STP28931S.htm
- [6] G. D. Nelson, “A brief history of cardiac pacing.” *Texas Heart Institute journal / from the Texas Heart Institute of St. Luke’s Episcopal Hospital, Texas Children’s Hospital*, vol. 20, no. 1, pp. 12–18, 1993.
- [7] “Eversense Continuous Glucose Monitoring System - P160048/S006 — FDA.” [Online]. Available: <https://www.fda.gov/medical-devices/recently-approved-devices/eversense-continuous-glucose-monitoring-system-p160048s006>
- [8] “Mobile App User Guide A guide for using the Eversense Continuous Glucose Monitoring System Smart Transmitter Sensor.” [Online]. Available: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf16/P160048S006c.pdf

- [9] M. Holloway and C. Nwaoha, *Dictionary of Industrial Terms*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 12 2012.
- [10] A. B. Amar, A. B. Kouki, and H. Cao, "Power approaches for implantable medical devices," pp. 28 889–28 914, 11 2015.
- [11] X. Wei and J. Liu, "Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices," *Frontiers of Energy and Power Engineering in China 2008 2:1*, vol. 2, no. 1, pp. 1–13, 3 2008. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11708-008-0016-3>
- [12] "3Q: Why "nuclear batteries" offer a new approach to carbon-free energy — MIT News — Massachusetts Institute of Technology." [Online]. Available: <https://news.mit.edu/2021/nuclear-batteries-decarbon-0625>
- [13] D. Newaskar and B. P. Patil, "Batteries for Active Implantable Medical Devices," *2021 International Conference on Intelligent Technologies, CONIT 2021*, 6 2021.
- [14] V. Parsonnet, J. Driller, D. Cook, and S. A. Rizvi, "Thirty-One Years of Clinical Experience with "Nuclear-Powered" Pacemakers," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 29, no. 2, pp. 195–200, 2 2006. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1540-8159.2006.00317.x><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1540-8159.2006.00317.x><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1540-8159.2006.00317.x>
- [15] "Drug Infusion Systems - SynchroMed™ II — Medtronic." [Online]. Available: <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/neurological/drug-infusion-systems/synchromed-ii.html>
- [16] A. Zebda, J. P. Alcaraz, P. Vadgama, S. Shleev, S. D. Minter, F. Boucher, P. Cinquin, and D. K. Martin, "Challenges for successful implantation of biofuel cells," pp. 57–72, 12 2018.
- [17] D. C. Bock, A. C. Marschilok, K. J. Takeuchi, and E. S. Takeuchi, "Batteries used to power implantable biomedical devices," pp. 155–164, 12 2012.
- [18] V. S. Mallela, V. Ilankumaran, and S. N. Rao, "Trends in cardiac pacemaker batteries," *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, vol. 4, no. 4, pp. 201–212, 10 2004.
- [19] H. Gwon, J. Hong, H. Kim, D. H. Seo, S. Jeon, and K. Kang, "Recent progress on flexible lithium rechargeable batteries," *Energy and Environmental Science*, vol. 7, no. 2, pp. 538–551, 1 2014.
- [20] G. Zhou, F. Li, and H. M. Cheng, "Progress in flexible lithium batteries and future prospects," *Energy & Environmental Science*, vol. 7, no. 4, pp. 1307–1338, 3 2014. [Online].

Available: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2014/ee/c3ee43182g>
<https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2014/ee/c3ee43182g>

- [21] Z. Fang, J. Wang, H. Wu, Q. Li, S. Fan, and J. Wang, "Progress and challenges of flexible lithium ion batteries," *Journal of Power Sources*, vol. 454, p. 227932, 4 2020.
- [22] R. Guimarães, J. Carvalho, V. Leal, and A. J. G. Dias, "Characterization, treatment proposal and metal recovery in waste of active implantable medical devices," *Tech. Rep.*, 2014.
