

**Análise e otimização de sistemas com  
geradores termoelétricos para  
aproveitamento da energia do corpo humano**  
Versão final após defesa

**Inês Isabel Ferreira Barradas**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Bioengenharia**  
(2<sup>o</sup> ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutora Agregada Maria do Rosário Alves Calado  
Co-orientador: Prof. Mestre João Bernardo Lopes Fermeiro

**junho de 2020**

**Folha em branco**

# Agradecimentos

Ao finalizar esta dissertação de mestrado, quero deixar os meus sinceros agradecimentos a todos que direta ou indiretamente contribuíram para que o mesmo se realizasse, nomeadamente:

À Exma. Professora Doutora Agregada Maria Rosário Alves Calado, orientadora desta dissertação, pela disponibilidade, sugestões, críticas, apoio e incentivo e pelo esclarecimento de dúvidas me surgiram ao longo da realização deste trabalho. Um muito obrigada pela maneira profissional e agradável com que sempre se dirigiu a mim e pela partilha de conhecimentos e valiosas contribuições que tornaram a realização deste projeto uma caminhada mais enriquecedora e educativa, por me ter aberto portas para áreas fora do meu conforto.

Ao Exmo. Professor Mestre João Fermeiro, co-orientador desta dissertação, que se mostrou sempre disponível em todas as ocasiões em que necessitei do seu conhecimento e ajuda, principalmente no decorrer da preparação da parte prática, que infelizmente não foi realizada devido à pandemia que se instalou no mundo, nas instalações do laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de Telecomunicações da Faculdade de Engenharia da Universidade da Beira Interior.

Aos meus pais e irmã, por me darem apoio e incentivo incondicional, por me darem coragem nos momentos em que esta faltou, e por me mostrarem que o trabalho árduo compensa.

Por fim, quero agradecer aos meus amigos, que estiveram sempre do meu lado, pelo apoio, compreensão, companheirismo e força nos momentos mais difíceis.



# Resumo

Atualmente, a captação de energia através do corpo humano está-se a tornar um meio popular em termos de alimentação de dispositivos portáteis *wearable*. Os *wearables* estão a ser cada vez mais utilizados em diferentes aplicações relacionadas com a saúde graças à disponibilidade que existe presencialmente ao acesso a tecnologias miniaturizadas. Ao integrar o processamento de dados nos *wearable*, é possível captar uma panóplia de variáveis associadas à saúde e segurança dos seres humanos. Infelizmente, a capacidade e o tamanho da bateria determinam o tempo de operação dos *wearables*, limitando assim a sua aplicabilidade para a monitorização a longo prazo. Entre todas as tecnologias usadas para captar energia de fontes ambientais, recuperar a energia associada ao calor produzido pelo corpo humano através de geradores termoelétricos é uma opção interessante em termos de energia, que é o foco deste projeto dissertativo.

Será feita uma análise e otimização de sistemas com geradores termoelétricos para aproveitamento da energia do corpo humano, através de simulação de um circuito com geradores termoelétricos em série ligado a um circuito *boost* com um MPPT integrado. O sistema será caracterizado do ponto de vista de disponibilização de energia, em função do número de geradores termoelétricos, gradientes de temperatura e valores de resistência de carga.

## Palavras-chave

*Energy harvesting*, dispositivos *wearable*, gerador termoelétrico, temperatura corporal, conversão de energia, circuito de elevação de tensão.



# **Abstract**

Nowadays, energy harvesting through the human body is becoming a popular in terms of powering portable wearable devices. Wearable devices are being used increasingly in different applications related to health, thanks to the availability that exists in the access of miniaturized technologies. By integrating or processing data on wearable devices, it is possible to grasp a panoply of variables related to human health and safety. Unfortunately, the capacity and size of the battery determine their operating time, thus limiting their application for long-term monitoring. Among the technologies used to harvest energy from environmental sources, recovering an energy associated with the heat produced by the human body through thermoelectric generators in an interesting option in terms of energy, and is the focus of this dissertation.

An analysis and optimization of systems with thermoelectric generators to use energy from the human body will be made through the simulation of a circuit with thermoelectric generators in series connected to a boost circuit with an integrated MPPT. The system will be characterized in the terms of energy availability, depending on the number of thermoelectric generators, temperature gradients and load resistance values.

## **Keywords**

Energy harvesting, wearable devices, thermoelectric generator, body temperature, energy conversion, boost circuit.



# Índice

Capítulo 1 – Introdução.....	1
1.1 Perspetivas gerais.....	1
1.2 Motivação .....	1
1.3 Objetivos .....	2
1.4 Estrutura da dissertação de mestrado .....	2
Capítulo 2 – <i>Energy harvesting</i> do corpo humano.....	4
2.1 O conceito de <i>energy harvesting</i> .....	4
2.2 <i>Energy harvesting</i> ativo .....	5
2.3 <i>Energy harvesting</i> passivo – Tecnologia termoelétrica .....	7
2.3.1 Breve história da termoelectricidade .....	7
2.3.2 O efeito Seebeck.....	8
2.3.3 O efeito Peltier .....	10
2.3.4 Os módulos termoelétricos .....	11
2.3.5 Dissipadores de calor.....	12
2.3.6 Geradores termoelétricos .....	13
2.3.7 Figura de Mérito.....	15
Capítulo 3 - Estado da arte dos módulos termoelétricos .....	17
3.1 Protótipos de geradores termoelétricos <i>wearable</i> para <i>energy harvesting</i> do corpo humano.....	17
3.2 Design de geradores termoelétricos para aplicações médicas .....	21
Capítulo 4 - Enquadramento teórico da viabilidade da utilização de módulos termoelétricos para <i>energy harvesting</i> do corpo humano.....	26
4.1 Aspetos fisiológicos e ambientais.....	26
4.2 O corpo humano como máquina térmica.....	28
4.3 Estudo prático da viabilidade da aplicação de geradores termoelétricos no corpo humano .....	30
Capítulo 5 – Estudo experimental .....	33
5.1 Componente experimental .....	33
5.1.1 Unidade experimental .....	34
5.2 Procedimento experimental.....	41
5.3 Comentário Conclusivo .....	42
Capítulo 6 – Análise e discussão dos resultados.....	43
6.1 Resultados da simulação feita na ferramenta SIMULINK do MATLAB.....	43
6.2 Análise dos resultados em função da variação da temperatura .....	47
7.3 Análise dos resultados em função da resistência da carga .....	50
Capítulo 7 - Conclusão.....	53
Referências bibliográficas .....	55
Anexo A .....	57



# Lista de Figuras

Figura 1 - Esquema dos tipos de energy harvesting do corpo humano .....	4
Figura 2 - a) Ilustração das barras, rotor e ímãs, b) Imagem do dispositivo completo [11].....	5
Figura 3 - Imagem do protótipo [12] .....	6
Figura 4 - Efeito Seebeck [14] .....	7
Figura 5 - Efeito Peltier [14] .....	7
Figura 6 - Movimento dos elétrons, efeito Seebeck [15] .....	8
Figura 7 - Junção de dois materiais com coeficientes de Seebeck distintos [15] .....	9
Figura 8 - Modos de funcionamento do efeito Peltier: a) arrefecimento por Peltier; b) aquecimento por Peltier [15].....	10
Figura 9 - Módulo termoeétrico [15] .....	12
Figura 10 - Diversas geometrias de dissipadores de calor [14] .....	13
Figura 11 - Gerador termoeétrico com detalhe de uma junção pn[15] .....	14
Figura 12 – Figura de mérito ( $Z$ ) para diferentes materiais e diferentes temperaturas [15]. .....	16
Figura 13 - Representação esquemática do processo de ilustração. A) Pré-tratamento do tecido de seda; B) deposição dos materiais de Bi <sub>2</sub> Te <sub>3</sub> e Sb <sub>2</sub> Te <sub>3</sub> no tecido; C) Ligação das colunas dos materiais tipo-p e tipo-n com chapas de prata; D) Vista lateral do gerador termoeétrico flexível à base de tecido de seda [19].....	18
Figura 14- Saídas de tensão do TEG ligado ao braço antes (a azul) e depois (a vermelho) da caminhada de 30 min (adaptado) [19]. .....	19
Figura 15 - a) Desenho esquemático do f-TEG; b) foto do f-TEG fabricado [20] .....	19
Figura 16 - Desempenho de output do f-TEG sob convecção natural. a) Tensão em vazio vs fator de preenchimento. b) Diferença de temperatura através do f-TEG vs fator de preenchimento. c) Densidade de potência vs fator de preenchimento [20].....	20
Figura 17 – Representação esquemática das aplicações dos módulos termoeétricos a área médica [5] (adaptado) .....	21
Figura 18 - Setup in vivo experimental (adaptado) [21].....	22
Figura 19- a) Temperatura nas junções TEG e no reto do coelho; b) diferença de temperatura e tensão de saída do módulo TEG e circuito de interface (adaptado) [21].....	22
Figura 20 - a) Desenho do sistema; b) Fotografia do ECG flexível; c) Fotografia do w-TEG; d) Fotografia do PHS [22] .....	23
Figura 21 - Densidade de potência de saída do w-TEG vs tempo (min) [22].....	23
Figura 22 - Esquema da experiência e visão lateral do dispositivo de refrigeração [23] .....	24
Figura 23 - Temperaturas do sistema de refrigeração ao longo do tempo, com 3 potências de entrada diferentes [23].....	24
Figura 24 - Diagrama de blocos do protótipo (adaptado) [29] .....	30
Figura 25 - Imagem real do protótipo [29] .....	31
Figura 26 - Para o MPPT a) Conversor boost, b) Princípio do MPPT, c) Diagrama de blocos [31] .....	36
Figura 27 - Princípio MPPT a) curva de tensão/potência do TEG, b) Algoritmo [31].....	37

Figura 28 - Modelagem do TEG no SIMULINK [31].....	39
Figura 29 - Modelo do sistema com o conversor boost e MPPT [31] .....	40
<i>Figura 30 - Gráfico da variação dos parâmetros do TEG em função da temperatura, com e sem boost.....</i>	<i>47</i>
Figura 31 - Gráfico da variação da saída de tensão, corrente e potência do TEG, de acordo com a diminuição do gradiente de temperatura.....	48
Figura 32 - Camisola da HeartIn: a) aspeto, b) unidade portátil [32].....	49
Figura 33 - Gráfico da variação da corrente, potência e tensão em função da variação da carga. 51	
Figura 34 - Gráfico da variação dos parâmetros do TEG em função da variação da resistência da carga. ....	51



# Lista de Tabelas

Tabela 1 - Coeficientes de Seebeck para metais, ligas e semicondutores, à temperatura de 0°C, relativamente à platina [15] .....	9
Tabela 2 - Temperatura da pele em diferentes partes do corpo (adaptado) [24] .....	27
Tabela 3 - Produção de energia pelo corpo humano em diferentes atividades fisiológicas e estados (adaptado) [28] .....	28
Tabela 4 - Tabela de resultados (adaptada) [29] .....	31
Tabela 5 – Propriedades do dispositivo Peltier .....	34
Tabela 6 - Probabilidades do algoritmo MPPT [31] .....	37
Tabela 7 - Resultados da simulação para uma temperatura ambiente variável e uma temperatura corporal fixa de 36.1°C .....	44
Tabela 8 - Resultados da simulação para uma temperatura ambiente variável e uma temperatura corporal fixa de 37.2°C .....	45
Tabela 9 - Especificações da bateria .....	49



## Lista de Acrónimos

TEM	Módulo termoelétrico
IoT	Internet das Coisas
TEC	Refrigerador Termoelétrico
TEG	Gerador termoelétrico
<i>w</i> -TEG	Gerador termoelétrico <i>wearable</i>
<i>f</i> -TEG	Gerador termoelétrico flexível
PHS	Dissipador de calor flexível
ECG	Eletrocardiograma
MS	Escoliose Múltipla
MPP	Ponto de Máxima Potência
MPPT	Maximum Power Point Tracking



# Lista de Símbolos

$\Delta$	Diferença	
$I$	Corrente	[A]
$I_{MPP}$	Corrente no ponto máximo de potência	
$I_{SC}$	Corrente de curto circuito	
$n$	Material do tipo n / número de junções do módulo	
$P$	Potência	[W]
$p$	Material do tipo p	[W]
$P_{m\acute{a}x}$	Potência máxima	[W]
$Q_c$	Calor libertado pelo efeito Peltier	[W/m <sup>2</sup> ]
$Q_h$	Calor absorvido pelo efeito Peltier/Calor do lado frio do módulo	[W/m <sup>2</sup> ]
$Q_p$	Calor resultante do efeito Peltier/Calor do lado quente do módulo	[W/m <sup>2</sup> ]
$R_{in}$	Resistência interna	[ $\Omega$ ]
$R_j$	Resistência do material metálico	[ $\Omega$ ]
$R_{Load}$	Resistência da carga	[ $\Omega$ ]
$R_n$	Resistência do material do tipo n	[ $\Omega$ ]
$R_p$	Resistência do material do tipo p	[ $\Omega$ ]
$T$	Temperatura	[°C ou K]
$T_c$	Temperatura do material condutor	[°C ou K]
$T_f$	Temperatura do lado frio	[°C ou K]
$T_{off}$	Tempo em que o interruptor fica aberto	[s]
$T_q$	Temperatura do lado quente	[°C ou K]
$V$	Tensão	[V]
$V_{in}$	Tensão de entrada	[V]
$V_{MPP}$	Tensão no ponto máximo de potência	[V]
$V_{OC}$	Tensão em circuito aberto	[V]
$V_{out}$	Tensão de saída	[V]
$Z$	Figura de mérito	
$ZT$	Figura de mérito em função da temperatura	
$\alpha$	Coefficiente de Seebeck	[ $\mu$ VK <sup>-1</sup> ]
$\eta$	Eficiência de Carnot	
$\kappa$	Condutibilidade térmica	[W/mK]
$\pi$	Coefficiente de Peltier	
$\rho$	Resistividade elétrica	[ $\Omega$ m]



# Capítulo 1 – Introdução

## 1.1 Perspetivas gerais

Hoje em dia, as tecnologias de comunicação têm unido mais pessoas do que nunca. A ideia da ‘Internet das Coisas’ (IoT), onde dispositivos com eletrónica incorporada, sensores, atuadores e software são ligados e interagem via Internet tem vindo a despertar grande atenção [1]. A tecnologia *wearable* tornou-se ainda mais atrativa com o aumento do interesse na monitorização da saúde pessoal e em vários sensores eletrónicos [2]. A combinação da IoT com os *wearables* pode melhorar a qualidade de vida reduzindo o custo dos cuidados de saúde, melhorando a qualidade de vida das pessoas idosas e, além disso, monitorizar o exercício físico diário [3].

A energia necessária para o funcionamento de dispositivos *wearable* é tipicamente fornecida por baterias. No entanto, quando comparadas com os sensores e a eletrónica continuamente a diminuir de tamanho de acordo com a lei de Moore [4], as baterias continuam a ser volumosas e pesadas. Além disso, possuem um tempo de vida útil limitado e necessitam de ser carregadas frequentemente, restringindo a funcionalidade dos sistemas *wearable*. Por exemplo, em algumas aplicações de monitorização da saúde, onde é necessária a monitorização 24 horas/7 dias por semana, as baterias recarregáveis não são fiáveis devido à provável perturbação da operação durante o carregamento. Isto pode causar uma grave falha na aquisição dos dados e restringir a terapêutica médica.

O *Energy harvesting* do corpo humano é a principal alternativa às baterias para melhorar a funcionalidade dos dispositivos *wearable* e tem sido assunto de interesse e alvo de várias investigações recentes. Uma grande quantidade de energia humana é libertada na forma de calor e movimento. Por isso, foram criadas e investigadas tecnologias para o *energy harvesting* do corpo humano através do calor que utilizam módulos termoelétricos, e dispositivos eletromagnéticos e piezoelétricos que utilizam a vibração e o movimento humano. A potência necessária para dispositivos eletrónicos *wearable* varia de poucos microwatts para mais do que um watt. A quantidade de potência gerada por coletores de energia *wearable* depende do seu tamanho, posição, tipo e eficiência [5].

Para além de possibilitarem o fornecimento de energia necessária aos dispositivos, os coletores de energia do corpo humano têm de ser confortáveis para o uso e não podem limitar o movimento natural e a função do corpo humano. Não devem ser muito pesados, nem devem aumentar o movimento involuntário ou o metabolismo do corpo [6].

## 1.2 Motivação

A eficiência mecânica do corpo humano é de apenas 15-30% e a maior parte da energia adquirida através da comida é libertada sob a forma de calor [5]. O calor corporal pode ser fonte

contínua de energia pois a temperatura interna está regulada a 37°C. O calor total dissipado de corpo humano é aproximadamente de 60-180 W, dependendo da atividade corporal [7]. Se esta energia conseguisse ser capturada utilizando geradores termoelétricos com uma eficiência de conversão de 1%, a potência gerada seria de aproximadamente 0,6-1,8 W, o que é suficiente para carregar vários sensores *wearable*. No entanto, isto requeria cobrir toda a superfície do corpo humano com geradores termoelétricos (TEG), o que é impraticável. Alcançar a eficiência de 1% também é um desafio devido às limitações práticas das condições de utilização. É mais prático cobrir apenas uma pequena parte do corpo com um TEG, maximizar a sua eficiência, e minimizar a carga necessária para sistemas *wearables*. Por isso, é necessário um dimensionamento preciso do TEG ao nível dos materiais, dispositivo, sistema e circuito, para maximizar a energia coletada. Ademais, a interface TEG-corpo, peso, conveniência e fiabilidade são fatores críticos que têm de ser tidos em conta ao fazer o desenho do sistema.

O futuro dos dispositivos eletrónicos *wearable* está dependente da redução do consumo de energia, do aumento da funcionalidade e precisão, e na utilização de *Energy harvesters* do corpo humano para reduzir ou eliminar a sua dependência em baterias. O *Energy harvesting* do corpo humano pode não remover a necessidade da utilização de baterias em *wearables*, mas pode diminuir o tamanho das mesmas e aumentar o seu tempo de vida útil e diminuir o tempo de descarga.

### 1.3 Objetivos

O principal objetivo desta dissertação de mestrado é analisar a fiabilidade e a quantidade de geradores termoelétricos necessários para alimentar dispositivos *wearable* a diferentes temperaturas e diferentes resistências de carga, otimizando todo o sistema.

### 1.4 Estrutura da dissertação de mestrado

Compõem o presente trabalho sete capítulos, cuja organização se descreve de seguida.

No primeiro capítulo, Introdução, é feita uma introdução à temática da dissertação, motivação, objetivos, e estrutura do mesmo.

No segundo capítulo, *Energy harvesting* do corpo humano, encontra-se uma definição do conceito de *Energy harvesting*, concretamente analisa-se o *Energy harvesting* do corpo humano, ativo e passivo, apresenta-se uma breve exposição da história da termoelectricidade, bem como uma exposição e descrição detalhada dos principais efeitos subjacentes ao efeito termoelétrico, módulos termoelétricos, dissipação de calor e figura de mérito.

No terceiro capítulo, Estado de arte dos módulos termoelétricos, é feita uma revisão bibliográfica sobre os protótipos de geradores termoelétricos *wearable para energy harvesting* do corpo humano que já existem, e dos projetos de geradores termoelétricos para aplicações médicas já existentes.

No quarto capítulo, Enquadramento teórico da viabilidade da utilização de módulos termoeétricos para *energy harvesting* do corpo humano, é feita uma exposição dos fundamentos teóricos para aplicação dos geradores termoeétricos no corpo humano, dos gradientes de energia do mesmo, das formas de o aproveitar, e por fim é feita uma revisão bibliográfica relativa à avaliação do seu potencial.

