



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Ciências da Saúde

Desenvolvimento de pequenos geradores de energia a partir da temperatura corporal

João André Castro Vieira

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Ciências Biomédicas
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutora Maria do Rosário Alves Calado

Covilhã, Junho de 2019

Dedicatória

Dedico esta dissertação, no geral, à minha família e amigos mais próximos que sempre me apoiaram nos momentos mais difíceis na elaboração deste trabalho.

Em particular dedico à Maria Eugénia, minha mãe, que apesar da enorme distância nos separar nunca desistiu de ser o pilar da minha força de vontade e da minha determinação nesta etapa difícil da minha vida. Mãe, tu que sempre me recomfortaste nos dias mais negros da minha vida agradeço-te eternamente do fundo do meu coração. Com a tua ajuda, com o teu esforço, com a tua luta constante nesta vida conseguiste proporcionar todas as condições que tenho e fazer de mim aquilo que sou hoje, o meu muito obrigado!

Ricardo Vieira, Pai, dedico-te também este trabalho pois sem a tua incansável ajuda a universidade não seria possível! Pai, tu que apesar de teres trabalhado sempre nos horários mais difíceis tiveste o cuidado de verificar se estava tudo bem comigo nunca me faltando nada.

Francisco, meu irmão, tu que ainda és novo o meu muito obrigado por estares sempre do meu lado e teres proporcionado todos aqueles momentos de lazer, todas aquelas perguntas acerca do meu bem-estar, que me aliviaram do stress nos períodos escolares mais complicados.

Dedico este trabalho a Deus todo o Poderoso, pois o seu poder divino serve de amparo nos momentos mais difíceis do dia a dia. Ele é a Luz que indica o caminho, que dá vontade de sonhar mais alto mesmo quando tudo aparenta não ter solução. Sem Ele, as adversidades da vida não contribuiriam para o sucesso pois, «Deus quer, o Homem sonha e a Obra nasce» - Fernando Pessoa.

Agradecimentos

A realização deste trabalho foi possível graças à contribuição de várias pessoas. Desejo agradecer a todos aqueles que de alguma forma apoiaram-me na realização deste trabalho dissertativo.

Agradeço, em primeiro lugar, à minha orientadora Professora Doutora Maria do Rosário Alves Calado, pela oportunidade que me foi dada ao trabalhar no laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de telecomunicações, pela sua ajuda em sugestões, conhecimentos e orientações disponibilizadas no decorrer dos semestres que contribuíram para o desenvolvimento e aperfeiçoamento deste trabalho. Sem a sua contínua persistência na obtenção dos materiais necessários à componente prática não seria possível a conclusão deste trabalho.

Agradeço ao Mestre João Fermeiro que sempre se mostrou disponível em todas as ocasiões que requisitei o seu conhecimento e a sua ajuda, principalmente no decorrer da componente prática nas instalações do laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de Telecomunicações.

Agradeço eternamente aos meus Pais e ao meu irmão que apesar de não terem estado presencialmente durante grande parte do percurso do meu último ano de Mestrado em Ciências Biomédicas manifestaram sempre o seu amor e o seu apoio incondicional nos momentos em que senti maior dificuldade para contornar os meus obstáculos.

Resumo

A população mundial está aumentando exponencialmente à medida que o tempo passa, assim como, a constante procura de energia. A este ritmo, estima-se que as fontes de energia não renováveis se extingam num futuro próximo. É então necessário recorrer a fontes alternativas de energia como o “energy harvesting” para que se consiga satisfazer os sistemas mais básicos. O “energy harvesting” está associado à captação de pequenas quantidades de energia através de vários sistemas, seja através do sol, de sistemas à base de vibrações ou através de processos fisiológicos humanos como a movimentação ou a temperatura corporal. Neste trabalho o conceito “energy harvesting” está associado à captação da energia baseada na disponibilização de energia térmica no corpo humano, uma vez que, existe um gradiente em relação à temperatura do meio ambiente. Através de dispositivos termoelétricos essa energia poderá ser captada e armazenada, utilizando para o efeito, sistemas eletrônicos de condicionamento. Será proposto um sistema de captação de energia térmica do corpo humano, definindo-se a matriz de módulos termoelétricos e sua interligação, bem como o circuito de condicionamento e de armazenagem de energia. Será caracterizado o sistema do ponto de vista de disponibilização de energia, em função da área de colocação de módulos e dos gradientes de temperatura presentes.

Palavras-chave

Captação de energia, GET, efeito termoelétrico, dispositivos médicos, temperatura corporal.

Abstract

The world's population is increasing exponentially as time passes as the constant demand for energy. At this rate it is estimated that non-renewable sources of energy will be extinguished in a near future. Alternative energy sources such as energy harvesting are therefore required to be able to feed the most basic systems. Energy harvesting is associated with the uptake of small amounts of energy through various systems whether through the sun, vibrations, or through human physiological processes such as movement or body temperature. In this work, the concept of "energy harvesting" is associated to energy capture based on the availability of thermal energy in the human body since there is a gradient in relation to the temperature of the environment. Through thermoelectric devices this energy can be captured and stored using electronic conditioning systems. It will be proposed a system for capturing thermal energy from the human body, defining the matrix of thermoelectric modules and their interconnection, as well as the circuit of conditioning and energy storage. The system will be characterized from the point of view of energy availability, depending on the area of module placement and the available temperature gradients.

Keywords

Energy harvesting, TEG, thermoelectric effect, medical devices, body temperature.