- [23] "Clinical Cases - Pacemaker." [Online]. Available: <https://anatomy.elpaso.ttuhs.edu/clinicalcases/pacemaker/pacemaker.html>
- [24] M. C. Potter, "Electrical effects accompanying the decomposition of organic compounds," *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, vol. 84, no. 571, pp. 260–276, 9 1911.
- [25] B. Shi, Z. Li, and Y. Fan, "Implantable Energy-Harvesting Devices," *Advanced Materials*, vol. 30, no. 44, p. 1801511, 11 2018.
- [26] S. Cosnier, A. Le Goff, and M. Holzinger, "Towards glucose biofuel cells implanted in human body for powering artificial organs: Review," pp. 19–23, 1 2014.
- [27] P. Cinquin, C. Gondran, F. Giroud, S. Mazabrard, A. Pellissier, F. Boucher, J. P. Alcaraz, K. Gorgy, F. Lenouvel, S. Mathé, P. Porcu, and S. Cosnier, "A glucose BioFuel cell implanted in Rats," *PLoS ONE*, vol. 5, no. 5, 2010.
- [28] A. Szczupak, J. Halánek, L. Halámková, V. Bocharova, L. Alfonta, and E. Katz, "Living battery - Biofuel cells operating in vivo in clams," *Energy and Environmental Science*, vol. 5, no. 10, pp. 8891–8895, 10 2012.
- [29] K. MacVittie, J. Halánek, L. Halámková, M. Southcott, W. D. Jemison, R. Lobel, and E. Katz, "From "cyborg"lobsters to a pacemaker powered by implantable biofuel cells," *Energy and Environmental Science*, vol. 6, no. 1, pp. 81–86, 1 2013.
- [30] K. Shoji, Y. Akiyama, M. Suzuki, N. Nakamura, H. Ohno, and K. Morishima, "Biofuel cell backpacked insect and its application to wireless sensing," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 78, pp. 390–395, 4 2016.
- [31] M. Rasmussen, R. E. Ritzmann, I. Lee, A. J. Pollack, and D. Scherson, "An implantable biofuel cell for a live insect," *Journal of the American Chemical Society*, vol. 134, no. 3, pp. 1458–1460, 1 2012.

- [32] L. Halámková, J. Halánek, V. Bocharova, A. Szczupak, L. Alfonta, and E. Katz, "Implanted biofuel cell operating in a living snail," *Journal of the American Chemical Society*, vol. 134, no. 11, pp. 5040–5043, 3 2012.
- [33] F. C. Sales, R. M. Iost, M. V. Martins, M. C. Almeida, and F. N. Crespilho, "An intravenous implantable glucose/dioxygen biofuel cell with modified flexible carbon fiber electrodes," *Lab on a Chip*, vol. 13, no. 3, pp. 468–474, 2 2013.
- [34] T. Miyake, K. Haneda, N. Nagai, Y. Yatagawa, H. Onami, S. Yoshino, T. Abe, and M. Nishizawa, "Enzymatic biofuel cells designed for direct power generation from biofluids in living organisms," *Energy and Environmental Science*, vol. 4, no. 12, pp. 5008–5012, 12 2011.
- [35] S. El Ichi-Ribault, J. P. Alcaraz, F. Boucher, B. Boutaud, R. Dalmolin, J. Boutonnat, P. Cinquin, A. Zebda, and D. K. Martin, "Remote wireless control of an enzymatic biofuel cell implanted in a rabbit for 2 months," *Electrochimica Acta*, vol. 269, pp. 360–366, 4 2018.
- [36] "Medical Dictionary of Health Terms: A-C - Harvard Health." [Online]. Available: <https://www.health.harvard.edu/medical-dictionary-of-health-terms/a-through-c#C-terms>
- [37] P. P. Mercier, A. C. Lysaght, S. Bandyopadhyay, A. P. Chandrakasan, and K. M. Stankovic, "Energy extraction from the biologic battery in the inner ear," *Nature Biotechnology*, vol. 30, no. 12, pp. 1240–1243, 12 2012.