No quinto capítulo, Estudo experimental, é feita a apresentação da componente experimental utilizada no âmbito do presente trabalho dissertativo. Neste contexto, serão apresentados os diversos materiais utilizados, nomeadamente o módulo termoeétrico, o programa de simulação e análise utilizado e o circuito utilizado para efetuar as simulações pretendidas. Por conseguinte, também são descritas todas as etapas do processo de simulação e modelagem realizadas, através da exposição de toda metodologia utilizada.

No sexto capítulo, Análise e discussão dos resultados, é feita a apresentação dos resultados com o objetivo principal de demonstrar e analisar o comportamento do gerador termoeétrico e do circuito *boost* com MPPT, através de variações de parâmetros que influenciam o seu desempenho, nomeadamente a diferença das temperaturas entre o lado quente e o lado frio do gerador termoeétrico, mas também avaliar a eficácia do circuito *boost* com MPPT no aumento da tensão de saída do gerador, através da variação da resistência da carga,  $R_{Load}$ .

# Capítulo 2 – *Energy harvesting* do corpo humano

## 2.1 O conceito de *energy harvesting*

*Energy harvesting*, também chamado de colheita de energia ou energia do ambiente, é o processo pela qual a energia é derivada de fontes externas (por exemplo, energia térmica, solar, eólica, cinética), e é capturada e armazenada para alimentar aparelhos eletrônicos pequenos, autônomos e sem fios, através de transdutores [8].

O corpo humano pode ser uma fonte de energia útil, sendo esta produzida a partir de atividades diárias como caminhar, correr e nadar ou de processos metabólicos como a dissipação de calor. Estas energias podem ser colhidas através de transdutores para produzir energia elétrica e alimentar pequenos dispositivos. O *energy harvesting* pode ser feito através de mecanismos ativos/energia cinética tais como mecanismos piezoelétricos, eletromagnéticos e electrostáticos ou mecanismos passivos/energia térmica tais como mecanismos termoelétricos (que vão ser aprofundados ao longo desta dissertação) [9].

A Figura 1 apresenta um esquema que sumariza os métodos utilizados para o *Energy harvesting* do corpo humano [10].

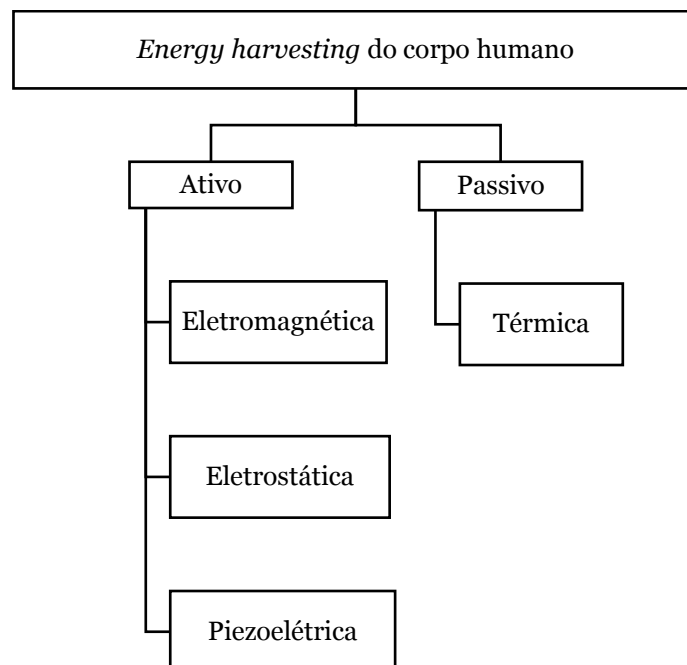


Figura 1 - Esquema dos tipos de *energy harvesting* do corpo humano

## 2.2 Energy harvesting ativo

As atividades realizadas pelo corpo humano são uma fonte de energia promissora para dispositivos biomédicos e *wearables*.

Os coletores de energia ativos como dispositivos piezoelétricos ou eletrostrictivos convertem energia mecânica oscilatória em energia elétrica, quando mudam de forma sob a aplicação de um estímulo externo. Estes coletores requerem movimento voluntário, como por exemplo pressionar uma mola, e exigem a execução deliberada de uma ação específica que o utilizador não teria de fazer por outra razão além de alimentar o dispositivo.

Dentro das fontes de energia do ambiente, a energia vibracional é considerada uma das mais fiáveis. Pode ser convertida para energia elétrica através de um material piezoelétrico, cujo funcionamento é baseado no alinhamento interno dos dipolos elétricos e na criação de polarização elétrica. Os coletores de energia piezoelétricos possuem densidades de potência altas, capacidade de conversão recíproca, e arquiteturas simples, que podem ser formados em sistemas microeletromecânicos (MEMS) [9].

Em [11] os autores descrevem o crescimento de filmes de zirconato de chumbo altamente orientado incorporados em produtores de energia numa pulseira, onde cristais piezoelétricos são postos a vibrar magneticamente através de um rotor (Figura 2 a) com ímanes incorporados para implementar a conversão de frequência. O dispositivo resultante (Figura 2 b) é capaz de converter vibrações de fontes, como andar, rodar o pulso e correr, para vibrações mais elevadas dos cristais piezoelétricos, alcançando uma potência de saída de 1.2 mW com 0.15 G de aceleração, sendo o suficiente para a alimentação contínua do dispositivo, que apenas necessita de 40 a 50  $\mu$ W durante o seu funcionamento.

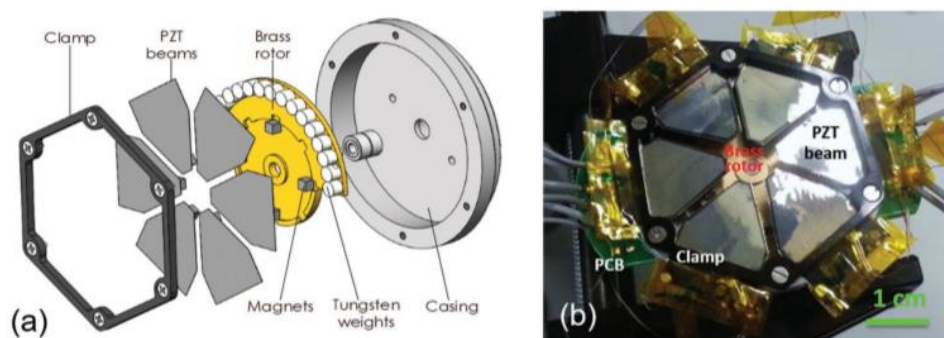


Figura 2 - a) Ilustração das barras, rotor e ímanes, b) Imagem do dispositivo completo [11]

Os geradores de indução magnética representam outra classe de coletores de energia ambiente, e operam de acordo com a Lei de da indução eletromagnética de Faraday, convertendo energia magnética em eletricidade através do movimento relativo de uma bobina e de um íman [9].

Em [12]descreve-se a criação de um gerador eletromagnético que consiste em dois ímanes circulares de polaridades opostas colados a um pólo magnético. Esta combinação foi inserida

num tubo de Teflon oco para se poder mover livremente, e, após a inserção os dos imanes de polaridade oposta, foram fixados a cada lado do tubo e um fio de cobre com uma bobina foi enrolado no meio do tubo, (Figura 3).



Figura 3 - Imagem do protótipo [12]

De seguida, o gerador foi colado dentro de uma mochila, e a tensão e a potência de saída foram medidas em condições de andar e de corrida. Verificou-se então que as potências máximas de saída foram de 0.95 mW a andar e 2.46 mW a correr. Para investigar como este protótipo carregaria uma bateria, a saída do gerador foi ligada a uma bateria recarregável do tipo moeda. Após uma hora de caminhada, a tensão da bateria subiu de 1.09 V para 1,27 V, ou seja, foram transferidos 3.54 J do gerador para a bateria. Os investigadores concluíram então que o protótipo conseguia realmente gerar tensão e potência a partir do movimento do corpo humano, mas seria necessária uma otimização para que este pudesse ser realmente eficiente [12].

Os geradores eletrostáticos produzem energia elétrica através de indução eletrostática. Estes dispositivos convertem vibração mecânica em energia elétrica movendo uma parte de um transdutor versus um campo elétrico. A conversão pode ser feita de duas maneiras: com carga fixa, ou com tensão fixa.

A proposta de um gerador eletrostático para a utilização em *pacemakers* que consistia numa bateria para a carga inicial, um condensador variável onde a energia mecânica é convertida em energia elétrica e um condensador para o armazenamento de energia foi apresentada em [13]. Este dispositivo foi então testado num coração de uma cabra, e conseguiram gerar aproximadamente 58  $\mu\text{W}$ , com as seguintes condições: uma carga inicial de 24 V e frequência cardíaca de 95.2 batimentos por minuto.

## 2.3 Energy harvesting passivo – Tecnologia termoeétrica

### 2.3.1 Breve história da termoeletricidade

Na primeira metade do século XIX, dois fenômenos elétricos incalculados foram descobertos, que demonstraram que uma circulação de corrente elétrica pode ter outras consequências térmicas para além do aquecimento da resistência do condutor.

O primeiro destes acontecimentos foi descoberto por um físico alemão chamado Thomas Johann Seebeck. O físico descobriu que, quando dois condutores diferentes são combinados num circuito fechado e as junções são colocadas a temperaturas diferentes, existe corrente elétrica. Se o circuito estiver aberto longe da junção, é observada uma força eletromotriz. Este é o princípio de funcionamento de um termopar, e este efeito é chamado de Efeito Seebeck, que vai ser explicado com maior pormenor mais à frente[14]. A Figura 4 ilustra este efeito.

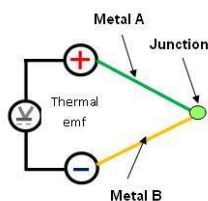


Figura 4 - Efeito Seebeck [14]

O segundo efeito foi descoberto por Jean Charles Athanase Peltier. O físico francês observou que se uma corrente elétrica passa através de uma junção de dois condutores, então o calor vai ser absorvido ou libertado na junção a uma taxa dependente da amplitude da corrente e com um sinal que depende do sentido da corrente. Este efeito, denominado de Efeito Peltier, que vai ser abordado com maior pormenor mais à frente, foi ignorado pela comunidade científica e voltou a ser estudado no século XX. A Figura 5 ilustra este efeito.

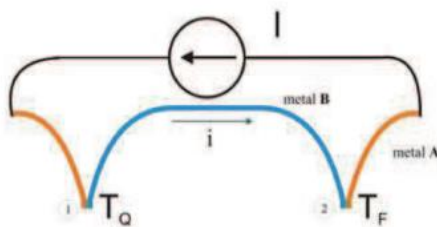


Figura 5 - Efeito Peltier [14]

Ao observar ambos estes efeitos, William Thomson, em 1855, estabeleceu as relações termodinâmicas entre os dois e conjecturou um terceiro efeito, o efeito Thomson.

Na presença de uma corrente elétrica, modifica-se em cada fio a distribuição da temperatura numa quantidade não integralmente devida ao efeito Joule. Essa variação adicional na distribuição da temperatura denomina-se efeito Thomson. Este efeito depende do metal de que é fabricado o fio e da temperatura média da região considerada. Assim sendo, com a passagem da corrente ao longo de um fio condutor, a distribuição da temperatura neste condutor modificar-se-á, tanto pelo calor dissipado pelo efeito Joule, como pelo efeito Thomson [14].

### 2.3.2 O efeito Seebeck

O efeito Seebeck está estabelecido como o fenómeno em que uma diferença de temperatura,  $\Delta T$ , entre as junções de dois materiais condutores distintos provoca o aparecimento de uma diferença de potencial,  $\Delta V$ . Este efeito é estimado pelo coeficiente de Seebeck,  $\alpha$  e é expresso em  $[\mu VK^{-1}]$ :

$$\alpha = \frac{\Delta V}{\Delta T} \quad (2.1)$$

Este efeito está relacionado com o movimento de eletrões, isto é, quando um semicondutor ou um material condutor é aquecido numa das suas extremidades e arrefecido na outra, os eletrões tendem a deslocar-se para a região mais fria. Isto deve-se ao facto de os eletrões na região com a temperatura mais elevada ficarem mais energéticos, movimentando-se assim para a zona onde os níveis energéticos são mais baixos (Figura 6). Assim, a zona com a temperatura mais elevada fica com excesso de cargas positivas, e a zona com a temperatura mais baixa fica com excesso de eletrões. O equilíbrio é atingido quando o campo elétrico obtido pela concentração destas cargas evita o movimento de eletrões [15].

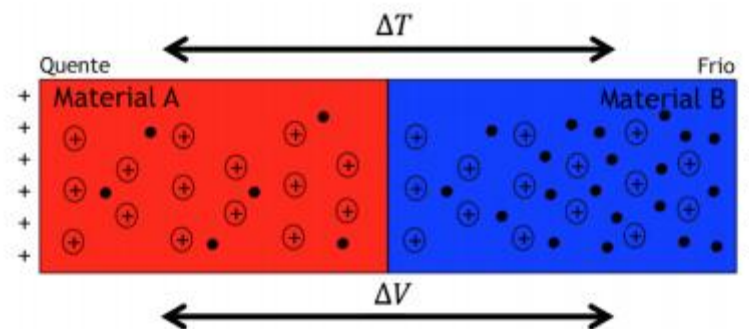


Figura 6 - Movimento dos eletrões, efeito Seebeck [15]

O coeficiente de Seebeck pode assumir valores positivos ou negativos. Esta diferença tem a ver com o sentido de deslocação dos eletrões. Quando eles se deslocam da região quente

para a região fria, o coeficiente de Seebeck é positivo. Quando se deslocam da região fria para a região quente, o coeficiente é negativo.

A corrente elétrica é provocada quando dois materiais com coeficiente de Seebeck distintos estão ligados entre si, num circuito fechado, e exista uma diferença de temperatura entre as suas junções. Tal fenómeno acontece, pois, os eletrões tentam movimentar-se de um condutor para outro [16] (Figura 7).

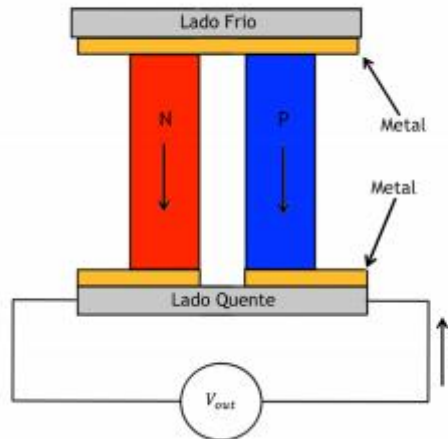


Figura 7 - Junção de dois materiais com coeficientes de Seebeck distintos [15]

Os valores de tensão elétrica obtidos por este efeito são geralmente reduzidos, conseguindo-se alguns dispositivos que utilizam este efeito alguns milivolts, desde que a diferença de temperatura seja suficientemente elevada.

Os valores típicos do coeficiente de Seebeck podem ser definidos como um valor absoluto, ou em relação a outro material de referência. Para se tornar mais fácil definir o seu valor, usualmente é utilizada a segunda opção. A Tabela 1 mostra o coeficiente de Seebeck de alguns semicondutores, metais, ligas e outros materiais relativamente ao coeficiente de Seebeck da platina [15].

Metais/Ligas e outros materiais	Coeficiente de Seebeck [ $\mu\text{VK}^{-1}$ ]	Semicondutores	Coeficiente de Seebeck [ $\mu\text{VK}^{-1}$ ]
Ouro	6.5	Se	900
Prata	6.5	Te	500

<b>Platina</b>	4	Si	440
<b>Alumínio</b>	3.5	Ge	330

Tabela 1 - Coeficientes de Seebeck para metais, ligas e semicondutores, à temperatura de  $0^{\circ}\text{C}$ , relativamente à platina [15]

### 2.3.3 O efeito Peltier

O efeito Peltier pode ser considerado o efeito antagónico ao efeito Seebeck. Quando uma ou mais junções formadas por dois materiais distintos, um do tipo-n e outro do tipo-p, são percorridas por uma corrente elétrica, é libertada ou absorvida energia térmica nessa junção, dependendo do sentido da corrente que a percorre, e proporcional ao valor da corrente.

Quando uma corrente elétrica passa de um semiconductor do tipo-n para um do tipo-p, a energia do meio vai ser absorvida. A temperatura do metal condutor que interliga os dois materiais,  $T_c$ , decresce, e o calor é absorvido do ambiente. Esta absorção de calor ocorre quando os eletrões, no material do tipo-p, passam de um nível inferior de energia para o material do tipo-n através do metal condutor que os conecta. O calor absorvido percorre os materiais semicondutores através do movimento dos eletrões até à outra extremidade da junção, onde é libertado (Figura 8 a)).

Caso o sentido da corrente se inverta, passando do material semiconductor do tipo-p para o material do tipo-n, vai ocorrer a libertação de energia térmica, o que provoca um aumento de temperatura do meio onde se encontra (Figura 8 b)). Este efeito é denominado Efeito Peltier, que por vezes é difícil de explicar, pois esse aumento de temperatura não é só devido ao Efeito Peltier por si só, mas também ao chamado “calor de Joule” (calor libertado pelo efeito de Joule quando há passagem de corrente elétrica num material condutor ou semiconductor), e que é proporcional ao quadrado da intensidade da corrente elétrica [15].

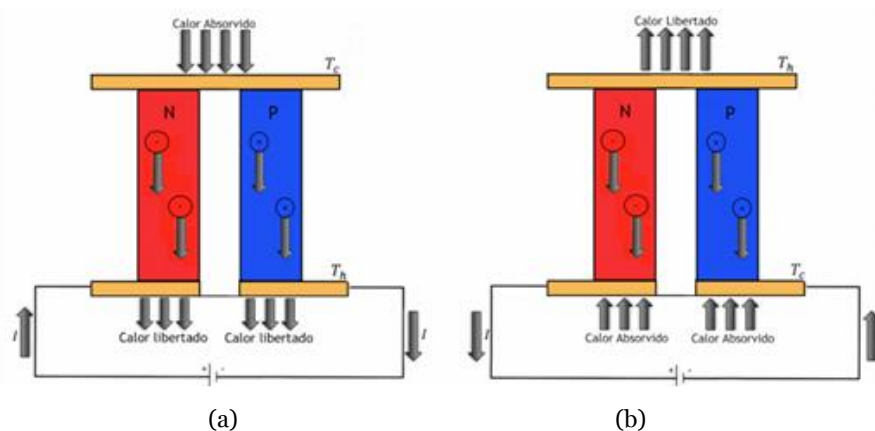


Figura 8 - Modos de funcionamento do efeito Peltier: a) arrefecimento por Peltier; b) aquecimento por Peltier [15]

O calor resultante do efeito Peltier,  $Q_p$ , é dado pela equação:

$$Q_p = \pm \pi I = \pm \alpha T I \quad (2.2)$$

Onde  $Q_p$  equivale à taxa de calor produzido ou absorvido pelo efeito Peltier por unidade de área da junção, e é expresso em (W/m<sup>2</sup>),  $\pi$  corresponde ao coeficiente de Peltier,  $I$  à intensidade da corrente elétrica,  $\alpha$  corresponde ao coeficiente Seebeck e  $T$  à temperatura absoluta medida em (°C).