Desenvolvimento de pequenos geradores de energia a partir da temperatura corporal

Índice

1. Introdução	1
2. Efeito Termoelétrico	3
2.1 - Efeito de Seebeck.....	5
2.2 - Efeito de Peltier.....	7
2.3 - Efeito de Thomson	8
2.4 - Arrefecimento por Peltier	10
2.4.1 - Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-n	11
2.4.2 - Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-p	12
2.4.3 -Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-n e do tipo-p	13
3. Estado da Arte.....	15
3.1- Combinação de Geradores Termoelétricos com ultracondensadores para dispositivos de diagnóstico humano de baixa potência	16
3.2- Captação de energia termoelétrica a partir do calor corporal para a alimentação de dispositivos.....	22
4. Patentes	26
4.1- “Mecanismo de captação de energia para dispositivos médicos”	26
4.2- “Captação de energia para dispositivos médicos implantados”	27
4.3- “Sistemas de captação de energia <i>in Situ</i> para dispositivos médicos implantados”	29
5. Enquadramento biológico das potencialidades de utilização energética da temperatura corporal	30
5.1- Captação de energia em diferentes zonas do Corpo Humano	32
6. Estudo Experimental.....	38
6.1- Componente Experimental	38
6.1.1- Unidade Experimental	39
6.1.2- Equipamento auxiliar.....	42
6.2- Procedimento Experimental	46
6.3- Comentário Conclusivo	51
7. Análise e Discussão dos Resultados	52
7.1- Resultados da captação de energia termoelétrica a partir do calor do corpo humano..	53
7.2- Resultados da captação de energia termoelétrica através do aquecimento do módulo termoelétrico	56
8. Conclusão.....	63
9. Referências Bibliográficas	65

Lista de Figuras

- Figura 1 - Ilustração da detecção do efeito de Seebeck num termopar.
- Figura 2 - Representação do efeito Seebeck.
- Figura 3 - Representação do efeito de Peltier.
- Figura 4 - Representação esquemática do efeito de Thomson.
- Figura 5 - Representação do interior de um módulo termoelétrico.
- Figura 6 - Diagrama de bandas de energia típico de um semicondutor tipo-n.
- Figura 7 - Arrefecimento por Peltier com semicondutor tipo-n.
- Figura 8 - Diagrama de bandas de energia típico de um semicondutor do tipo-p.
- Figura 9 - Arrefecimento por Peltier com semicondutor tipo-p.
- Figura 10 - Representação em série de um par constituído por semicondutores do tipo-n e do tipo-p.
- Figura 11 - Arrefecimento por Peltier por múltiplos componentes termoelétricos.
- Figura 12 - Combinação da tecnologia GET com equipamentos desportivos.
- Figura 13 - Comparação de 2 geradores termoelétricos sob condições normais (A) e sob condições de vento (B).
- Figura 14 - Comparação de 2 geradores termoelétricos sob condições sem corrida (C) e com corrida (D).
- Figura 15 - Representação do estudo do equipamento GET num ambiente interno e externo.
- Figura 16 - Representação esquemática de 4 formas possíveis de integração de um TEH em roupas.
- Figura 17 - Representação da potência gerada no escritório dependendo do modo de integração do TEH numa camisa.
- Figura 18 - Representação de uma vista lateral de uma forma de incorporação de um sistema de captação de energia para um pacemaker cardíaco.
- Figura 19 - Posicionamento do dispositivo de captação de energia na vasculatura humana.
- Figura 20 - Representação de um dispositivo implantável numa artéria.
- Figura 21 - Representação em diagrama de blocos do protótipo do circuito de reforço utilizado na experiência de H. Wong e Z. Dahari.
- Figura 22 - Representação gráfica da potência no LED em função da temperatura das diferentes partes do corpo humano.
- Figura 23 - Módulo termoelétrico utilizado na fase experimental.
- Figura 24 - Ilustração do módulo termoelétrico e respetivas dimensões.
- Figura 25 - Sistema de Captação de energia: Kit ADEH-K-A da Adaptive Power Management.
- Figura 26 - Multímetro digital (modelo UNI-T UT61D), adquirido pelo laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de telecomunicações da Universidade da Beira Interior.

Figura 27 - Estação de solda ATTEM 8586 utilizada na atividade experimental.

Figura 28 - Termómetro digital infravermelho-laser GS320.

Figura 29 - Materiais auxiliares utilizados na segunda fase do procedimento experimental.

Figura 30 - Prolongamento dos fios de condução eléctrica do módulo termoeléctrico.

Figura 31 - Soldagem dos conectores à placa de captação de energia do kit ADEH-K-A.

Figura 32 - Montagem do sistema de captação de energia termoeléctrica.

Figura 33 - Medição das tensões e correntes eléctricas da placa de captação de energia.

Figura 34 - Gráfico das tensões produzidas no módulo termoeléctrico em função da sua colocação nas diferentes áreas do corpo humano.

Figura 35 - Gráfico das tensões produzidas pelo kit ADEH-K-A em função das temperaturas das diferentes áreas do corpo.

Figura 36 - Gráfico das tensões produzidas no kit ADEH-K-A em função das temperaturas impostas na face quente do módulo termoeléctrico.

Figura 37.1 - Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 1).

Figura 37.2 - Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 2).

Figura 37.3 - Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 3).

Figura 37.4 - Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 4).

Figura 38.1 - Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 1).

Figura 38.2 - Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 2).

Figura 38.3 - Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 3).

Figura 38.4 - Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 4).

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Representação dos resultados da simulação utilizando o software LTspice da atividade realizada por H. Wong e Z. Dahari.

Tabela 2 - Representação dos resultados experimentais da atividade realizada por H. Wong e Z. Dahari.

Tabela 3 - Medição da temperatura e da potência gerada no LED para cada uma das diferentes partes do corpo humano.

Tabela 4 - Parâmetros de funcionamento do módulo termoelétrico para a temperatura do lado quente a 250°C e temperatura do lado frio a 30°C.