- [38] D. Enescu, "Thermoelectric Energy Harvesting: Basic Principles and Applications," in *Green Energy Advances*. IntechOpen, 2 2019.
- [39] A. Cadei, A. Dionisi, E. Sardini, and M. Serpelloni, "Kinetic and thermal energy harvesters for implantable medical devices and biomedical autonomous sensors," p. 14, 11 2014.
- [40] Y. Yang, X. J. Wei, and J. Liu, "Suitability of a thermoelectric power generator for implantable medical electronic devices," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 40, no. 18, pp. 5790–5800, 9 2007.
- [41] M. Strasser, R. Aigner, C. Lauterbach, T. F. Sturm, M. Franosch, and G. K. Wachutka, "Micro-machined CMOS thermoelectric generators as on-chip power supply," *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 114, no. 2-3, pp. 362–370, 9 2004.
- [42] J.-H. Choi and V. Loftness, "Investigation of human body skin temperatures as a bio-signal to indicate overall thermal sensations," 2012.
- [43] C. Watkins, B. Shen, and R. Venkatasubramanian, "Low-grade-heat energy harvesting using superlattice thermoelectrics for applications in implantable medical devices and sensors," in *International Conference on Thermoelectrics, ICT, Proceedings*, vol. 2005, 2005, pp. 250–252.

- [44] R. Venkatasubramanian, C. Watkins, C. Caylor, and G. Bulman, "Microscale thermoelectric devices for energy harvesting and thermal management," 2006.
- [45] J.-M. Labbe and E. H. J, "Implantable piezoelectric pump system," 1 1988.
- [46] Z. L. Wang and J. Song, "Piezoelectric nanogenerators based on zinc oxide nanowire arrays," *Science*, vol. 312, no. 5771, pp. 242–246, 4 2006.
- [47] Y. Yu, H. Sun, H. Orbay, F. Chen, C. G. England, W. Cai, and X. Wang, "Biocompatibility and in vivo operation of implantable mesoporous PVDF-based nanogenerators," *Nano Energy*, vol. 27, pp. 275–281, 9 2016.
- [48] A. Wang, M. Hu, L. Zhou, and X. Qiang, "Self-powered wearable pressure sensors with enhanced piezoelectric properties of aligned P(VDF-TrFE)/MWCNT composites for monitoring human physiological and muscle motion signs," *Nanomaterials*, vol. 8, no. 12, 12 2018.
- [49] S. R. Platt, S. Farritor, K. Garvin, and H. Haider, "The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopedic implants," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 10, no. 4, pp. 455–461, 8 2005.
- [50] M. Safaei, R. M. Meneghini, and S. R. Anton, "Energy Harvesting and Sensing with Embedded Piezoelectric Ceramics in Knee Implants," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 23, no. 2, pp. 864–874, 4 2018.
- [51] S. Almouahed, M. Gouriou, C. Hamitouche, E. Stindel, and C. Roux, "Self-powered instrumented knee implant for early detection of postoperative complications," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, 2010, pp. 5121–5124.
- [52] Z. Li, G. Zhu, R. Yang, A. C. Wang, and Z. L. Wang, "Muscle-driven in vivo nanogenerator," *Advanced Materials*, vol. 22, no. 23, pp. 2534–2537, 6 2010.
- [53] C. Dagdeviren, B. D. Yang, Y. Su, P. L. Tran, P. Joe, E. Anderson, J. Xia, V. Doraiswamy, B. Dehdashti, X. Feng, B. Lu, R. Poston, Z. Khalpey, R. Ghaffari, Y. Huang, M. J. Slepian, and J. A. Rogers, "Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 111, no. 5, pp. 1927–1932, 2 2014.