Esta equação por sua vez divide-se em duas outras equações menores, dependendo se o calor ( $Q_p$ ) assumir valores positivos (caso o sistema absorva o calor) ou negativos (caso o sistema liberte calor).

Caso absorva, o calor,  $Q_h$ , é dado por:

$$Q_h = \alpha T_h I \quad (2.3)$$

Caso liberte, o calor,  $Q_c$ , é dado por:

$$Q_c = \alpha T_c I \quad (2.4)$$

Os dispositivos de Peltier são formados por várias junções, funcionando através da circulação dos eletrões do metal. Estas junções são feitas com materiais diferentes, um do tipo-n e outro do tipo-p, estando ligadas eletricamente em série e termicamente em paralelo [15].

### 2.3.4 Os módulos termoelétricos

Os módulos termoelétricos, também denominados conversores termoelétricos, são dispositivos que possuem duas formas de funcionamento distintas, uma delas com base no efeito Seebeck e a outra com base no efeito Peltier. Estes dispositivos convertem energia elétrica num gradiente de temperatura e vice-versa. São utilizados materiais semicondutores como base da sua fabricação, visto que não possuem um comportamento linear como alguns metais e ligas utilizados na fabricação de termopares, variando a sua condutibilidade térmica com a temperatura, possibilitando a obtenção de valores de tensão mais elevados. São formados por vários pares termoelétricos semicondutores diferentes, um do tipo-n e outro do tipo-p, ligados eletricamente em série por meio de placas condutoras metálicas (normalmente de cobre), e termicamente em paralelo por via de duas placas de cerâmica planas, à base de óxido ou nitrato de alumínio, que permitem estabelecer o contacto térmico do conversor com o restante sistema e manter a integridade física do módulo [16].

Estes dispositivos apresentam inúmeras vantagens, dado que não produzem ruído ou vibrações no seu modo de funcionamento, e não possuem partes mecânicas móveis, conferindo-lhes um elevado grau de fiabilidade, precisando de menos manutenções [17].

Na Figura 9, apresenta-se uma esquematização de um módulo termoelétrico.

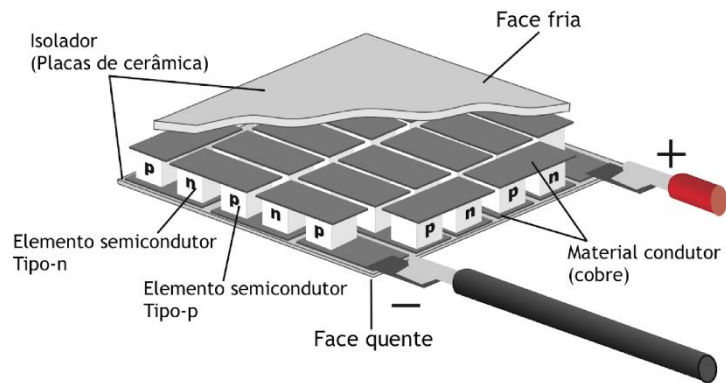


Figura 9 - Módulo termoelétrico [15]

Este conversor termoelétrico tem dois modos de funcionamento distintos, de acordo com o efeito termoelétrico que estejam a utilizar. Caso façam uso do efeito de Peltier, comportam-se como uma bomba de calor, denominando-se refrigeradores termoelétricos (TEC). Caso façam uso do efeito Seebeck, comportam-se como máquinas térmicas, denominando-se por geradores termoelétricos (TEG)[15].

### 2.3.5 Dissipadores de calor

Para que o módulo tenha um desempenho útil para um dado projeto, o dissipador de calor tem um papel indispensável, pois deve manter a face quente abaixo da temperatura limite do projeto  $T_q$ , sendo este valor específico de cada módulo.

Alguns critérios práticos que têm de ser tidos no dimensionamento de dissipadores são os seguintes [14]:

- A temperatura de trabalho da junção semicondutora do módulo deve ser 20% a 30% menor que o seu valor máximo - para permitir a proteção do componente sem aumentar o tamanho do dissipador;
- Caso o dissipador fique dentro de alguma caixa na qual a temperatura se possa elevar acima de 40°C, deve-se considerar sempre a máxima temperatura do ar com o qual o dissipador troca calor;
- Deve-se verificar a necessidade do uso de isolantes (mica, teflon ou mylar) e considerar também as suas resistências térmicas;
- O emprego de pastas térmicas é sempre recomendado e deve-se considerar a sua resistência térmica.

Ao selecionar dissipadores de calor, deve-se levar em consideração que determinadas geometrias de dissipadores são mais eficazes com velocidades de ar mais elevadas, enquanto

outras geometrias são mais eficazes com velocidades de ar mais baixas. Com o controlo da densidade do número de alhetas, os dissipadores de calor podem ser caracterizados para fluxos de ar diferentes.

Os valores normalmente usados para definir a eficiência de um dissipador são a resistência térmica e a “queda de pressão”. A resistência térmica exprime-se com o aumento da temperatura por Watt ( $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ ). Quanto menor o valor, melhor o desempenho térmico do dissipador. A queda de pressão corresponde à resistência encontrada pelo ar que se move através do dissipador, e exprime-se em unidades de  $\text{mmH}_2\text{O}$ , e idealmente deve ser o mais baixa possível. Geralmente estes dispositivos são construídos em alumínio, devido à sua boa condutividade térmica, baixo peso e baixo custo. Alguns são construídos em cobre e outros são uma mistura dos dois [14].

Para grandes fluxos de ar, é preferível uma densidade de alhetas elevada, desde que o fluxo de ar seja suficiente para ser capaz de fluir através do dissipador de calor. Com fluxos de ar baixos, é aconselhada uma baixa densidade de alhetas, já que o ar pode não ser capaz de fluir através de uma configuração mais densa de alhetas [17].

Na Figura 10, apresentam-se uma série de geometrias de dissipadores.



*Figura 10 - Diversas geometrias de dissipadores de calor [14]*

O dissipador de calor mais simples é o arrefecido por convecção natural, que normalmente consiste num bloco com várias alhetas. Este tipo de dissipadores deve ter as suas alhetas espaçadas de 10 a 15 mm, pois um espaçamento menor diminui significativamente o efeito de arrefecimento convectivo natural.

Os dissipadores que utilizam ventilação forçada devem ter um espaçamento pequeno entre alhetas, não ultrapassando uns poucos milímetros. A circulação forçada do ar reduz significativamente o valor efetivo da resistência térmica do dissipador. O ar cria turbulência significativa entre as alhetas e acentua as suas capacidades de refrigeração [14].

### **2.3.6 Geradores termoelétricos**

Quando os módulos termoelétricos funcionam como geradores de energia elétrica, estão a tirar partido do efeito Seebeck. Estes geradores termoelétricos convertem energia térmica em energia elétrica, aproveitando a diferença de temperatura que existe entre os lados quente e frio do módulo. Estes módulos são formados por vários pares termoelétricos de semicondutores, do tipo-n e do tipo-p, conectados nas suas junções por ligas metálicas condutoras, geralmente feitas

de cobre. Estas junções estão colocadas entre duas placas cerâmicas, que possuem uma baixa condutividade térmica, fornecendo uma boa robustez mecânica ao módulo.

Cada uma destas junções produz uma diferença de potencial elétrico muito reduzido, na ordem de algumas centenas de milivolts, sendo esta proporcional à diferença de temperatura entre os lados frio e quente do dispositivo. De maneira a obter-se uma tensão de saída do gerador termoelétrico mais elevada, são utilizadas várias junções pn ligadas em série, sendo esta tensão ( $V_o$ ) obtida multiplicando a diferença de potencial de cada junção pelo número de junções totais do conversor [15].

$$V_o = n. (\alpha_p - \alpha_n). \Delta T \quad (2.5)$$

Onde  $\alpha_p - \alpha_n$  corresponde ao coeficiente de Seebeck dos materiais utilizados (tipo-p e tipo-n, respetivamente),  $n$  corresponde ao número de junções totais do módulo, e  $\Delta T$  corresponde à diferença de temperatura entre as faces.

Quando estes módulos estão a funcionar como geradores, não possuem qualquer tipo de fonte de alimentação DC externa, apenas uma carga, como se observa na Figura 11.

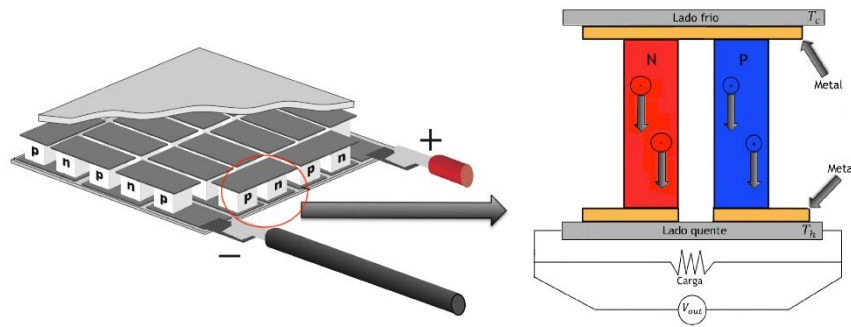


Figura 11 - Gerador termoelétrico com detalhe de uma junção pn[15]

A potência de saída de um gerador termoelétrico depende do valor de tensão elétrica de saída ( $V_{out}$ ) e do valor da sua resistência interna, ( $R_{in}$ ), é calculada através de:

$$R_{in} = R_{pelt} = R_n + R_p + 4R_c + 2R_j \quad (2.6)$$

com:

$$R_n = \rho_n \cdot \frac{1}{S} \quad (2.7)$$

Onde  $R_n$  corresponde à resistência interna do elemento termoelétrico do tipo-n,  $R_p$  à resistência interna do elemento termoelétrico do tipo-p,  $R_c$  à resistência de contacto entre os materiais termoelétricos e o metal da junção e  $R_j$  à resistência interna do material metálico da junção (geralmente desprezável devido aos seus valores baixos).

Sabendo isto, é possível calcular-se-á potência elétrica máxima gerada ( $P_{max}$ ) em plena carga, obtida quando a resistência interna do conversor é igual à resistência interna da carga associada.

$$P_{max} = \frac{V_{out}^2}{4R_{in}} = \frac{(n \cdot (a_p - a_n) \cdot \Delta T)^2}{4 \cdot n(R_n + R_p + 4R_c + 2R_f)} \quad (2.8)$$

De forma a manter a diferença de temperatura constante no conversor termoeletrico, e este continuar a debitar corrente elétrica ( $I$ ), será necessário fornecer calor ao lado quente do módulo ( $Q_h$ ) e remover do lado frio ( $Q_c$ ). As equações que quantificam essa energia térmica são:

$$Q_h = \kappa \cdot \Delta T + (a_p - a_n) \cdot \Delta T - \frac{1}{2} R \cdot I^2 \quad (2.9)$$

$$Q_c = \kappa \cdot \Delta T + (a_p - a_n) \cdot \Delta T + \frac{1}{2} R \cdot I^2 \quad (2.10)$$

Onde  $\kappa \cdot \Delta T$  representa o fluxo de calor libertado pela condução térmica,  $a_p - a_n$  corresponde ao coeficiente de Seebeck dos materiais semicondutores utilizados e  $R \cdot I^2$  representa o calor libertado pelo efeito Joule.

Os materiais termoeletricos utilizados na fabricação destes dispositivos, devem possuir elevados coeficientes de Seebeck,  $\alpha$ , de forma a obter tensões de saída mais elevadas, baixa resistividade elétrica,  $\rho$ , que proporciona baixa resistência interna, e baixa condutibilidade térmica,  $\kappa$ , de maneira a que a energia térmica necessária para alimentar o gerador seja minimizada. Para além disso, deve ser tomado em conta o parâmetro  $ZT$ , falado mais à frente e utilizado para quantificar o desempenho dos geradores [15].

### 2.3.7 Figura de Mérito

A Figura de mérito é responsável pela caracterização da eficiência dos sistemas termoeletricos, sendo por isso utilizada a nível mundial por cientistas e engenheiros quando se pretende estabelecer uma relação de comparação entre estes sistemas [15].

Normalmente este conceito é definido por  $Z$ , e relaciona três tipos de grandezas: as propriedades elétricas e térmicas dos materiais e a temperatura absoluta do funcionamento. É definida na equação 2.11.

$$Z = \frac{\alpha^2}{\rho \kappa} \quad (2.11)$$

Onde  $\alpha$  representa o coeficiente de Seebeck,  $\rho$  a resistividade elétrica e  $\kappa$  a condutibilidade térmica. Uma vez que esta última não é constante com a temperatura, a figura

de mérito é muitas vezes representada de forma adimensional, sendo calculada para diferentes temperaturas:

$$ZT = \frac{\alpha^2 T}{\rho \kappa} \quad (2.12)$$

Os materiais mais indicados para utilizar nos módulos termoeétricos são aqueles que possuem uma boa Figura de mérito, visto que apresentam uma melhor eficiência de conversão de energia térmica para energia elétrica. Quanto mais elevado for o coeficiente de Seebeck, mais elevados serão os valores de tensão de saída do módulo, tendo por isso um melhor desempenho. Deve também ser escolhido um material com baixa resistividade elétrica, proporcionando uma baixa resistência interna reduzindo, o calor produzido pelo efeito de Joule, e uma baixa condutibilidade térmica. Contudo, a resistividade elétrica está relacionada com a condutibilidade térmica, ou seja, um metal que possua baixa resistividade elétrica possui uma elevada condutibilidade térmica tornando-o um excelente condutor. Deve então utilizar-se materiais que tenham uma boa relação entre as grandezas anteriormente mencionadas, traduzindo-se numa boa Figura de mérito (à volta da unidade) [15]. A Figura 12 apresenta as Figuras de mérito para diferentes materiais a diferentes temperaturas.

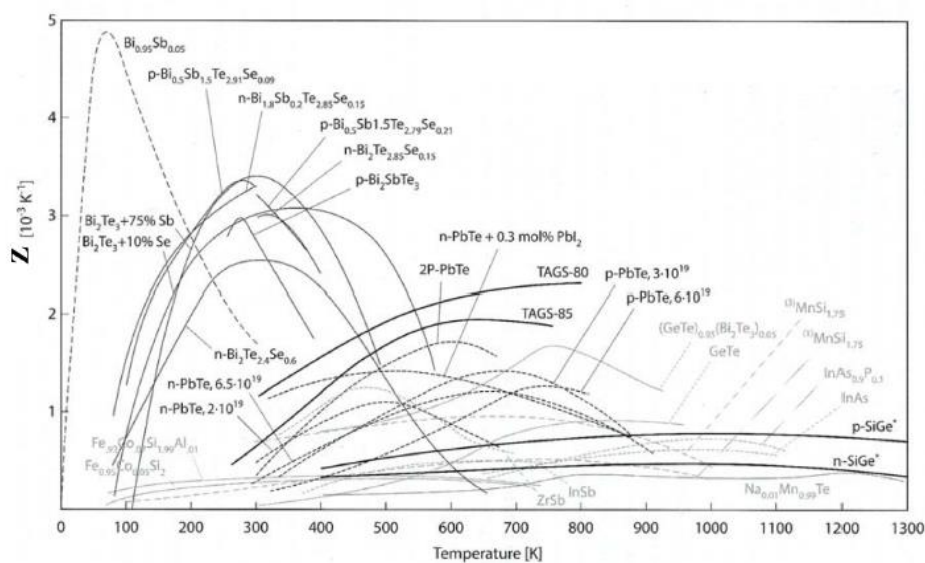


Figura 12 – Figura de mérito ( $Z$ ) para diferentes materiais e diferentes temperaturas [15].

Como se pode observar na imagem, os materiais mais indicados para a utilização nos módulos termoeétricos na gama de temperatura ambiente (250-350K) são o telúrio (Te), o Bismuto (Bi), o Antimónio (Sb) e o Selénio (Se)[18].

## Capítulo 3 - Estado da arte dos módulos termoelétricos

O estado da arte é uma das partes mais relevantes de todo o trabalho científico, incluindo uma dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em qualquer área multidisciplinar, uma vez que faz referência ao que já se tem descoberto sobre o assunto em estudo, evitando que se perca tempo com investigações prescindíveis. Tem como objetivo fazer uma breve introdução a uma panóplia de temas, que servem de pilares para explicar os tributos da dissertação para o estado de conhecimento atual, isto é, pretende documentar tudo aquilo que está feito presentemente no campo do assunto em estudo.

No presente capítulo serão expostas as principais áreas relacionadas com o desenvolvimento de geradores de energia a partir da temperatura corporal, e está dividido em duas partes. Na primeira parte serão apresentados protótipos de geradores termoelétricos *wearable* para os mais variados usos, e na segunda parte, após uma breve introdução, serão apresentados protótipos de módulos termoelétricos para o uso na área médica.

Posto isto, o estado da arte é uma atividade laboriosa por ser crítica e reflexiva. Não se podem copiar informações concebidas por outros autores sem fazer jus aos mesmos, através da sua referência. Também não se deve iniciar um processo de colocação de dados sem refletir sobre os mesmos e sem relacioná-los com a temática desenvolvida. Todo o conteúdo exposto neste estado da arte será devidamente referenciado, dando sempre mérito aos autores correspondentes, e o novo texto apresentado terá por base uma força argumentativa e conclusões adquiridas pela reflexão.

### 3.1 Protótipos de geradores termoelétricos *wearable* para *energy harvesting* do corpo humano

Os autores do trabalho [19] apresentam um gerador termoelétrico (TEG) *wearable* baseado em tecidos de seda comercializáveis para recolha de energia a partir do desperdício de calor gerado pelo corpo humano. Nanoestruturas de telureto de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{Te}_3$ ) e telureto de antimónio ( $\text{Sb}_2\text{Te}_3$ ) foram sintetizados e hidrotermicamente depositados em ambos os lados do tecido de seda para formar colunas de geradores termoelétricos flexíveis de materiais do tipo n e do tipo p. Depois de ligar as colunas com chapas de prata, um protótipo integrando uma matriz de doze termopares foi fabricado (Figura 13) e avaliado como um TEG *wearable*.

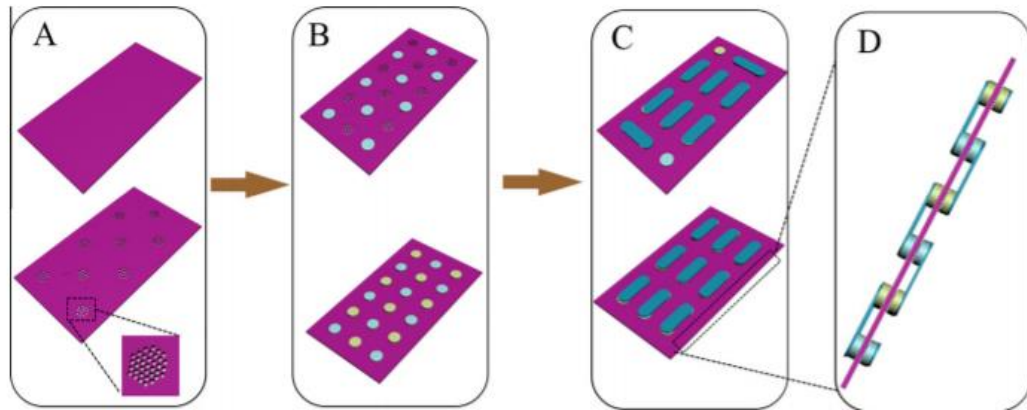


Figura 13 - Representação esquemática do processo de fabricação. A) Pré-tratamento do tecido de seda; B) deposição dos materiais de  $\text{Bi}_2\text{Te}_3$  e  $\text{Sb}_2\text{Te}_3$  no tecido; C) Ligação das colunas dos materiais tipo-p e tipo-n com chapas de prata; D) Vista lateral do gerador termoeletrico flexível à base de tecido de seda [19].