Lista de Acrónimos

GRP	Gabinete de Relações Públicas
UBI	Universidade da Beira Interior
GET	Geradores de energia termoelétrica
TEG	Thermoelectric generator
TEH	Thermoelectric energy harvesting
MTE	Módulo Termoelétrico
EMF	Força eletromotriz

1. Introdução

A constante procura de energia, à semelhança da população mundial, tem aumentado exponencialmente à medida que o tempo passa pelo que, a este ritmo, estima-se que as fontes de energia não renováveis se extingam num futuro próximo. É então necessário recorrer a fontes alternativas de energia como o “energy harvesting” para que se consiga satisfazer sistemas mais básicos como os dispositivos de diagnóstico humano que, por sua vez, são compostos principalmente por sensores corporais de baixa potência mas que desempenham um papel fundamental na prevenção de doenças e no monitoramento das condições de saúde [1].

Atualmente, o método de fornecimento de energia para estes sistemas básicos é a bateria tradicional e, por ser opção principal, resulta frequentemente na sua substituição e consequente poluição ambiental. Desse modo, o “energy harvesting” vem colmatar essa situação contribuindo para a exploração de energias limpas e sustentáveis para substituir as baterias.

O conceito de “energy harvesting” está associado à captação de pequenas quantidades de energia através de vários sistemas, seja através do sol, de sistemas à base de vibrações ou através de processos fisiológicos humanos como a movimentação ou a temperatura corporal. Os sistemas de captação de energia à base de vibrações são possíveis devido ao efeito piezoelétrico, ou seja, são possíveis devido à carga elétrica que é acumulada em materiais sólidos especialmente cristais e algumas cerâmicas em resposta a um *stress* mecânico aplicado. Ocorre a geração de eletricidade na direção transversal (90 graus) da direção de uma determinada força aplicada nos materiais piezoelétricos [2]. Alguns exemplos de materiais naturais que demonstram piezoelectricidade são a Berlinite ($AlPO_4$), um mineral de fosfato raro que é estruturalmente idêntico ao quartzo, o quartzo e o topázio. Deste modo a palavra piezoelectricidade significa eletricidade que é resultante da pressão [2]. Por outro lado, os sistemas de captação de energia através da diferença de temperatura baseiam-se no efeito termoelétrico, o qual se refere a fenômenos através dos quais uma diferença de temperatura cria um potencial elétrico ou um potencial elétrico cria uma diferença de temperatura [2].

Esses fenômenos podem ser separadamente identificados, nomeadamente o efeito Seebeck que diz respeito à produção de um potencial elétrico entre duas junções de condutores de materiais diferentes, quando os mesmos estão a diferentes temperaturas, e o efeito Peltier que corresponde à produção de um gradiente de temperatura na junção de dois condutores de materiais diferentes num circuito fechado quando submetidos a uma determinada tensão elétrica [3].

Alguns materiais que mostram propriedades termoelétricas são o Selênio, o Telúrio, o Silício, e o Germânio [2].

Contudo, neste trabalho, o conceito “energy harvesting” está associado à captação da energia baseada na disponibilização de energia térmica no corpo humano, uma vez que, existe um gradiente em relação à temperatura do meio ambiente. Através de dispositivos termoelétricos essa energia pode ser captada e armazenada, utilizando para o efeito, sistemas eletrônicos de condicionamento. Assim, será proposto um sistema de captação de energia térmica do corpo humano, definindo-se a matriz de módulos termoelétricos e sua interligação, bem como o circuito de condicionamento e de armazenagem de energia. Será também caracterizado o sistema do ponto de vista de disponibilização de energia, em função do local de colocação de módulos e dos gradientes de temperatura disponíveis.

2. Efeito Termoelétrico

O primeiro dos efeitos termoelétricos, o efeito Seebeck, foi descoberto em 1821 por um físico, Thomas Johann Seebeck, enquanto estudava sobre fenômenos termoelétricos. T.J. Seebeck conseguiu demonstrar que uma força eletromotriz poderia ser produzida aquecendo a junção entre dois condutores elétricos diferentes [4].

O efeito Seebeck pode ser demonstrado através da ligação entre condutores de metais diferentes, por exemplo, cobre e ferro. As outras extremidades resultantes da ligação dos condutores dos metais diferentes devem ser aplicadas aos terminais de um galvanômetro (instrumento que é capaz de medir a intensidade e o sentido de uma corrente elétrica entre dois pontos) ou aplicadas a um voltímetro sensível que meça a diferença de potencial entre esses dois pontos. Se a junção entre os condutores for aquecida, verifica-se que o medidor registra uma pequena tensão elétrica.

A Figura 1 ilustra um esquema em que os dois condutores formam um termopar e a forma como é detectado o efeito de Seebeck.

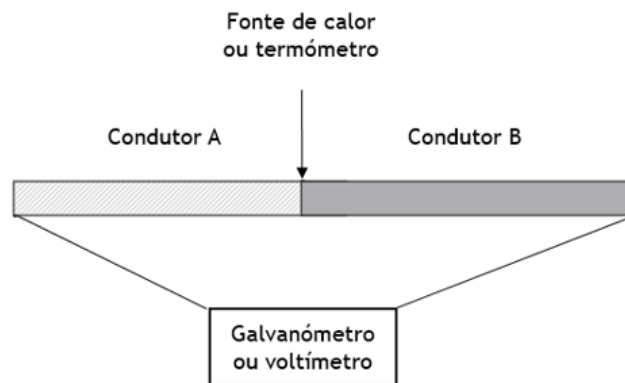


Figura 1- Ilustração da detecção do efeito de Seebeck num termopar. A amplitude da tensão termoelétrica é proporcional à diferença entre a temperatura na junção do termopar e aquela nas ligações com o medidor, ou seja, quanto maior for essa diferença de temperatura maior será a tensão elétrica medida. Imagem adaptada de [4].