- [54] B. Lu, Y. Chen, D. Ou, H. Chen, L. Diao, W. Zhang, J. Zheng, W. Ma, L. Sun, and X. Feng, "Ultra-flexible Piezoelectric Devices Integrated with Heart to Harvest the Biomechanical Energy," *Scientific Reports*, vol. 5, 11 2015.

- [55] D. H. Kim, H. J. Shin, H. Lee, C. K. Jeong, H. Park, G.-T. Hwang, H.-Y. Lee, D. J. Joe, J. H. Han, S. H. Lee, J. Kim, B. Joung, and K. J. Lee, "In Vivo Self-Powered Wireless Transmission Using Biocompatible Flexible Energy Harvesters," *Advanced Functional Materials*, vol. 27, no. 25, p. 1700341, 7 2017.
- [56] R. Wrangham and R. Carmody, "Human Adaptation to the Control of Fire," *Evolutionary Anthropology*, vol. 19, no. 5, pp. 187–199, 2010.
- [57] B. Bhushan, "Introduction - Measurement techniques and applications," in *Nanotribology and Nanomechanics (Second Edition): An Introduction*. Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 1–34.
- [58] K. Parida, J. Xiong, X. Zhou, and P. S. Lee, "Progress on triboelectric nanogenerator with stretchability, self-healability and bio-compatibility," *Nano Energy*, vol. 59, pp. 237–257, 5 2019.
- [59] W. Jiang, H. Li, Z. Liu, Z. Li, J. Tian, B. Shi, Y. Zou, H. Ouyang, C. Zhao, L. Zhao, R. Sun, H. Zheng, Y. Fan, Z. L. Wang, and Z. Li, "Fully Bioabsorbable Natural-Materials-Based Triboelectric Nanogenerators," *Advanced Materials*, vol. 30, no. 32, 8 2018.
- [60] Z. L. Wang, "On Maxwell's displacement current for energy and sensors: the origin of nanogenerators," pp. 74–82, 3 2017.
- [61] R. Zhang, J. Örtengren, M. Hummelgård, M. Olsen, H. Andersson, and H. Olin, "Harvesting triboelectricity from the human body using non-electrode triboelectric nanogenerators," *Nano Energy*, vol. 45, pp. 298–303, 3 2018.
- [62] Q. Zheng, B. Shi, F. Fan, X. Wang, L. Yan, W. Yuan, S. Wang, H. Liu, Z. Li, and Z. L. Wang, "In vivo powering of pacemaker by breathing-driven implanted triboelectric nanogenerator," *Advanced Materials*, vol. 26, no. 33, pp. 5851–5856, 9 2014.
- [63] H. Ouyang, Z. Liu, N. Li, B. Shi, Y. Zou, F. Xie, Y. Ma, Z. Li, H. Li, Q. Zheng, X. Qu, Y. Fan, Z. L. Wang, H. Zhang, and Z. Li, "Symbiotic cardiac pacemaker," *Nature Communications*, vol. 10, no. 1, pp. 1–10, 12 2019.
- [64] Y. Ma, Q. Zheng, Y. Liu, B. Shi, X. Xue, W. Ji, Z. Liu, Y. Jin, Y. Zou, Z. An, W. Zhang, X. Wang, W. Jiang, Z. Xu, Z. L. Wang, Z. Li, and H. Zhang, "Self-Powered, One-Stop, and Multifunctional Implantable Triboelectric Active Sensor for Real-Time Biomedical Monitoring," *Nano Letters*, vol. 16, no. 10, pp. 6042–6051, 10 2016.
- [65] T. Zhong, M. Zhang, Y. Fu, Y. Han, H. Guan, H. He, T. Zhao, L. Xing, X. Xue, Y. Zhang, and Y. Zhan, "An artificial triboelectricity-brain-behavior closed loop for intelligent olfactory substitution," *Nano Energy*, vol. 63, p. 103884, 9 2019.