Como este TEG foi concebido com o intuito de ser uma fonte de alimentação para os dispositivos *wearable*, as flexões e as torções são inevitáveis nas suas aplicações práticas. Portanto, foram avaliados os efeitos destes movimentos na performance do TEG, a uma diferença de temperatura de 20K. Foi descoberto que tanto a tensão como a resistência do dispositivo se mantiveram estáveis durante cem ciclos de flexão, e que, apesar da resistência aumentar ligeiramente nos primeiros vinte ciclos de torção e depois se manter estável nos oitenta a seguir, continuava a ser aceitável para a utilização pretendida.

Em relação à avaliação de se o sistema era ou não uma forma viável de recolher energia através do calor desperdiçado pelo corpo humano, o dispositivo foi colocado no braço do indivíduo antes e depois de 30 minutos a andar (aproximadamente 4 km/h durante 30 minutos) e foram medidas as tensões de saída (Figura 14). Foi observado um aumento significativo da tensão de saída quando o dispositivo foi colocado no braço. Após 5 a 35 segundos depois de ter sido colocado, a tensão de saída foi diminuindo, até que estabilizou. Foi verificado que após o exercício, a tensão de saída é obviamente mais alta do que quando o indivíduo está parado. Os resultados indicam que o dispositivo pode recolher eficazmente o calor residual do corpo humano. Além disso, o utilizador em movimento poderia fornecer mais energia térmica para o TEG converter. Quando o TEG está ligado ao braço, pode gerar uma tensão de saída de 6,02 mV.

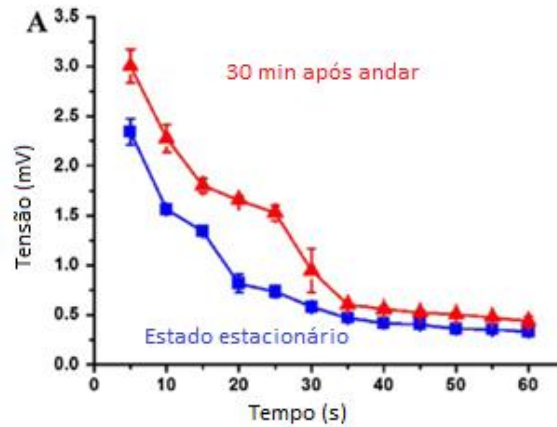


Figura 14- Saídas de tensão do TEG ligado ao braço antes (a azul) e depois (a vermelho) da caminhada de 30 min (adaptado) [19].

Foi concluído então que um gerador termoeétrico (TEG) *wearable* baseado em tecidos de seda comercializáveis para recolha de energia a partir do desperdício de calor gerado pelo corpo humano é viável [19].

Os autores de [20] relatam o design estrutural de um gerador termoeétrico flexível (f-TEG) (Figura 15), para aplicações *wearable*. O f-TEG foi fabricado com pares termoeétricos disponíveis no mercado e foi demonstrado experimentalmente o efeito da estrutura do f-TEG na potência de saída gerada pelo calor corporal. A performance do f-TEG em termos de produção de energia, para diferentes alturas dos pares e diferentes fatores de preenchimento foi avaliada. Com uma otimização estrutural, pode-se obter uma densidade de potência de  $2,28 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , que é o valor mais alto relatado, até à data de publicação do referido trabalho, para TEGs flexíveis utilizados no corpo humano sem o uso de um dissipador de calor de convecção natural. Um braço artificial foi projetado e desenvolvido para imitar um braço humano real e feito para experiências repetíveis e confiáveis. O modelo térmico de um TEG convencional foi modificado e estendido ao f-TEG e a validade do mesmo foi avaliada através de uma comparação com resultados experimentais.

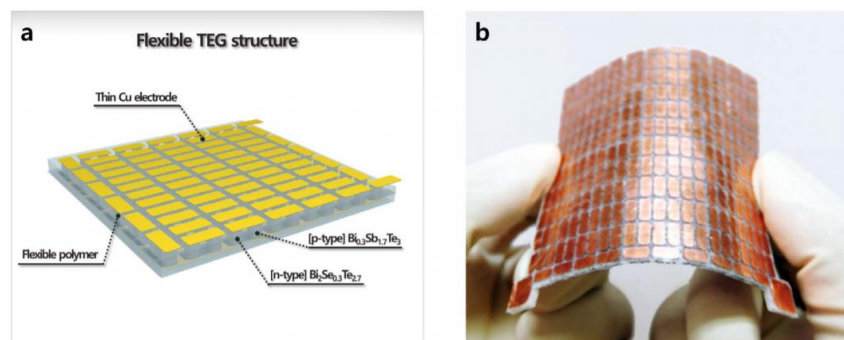


Figura 15 - a) Desenho esquemático do f-TEG; b) foto do f-TEG fabricado [20]

Ao testar a produção de energia do f-TEG utilizando o calor do corpo humano, os autores concluíram que a tensão obtida pelo f-TEG em circuito aberto (Figura 16 a)) torna-se

mais alta quando o fator de preenchimento do módulo diminui. Isto é atribuído à maior resistência térmica do módulo com um fator de preenchimento menor, o que causa uma maior diferença de temperatura no dispositivo.

Da mesma forma, pares termoeétricos mais altos causam uma resistência térmica maior no dispositivo, resultando numa diferença de temperatura maior no mesmo e, portanto, uma tensão de saída mais alta. Como se pode ver na Figura 16 b), as diferenças de temperatura através do *f*-TEG com uma altura de 2,5 mm são de 0,55°C, 0,68°C e 0,89°C sob convecção natural quando os fatores de preenchimento são respetivamente de 27,2%, 19,8% e 15,1%.

A Figura 16 c), mostra a densidade de potência em relação à altura do par e fator de preenchimento do *f*-TEG. A densidade de potência produzida por um *f*-TEG com 2.5 mm de altura aumentou de 1.52  $\mu\text{W}/\text{cm}^2$  para 2,28  $\mu\text{W}/\text{cm}^2$  quando o fator de preenchimento diminuiu de 27,2% para 15,1%, que é, até à data de publicação do trabalho, o valor mais alto de energia para TEGs flexíveis no corpo humano sem o uso de um dissipador de calor de convecção natural.

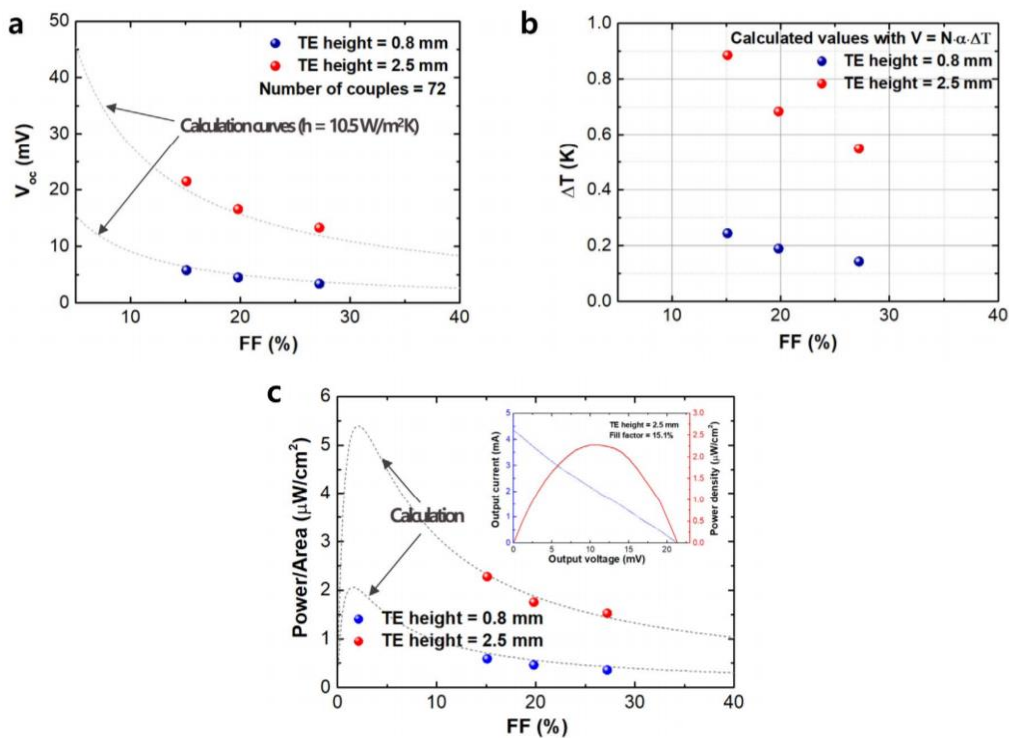


Figura 16 - Desempenho de output do *f*-TEG sob convecção natural. a) Tensão em vazio vs fator de preenchimento. b) Diferença de temperatura através do *f*-TEG vs fator de preenchimento. c) Densidade de potência vs fator de preenchimento [20].

Como os dispositivos *wearable* são muitas vezes usados enquanto o utilizador está em movimento, foi feita uma análise do *f*-TEG sob convecção forçada. Usando uma ventoinha elétrica, a performance de saída de tensão do *f*-TEG foi analisada e foi descoberto que, o coeficiente de transferência de calor é maior à medida que a velocidade do vento aumenta.

Os investigadores concluíram então que o *f*-TEG fabricado pode ser utilizado para uma ampla gama de aplicações, incluindo aplicações médicas, como eletrocardiografia *wearable* e aplicações industriais como uma rede de sensores sem fios autoalimentados para monitorização da temperatura de tubos de calor, vazamentos de gás, entre outros. Tem também como vantagem não ser necessária a utilização de um dissipador de calor, o que o torna mais flexível e esteticamente mais agradável [20].

### 3.2 Design de geradores termoeletricos para aplicações médicas

Os módulos termoeletricos (TEDs) têm sido amplamente usados no passado para a gestão de temperatura de pacientes e dispositivos médicos, onde a confiabilidade e a operação silenciosa assumem maior importância do que o coeficiente de desempenho. Estes módulos estão a substituir cada vez mais dispositivos que antes dependiam do arrefecimento por refrigeração, com base num ciclo de compressão de vapor. Sensores ultrapequenos e dispositivos *wearable next generation*, juntamente com a Internet Médica das Coisas (MIoT), posicionam os geradores termoeletricos como sendo os principais coletores de microenergia. A Figura 17 mostra a categorização da aplicação dos TEDs na área médica [5].

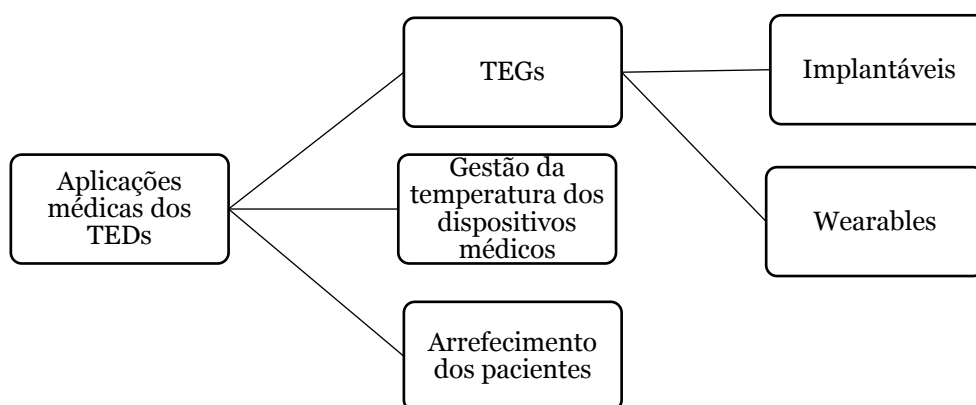


Figura 17 – Representação esquemática das aplicações dos módulos termoeletricos a área médica (adaptado) [5]

Em relação aos geradores termoeletricos para dispositivos médicos implantáveis, foi proposto em [21] um protótipo de um gerador termoeletrico, que, recorrendo a um circuito *boost* com um conversor DC/DC para estabilizar a tensão de saída, operava a partir de tensões de entrada tão baixas como 20 mV, e conseguia tensões de saída entre os 2,2 a 3,3 V. Foram produzidos então dois módulos TEG:

- Um módulo TEG único;

- Um módulo TEG duplo, com dois TEGs ligados em série, eletricamente e espacialmente, com a junção quente de um TEG ligado à junção fria do outro, de modo a formar um empilhamento.

Tendo em vista a biocompatibilidade, ambos os módulos foram revestidos com uma folha inoxidável médica e foram de seguida selados com borracha de silicone.

Foi feita uma experiência *in vivo* num coelho que pesava 2.3 Kg (Figura 18). A implantação decorreu com os dois módulos de TEG a serem introduzidos em volta do coelho, com a junção quente de ambos ligada à superfície do músculo das costas. Em seguida, tanto a tensão elétrica como os valores de temperatura foram analisadas num osciloscópio e num sistema de aquisição de dados (Figura 19).

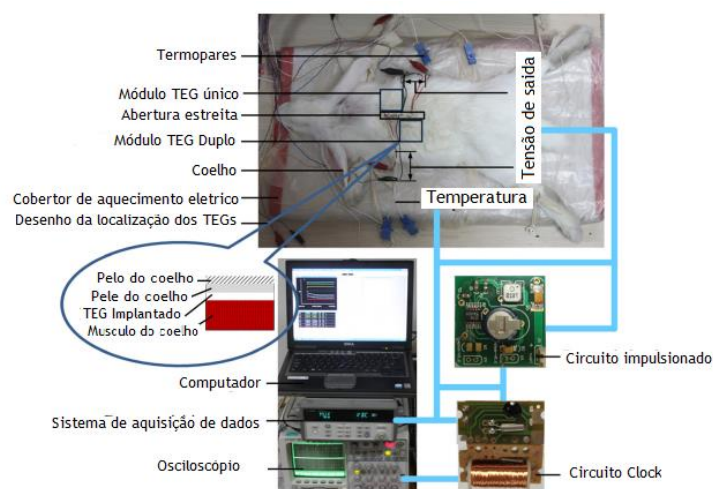


Figura 18 - Setup *in vivo* experimental (adaptado) [21]

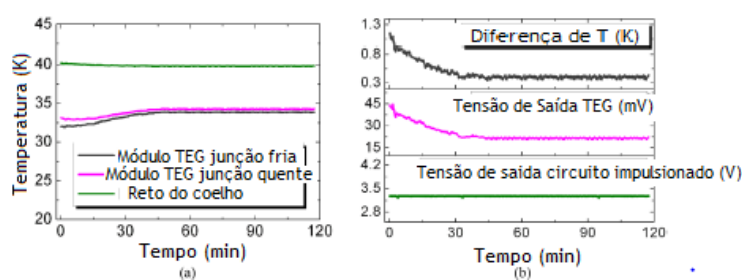


Figura 19- a) Temperatura nas junções TEG e no reto do coelho; b) diferença de temperatura e tensão de saída do módulo TEG e circuito de interface (adaptado) [21]

Desta experiência foi concluído que o melhor sítio para implanta o TEG seria na camada de gordura, e que, para poder alimentar um dispositivo médico implantável, é necessário um circuito *boost* e os TEGs empilhados, visto que ocupam mais espaço na camada de gordura, que, ao possuir baixa condutividade térmica, aumenta a diferença de temperatura entre os dois lados do TEGs, aumentando assim a tensão de saída [21].

No trabalho [22] foi demonstrado um sistema de eletrocardiografia (ECG) (Figuras 20 a) e 20 b)) flexível e alimentado por um gerador termoelétrico flexível (*w*-TEG) (Figura 20 c)), usando o calor do corpo como fonte de energia. Para permitir que o TEG obtenha uma grande

diferença de temperatura para maior produção de energia e para também ser *wearable*, um dissipador de calor flexível (PHS) (Figura 20 d)), composto por um polímero superabsorvente foi utilizado para promover a evaporação de líquidos.

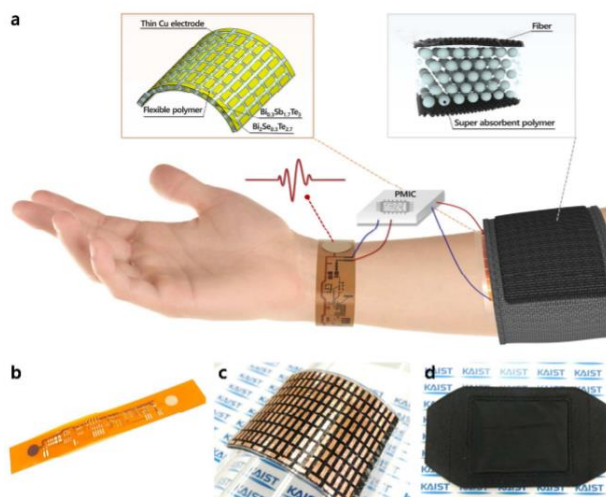


Figura 20 - a) Desenho do sistema; b) Fotografia do ECG flexível; c) Fotografia do w-TEG; d) Fotografia do PHS [22]

A densidade de potência de saída do w-TEG com o PHS foi acima dos  $38 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  nos primeiros 10 minutos e acima de  $13 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , mesmo após 22 horas de operação do circuito (Figura 21).

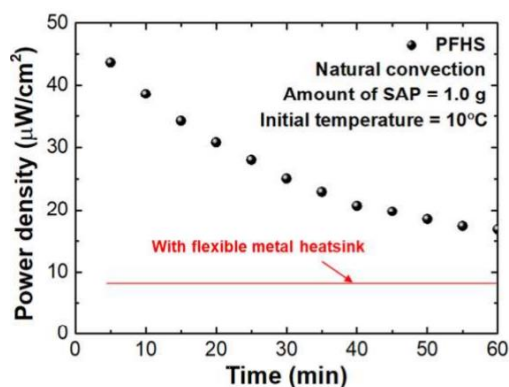


Figura 21 - Densidade de potência de saída do w-TEG vs tempo (min) [22]

Foi concluído que este nível de energia é alto o suficiente para alimentar continuamente o sistema de eletrocardiografia *wearable*, incluindo os sensores e os circuitos [22].

Um dispositivo *wearable* de refrigeração para membros superiores compacto e leve, que pode ser usado para reduzir a temperatura da pele em  $10^\circ\text{C}$  durante 20 minutos para pacientes que padecem de Escoliose Múltipla (MS), foi apresentado em [23]. A experiência consistiu em utilizar dois recipientes, um preenchido com material PCM (materiais de mudança de fase que são substâncias que libertam/absorvem energia suficiente na transição de fase para fornecer calor/refrigeração útil) como parte do armazenamento de calor e o outro preenchido com água

de modo a simular a parte do membro superior do paciente com MS, três dispositivos Peltier prensados entre os dois recipientes, uma fonte de alimentação DC para controlar a energia de entrada nos dispositivos Peltier, termopares, um sistema de aquisição de dados e um computador para a visualização dos mesmos (Figura 22).