Treze anos mais tarde (1834) depois de T.J. Seebeck alcançar a sua descoberta, Jean Charles Athanase Peltier, um fabricante de relógios francês, observou o segundo dos efeitos termoelétricos, nomeadamente o efeito de Peltier. J. Peltier descobriu que a passagem de uma corrente elétrica através de um termopar produz um pequeno efeito de aquecimento ou arrefecimento, dependendo do sentido da corrente. O efeito Peltier é bastante difícil de demonstrar utilizando termopares metálicos, uma vez que é sempre acompanhado pelo efeito de aquecimento Joule. Se usarmos a disposição mostrada na Figura 1, o efeito Peltier pode ser demonstrado, em princípio, substituindo o medidor por uma fonte de corrente elétrica contínua e colocando um pequeno termómetro na junção do termopar [4].

Inicialmente, não se percebeu imediatamente que os fenómenos de Seebeck e de Peltier são dependentes um do outro. No entanto, essa interdependência foi reconhecida alguns anos mais tarde, em 1855, por William Thomson. Ao aplicar a teoria da termodinâmica ao problema, W. Thomson conseguiu estabelecer uma relação entre os coeficientes que descrevem os efeitos de Seebeck e de Peltier. A sua teoria também mostrou que deveria haver um terceiro efeito termoelétrico, existente num condutor homogéneo. Esse efeito é agora conhecido como o efeito de Thomson e consiste no aquecimento ou arrefecimento reversível quando existem circulação de corrente elétrica e gradiente de temperatura [4].

Hoje em dia, sabemos que a corrente elétrica resulta do movimento de eletrões, que podem ter diferentes níveis energéticos em diferentes materiais, através de um condutor. Quando uma corrente passa de um material para outro, a energia transportada pelos eletrões é alterada e essa a diferença de energia contribui para o aquecimento ou arrefecimento na junção dos materiais, assim como, o efeito de Peltier. Da mesma forma, quando a junção é aquecida, os eletrões adquirem a capacidade de passar do material no qual o nível energético é inferior para aquele em que a sua energia é maior, originando, desse modo, uma força eletromotriz [4].

O trabalho de W. Thomson demonstrou que um termopar é um tipo de motor térmico e que pode ser usado como um dispositivo para gerar eletricidade a partir do calor ou, como alternativa, podem ser utilizados como fontes caloríficas ou fontes arrefecedoras. Contudo, como os efeitos termoelétricos reversíveis são sempre acompanhados por fenómenos irreversíveis de aquecimento e condução térmica, geralmente os termopares são bastante ineficientes [4].

A física e a ciência dos materiais termoelétricos desenvolveram-se principalmente durante dois períodos de forte atividade. No primeiro período, nomeadamente nas três décadas de 1821 a 1851, os efeitos básicos de termoelectricidade foram descobertos e compreendidos a nível macroscópico, a sua aplicação à termometria, a geração de energia e refrigeração foram também igualmente reconhecidas. No segundo período, já no final da década de 1930, começaram 20 anos de progresso que levaram a uma compreensão microscópica da termoelectricidade e do desenvolvimento dos materiais termoelétricos que conhecemos e usamos hoje. O impulso de investigação nas áreas da física e da ciência dos materiais termoelétricos verificou-se por quase uma década, mas a atividade foi diminuindo por volta de 1970 [5].

Como já mencionado anteriormente, o efeito termoelétrico consiste na conversão direta de diferenças de temperatura em tensão elétrica e vice-versa. Um dispositivo termoelétrico tem a capacidade de criar uma tensão quando há uma diferença de temperatura entre as extremidades do dispositivo e por outro lado, quando é aplicada uma tensão, a mesma cria uma diferença de temperatura. À escala atômica, um gradiente de temperatura quando aplicado, faz com que os portadores de carga no material correspondente sejam capazes de se difundir do lado quente para o lado frio.

O termo conhecido como "efeito termoelétrico" engloba três efeitos separadamente identificados, nomeadamente: o efeito Seebeck, o efeito Peltier e o efeito Thomson.

2.1 - Efeito de Seebeck

O efeito Seebeck é definido como o fenómeno em que uma diferença de temperatura entre as junções de dois materiais condutores diferentes, provoca o aparecimento de uma diferença de potencial [2].

A Figura 2 representa o efeito de Seebeck.

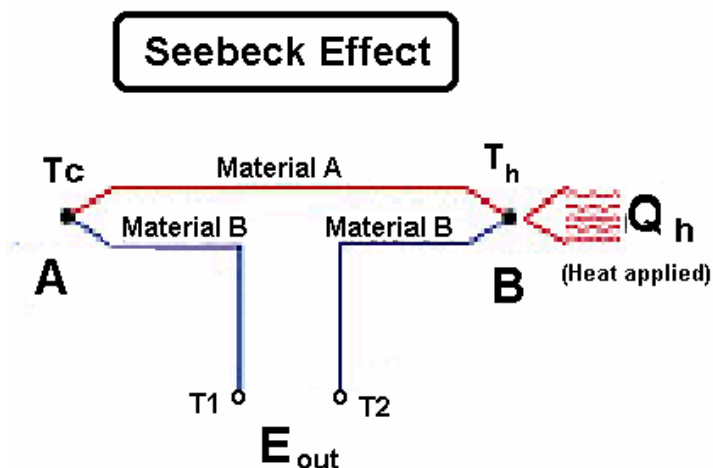


Figura 2- Representação do efeito Seebeck. Imagem retirada de [6].

Como ilustrado na Figura 2, os condutores são dois metais distintos designados como material A e material B. A temperatura de junção em A é utilizada como referência e é mantida a uma temperatura relativamente baixa (T_c). A temperatura da junção em B, por outro lado, é utilizada como temperatura maior (T_h). Ao aplicar calor na junção B, uma tensão de saída $E(out)$ aparecerá entre os terminais T1 e T2 e, portanto, uma corrente elétrica fluirá continuamente neste circuito fechado. Esta tensão é conhecida como a força eletromotriz (emf) de Seebeck, que pode ser expressa através da equação (1):

$$E(out) = \alpha (T_h - T_c) \quad (1)$$

Onde:

- $\alpha = \frac{dE}{dT} = \alpha_A - \alpha_B$
- α é o coeficiente de Seebeck ou (coeficiente de energia termoelétrica) entre os dois materiais, A e B, positivo quando a direção da corrente elétrica é igual à direção da corrente térmica. A sua unidade é V / K.
- $E(out)$ é a tensão de saída em Volt.
- T_h e T_c dizem respeito às temperaturas das junções quente e fria, respetivamente, em Kelvin.