- [66] H. Goto, T. Sugiura, Y. Harada, and T. Kazui, "Feasibility of using the automatic generating system for quartz watches as a leadless pacemaker power source," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 37, no. 3, pp. 377–380, 1999.
- [67] A. Zurbuchen, A. Pfenniger, A. Stahel, C. T. Stoeck, S. Vandenberghe, V. M. Koch, and R. Vogel, "Energy harvesting from the beating heart by a mass imbalance oscillation generator," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 1, pp. 131–141, 1 2013.
- [68] A. Zurbuchen, A. Haeberlin, A. Pfenniger, L. Bereuter, J. Schaerer, F. Jutzi, C. Huber, J. Fuhrer, and R. Vogel, "Towards Batteryless Cardiac Implantable Electronic Devices - The Swiss Way," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 11, no. 1, pp. 78–86, 2 2017.
- [69] "No espaço de cinco anos, Portugal duplicou a produção de energia solar," 2 2020. [Online]. Available: <https://expresso.pt/economia/2020-02-03-No-espaco-de-cinco-anos-Portugal-duplicou-a-producao-de-energia-solar>
- [70] S. Botti, "Electronic excitations in thin-film solar cells from restricted self-consistent GW-CEA, Orme des Merisiers Electronic excitations in photovoltaics," 2010.
- [71] D. C. Miller, J. Bengoechea, J. G. Bokria, M. Köhl, N. E. Powell, M. E. Smith, M. D. White, H. R. Wilson, and J. H. Wohlgemuth, "Examination of an Optical Transmittance Test for Photovoltaic Encapsulation Materials," 2013.
- [72] K. Song, J. H. Han, H. C. Yang, K. I. Nam, and J. Lee, "Generation of electrical power under human skin by subdermal solar cell arrays for implantable bioelectronic devices," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 92, pp. 364–371, 6 2017.
- [73] A. Haeberlin, A. Zurbuchen, S. Walpen, J. Schaerer, T. Niederhauser, C. Huber, H. Tanner, H. Servatius, J. Seiler, H. Haeberlin, J. Fuhrer, and R. Vogel, "The first batteryless, solar-powered cardiac pacemaker," *Heart Rhythm*, vol. 12, no. 6, pp. 1317–1323, 6 2015.
- [74] A. Haeberlin, A. Zurbuchen, J. Schaerer, J. Wagner, S. Walpen, C. Huber, H. Haeberlin, J. Fuhrer, and R. Vogel, "Successful pacing using a batteryless sunlightpowered pacemaker," *Europace*, vol. 16, no. 10, pp. 1534–1539, 10 2014.
- [75] L. Bereuter, S. Williner, F. Pianezzi, B. Bissig, S. Buecheler, J. Burger, R. Vogel, A. Zurbuchen, and A. Haeberlin, "Energy Harvesting by Subcutaneous Solar Cells: A Long-Term Study on Achievable Energy Output," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 5, pp. 1172–1180, 5 2017.
- [76] J. Machi and E. D. Staren, *Ultrasound for Surgeons*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

- [77] "Are Bats Blind? — Ask A Biologist — Arizona State University." [Online]. Available: <https://askbiologist.asu.edu/echolocation>
- [78] G. V. B. Cochran, M. P. Kadaba, and V. R. Palmieri, "External ultrasound can generate micro-ampere direct currents in vivo from implanted piezoelectric materials," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 6, no. 1, pp. 145–147, 1 1988.
- [79] W. B. Phillips, B. C. Towe, and P. J. Larson, "An Ultrasonically-Driven Piezoelectric Neural Stimulator," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, vol. 2, 2003, pp. 1983–1986.
- [80] M. Alam, S. Li, R. U. Ahmed, Y. M. Yam, S. Thakur, X. Y. Wang, D. Tang, S. Ng, and Y. P. Zheng, "Development of a battery-free ultrasonically powered functional electrical stimulator for movement restoration after paralyzing spinal cord injury," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 16, no. 1, pp. 1–14, 3 2019.