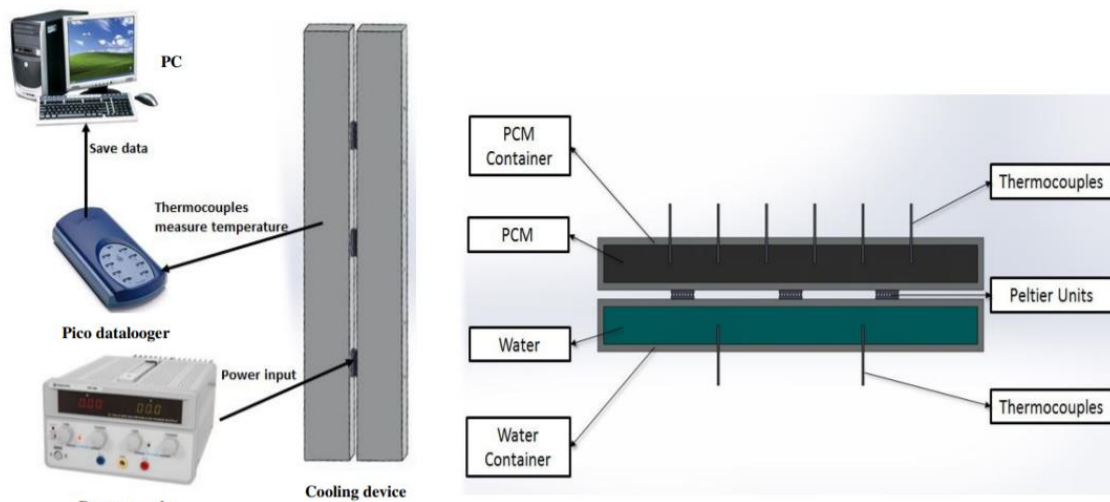


Figura 22 - Esquema da experiência e visão lateral do dispositivo de refrigeração [23]

Na Figura 23 podemos verificar os resultados da experiência. Com uma potência de entrada de 3 W, a água (inicialmente a 20°C) baixa a sua temperatura para 10°C durante um período de 18 minutos. Com uma potência de entrada de 6 W, a temperatura da água decai para 8°C em 12 minutos. Com uma potência de entrada de 9 W, a temperatura da água desce para os 8°C, mas depois volta a aumentar devido ao derretimento completo do material PCM, causado pela maior quantidade de calor rejeitado pelo mesmo.

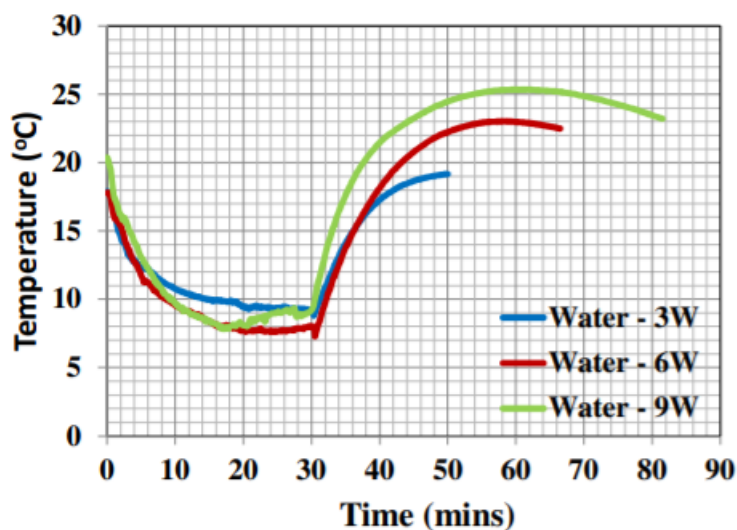


Figura 23 - Temperaturas do sistema de refrigeração ao longo do tempo, com 3 potências de entrada diferentes [23]

Os investigadores concluíram que a utilização de materiais PCM com uma potência de entrada de 3 W tem potencial para atingir os requisitos necessários para o alívio da dor dos pacientes com MS [23].

# Capítulo 4 - Enquadramento teórico da viabilidade da utilização de módulos termoelétricos para *energy harvesting* do corpo humano

## 4.1 Aspetos fisiológicos e ambientais

Os parâmetros fisiológicos do corpo humano e as condições ambientais afetam a quantidade de energia térmica que pode ser colhida das superfícies corporais. Os primeiros incluem a posição e o número de vasos sanguíneos subcutâneos, as características do tecido vivo (espessura da camada de gordura, profundidade do tecido muscular e anatomia da superfície da pele), e o estado fisiológico do corpo (metabolismo, perfusão sanguínea e secreção de suor). Em relação às condições ambientais, que influenciam a transferência de calor entre os tecidos vivos, os maiores fatores são a humidade e a temperatura .

Além disso, o estado fisiológico do corpo pode mudar de acordo com um número de variáveis situacionais tais como o clima, atividades realizadas (por exemplo, trabalhar numa mesa, em comparação com atividade física): a perfusão sanguínea aumenta significativamente quando a pessoa está sob múltiplas atividades fisiológicas. A situação mais eficaz para o *energy harvesting* de energia térmica do corpo humano é quando o corpo está fisiologicamente excitado [24].

Pelas considerações acima, fica claro que a temperatura da pele não é uniforme na superfície corporal. A Tabela 2 sumariza os valores médios da temperatura em diferentes partes do corpo. Os resultados estão sintetizados de acordo com os trabalhos propostos por Yang *et al* [21], cujo método foi a medição por termografia de infravermelhos, Zaproudina *et al* [26], cujo método foi igual ao de Yang *et al* [21] e Webb [27], cujo método foi recolher dados através de sensores de temperatura.

Tabela 2 -Temperatura da pele em diferentes partes do corpo (adaptado) [25]

<b>Parte do corpo</b>	<b>Yang <i>et al</i> [21]</b> <b>(T<sub>ar</sub>=17°C)</b>	<b>Zaproudina <i>et al</i></b> <b>[26]</b> <b>(T<sub>ar</sub>=17°C)</b>	<b>Webb [27]</b> <b>(T<sub>ar</sub>=17°C)</b>
Testa	29,5°C	34,1°C	35,2°C
Pescoço	31,1°C	33,2°C	35,1°C
Costas	30,6°C	32,5°C	34,4°C
Peito	30,3°C	32,3°C	34,4°C
Braço	30,3°C	31,7°C	33,2°C
Antebraço	29,5°C	31,5°C	34,0°C
Coxa	28,3°C	30,8°C	33,0°C
Gémeo	29,4°C	31,3°C	31,6°C
Dorsal do pé	27,1°C	28,6°C	30,4°C

A partir destes dados podemos concluir que estar sob temperaturas ambientes mais baixas leva a situações mais benéficas para colhar o desperdício de calor humano. Um aumento de cerca de 10°C na temperatura do ar produz um aumento médio de cerca de 4°C para a temperatura da pele.

A produção de energia pelo corpo humano, em diferentes atividades fisiológicas e estados, foi medida pelo autor do trabalho [28] e os resultados podem ser observados na Tabela 3.

Tabela 3 - *Produção de energia pelo corpo humano em diferentes atividades fisiológicas e estados*  
(adaptado) [28]

<b>Atividade</b>	<b>Energia (em Quilocalorias/hora)</b>	<b>Potência (em Watts)</b>
Dormir	70	81
Deitado em relaxamento	80	93
Sentado	100	116
Em pé relaxado	110	128
A conversar	110	128
A comer	110	128
A passear	140	163
A conduzir um carro	140	163
A tocar violino ou piano	140	163
A limpar a casa	150	175
A praticar carpintaria	230	268
A caminhar a 1,79 m/s	350	407
A nadar	500	582
A subir uma montanha	600	698
Corrida a longa distância	900	1,048
A fazer sprint	1,400	1,630

Como já tinha sido mencionado, a situação mais eficaz para o *energy harvesting* de energia térmica do corpo humano é quando o corpo está fisiologicamente excitado, facto verificado pela análise da Tabela 3 [28].

## **4.2 O corpo humano como máquina térmica**

O corpo humano está sujeito às mesmas leis da física que os restantes objetos, ganhando e perdendo calor por condução, convecção e radiação: condução entre corpos e/ou objetos por contacto; convecção envolvendo a transferência de calor de um corpo quente para o exterior ou dentro do corpo humano, sendo que neste último o sangue, gases e outros fluidos são o meio por onde a convecção acontece; a transferência de calor radiante é um dos principais mecanismos de troca térmica entre o corpo humano e o meio à sua volta. Na maioria das situações, estes três efeitos funcionam juntos. No corpo humano, como já foi mencionado, os processos metabólicos também geram o seu próprio calor, como um motor que produz calor. O comportamento do corpo humano está sempre vocacionado para a estabilidade, e por isso, absorve e emite energia

para estar em equilíbrio, e a estimulação é aplicada na superfície corporal para induzir atividade metabólica [28].

Os seres humanos podem ser uma fonte de calor, por meio de um gerador termoelétrico (TEG) para dispositivos ligados à sua pele.

Visto que o corpo humano emite energia em forma de calor, a eficiência desta energia pode ser calculada, utilizando a equação de eficiência termodinâmica, ou eficiência de Carnot,  $\eta$ :

$$\eta = \frac{T_{quente} - T_{frio}}{T_{quente}} \quad (4.1)$$

Onde  $T_{quente}$  é a quantidade de calor fornecido pela superfície quente, e  $T_{frio}$  a quantidade de calor fornecido pela superfície fria.

No entanto, a eficiência de Carnot coloca um limite no quão bem o calor desperdiçado pelo corpo humano pode ser aproveitado. Assumindo a temperatura corporal normal ( $310K \approx 36,9^\circ C$ ), e uma temperatura ambiente relativamente baixa ( $293K \approx 20^\circ C$ ), a eficiência de Carnot é:

$$\eta = \frac{T_{corpo} - T_{ambiente}}{T_{corpo}} = \frac{310K - 293K}{310 K} = 5,5\% \quad (4.2)$$

Num ambiente mais quente ( $300K \approx 27^\circ C$ ), esta eficiência decai para:

$$\eta = \frac{T_{corpo} - T_{ambiente}}{T_{corpo}} = \frac{310K - 300K}{310 K} = 3,2\% \quad (4.3)$$

Estes cálculos fornecem um valor ideal. Os geradores termoelétricos atuais, que podem aproveitar esta energia, não se aproximam da eficiência de Carnot na conversão de energia. Embora existam trabalhos com novos materiais e novas abordagens para a termoeletricidade que prometem melhorar as eficiências de conversão, as termopilhas padrão que existem têm eficiência de 0,2% a 0,8% para diferenças de temperaturas entre os  $5^\circ C$  e os  $20^\circ C$ , o que não é de todo o ideal para a recolha de energia do corpo humano [28].

### 4.3 Estudo prático da viabilidade da aplicação de geradores termoeletricos no corpo humano

Uma experiência com o objetivo de provar que o corpo humano pode ser utilizado para produzir energia foi reportada em [29]. Esta experiência foi focada na captação de energia através do calor residual humano, através de um módulo termoeletrico que utiliza como princípio o Efeito Seebeck.

O diagrama de blocos do projeto do protótipo está ilustrado na Figura 24, consistindo no calor humano como variável de entrada, o módulo termoeletrico (TEM), o dissipador de calor, o circuito *boost* de tensão e um indicador de saída LED.

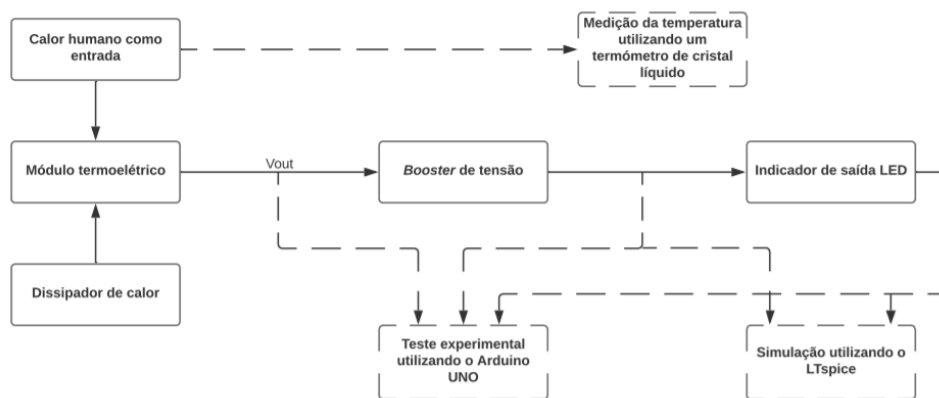


Figura 24 - Diagrama de blocos do protótipo (adaptado) [29]

As temperaturas das diferentes partes corporais foram medidas utilizando um termómetro de cristal líquido (termómetro que contém cristais líquidos sensíveis à temperatura numa tira de plástico, que mudam de cor para indicar diferentes temperaturas). Foi medida a temperatura nas seguintes partes corporais:

- Pulso;
- Parte superior do pulso;
- Palma da mão;
- Palma superior da mão;
- Perna.

As diferentes partes do corpo foram colocadas por cima do módulo termoeletrico, e o dissipador de calor foi colocado do outro lado. A eletricidade é gerada de acordo com a diferença de temperatura que existe entre os dois lados do TEM (TEC12706). Como esta é, geralmente, muito baixa quando derivada do calor humano, um *boost* de tensão IC (LTC3108) foi utilizado para aumentar a tensão gerada pela energia colhida do corpo humano para gerar mais eletricidade. Com um nível de tensão de saída mais elevado, os dois indicadores de saída LED ligam-se.

Os resultados experimentais foram depois registados usando o Arduino UNO *data logger*. A placa do microcontrolador foi usada para verificar os resultados experimentais.

Cada experiência, para cada uma das partes corporais, foi repetida três vezes para se obter a média das leituras, e foi sempre feita na mesma pessoa para manter a consistência do processo de medição. Antes da experiência, foi executada uma simulação do diagrama de blocos no freeware LTSpice, da Linear Technology (software de simulação de circuitos).

O protótipo foi então contruído com base no diagrama obtido no software e mostra-se na Figura 25.

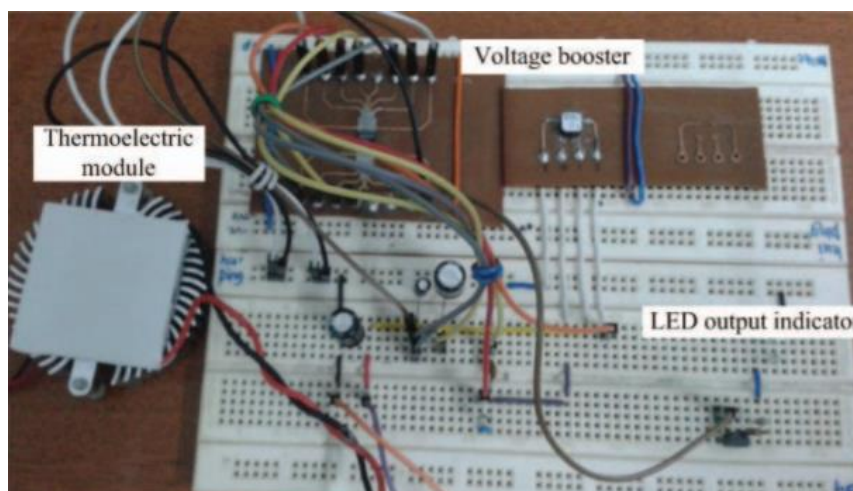


Figura 25 - Imagem real do protótipo [29]

A Tabela 4 compara os resultados obtidos no trabalho experimental com os obtidos na simulação.

Tabela 4 - Tabela de resultados (adaptada) [29]

Partes do corpo humano	Temperatura (°C)	Tensão de saída do TEM (V)	Resultados de simulação		Resultados experimentais	
			Tensão de saída do boost (V)	V <sub>LED</sub> (V)	Tensão de saída do boost (V)	V <sub>LED</sub> (V)
Perna	35,5	0,02	2,48	1,90	2,73	0,98
Pulso superior	36,0	0,06	2,80	2,11	2,75	2,27
Pulso	37,0	0,07	2,89	2,17	2,82	2,36
Palma superior	37,5	0,08	2,99	2,21	2,86	2,41
Palma	38,0	0,10	3,13	2,28	2,90	2,47

A partir da análise da Tabela 4, podemos concluir que:

- A temperatura das diferentes partes do corpo varia entre os 35,5°C e os 38°C – como se pode verificar na Tabela, o valor de tensão resultante é proporcional ao incremento de temperatura;
- O calor humano gerado pela perna à temperatura de 35,5°C cria a menor tensão de saída, que é 0,02 V. Usando o *boost*, pode ser aumentada para 2,73 V. A tensão de saída experimental do LED é de 0,98 V, o que mostra que é instável;
- Para a palma da mão, obteve-se a maior tensão de saída utilizando o *boost*, tanto no teste experimental, 2,90 V, como na simulação;
- A diferença entre a simulação e os resultados experimentais nas cinco áreas do corpo testadas é relativamente pequena.

Os investigadores provaram então que, usando o Efeito Seebeck, o calor humano desperdiçado pode produzir eletricidade [29].

## Capítulo 5 – Estudo experimental

Este capítulo tem como objetivo incidir na apresentação do procedimento e do equipamento experimental usado neste trabalho dissertativo, ou seja, na aplicação e caracterização de um módulo termoelétrico para a produção de energia elétrica, baseado na disponibilização da energia térmica do corpo humano, quando existe um gradiente em relação à temperatura ambiente.

O capítulo inicia-se com a apresentação da componente experimental, nomeadamente a caracterização do módulo termoelétrico utilizado, a apresentação dos programas que foram utilizados para o testar, e os métodos utilizados para tal, e a justificação do seu uso, por meio da sua adaptação a uma bateria utilizada num dispositivo *wearable*.

Devido à pandemia do COVID-19, ficou impossibilitada a realização física dos testes, tendo sido limitada à utilização de programas de computador para a realização de simulações e obtenção e apresentação de resultados.

### 5.1 Componente experimental

Nesta secção é feita a apresentação da componente experimental utilizada no âmbito do presente trabalho dissertativo. Neste contexto, serão apresentados os diversos materiais utilizados, nomeada o módulo termoelétrico, o programa utilizado e o circuito utilizado para efetuar as simulações pretendidas.

Por conseguinte, também serão descritas todas as etapas do processo de simulação e modelagem realizadas, através da exposição de toda metodologia utilizada de modo a conseguir resultados favoráveis.

A modelagem e simulação é uma maneira de criar uma representação virtual de um sistema do mundo real. Pode-se simular a representação virtual sob uma ampla gama de condições para verificar o comportamento do modelo. Modelagem e simulação são valiosas para condições de teste difíceis de reproduzir apenas com protótipos de *hardware*, principalmente na fase inicial do processo de design, quando o *hardware* ainda não está disponível. A troca entre modelagem e simulação pode melhorar a qualidade do design do sistema mais cedo, reduzindo-se o número de erros encontrados posteriormente no processo de design e montagem do sistema físico.

A simulação foi realizada num computador da marca Asos, da gama VivoBook S, modelo S15 s532fl, e o *software* utilizado foi o Matlab®, da MathWorks®, versão R2018b.

### 5.1.1 Unidade experimental

Neste estudo experimental, foram utilizados diversos materiais, sendo um dos mais importantes, o módulo termoelétrico.

Para a realização deste trabalho dissertativo, o modelo escolhido foi o dispositivo Peltier TES1-00708, do fabricante TES *Thermoelectric Systems*. O modelo foi escolhido devido às suas propriedades, apresentadas na Tabela 5, e pelo seu reduzido tamanho favorável à sua utilização:  $3.4 \times 3.4 \times 2.4$  mm.