Este efeito encontra-se relacionado com o movimento de eletrões, ou seja, quando um material ou um semicondutor é aquecido numa das suas extremidades e arrefecido na outra, os eletrões tendem a deslocar-se da região mais quente para a região mais fria. Isto deve-se ao facto de os eletrões na região com a temperatura mais elevada tornarem-se mais energéticos, deslocando-se assim para a zona onde os níveis de energia são mais reduzidos[6].

Deste modo, quando dois materiais com coeficiente de Seebeck diferentes estão ligados entre si e, nas suas junções existe uma diferença de temperatura, origina-se uma corrente elétrica num circuito fechado.

2.2 - Efeito de Peltier

O efeito Peltier é o fenômeno oposto ao efeito de Seebeck e corresponde à produção de um gradiente de temperatura na junção de dois condutores de materiais diferentes quando são submetidos a uma determinada tensão elétrica num circuito fechado [2].

Na Figura 3 é demonstrado o efeito de Peltier.

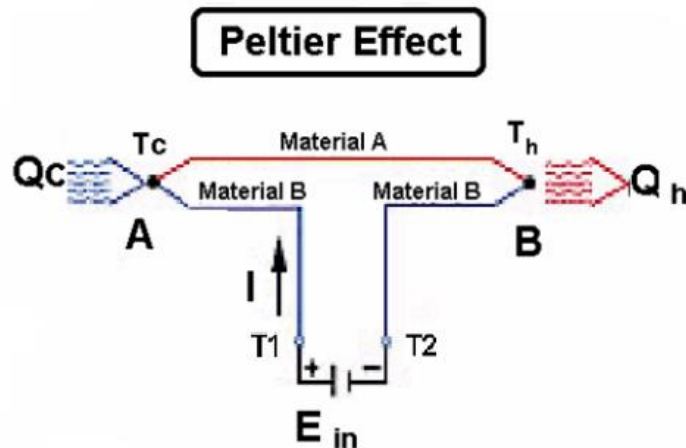


Figura 3- Representação do efeito de Peltier. Imagem retirada de [6].

Como podemos observar através da Figura 3 o circuito foi modificado para obter uma configuração diferente que ilustra o Efeito Peltier. Se uma tensão $E(in)$ for aplicada aos terminais T1 e T2, uma corrente elétrica (I) fluirá no circuito.

Como resultado do fluxo de corrente elétrica, um leve efeito de arrefecimento (Q_c) ocorrerá na junção do termopar A (onde o calor é absorvido), e um efeito de aquecimento (Q_h) ocorrerá na junção B (onde o calor é libertado). Esse efeito pode ainda ser revertido através de uma mudança na direção do fluxo de corrente elétrica que por sua vez, será responsável pela alteração na direção do fluxo de calor [6].

Contudo, o aquecimento através do efeito de Joule, com amplitude $I^2 \times R$ (onde R é a resistência elétrica), também ocorre nos condutores como resultado do fluxo da corrente elétrica e, por operar em oposição ao efeito de Peltier, acaba por provocar uma redução do arrefecimento disponível [6].

O efeito Peltier pode ser expresso matematicamente através da equação (2):

$$Q_c \text{ or } Q_h = \beta \times I = (\alpha T) \times I \quad (2)$$

Onde:

- β é o coeficiente diferencial de Peltier (em Volt) entre os dois materiais A e B.
- I é o fluxo de corrente elétrica em Ampere.
- Q_c e Q_h são as taxas de arrefecimento e aquecimento, respetivamente, em (W/m²).
- α é o coeficiente de Seebeck.
- T é a Temperatura absoluta em (°C)

2.3 - Efeito de Thomson

O efeito de Thomson descreve o aquecimento ou arrefecimento de um condutor elétrico, quando este é atravessado por uma corrente elétrica e exposto a um determinado gradiente térmico[2].

De acordo com o efeito Thomson, quando uma corrente elétrica passa através de um condutor com um determinado gradiente de temperatura ao longo de seu comprimento, o calor será absorvido ou dissipado pelo condutor. Esse calor tem a particularidade de ser absorvido ou dissipado dependendo da direção da corrente elétrica e do gradiente de temperatura [6].

Esse fenómeno é conhecido como o efeito Thomson e está representado na Figura 4.

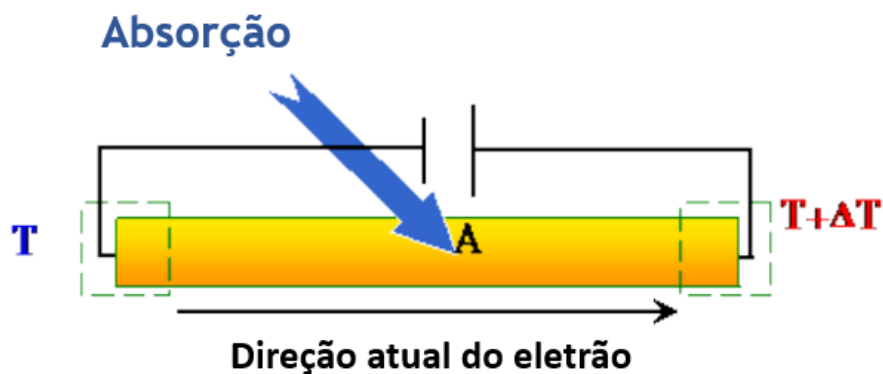


Figura 4- Representação esquemática do efeito de Thomson. Imagem adaptada de [6].