- [81] E. J. Curry, T. T. Le, R. Das, K. Ke, E. M. Santorella, D. Paul, M. T. Chorsi, K. T. Tran, J. Baroody, E. R. Borges, B. Ko, A. Golabchi, X. Xin, D. Rowe, L. Yue, J. Feng, M. Daniela Morales-Acosta, Q. Wu, I. P. Chen, X. Tracy Cui, J. Pachter, and T. D. Nguyen, "Biodegradable nanofiber-based piezoelectric transducer," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 117, no. 1, pp. 214–220, 1 2020.
- [82] K. Agarwal, R. Jegadeesan, Y. X. Guo, and N. V. Thakor, "Wireless Power Transfer Strategies for Implantable Bioelectronics," pp. 136–161, 2017.
- [83] L. de Sousa, *Dicionário Ilustrado de Electricidade*. Livraria Popular de Francisco Franco.
- [84] R. Jegadeesan, K. Agarwal, Y. X. Guo, S. C. Yen, and N. V. Thakor, "Wireless Power Delivery to Flexible Subcutaneous Implants Using Capacitive Coupling," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 65, no. 1, pp. 280–292, 1 2017.
- [85] A. M. Sodagar and P. Amiri, "Capacitive coupling for power and data telemetry to implantable biomedical microsystems," in *2009 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER '09*, 2009, pp. 411–414.
- [86] C. Gabriel, E. H. Grant, and I. R. Young, "Use of time domain spectroscopy for measuring dielectric properties with a coaxial probe," *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, vol. 19, no. 10, pp. 843–846, 10 1986.
- [87] K. Sasaki, K. Wake, and S. Watanabe, "Measurement of the dielectric properties of the epidermis and dermis at frequencies from 0.5GHz to 110GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, no. 16, pp. 4739–4747, 8 2014.

- [88] Y. Maruyama, H. Kamata, S. Watanabe, R. Kita, N. Shinyashiki, and S. Yagihara, "Electric field penetration depth and dielectric spectroscopy observations of human skin," *Skin Research and Technology*, vol. 26, no. 2, pp. 255–262, 3 2020.
- [89] J. L. Schepps and K. R. Foster, "The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: Variation in dielectric properties with tissue water content," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 25, no. 6, pp. 1149–1159, 1980.
- [90] S. R. Khan, S. K. Pavuluri, G. Cummins, and M. P. Desmulliez, "Wireless power transfer techniques for implantable medical devices: A review," pp. 1–58, 6 2020. [Online]. Available: www.mdpi.com/journal/sensors
- [91] H. C. Ørsted, "39. Experiments on the Effect of the Electric Conflict on the Magnetic Needle (July 21,1820)," in *Selected Scientific Works of Hans Christian Orsted*, Princeton University Press, Ed. Princeton University Press, 12 1998, pp. 413–416. [Online]. Available: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/9781400864850.413/html>
- [92] M. Faraday, "V. Experimental researches in electricity," Tech. Rep., 1 1832. [Online]. Available: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rstl.1832.0006>
- [93] THE COUNCIL OF THE EUROPEAN COMMUNITIES, "90/385 /EEC: on the approximation of the laws of the Member States relating to active implantable medical devices," 6 1990. [Online]. Available: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/ALL/?uri=celex:31990L0385>
- [94] Cenelec, "Medical devices ." [Online]. Available: <https://www.cencenelec.eu/standards/Sectorsold/healthcare/MedicalDevices/Pages/default.aspx>
- [95] K. N. Bocan and E. Sejdić, "Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: A state of the art review," 3 2016. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26999154/>