Tabela 5 – Propriedades do dispositivo Peltier

Propriedades	Valor
Temperatura do lado quente, $T_h$	250°C
Temperatura do lado frio, $T_c$	30°C
Tensão em circuito aberto, $V_{OC}$	4±0.4 V
Corrente de curto circuito, $I_{SC}$	5.8±0.6 A
Resistência de carga combinada, $R_{in} = R_{Load}$	0.7 Ω
Tensão de saída de carga combinada	2.0±0.2 V
Corrente de saída de carga combinada	2.9±0.3 A
Potência de saída de carga combinada, $R_{in} = R_L$	5.8 W
Coefficiente de Seebeck	185 μV/K
Figura de mérito	$2.86 \times 10^{-3} \text{ K}^{-1}$
ZT	0.8

Para a realização da modelagem e simulação do circuito com gerador termoelétrico, foi utilizada a ferramenta SIMULINK do software Matlab, da *MathWorks*.

Segundo a documentação da *MathWorks*® [30], a ferramenta SIMULINK é um ambiente de diagramas de blocos para a simulação de vários domínios e projetos baseados em modelos. A ferramenta suporta design no nível do sistema, criação automática de código e sistemas contínuos de teste e verificação. O SIMULINK fornece um editor gráfico, bibliotecas de blocos personalizáveis e solucionadores para modelar e simular sistemas dinâmicos. É integrado com o Matlab, permitindo incorporar algoritmos do *software* em modelos e exportar os resultados para o Matlab para análise adicionais.

Na simulação adotou-se em larga medida a metodologia proposta pelo trabalho publicado recentemente em [31].

Os investigadores criaram um modelo de um gerador termoelétrico no SIMULINK, juntamente com um conversor *boost* e um algoritmo MPPT (*maximum power point tracking*), baseado em certos princípios-chave explicitados de seguida.

Um circuito elétrico equivalente a um gerador termoelétrico (TEG) consiste numa fonte de tensão dependente da temperatura e numa resistência interna,  $R_{in}$ . Uma carga,  $R_{Load}$ , é

conectada ao TEG para gerar potência. Quando o valor da carga e o valor da resistência interna do TEG são equivalentes ( $R_{in}=R_{Load}$ ), a potência gerada pelo TEG alcança o ponto máximo de potência (MPP). À medida que o valor da carga muda, a potência gerada diminui. Quando o valor da carga é infinito, uma tensão de circuito aberto é medida a partir dos terminais do TEG. Similarmente, a carga é zero quando os terminais do TEG são curto-circuitados, circulando através do TEG uma corrente de curto-circuito. Quando a potência retirada do TEG está no MPP, a tensão em circuito aberto e a corrente de curto circuito estão a metade do seu valor, como descrito nas equações (5.1) e (5.2), em baixo:

$$V_{MPP} = \frac{V_{OC}}{2} \quad (5.1)$$

$$I_{MPP} = \frac{I_{SC}}{2} \quad (5.2)$$

Onde  $V_{MPP}$  e  $I_{MPP}$  são a tensão (V) e corrente (A) no MPP, respetivamente,  $V_{OC}$  é a tensão em circuito aberto (V) e  $I_{SC}$  é a corrente de curto-circuito (A). O MPP pode ser definido nesses valores.

O valor da corrente que circula pelo TEG é dado pela equação (5.3):

$$I_{TEG} = \frac{V_{OC}}{(R_{in} + R_{Load})} \quad (5.3)$$

Onde  $I_{TEG}$ ,  $R_{in}$  e  $R_{Load}$  correspondem à corrente do TEG (A), à resistência interna do TEG ( $\Omega$ ) e a resistência da carga ( $\Omega$ ), respetivamente.

Dependendo da resistência da carga e da resistência interna, a potência retirada do TEG segue a seguinte equação:

$$P = V_{OC}^2 \cdot \frac{R_{Load}}{(R_{in} + R_{Load})^2} \quad (5.4)$$

Onde  $P$  é a potência gerada pelo TEG (W). A potência é sensível a mudanças na carga; ao mesmo tempo, é diretamente proporcional à diferença de temperatura. À medida que esta última aumenta, o valor da potência aumenta também, e, como resultado, o MPP muda. Se uma carga igual e constante à resistência interna do TEG estiver conectada, o valor do MPP pode ser retirado para uma dada diferença de temperatura. No entanto, à medida que a temperatura varia, o MPP muda. A carga deve ser adaptável, de modo a possibilitar os rastreamentos do valor do MPP continuamente. Os circuitos são conversores que executam simultaneamente a regulação da potência e o MPPT.

Em relação ao conversor *boost* (Figura 26 a)), o circuito conversor DC/DC é capaz de variar a tensão à saída e a bobina do conversor é muito importante para o estabelecimento dos MPPs. Estes valores são conseguidos através de uma corrente na bobina programável, sendo

este o princípio do MPPT, como está representado na Figura 26 b). O diagrama de blocos do sistema com o TEG e o MPPT está representado na Figura 26 c).

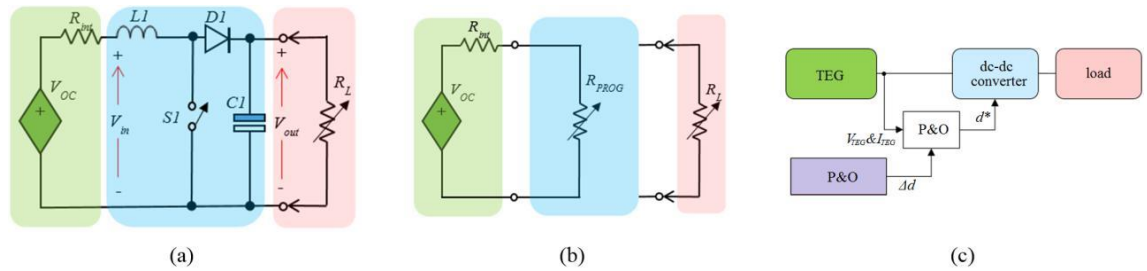


Figura 26 - Para o MPPT a) Conversor boost, b) Princípio do MPPT, c) Diagrama de blocos [31]

A tensão num conversor *boost* é variada mudando a frequência de abertura e fecho do interruptor S1, desde alguns kHz para alguns MHz. A frequência de permutação ideal está entre os 20 kHz e 2 MHz. A tensão de saída é regulada pelo *duty cycle* do interruptor. Quando o interruptor S1 está ligado, a corrente flui através da bobina L1 e do interruptor S1, e a energia é guardada no campo magnético da bobina. A corrente não flui através do diodo D1 e a corrente da carga circula através da malha do condensador C1. Quando o interruptor S1 está aberto, a descida no valor da corrente que passa na bobina L1 é imediatamente restabelecida através da sua força eletromotriz induzida e a tensão da bobina L1 é adicionada à tensão da fonte. A corrente flui através da bobina L1, do diodo D1 e da carga R<sub>L</sub>, e assim o condensador C1 é carregado. Assim sendo, a tensão de saída é maior do que a tensão de entrada e a equação da tensão é a seguinte:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 - D} \quad (5.5)$$

Onde  $V_{out}$ ,  $V_{in}$  e  $D$  são a tensão de saída, tensão de entrada e o *duty cycle*, respetivamente. O valor  $1-D$  é proporcional ao tempo que o interruptor S1 está ligado. A taxa de aumento da tensão (de *boost*) é a seguinte:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{T}{T_{off}} \quad (5.6)$$

Onde  $T$  é o tempo de ciclo de troca entre as posições do interruptor fechado e aberto, em segundos e  $T_{off}$  é o tempo que o interruptor fica aberto.

Em relação ao MPPT, e relativamente ao procedimento proposto em [31], o algoritmo criado pelos investigadores foi o método perturba e observa (P&O), sendo a justificação para a sua utilização o facto de que a potência obtida do TEG varia não apenas conforme as variações de carga, mas também com as diferenças de temperatura. Isto resulta numa mudança do MPP

constantemente. Sendo assim, o algoritmo MPPT utilizado para encontrar os diferentes MPPs, é realizado modificando os valores do tempo de ciclo  $D$  no interruptor  $S1$  do conversor *boost*, como se pode verificar na Figura 27 a).

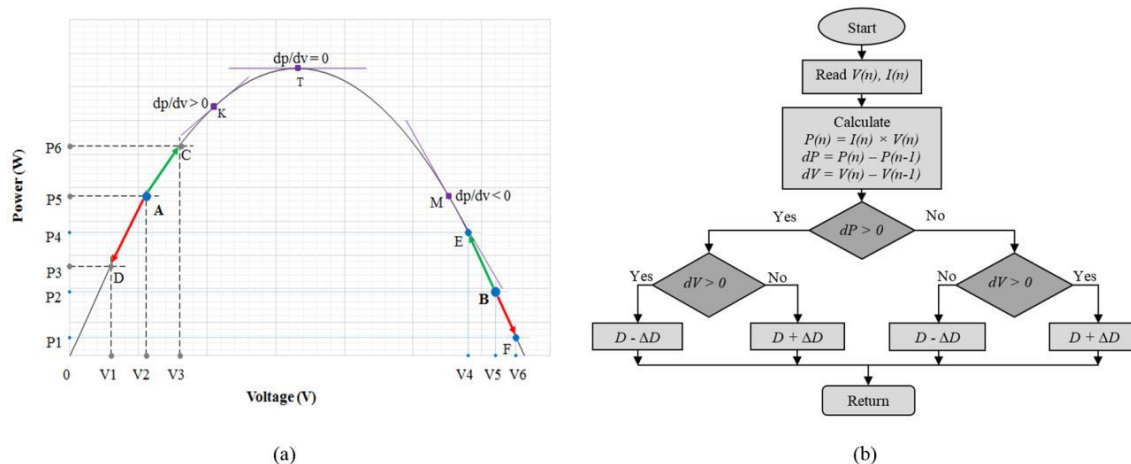


Figura 27 - Princípio MPPT a) curva de tensão/potência do TEG, b) Algoritmo [31]

Para a melhor compreensão do princípio MPPT nos TEGs, é assumido que a curva de tensão/potência, apresentada na Figura 27 começa no ponto A. O objetivo é descobrir o ponto T, correspondente à máxima potência (MPP). A tensão em A é  $V_2$  e a potência é  $P_5$ . Se o valor da tensão aumentar de  $V_2$  para  $V_3$ , o valor da potência vai passar de  $P_5$  para  $P_6$ . O novo ponto de operação na curva de potência é C. Mais uma vez, quando o valor de tensão é reduzido de  $V_2$  para  $V_1$  no ponto A, o valor da potência passa de  $P_5$  para  $P_3$ . O ponto de operação é D na curva de potência, que é um sinal de queda no valor da potência. Então, de modo a chegar ao ponto T a partir de A, a tensão precisa de ser aumentada continuamente, ou seja, é necessário aumentar a tensão para capturar o MPP na região onde a derivada da potência é positiva de acordo com a variação da tensão. Por outro lado, dado o ponto B, a variação da tensão e potência será diferente. Se a tensão é reduzida e passar de  $V_5$  para  $V_4$ , o valor da potência entre esses dois pontos, B e E, a potência é reduzida de  $P_2$  para  $P_1$ . Então, o novo ponto de operação na curva da potência é o F, ou seja, o valor da tensão tem de ser reduzido de modo a capturar o valor MPP na região onde a derivada da potência é negativa de acordo com a variação da tensão. As possibilidades de variação do tempo de ciclo (variação de tensão) e de variação da potência são dadas na Tabela 6.

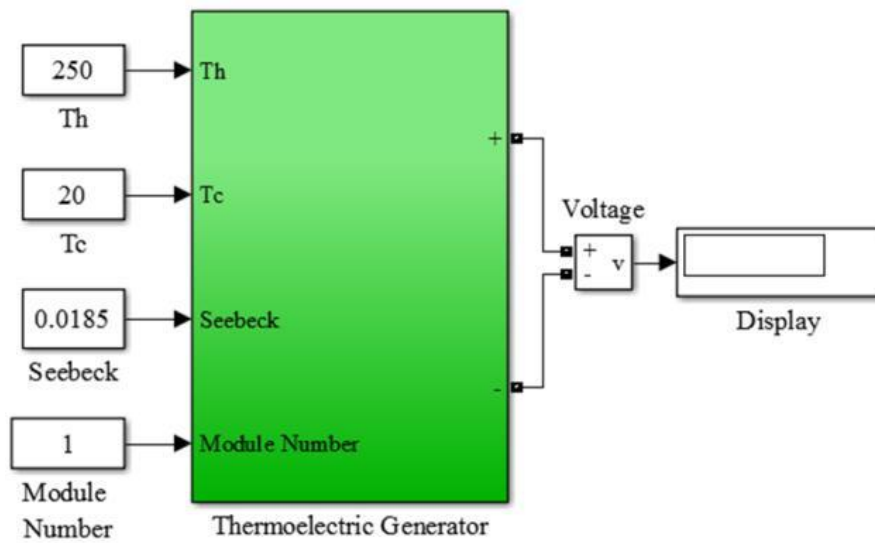
Tabela 6 - Probabilidades do algoritmo MPPT [31]

Variação da tensão $\Delta D$	Variação da potência $\Delta P$	Direção do MPPT
+	+	+
+	-	-
-	+	-
-	-	+

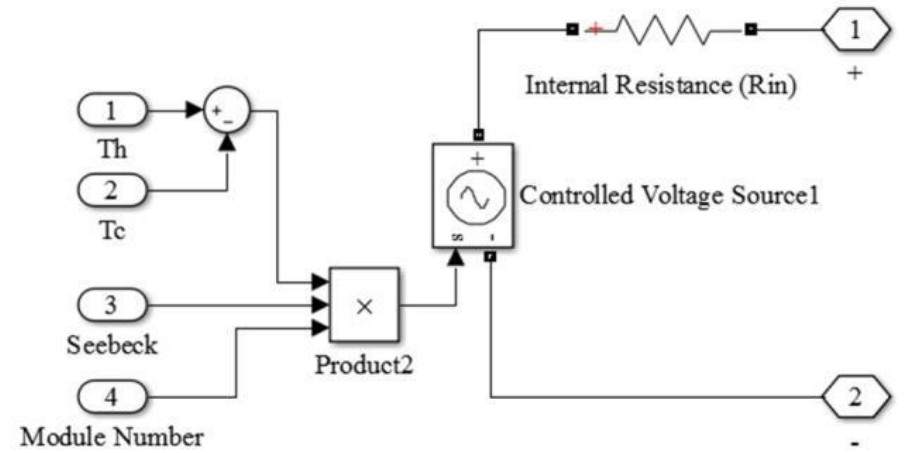
O algoritmo MPPT, que necessita de ser composto para operar o sistema no ponto MPP, está esquematizado na Figura 5.4 b). Numa primeira instância, os valores da tensão e corrente são medidos por sensores. Após essa medição, o valor da potência é calculado. As variações na potência e tensão são encontradas e procede-se à mudança do valor da potência solicitado. Se a variação de potência for positiva, calcula-se a variação necessária para a e se, por sua vez, esta também for positiva, o valor de D é reduzido. Se a mudança de tensão for negativa, o valor de D é incrementado. Com uma nova medição, o valor da potência é calculado novamente e as novas variações de potência e de tensão são encontradas. Este processo repete-se até se encontrar o MPP.

Embora o MPP possa ser encontrado pelo algoritmos, ocorrem oscilações à volta do ponto de máxima potência, pois o processo continua a correr quando chega ao ponto. Isto é uma desvantagem e é desejável diminuir estas oscilações. Valores de  $\Delta D$  mais elevados resultam em oscilações maiores, embora resultem também em capturas mais rápidas do MPP. Da mesma forma, embora intervalos de  $\Delta D$  mais pequenos resultem numa captura mais lenta do MPP, reduzem as oscilações em torno desse ponto. Outra desvantagem é que o MPP muda também de acordo com as diferenças de temperatura, e por isso vai também ocorrer uma oscilação separada para a presença de um novo MPP.

Tudo considerado, e tendo como base o trabalho da referência descrita, procedeu-se, numa primeira instância, à modelagem do TEG no SIMULINK (Figura 28).



(a)



(b)

Figura 28 - Modelagem do TEG no SIMULINK [31]

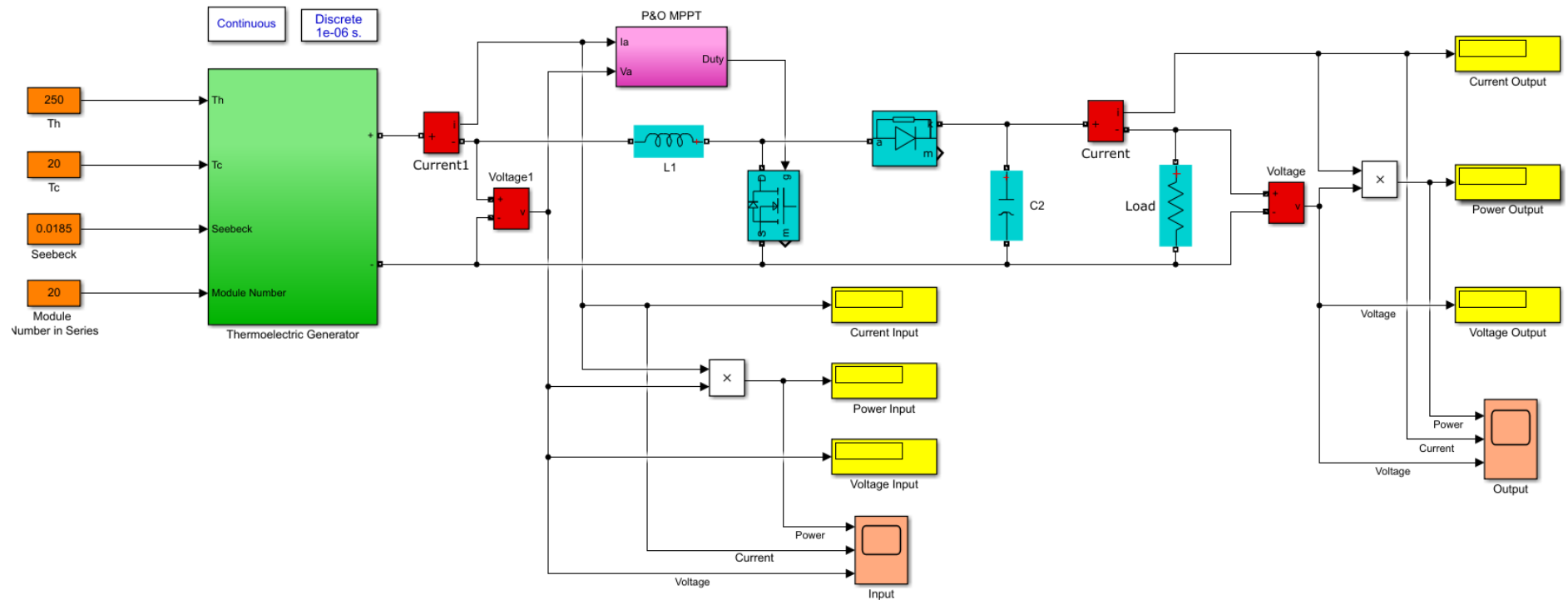


Figura 29 - Modelo do sistema com o conversor boost e MPPT [31]

De seguida, desenhou-se o modelo do conversor *boost* com o MPPT (Figura 29), juntamente com uma resistência de carga ( $R_{Load}$ ) conectada ao conversor.

Para determinar os valores da corrente, tensão e potência, foram colocados indicadores tanto na saída do TEG como no conversor *boost* com o MPPT. Por último, foram colocados dois osciloscópios, para medir o tempo de resposta tanto na saída do TEG como no conversor *boost* com o MPPT.