Desenvolvimento de pequenos geradores de energia a partir da temperatura corporal

O efeito de Thomson relaciona os coeficientes de Seebeck e Peltier e pode ser representado pela equação (3):

$$\pi = \alpha T \quad (3)$$

Onde:

- π corresponde ao coeficiente de Peltier.
- α é o coeficiente de Seebeck.
- T diz respeito à temperatura absoluta da junção do condutor elétrico.

Contudo, o efeito de Thomson é geralmente desprezado para os dispositivos termoelétricos, uma vez que, o calor absorvido ou dissipado pelo efeito de Thomson tem proporções bastantes inferiores ao do Peltier.

2.4 - Arrefecimento por Peltier

No mundo da tecnologia termoelétrica, o telureto de bismuto (Bi_2Te_3) é geralmente o material escolhido para os semicondutores aplicados para a produção do efeito Peltier, uma vez que, estes podem ser facilmente otimizados para o “bombeamento de calor” [6].

Como já mencionado, o efeito de Peltier ocorre sempre que a corrente elétrica flui através de dois condutores elétricos de materiais diferentes. Dependendo da direção do fluxo de corrente, a junção dos dois condutores absorverá ou libertará calor, ou seja, esse calor será propagado na direção do movimento dos portadores de carga, os elétrons.

Utilizando este tipo de material semicondutor, um dispositivo Peltier, isto é, um módulo termoelétrico, pode ser construído na sua forma mais simples como um único “agregado” de semicondutores que é soldado em cada extremidade a um material eletricamente condutor sendo, geralmente, utilizado um revestimento de cobre. Por outro lado, ainda nessa configuração é utilizado um segundo material com diferente composição necessário para o funcionamento do efeito Peltier, nomeadamente as vias de ligação em cobre que ligam a fonte de alimentação ao módulo termoelétrico [6].

Os conversores termoelétricos utilizados para o arrefecimento Peltier, também dominados como refrigeradores termoelétricos ou refrigeradores de Peltier, fazem uso do efeito de Peltier. São caracterizados por serem dispositivos sólidos que têm a capacidade de converter a energia elétrica num gradiente de temperatura. Por sua vez, são constituídos por uma estrutura em coluna de elementos termoelétricos (semicondutores do tipo-p e semicondutores do tipo-n) ligados em série através de junções metálicas, que vai permitir a circulação da corrente elétrica por todos os elementos termoelétricos que lhe estão associados.

Estes elementos termoelétricos encontram-se isolados por duas placas de cerâmica paralelas que, por sua vez, têm a particularidade de possuir uma boa condutividade térmica e uma baixa resistividade elétrica [6].

A Figura 5 ilustra um módulo termoelétrico.

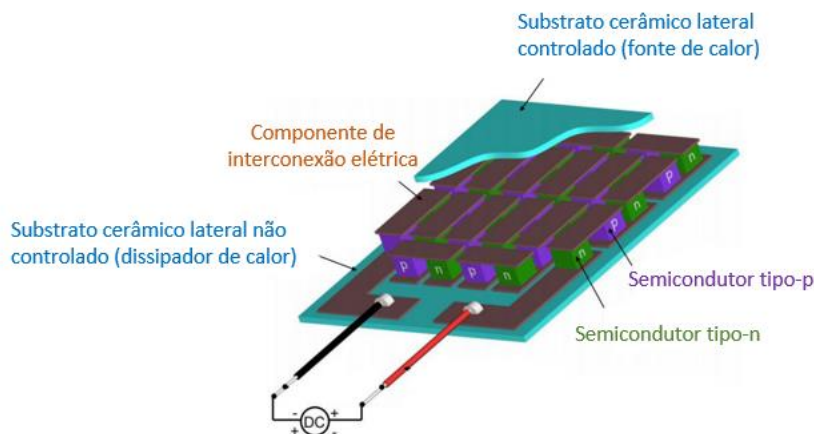


Figura 5- Representação do interior de um módulo termoelétrico. Imagem adaptada de [6].

2.4.1 - Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-n

Na indústria termoelétrica os materiais semicondutores “tipo-n” podem ser utilizados para formar os elementos termoelétricos que constituem os módulos termoelétricos. Esses semicondutores do tipo-n são fabricados de modo a que os elétrons sejam os transportadores de carga para originar o efeito de Peltier.

A Figura 6 ilustra um diagrama de bandas de energia característico dos semicondutores do tipo-n.

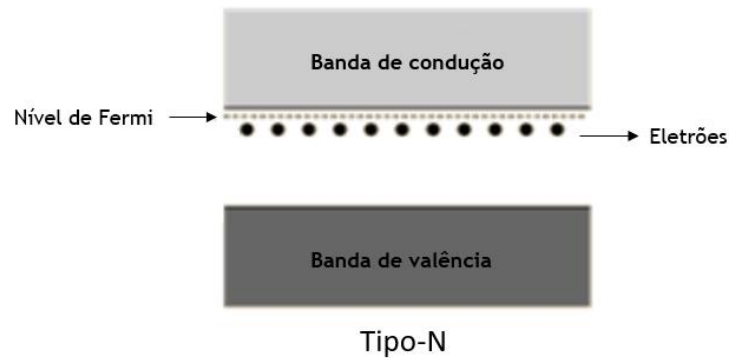


Figura 6- Diagrama de bandas de energia típico de um semicondutor tipo-n. O semicondutor do tipo-n possui elétrons extra no seu nível de Fermi, ou seja, no seu nível de energia mais elevado. Imagem adaptada de [6].

Na Figura 7 é demonstrado como o material semicondutor do tipo-n pode ser utilizado para o arrefecimento por efeito de Peltier.