- [96] "Implantes cocleares — CUF." [Online]. Available: <https://www.cuf.pt/saude-a-z/implantes-cocleares>
- [97] K. J. Dormer, G. L. Richard, J. V. Hough, and R. E. Nordquist, "The use of rare-earth magnet couplers in cochlear implants," *Laryngoscope*, vol. 91, no. 11, pp. 1812–1820, 1981. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6895397/>
- [98] I. Hochmair, P. Nopp, C. Jolly, M. Schmidt, H. Schöber, C. Garnham, and I. Anderson, "MED-EL Cochlear Implants: State of the Art and a Glimpse Into the Future," *Trends in Amplification*, vol. 10, no. 4, pp. 201–219, 2006. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16411377/>

- [99] C. Spada, C. Hassan, J. P. Galmiche, H. Neuhaus, J. M. Dumonceau, S. Adler, O. Epstein, G. Gay, M. Pennazio, D. K. Rex, R. Benamouzig, R. De Franchis, M. Delvaux, J. Devière, R. Eliakim, C. Fraser, F. Hagemuller, J. M. Herrerias, M. Keuchel, F. Macrae, M. Munoz-Navas, T. Ponchon, E. Quintero, M. E. Riccioni, E. Rondonotti, R. Marmo, J. J. Sung, H. Tajiri, E. Toth, K. Triantafyllou, A. V. Gossum, and G. Costamagna, “Colon capsule endoscopy: European Society of Gastrointestinal Endoscopy (ESGE) Guideline.” [Online]. Available: <http://www.esge.com/esge-guidelines.html>.
- [100] “Enteroscopia por cápsula — Hospital da Luz.” [Online]. Available: <https://www.hospitaldaluz.pt/guia-de-saude/dicionario-de-saude/E/190/enteroscopia-por-capsula>
- [101] G. Pan and L. Wang, “Swallowable wireless capsule endoscopy: Progress and technical challenges,” 2012.
- [102] H. J. Kim, H. Hirayama, S. Kim, K. J. Han, R. Zhang, and J. W. Choi, “Review of Near-Field Wireless Power and Communication for Biomedical Applications,” *IEEE Access*, vol. 5, pp. 21 264–21 285, 9 2017.
- [103] “Near-field and Far-field EMI: What’s Causing Noise Problems in My PCB? — PCB Design Blog — Altium Designer.” [Online]. Available: <https://resources.altium.com/p/near-field-vs-far-field-emi-whats-causing-noise-problems-my-pcb>
- [104] S. F. Pichorim and P. J. Abatti, “Design of coils for millimeter- and submillimeter-sized biotelemetry,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 8, pp. 1487–1489, 8 2004.
- [105] K. Fotopoulou and B. W. Flynn, “Wireless Power Transfer in Loosely Coupled Links: Coil Misalignment Model,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 47, no. 2, 2011. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org>.
- [106] R. Jegadeesan and Y. X. Guo, “Topology selection and efficiency improvement of inductive power links,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 60, no. 10, pp. 4846–4854, 2012.
- [107] P. Feng, P. Yeon, Y. Cheng, M. Ghovanloo, and T. G. Constandinou, “Chip-Scale Coils for Millimeter-Sized Bio-Implants,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7 2018.
- [108] K. Ding, Y. Yu, H. Lin, and J. Xie, “Wireless Power Transfer at Sub-GHz } Frequency for Capsule Endoscope,” *Progress In Electromagnetics Research C*, vol. 66, pp. 55–61, 2016. [Online]. Available: <http://www.jpier.org/PIERC/pier.php?paper=16042302>
- [109] Y. H. Joung, “Development of Implantable Medical Devices: From an Engineering Perspective,” *International Neurology Journal*, vol. 17, no. 3, pp. 98–106, 9 2013. [Online]. Available: <http://www.einj.org/journal/view.php?id=10.5213/inj.2013.17.3.98>

- [110] H. Gonçalves, “Radio Frequency Energy Harvesting Circuits,” Ph.D. dissertation, Universidade de Lisboa, Instituto Superior Tecnico, 2017.