## 5.2 Procedimento experimental

Em relação ao procedimento experimental, foram realizadas um conjunto de simulações que tiveram como objetivo a caracterização do comportamento do módulo termoelétrico e do desempenho do circuito *boost*, através da quantificação das tensões, corrente e potência elétrica relativamente às diferenças de temperaturas, número de módulos em série, e valor da carga  $R_{Load}$ .

Deste modo, um principal objetivo deste trabalho é avaliar as principais aplicabilidades da extração da energia térmica corporal com o auxílio de geradores de energia termoelétrica (TEG) juntamente com um sistema *boost* com MPPT, para carregar ou manter a carga da bateria especificada na Tabela 7.

Numa primeira fase, procedeu-se à análise dos valores de tensão, corrente e potência gerada por 1, 2, 4 e 6 geradores termoelétricos em série, para as seguintes temperaturas:

- Lado quente,  $T_h$ : 36.1°C; Lado frio,  $T_c$ : 15°C;
- Lado quente,  $T_h$ : 36.1°C; Lado frio,  $T_c$ : 18°C;
- Lado quente,  $T_h$ : 36.1°C; Lado frio,  $T_c$ : 28°C;
- Lado quente,  $T_h$ : 37.2°C; Lado frio,  $T_c$ : 15°C;
- Lado quente,  $T_h$ : 37.2°C; Lado frio,  $T_c$ : 18°C;
- Lado quente,  $T_h$ : 37.2°C; Lado frio,  $T_c$ : 28°C.

As temperaturas do lado quente correspondem às temperaturas médias do corpo humano, que vão dos 36.1 °C ao 37.2 °C, de acordo com a literatura.

As temperaturas do lado frio correspondem à temperatura ambiente, sendo considerados os valores 15°C, 18°C e 28°C a temperatura ambiente baixa, média e quente, respetivamente.

Após isso, foi feita uma análise de qual a melhor carga,  $R_{Load}$ , com o objetivo de aumentar a eficácia do *boost* de tensão com o MPPT. Os valores escolhidos foram 15  $\Omega$ , 50  $\Omega$ , 100  $\Omega$ , e 150  $\Omega$ .

Por fim, foram feitas as simulações, tendo no total sido feitos 96 ensaios para encontrar o número de geradores termoelétricos mais adequado.

### **5.3 Comentário Conclusivo**

Neste capítulo foi então apresentada e caracterizada toda a unidade experimental utilizados no estudo experimental no âmbito do presente trabalho dissertativo. Neste contexto, numa primeira secção foram apresentados todos os materiais utilizados durante todo o processo experimental, nomeadamente o módulo termoelétrico e o circuito de simulação e modelagem realizado na ferramenta SIMULINK do Matlab, da *MathWorks*.

De seguida, foram descritas as etapas realizadas no procedimento experimental, bem como todas as metodologias utilizadas neste estudo experimental para a otimização do desempenho da simulação, e, conseqüentemente, a obtenção de melhores resultados na caracterização do gerador termoelétrico.

De acordo com esta ordem, no capítulo seguinte, irá ser apresentado todos os resultados obtidos experimentalmente neste estudo, procedendo-se à sua análise e discussão.

# Capítulo 6 – Análise e discussão dos resultados

Neste capítulo, inicia-se a apresentação dos resultados com o objetivo principal de demonstrar o comportamento do gerador termoeletrico e do circuito *boost* com MPPT, através de variações de parâmetros que influenciam o seu desempenho, nomeadamente a diferença das temperaturas entre o lado quente e o lado frio do gerador termoeletrico, mas também avaliar a eficácia do circuito *boost* com MPPT no aumento da tensão de saída do gerador, através da variação da resistência da carga,  $R_{Load}$ .

Como já foi mencionado no capítulo anterior, as simulações foram feitas para seis diferenças de temperatura e quatro resistências de carga diferentes, e após ter feito as simulações na ferramenta SIMULINK do MATLAB, os resultados foram agrupados em duas partes: resultados obtidos através da variação da temperatura, mantendo fixo o número de módulos em série, resistência da carga,  $R_{Load}$  e resistência interna  $R_{in}$ ; resultados obtidos através da variação da resistência da carga,  $R_{Load}$ , mantendo fixo a variação da temperatura, número de módulos em série e resistência interna.

De modo a que as simulações realizadas no trabalho experimental fossem equiparáveis, os mesmos foram realizados sempre no mesmo computador e mesma versão do Matlab.

## 6.1 Resultados da simulação feita na ferramenta SIMULINK do MATLAB

Numa primeira instância, foram feitas as simulações na ferramenta SIMULINK do Matlab, de acordo com os parâmetros mencionados no procedimento experimental no capítulo anterior. Os resultados apresentam-se nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 7 - Resultados da simulação para uma temperatura ambiente variável e uma temperatura corporal fixa de 36.1°C

Temperaturas (°C)		Nº de células em série	$R_{in}$ (Ω)	Carga $R_{Load}$ (Ω)	Corrente (A)		Potência (W)		Tensão (V)			
$T_{ambiente}$	$T_{corpo}$				S/boost	C/boost	S/boost	C/boost	S/boost	C/boost		
15	36.1	1	0.7	15	0.282	0.032	0.057	0.031	0.200	0.968		
				50		0.027		0.036		1.344		
				100		0.020		0.040		2.011		
				150		0.017		0.042		2.504		
		2	2×0.7	15	0.291	0.067	0.119	0.066	0.410	1.000		
				50		0.042		0.086		2.075		
				100		0.031		0.094		3.066		
				150		0.0253		0.096		3.796		
		4	4×0.7	15	0.309	0.108	0.260	0.174	0.846	1.162		
				50		0.065		0.208		3.227		
				100		0.047		0.221		4.699		
				150		0.038		0.224		5.785		
		6	6×0.7	15	0.311	0.143	0.416	0.309	1.337	2.151		
				50		0.084		0.354		4.207		
				100		0.061		0.370		6.085		
				150		0.050		0.372		7.472		
		18	36.1	1	0.7	15	0.245	0.033	0.042	0.016	0.171	0.489
						50		0.022		0.024		1.101
						100		0.017		0.028		1.677
						150		0.014		0.032		2.098
2	2×0.7			15	0.250	0.054	0.088	0.044	0.351	0.517		
				50		0.035		0.060		1.733		
				100		0.026		0.067		2.580		
				150		0.021		0.068		3.203		
4	4×0.7			15	0.261	0.090	0.191	0.120	0.732	1.343		
				50		0.054		0.148		2.718		
				100		0.040		0.158		3.978		
				150		0.033		0.161		4.907		
6	6×0.7			15	0.280	0.119	0.309	0.216	1.105	1.798		
				50		0.071		0.253		3.558		
				100		0.052		0.267		5.186		

28		1	0.7	150	0.107	0.042	0.008	0.269	0.078	6.353
				15		0.009		0.001		0.135
				50		0.007		0.003		0.361
				100		0.006		0.004		0.592
				150		0.005		0.005		0.762
		2	2×0.7	15	0.113	0.017	0.018	0.004	0.156	0.251
				50		0.012		0.008		0.619
				100		0.010		0.010		0.978
				150		0.008		0.010		1.241
		4	4×0.7	15	0.1117	0.031	0.0253	0.014	1.589	0.458
				50		0.021		0.022		1.04
				100		0.019		0.025		1.589
				150		0.013		0.026		1.992
		6	6×0.7	15	0.118	0.043	0.061	0.028	0.518	0.646
				50		0.028		0.040		1.406
				100		0.021		0.045		2.114
				150		0.018		0.046		2.633

Tabela 8 - Resultados da simulação para uma temperatura ambiente variável e uma temperatura corporal fixa de 37.2°C

Temperaturas (°C)		Nº de células em série	$R_{in}$ (Ω)	Carga $R_{Load}$ (Ω)	Corrente (A)		Potência (W)		Tensão (V)	
$T_{ambiente}$	$T_{corporal}$				S/boost	C/boost	S/boost	C/boost	S/boost	C/boost
15	37.2	1	0.7	15	0.300	0.044	0.063	0.028	0.211	0.653
				50		0.029		0.040		1.420
				100		0.021		0.046		2.133
				150		0.018		0.047		2.655
		2	2×0.7	15	0.305	0.071	0.132	0.076	0.432	1.065
				50		0.044		0.096		2.200
				100		0.032		0.105		3.245
				150		0.027		0.107		4.014
		4	4×0.7	15	0.326	0.115	0.288	0.197	0.883	1.719
				50		0.068		0.233		3.413
				100		0.045		0.246		4.963
				150		0.041		0.249		6.107
		6	6×0.7	15	0.343	0.152	0.465	0.347	1.355	2.281
				50		0.089		0.395		4.446
				100		0.064		0.412		6.422

				150		0.053		0.414		7.882		
18	1	0.7	0.258	15	0.047	0.035	0.047	0.019	0.184	0.532		
				50		0.024		0.028		1.186		
				100		0.018		0.032		1.799		
				150		0.0150		0.035		2.247		
	2	2×0.7	0.263	0.099	15	0.099	0.059	0.099	0.052	0.376	0.883	
					50		0.037		0.069		1.858	
					100		0.028		0.076		2.758	
					150		0.023		0.078		3.42	
	4	4×0.7	0.281	0.215	15	0.215	0.096	0.215	0.139	0.766	1.443	
					50		0.058		0.169		2.904	
					100		0.042		0.180		4.230	
					150		0.035		0.182		5.229	
	6	6×0.7	0.298	0.348	15	0.348	0.129	0.348	0.248	1.167	1.927	
					50		0.076		0.288		3.796	
					100		0.055		0.303		5.503	
					150		0.045		0.305		6.763	
28	1	0.7	0.123	0.011	0.011	0.011	0.011	0.002	0.088	0.168		
						50		0.009		0.004	0.437	
						100		0.007		0.005	0.71	
						150		0.006		0.006	0.905	
	2	2×0.7	0.125	0.023	0.023	0.023	0.021	0.023	0.006	0.182	0.318	
							50		0.015		0.011	0.737
							100		0.012		0.013	1.151
							150		0.010		0.014	1.454
	4	4×0.7	0.133	0.049	0.049	0.049	0.037	0.049	0.020	0.370	0.550	
							50		0.024		0.030	1.221
							100		0.019		0.034	1.850
							150		0.015		0.036	2.31
	6	6×0.7	0.138	0.079	0.079	0.079	0.051	0.079	0.039	0.577	0.769	
							50		0.033		0.054	1.64
							100		0.025		0.060	2.448
							150		0.020		0.062	3.041

Retirados os valores destas simulações, passamos à análise de resultados.

## 6.2 Análise dos resultados em função da variação da temperatura

Para poder analisar os resultados de acordo com a variação do gradiente de temperatura entre as faces dos geradores, foram, numa primeira instância, fixados os seguintes parâmetros:

- Número de módulos em série: seis;
- Valor da resistência interna,  $R_{in} = 6 \times 0.7 \Omega$ ;
- Valor da resistência da carga,  $R_{Load} = 100 \Omega$ ;
- Tempo da simulação: 1 s.

Na figura 30 podemos observar o gráfico resultante da variação do gradiente de temperatura com a corrente, potência e tensão, aos terminais do TEG e aos terminais do circuito *boost*.

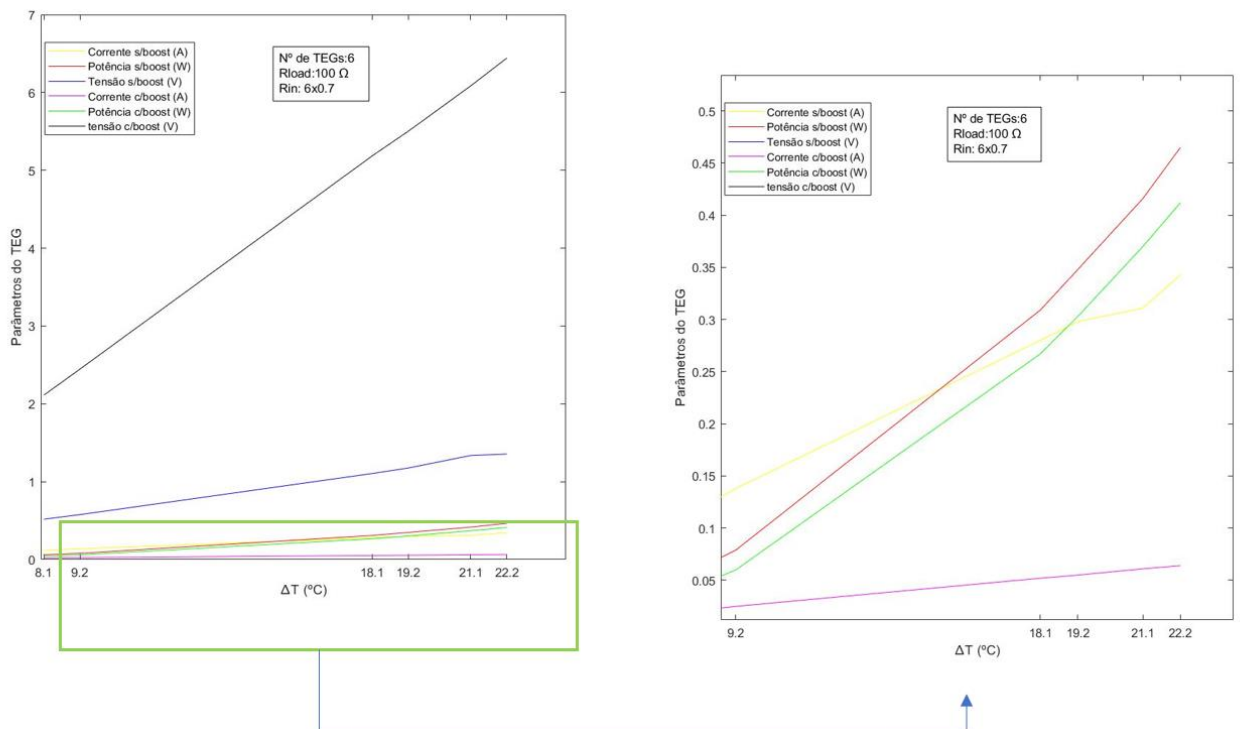


Figura 30 - Gráfico da variação dos parâmetros do TEG em função da temperatura, com e sem boost

Numa primeira instância, observando o gráfico da Figura 30, podemos verificar que, aos terminais do gerador termoelétrico, tanto a tensão de saída como a corrente de saída do gerador termoelétrico aumentam linearmente com o aumento da diferença de temperatura, e

consequentemente, a potência de saída varia de forma quadrática pois a potência resulta do produto dessas duas grandezas.

Tal efeito é justificado pelas diferenças nos gradientes entre as duas faces do gerador termoelétrico, e concluímos que, quanto maior for este gradiente, maior será a tensão de saída e corrente de saída, aumentando assim a potência de saída do TEG.

Concluímos então que, para uma aplicação no corpo humano onde este esteja em contacto com a face quente do gerador e o lado frio esteja em contacto com a temperatura ambiente, é tanto mais favorável quanto a temperatura ambiente seja mais baixa em relação à temperatura do corpo humano, o que quer dizer que é melhor o aproveitamento em ambientes frios, e que é menos favorável a utilização de geradores termoelétricos com o corpo humano em ambientes quentes, como se pode verificar pela imagem da Figura 31, onde foi aplicado um *step-up* na temperatura do lado frio, parando num valor igual ao lado quente. Podemos verificar que à medida que o gradiente de temperaturas entre os lados quente e frio do módulo diminui, a tensão, potência e corrente decaem, até chegar ao zero, que é quando já não existe gradiente.

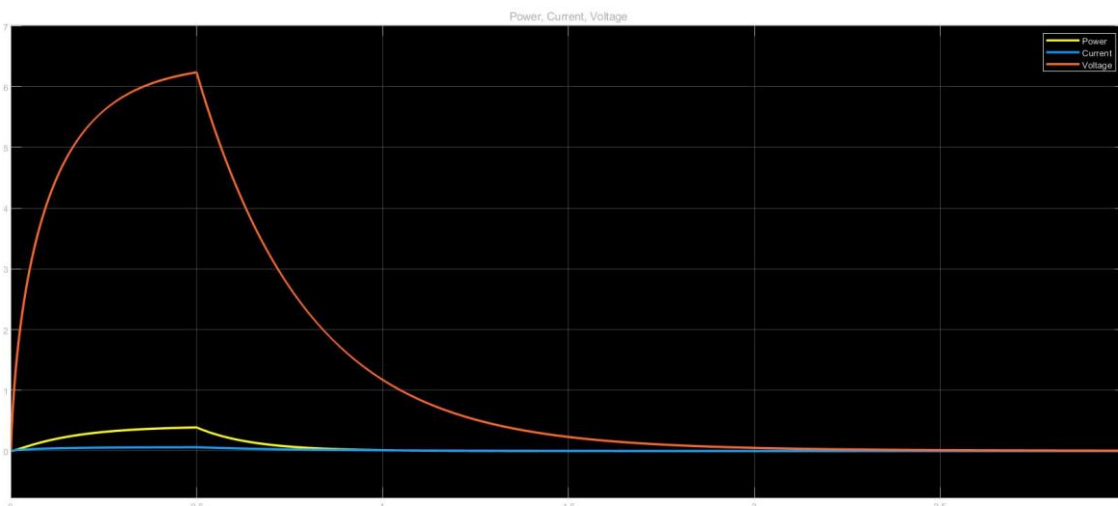


Figura 31 - Gráfico da variação da saída de tensão, corrente e potência do TEG, de acordo com a diminuição do gradiente de temperatura.

No entanto, podemos verificar que as tensões de saída nos terminais dos geradores não são muito altas. Por exemplo, para as condições descritas no gráfico da Figura 30, para a maior variação de temperatura verifica-se um valor de saída de tensão de apenas 1.355 V, o que é um valor muito baixo para qualquer aplicação em *wearables*.

Posto isto, ao analisar a tensão de saída nos terminais do *boost* de tensão com o MPPT, os resultados são muito mais favoráveis. Como se pode ver no gráfico da figura 30, aumentam de maneira linear de acordo com a temperatura, e são muito mais altas do que as tensões de saída nos terminais do gerador. No entanto, e característico dos conversores *boost*, a corrente diminui, pois, é sacrificada para o aumento da tensão. Tendo isto em conta, a potência também diminui, mas não significativamente, como podemos observar no gráfico.

No entanto, esta diminuição de corrente não é muito grave, pois a maioria das baterias utilizadas nos dispositivos *wearable*, possuem uma corrente de carregamento baixa. Por exemplo, a empresa HeartIn criou uma camisola inteligente (Figura 32 a)) que realiza eletrocardiogramas com precisão médica de nível clínico. Esta camisola possui dois nanoelectrodos têxteis embutidos que não necessitam de cabos ou adesivos normalmente utilizados num eletrocardiograma. Os nanoelectrodos estão colocados no interior da camisola, ao nível do peito, com condutores que correm para a manga esquerda. A unidade portátil (Figura 32 b)) do ECG possui uma bateria recarregável que dura até 12 horas, e prende-se na manga esquerda, onde se conecta a um smartphone via Bluetooth.