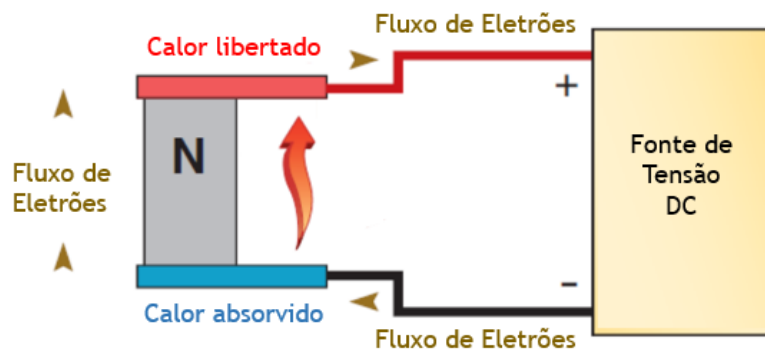


Figura 7- Arrefecimento por Peltier com semicondutor do tipo-n. Imagem adaptada de [6].

Como demonstrado na Figura 7, através de uma fonte de tensão DC ligada ao componente termoelétrico, os elétrons são repelidos pelo pólo negativo e atraídos pelo pólo positivo da fonte. Em consequência dessa atração, os elétrons que estão no nível de Fermi (nível de energia mais elevado) movem-se na direção ao terminal positivo, libertando calor e criando buracos no nível de Fermi. Devido ao fornecimento contínuo de corrente, os elétrons movem-se da banda de valência (faixa de energia mais baixa adquirida pelos elétrons) para o nível de Fermi, no qual absorvem a energia da junção. Deste modo, os elétrons fluem através do material do tipo-n de baixo para cima (Figura 7), o calor é absorvido na junção inferior e transferido ativamente para a junção superior[6].

Assim, podemos afirmar que no arrefecimento por Peltier utilizando semicondutores do tipo-n, o calor é absorvido na junção próximo ao terminal negativo e o calor é libertado na junção próxima do terminal positivo.

2.4.2 - Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-p

Os semicondutores do “tipo-p” também podem ser utilizados na construção dos elementos termoelétricos que constituem os módulos termoelétricos.

A Figura 8 ilustra um diagrama de bandas de energia característico dos semicondutores do tipo-p.

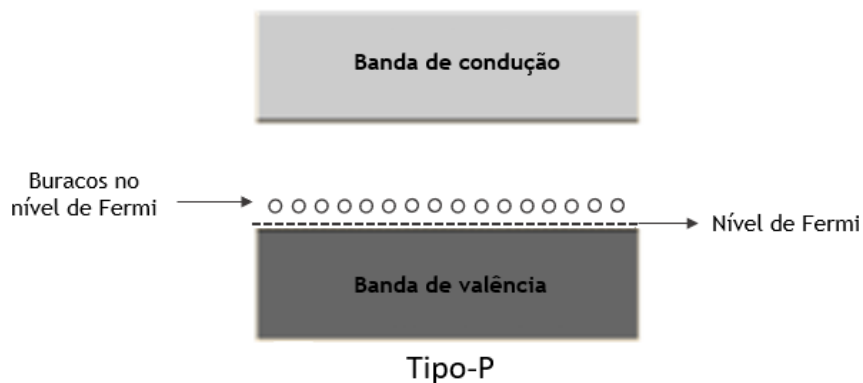


Figura 8- Diagrama de bandas de energia típico de um semicondutor do tipo-p. O semicondutor do tipo-p possui buracos no nível de energia mais elevado, ou seja, no nível de Fermi. Imagem adaptada de [6] .

Na Figura 9 é representado como o material semiconductor do tipo-p pode ser utilizado para o arrefecimento por efeito de Peltier.

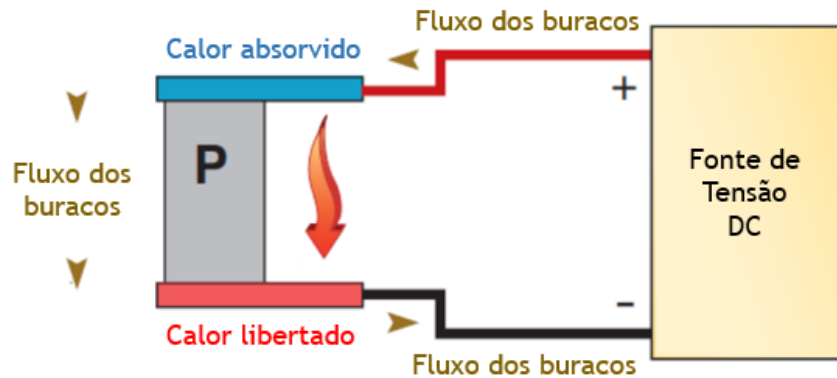


Figura 9- Arrefecimento por Peltier com semiconductor do tipo-p. Imagem adaptada de [6].

No caso do arrefecimento por Peltier com semiconductor do tipo-p, quando a corrente DC é aplicada através do circuito, como ilustrado na Figura 9, os buracos do nível de Fermi são atraídos para o terminal negativo da fonte. Em resultado dessa atração, os buracos movem-se em direção ao terminal negativo, libertando calor, e devido ao fornecimento contínuo de corrente, os furos da banda de condução movem-se para o nível Fermi, absorvendo o calor da junção [6].

Desse modo, podemos afirmar que, no arrefecimento por Peltier utilizando semicondutores do tipo-p, o calor é absorvido na junção perto do terminal positivo e o calor é libertado na junção perto do terminal negativo.

2.4.3 -Arrefecimento por Peltier com semicondutores do tipo-n e do tipo-p

Organizando os componentes termoelétricos do tipo-n e do tipo-p em pares, e formando uma junção entre os componentes através de uma interconexão, geralmente revestida por cobre, é possível configurar um circuito em série que permita que todo o calor se transmita na mesma direção.

Na Figura 10 é demonstrado como um par de semicondutores (tipo-n e tipo-p) podem ser associados em série para o arrefecimento por efeito de Peltier.