- [111] L. Lombigit, G. H. P. Mohamad, M. Ibrahim, and N. Yussup, “Design and Simulation of a Front-end Analog Circuit for Coplanar Grid (CPG) Semiconductor Detector.” [Online]. Available: http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig_q=RN:47111886
- [112] “How Parasitic Capacitance and Inductance Affect Your Signals — Advanced PCB Design Blog — Cadence.” [Online]. Available: <https://resources.pcb.cadence.com/blog/2019-how-parasitic-capacitance-and-inductance-affect-your-signals>
- [113] “R&S®SMB100A Microwave Signal Generator — Visão geral — Rohde & Schwarz.” [Online]. Available: https://www.rohde-schwarz.com/br/produto/smb100a-pagina-inicial-de-produtos_63493-9379.html
- [114] V. E. Baranova and P. F. Baranov, “The Helmholtz coils simulating and improved in COMSOL,” *2014 Dynamics of Systems, Mechanisms and Machines, Dynamics 2014 - Proceedings*, 1 2014. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/283592723_The_Helmholtz_coils_simulating_and_improved_in_COMSOL
- [115] Superior Essex, “Magnet wire / winding wire engineering data handbook,” Tech. Rep. [Online]. Available: <https://essexfurukawa.com/wp-content/uploads/2019/09/Essex-Wire-Engineering-Data-Handbook-EN.pdf>
- [116] W. T. Mclyman, “Simplified Cut Core Inductor Design,” NASA, 1976. [Online]. Available: <https://ntrs.nasa.gov/api/citations/19770005349/downloads/19770005349.pdf>
- [117] “Consideration of Coil for Wireless Power Transfer.”
- [118] S. Atluri and M. Ghovanloo, “Design of a wideband power-efficient inductive wireless link for implantable biomedical devices using multiple carriers,” in *2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, vol. 2005, 2005, pp. 533–537.
- [119] M. A. Houran, X. Yang, and W. Chen, “Magnetically coupled resonance wpt: Review of compensation topologies, resonator structures with misalignment, and emi diagnostics,” p. 296, 11 2018. [Online]. Available: www.mdpi.com/journal/electronics
- [120] T. Trevino, T. Rector, K. Lutz, and N. Vaquez, “Design and Build of HelmHoltz Coils to Generate Hypomagnetic Field for Low Cost Space Biology Experiments,” *Conference: 51st International Conference Environmental Systems*, 6 2022. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/362186721_Design_and_Build_of_HelmHoltz_Coils_to_Generate_Hypomagnetic_Field_for_Low_Cost_Space_Biology_Experiments

- [121] V. E. Baranova and P. F. Baranov, "The Helmholtz coils simulating and improved in COMSOL," *2014 Dynamics of Systems, Mechanisms and Machines, Dynamics 2014 - Proceedings*, 1 2014.
- [122] "A Matter of Science: Helmholtz Coils in Earth Observation - Dragonfly Aerospace." [Online]. Available: <https://dragonflyaerospace.com/helmholtz-coils-in-dragonfly-aerospace/>
- [123] "R&S®FSV Signal and Spectrum Analyzer Specifications," 2019. [Online]. Available: https://scdn.rohde-schwarz.com/ur/pws/dl_downloads/dl_common_library/dl_brochures_and_datasheets/pdf_1/FSV_FL_dat-sw_en_3606-7982-22_v1300.pdf
- [124] International Telecommunication Union, "Limitation of radiation from industrial, scientific and medical (ISM) equipment," ITU, Tech. Rep., 1994.
- [125] Autoridade Nacional de Comunicações, "QUADRO NACIONAL DE ATRIBUIÇÃO DE FREQUÊNCIAS," 2010. [Online]. Available: https://www.anacom.pt/streaming/qnaf20092010_07042010.pdf?contentId=1019281&field=ATTACHED_FILE