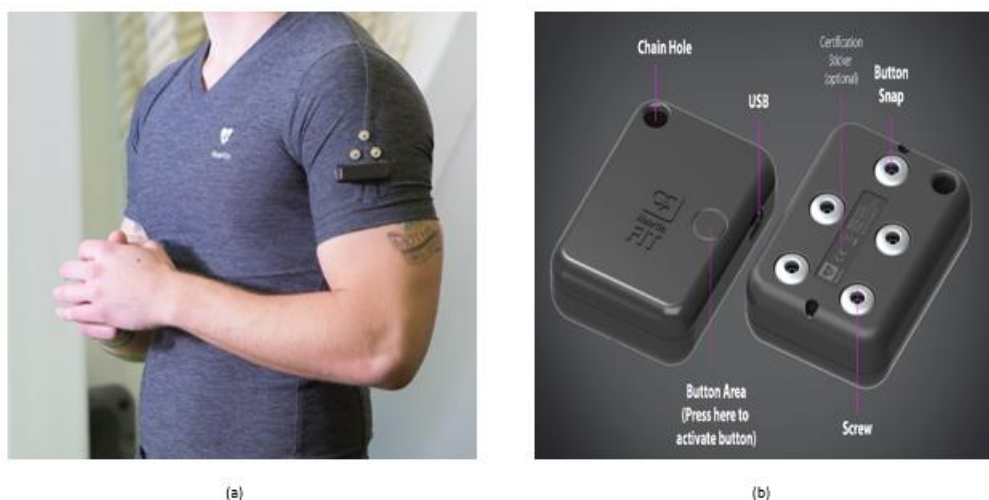


Figura 32 - Camisola da HeartIn: a) aspeto, b) unidade portátil [32]

A bateria utilizada no módulo ECG é uma bateria distribuída pela Chongqing VDL Electronics, e as suas especificações estão explícitas na tabela 9.

Tabela 9 - Especificações da bateria

<b>Nº do modelo</b>	401030	
<b>Tipo</b>	Polímero de Lítio	
<b>Capacidade Nominal</b>	95 mAh	Descarga: 0.2 mA Tensão de <i>cut off</i> : 3V por célula
<b>Tensão nominal</b>	3.7 V	Descarga: 0.2 mA Tensão de <i>cut off</i> : 3V por célula
<b>Dimensões</b>	4×10×35 mm	
<b>Ciclos de Vida</b>	>500 ciclos	
<b>Corrente de carregamento</b>	19 mA	Carregamento normal
<b>Tensão de carregamento</b>	4.2 V	
<b>Tensão de carregamento máximo</b>	4.23 V	
<b>Corrente de carregamento</b>	95 mA	1.0CmA

“fast charge”		Descarga: 95 mA
---------------	--	-----------------

Como se pode observar na tabela acima, esta bateria necessita de uma corrente de carregamento de 19 mA num carregamento normal e 95 mA num carregamento rápido, e de uma tensão de carregamento nominal de 4.2 V com máximo em 4.23 V.

Olhando para a Tabelas 7 e 8, conseguimos encontrar vários valores que satisfazem estas necessidades, como:

- À temperatura ambiente de 18°C e temperatura corporal de 37.2°C, com 4 TEGs, a tensão de saída no terminal do circuito *boost* é de 4.23 V e de corrente é de 0.042 A.
- À temperatura ambiente de 15°C e temperatura 36.1°C, a tensão de saída no terminal do circuito *boost* é de 4.21 V e de corrente é de 0.084 A.

Conclui-se então que a utilização do circuito *boost* com MPPT é justificada e necessária.

### 7.3 Análise dos resultados em função da resistência da carga

Para poder analisar os resultados de acordo com a variação da resistência da carga, foi, numa primeira instância, fixado os seguintes parâmetros:

- Número de módulos em série: seis;
- Diferença de temperatura: 22.2°C;
- Valor da resistência interna,  $R_{in} = 6 \times 0.7\Omega$ ;
- Tempo de simulação: 1 s

Na Figura 33 podemos observar o gráfico da variação da corrente, potência e tensão aos terminais do *boost*, em resultado da variação da resistência de carga..

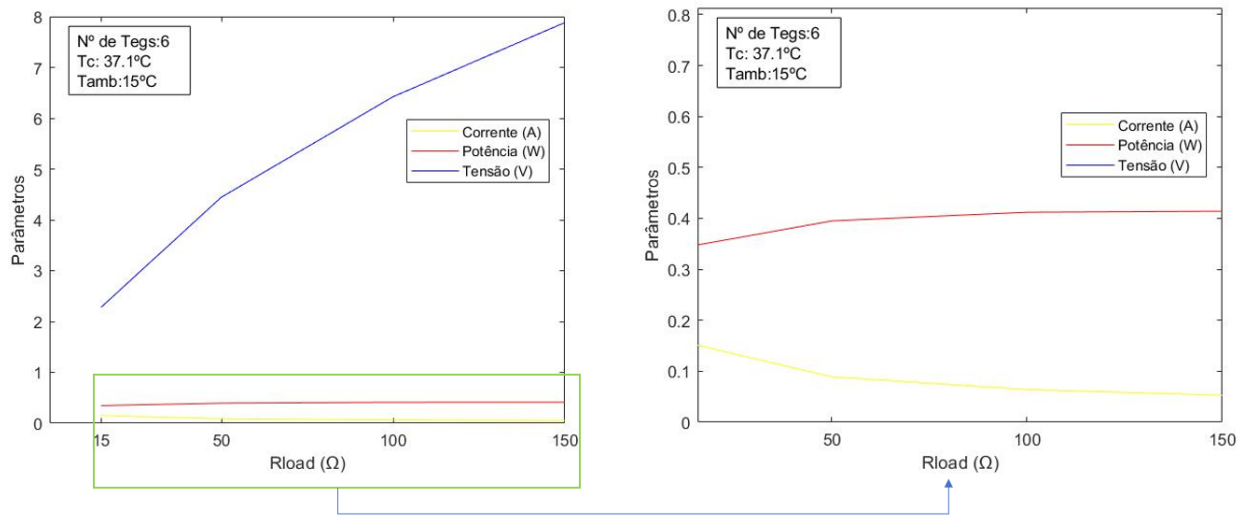


Figura 33 - Gráfico da variação da corrente, potência e tensão em função da variação da carga

Como podemos observar no gráfico, à medida que a resistência da carga aumenta, a tensão e potência aumentam, mas a corrente diminui. Isto mostra que quase toda a potência gerada pelo TEG pode ser transferida para a saída através do MPPT, mesmo sem correspondência da impedância, o que é importante no que toca ao dimensionamento do circuito.

Este facto pode ser também comprovado, quando, se varia a resistência da carga entre  $R_{Load} = R_{in}$  e  $150 \Omega$ , como se mostra a Figura 34.

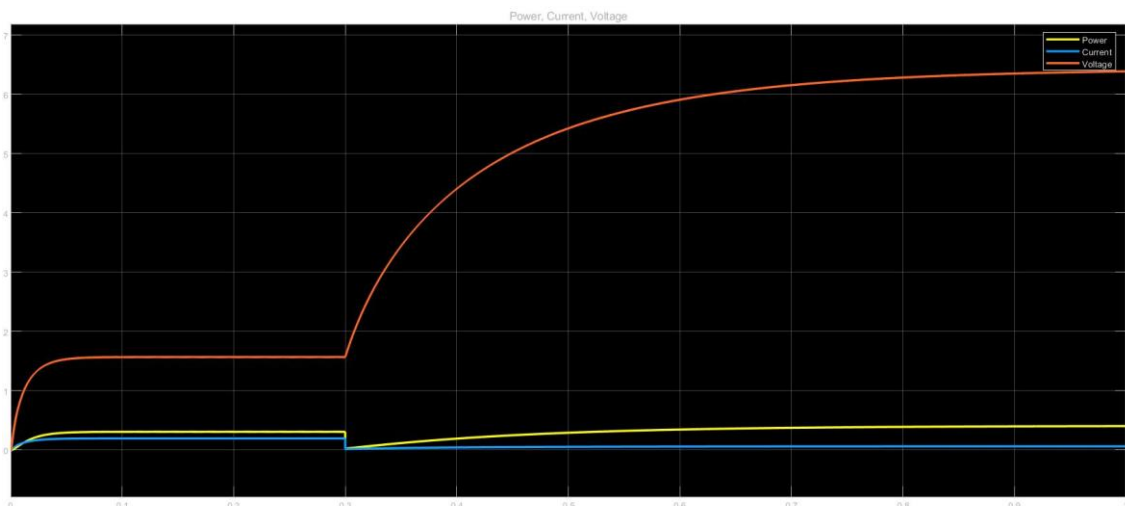


Figura 34 - Gráfico da variação dos parâmetros do TEG em função da variação da resistência da carga.

Como se pode verificar, quando existe correspondência entre a impedância, o circuito *boost* não funciona, e a potência, corrente e tensão mantêm-se iguais. Quando ultrapassamos esse valor, existe um aumento da tensão de saída do *boost*, e um decréscimo na potência que

volta a incrementar outra vez, o que prova que este sistema pode ser usado para otimizar e dimensionar vários circuitos e dispositivo.

## Capítulo 7 - Conclusão

Atualmente, existe um interesse crescente em fontes de energia renováveis, principalmente em aplicações que exigem altos níveis de energia. Existe também um interesse crescente em dispositivos eletrônicos presentes em larga escala na vida cotidiana, como dispositivos *wearable* para a monitorização da saúde.

O uso de baterias não é suficiente para garantir um ciclo de trabalho ininterrupto. Assim, a associação de tais dispositivos com o uso de algum sistema de aproveitamento de energia é uma abordagem muito interessante. Principalmente se esta colheita de energia for feita a partir do corpo humano, visto que os dispositivos *wearable* estão em constante contacto com o mesmo.

Estes sistemas de aproveitamento e captação de energia podem ser de vários tipos, e captar energias de diferentes naturezas. A energia mecânica do corpo humano pode ser colhida por conversores eletrostáticos ou piezoelétricos, a energia eletromagnética pode ser colhida através de circuitos ressonantes, e, finalmente, a energia térmica pode ser colhida através do calor que o corpo humano dissipa.

Neste contexto, e de forma a colmatar o problema dos níveis relativamente baixos de energia coletada, o presente trabalho teve como objetivo a análise e otimização de sistemas com geradores termoelétricos para aproveitamento da energia do corpo humano, através de simulações no software Matlab, com gradientes de temperatura típicos que existem entre o corpo humano e o ambiente, com o intuito de estudar os parâmetros e condições ótimas para a sua aplicação em dispositivos *wearable*, dando o exemplo da alimentação de uma bateria utilizada numa camisola com um ECG embutido.

Através da simulação geradores termoelétricos em série juntamente com um circuito *boost* com um MPPT, inferiu-se que a captação da energia do corpo humano fornece uma potência variável dependendo de fatores como: o gradiente de temperatura existente, o número de geradores termoelétricos utilizados, e a eficiência do conversor *boost* utilizado.

Analisando os resultados dos gráficos e simulações, conclui-se que, quanto maior o gradiente de temperatura e maior número de geradores termoelétricos, maior é a potência obtida. Desfecha-se também que utilizar apenas geradores termoelétricos sem *boost* não é uma situação viável para a sua utilização em *wearables*, pois seria necessária uma grande quantidade destes, o que limitaria o movimento natural do corpo e diminuiria fortemente o conforto do utilizador.

Conclui-se também que, teoricamente, se consegue alimentar uma bateria de um *wearable* com a utilização de quatro geradores termoelétricos a uma temperatura ambiente de 15°C e temperatura corporal de 37.2°C.

Em suma, embora os ensaios experimentais tenham sido efetuados em computador e não seja possível analisar a influência de certas variáveis, como as condições do meio ambiente, a correta colocação do gerador termoelétrico na pele e os processos de perda de calor na pele associados à transpiração, as simulações efetuadas permitiram vislumbrar boas potencialidades

de aplicações para o sistema. Ademais, os resultados obtidos enquadram-se integralmente no objetivo deste trabalho dissertativo.

## Referências bibliográficas

- [1] L. Atzori, A. Iera, and G. Morabito, “The Internet of Things: A survey,” *Comput. Networks*, vol. 54, no. 15, pp. 2787–2805, 2010.
- [2] L. M. Castano and A. B. Flatau, “Smart fabric sensors and e-textile technologies: A review,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 23, no. 5, 2014.
- [3] S. Hiremath, G. Yang, and K. Mankodiya, “Wearable Internet of Things: Concept, Architectural Components and Promises for Person-Centered Healthcare,” pp. 304–307, 2014.
- [4] C. Maleville, “Engineered substrates for Moore and more than Moore’s law: Device scaling: Entering the substrate era,” *2015 IEEE SOI-3D-Subthreshold Microelectron. Technol. Unified Conf. S3S 2015*, no. 2, 2015.
- [5] Kumar *et al.*, “The Design of a Thermoelectric Generator and Its Medical Applications,” *Designs*, vol. 3, no. 2, p. 22, 2019.
- [6] R. J. M. Vullers, R. van Schaijk, I. Doms, C. Van Hoof, and R. Mertens, “Micropower energy harvesting,” *Solid. State. Electron.*, vol. 53, no. 7, pp. 684–693, 2009.
- [7] R. Riemer and A. Shapiro, “Biomechanical energy harvesting from human motion: Theory, state of the art, design guidelines, and future directions,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–13, 2011.
- [8] A. Harb, “Energy harvesting: State-of-the-art,” *Renew. Energy*, vol. 36, no. 10, pp. 2641–2654, 2011.
- [9] A. Nozariasbmarz *et al.*, “Review of wearable thermoelectric energy harvesting: From body temperature to electronic systems,” *Appl. Energy*, vol. 258, no. April, p. 114069, 2020.
- [10] M. A. Hannan, S. Mutashar, S. A. Samad, and A. Hussain, “Energy harvesting for the implantable biomedical devices: Issues and challenges,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 13, no. 1, pp. 1–23, 2014.
- [11] H. G. Yeo, T. Xue, S. Roundy, X. Ma, C. Rahn, and S. Trolier-McKinstry, “Strongly (001) Oriented Bimorph PZT Film on Metal Foils Grown by rf-Sputtering for Wrist-Worn Piezoelectric Energy Harvesters,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 28, no. 36, pp. 1–9, 2018.
- [12] C. R. Saha, T. O’Donnell, N. Wang, and P. McCloskey, “Electromagnetic generator for harvesting energy from human motion,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 147, no. 1, pp. 248–253, 2008.
- [13] M. Hattori, “NII-Electronic Library Service,” *Chem. Pharm. Bull.*, no. 43, p. 2091, 2002.
- [14] L. B. Silverio, “Análise De Um Condicionador De Ar Automotivo Utilizando O Efeito,” p. 72, 2012.
- [15] J. Eduardo and G. Martinho, “Avaliação do potencial da aplicabilidade de geradores termoelétricos na gestão técnica de edifícios,” 2014.
- [16] S. B. Riffat, X. Ma, and R. Wilson, “Performance simulation and experimental testing of a novel thermoelectric heat pump system,” *Appl. Therm. Eng.*, vol. 26, no. 5–6, pp. 494–501, 2006.

- [17] P. D. E. P. E. M. Física and E. D. O. Alves, “Propriedades Físicas do Semicondutor Bi<sub>2</sub>Te<sub>3</sub>,” 2007.
- [18] L. Gonçalves, “Microsistema Termoelétrico Baseado em Teluretos de Bismuto e Antimônio,” *Vasa*, 2008.
- [19] Z. Lu, H. Zhang, C. Mao, and C. M. Li, “Silk fabric-based wearable thermoelectric generator for energy harvesting from the human body,” *Appl. Energy*, vol. 164, pp. 57–63, 2016.
- [20] C. S. Kim *et al.*, “Structural design of a flexible thermoelectric power generator for wearable applications,” *Appl. Energy*, vol. 214, no. January, pp. 131–138, 2018.
- [21] L. J. Yang Yang, Dong Xu Guo, “A Prototype of an Implantable Thermoelectric Generator for Permanent Power Supply to Body Inside a Medical Device,” *Tech. Inst. Phys. Chem. Chinese Acad. Sci.*, vol. 8, 2014.
- [22] C. S. Kim *et al.*, “Self-Powered Wearable Electrocardiography Using a Wearable Thermoelectric Power Generator,” *ACS Energy Lett.*, vol. 3, no. 3, pp. 501–507, 2018.
- [23] X. Li, S. Mahmoud, R. K. Al-Dadah, and A. Elsayed, “Thermoelectric cooling device integrated with PCM heat storage for ms patients,” *Energy Procedia*, vol. 61, no. 0, pp. 2399–2402, 2014.
- [24] A. Proto *et al.*, “Thermal energy harvesting on the bodily surfaces of arms and legs through a wearable thermo-electric generator,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 6, 2018.
- [25] J. Y. H. Cho and S. P. J. Lee, “A study on skin temperature distribution of the human body as fundamental data for developing heat energy harvesting clothing,” vol. 14, no. 3, pp. 435–444, 2011.
- [26] N. Zaproudina, V. Varmavuo, O. Airaksinen, and M. Närhi, “Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals,” *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 4, pp. 515–524, 2008.
- [27] P. Webb, “Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions,” *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 64, no. 5, pp. 471–476, 1992.
- [28] A. Lay-Ekuakille, G. Vendramin, A. Trotta, and G. Mazzotta, “Thermoelectric generator design based on power from body heat for biomedical autonomous devices,” *2009 IEEE Int. Work. Med. Meas. Appl. MeMeA 2009*, pp. 1–4, 2009.
- [29] H. P. Wong and Z. Dahari, “Human body parts heat energy harvesting using thermoelectric module,” *2015 IEEE Conf. Energy Conversion, CENCON 2015*, pp. 211–214, 2015.
- [30] I. The MathWorks, “Getting Started Guide R 2013 b,” p. 95, 2013.
- [31] H. Mamur and Y. Çoban, “A detailed modeling of thermoelectric generator for maximum power point tracking,” *Turkish J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, pp. 1–16, 2019.
- [32] “ECG T-shirt Delivers Continuous Monitoring | Health Tech Insider.” [Online]. Available: <https://healthtechinsider.com/2019/01/29/ecg-t-shirt-delivers-continuous-monitoring/>. [Accessed: 02-Mar-2020].

## Anexo A

Código para a realização do gráfico da figura 30 no MATLAB

```
x=[8.1, 9.2, 18.1, 19.2, 21.1, 22.2]; %dif de temp

y1=[0.118,0.138,0.280,0.298,0.311,0.343]; %corrente s/boost

y2=[0.061,0.079,0.309,0.348,0.416,0.465]; %potencia s/boost

y3=[0.518,0.577,1.105,1.176,1.337,1.355]; %tensao s/boost

y4=[0.021,0.025,0.052,0.055,0.061,0.064]; %corrente c/boost

y5=[0.045,0.060,0.267,0.303,0.370,0.412]; %potencia c/boost

y6=[2.114,2.448,5.186,5.503,6.085,6.442]; %tensao c/boost

plot(x,y1,'y');
hold on
plot(x,y2,'r');
hold on
plot(x,y3,'b');
hold on;
plot(x,y4,'m');
hold on;
plot(x,y5,'g');
hold on;
plot(x,y6,'k');
xticks([8.1 9.2 18.1 19.2 21.1 22.2]) % valores de x
xticklabels({'8.1','9.2','18.1','19.2','21.1','22.2'})
hold off;
```

Código para a realização do gráfico da figura 33 no MATLAB:

```
x=[15,50,100,150]; %valores de Rload

y1=[0.152, 0.089, 0.064, 0.053]; %valores de corrente

y2=[0.347,0.395,0.412,0.414] %valores de potencia
```

```
y3=[2.281,4.446, 6.422,7.882] %valores de tensao
```

```
plot(x,y1,'y');
```

```
hold on
```

```
plot(x,y2,'r');
```

```
hold on
```

```
plot(x,y3,'b');
```

```
xticks([15 50 100 150])
```

```
xticklabels({'15','50','100','150'})
```

```
hold off;
```