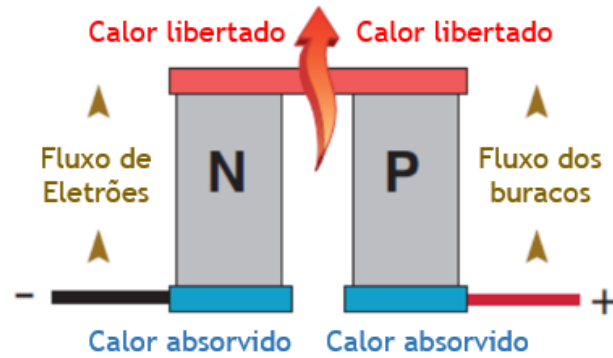


Figura 10- Representação em série de um par constituído por semicondutores do tipo-n e do tipo-p. Imagem adaptada de [6] .

Como ilustrado na Figura 10, a extremidade livre inferior do semicondutor do tipo-p é ligada ao potencial positivo da fonte e a extremidade livre inferior do material semicondutor do tipo-n está ligada de forma semelhante, mas ao potencial negativo da fonte de tensão. Desse modo, como observamos anteriormente, para o material semicondutor do tipo-n, o calor é absorvido na junção próxima ao terminal negativo e, por conseguinte, é libertado na junção próxima ao terminal positivo. Inversamente, para o material do tipo-p, o calor é absorvido na junção próxima ao terminal positivo e libertado na junção próxima ao terminal negativo. Organizando o circuito como na Figura 10, é possível libertar o calor para um lado e absorver do outro [6].

Utilizando estas propriedades especiais do “par da termoelectricidade”, é possível unir muitos componentes termoelétricos em conjuntos retangulares de modo a criar na prática módulos termoelétricos, que possam ser utilizados para o arrefecimento por efeito de Peltier.

Na Figura 11 é demonstrada a associação, em série, de múltiplos componentes termoelétricos, nomeadamente materiais semicondutores do tipo-n e do tipo-p, utilizados no arrefecimento por Peltier.

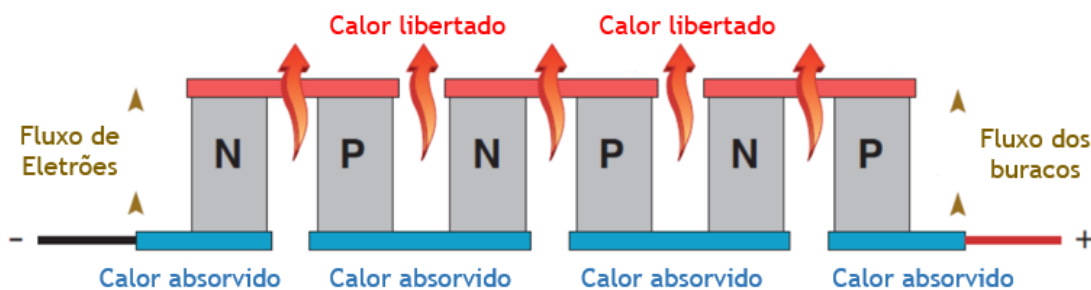


Figura 11- Arrefecimento por Peltier por múltiplos componentes termoelétricos. Imagem adaptada de [6].

3. Estado da Arte

O Estado da Arte como capítulo assume um papel fundamental quando incorporado numa dissertação académica e tem como objetivo fazer uma breve introdução a um conjunto de temas, que servem de pilares para explicar as contribuições da dissertação para o estado de conhecimento atual, ou seja, destina-se a documentar tudo aquilo que está feito atualmente no campo do assunto em estudo, evitando, de certa forma, o investimento em trabalhos já efetuados.

Neste capítulo, serão apresentadas as principais áreas relacionados com o desenvolvimento de pequenos geradores de energia a partir da temperatura corporal nomeadamente, sistemas de captação de energia que tiram proveito da energia térmica fornecida pelo corpo, sistemas de captação de energia termoelétrica para dispositivos com “tecnologia vestível”, a combinação da tecnologia de geradores de energia termoelétrica com a eletrónica, para a alimentação de dispositivos de diagnóstico humano e patentes de mecanismos de captação de energia para dispositivos médicos.

Visto isto, o Estado da Arte é sem dúvida uma das partes mais importantes de todo o trabalho, uma vez que, faz referência ao que já está descoberto sobre as temáticas envolventes na pesquisa da dissertação, apresentando sempre uma atividade crítica e reflexiva, na qual todos os conteúdos apresentados são devidamente referenciados dando sempre o mérito aos autores correspondentes.

3.1- Combinação de Geradores Termoelétricos com ultracondensadores para dispositivos de diagnóstico humano de baixa potência

Um dos assuntos que está relacionado com a temática da dissertação é a descoberta que possibilitou a combinação de geradores termoelétricos com ultracondensadores flexíveis, que podem ser utilizados para gerar energia em dispositivos de diagnóstico humano de baixa potência, nomeadamente sensores de baixa potência. Os pequenos geradores de energia termoelétrica (GET) ou simplesmente geradores termoelétricos, dependem fortemente da energia térmica para a captação da energia proveniente do ambiente externo e têm capacidade para alimentar pequenos sensores de baixa potência. No entanto, este princípio depende fortemente da disponibilização de uma fonte de calor que seja estável [1].

Atualmente, à semelhança do aproveitamento da energia solar para a posterior conversão em eletricidade, investigado em larga escala no trabalho [7], os autores propõem utilizar o gradiente existente entre a temperatura do corpo e a temperatura ambiente para a produção de energia elétrica, tornando possível a ideia e conceção de um gerador de energia a partir do calor do corpo humano. Desse modo, são projetados neste trabalho geradores termoelétricos “vestíveis” para que seja possível integrá-los em roupas que combinam a tecnologia GET com equipamentos de moda desportiva, nomeadamente protetores de pulso, protetores de pernas e faixas de cabeça [1].

A Figura 12 demonstra exemplos de equipamentos desportivos com tecnologia GET projetados pelos próprios autores.



Figura 12- Combinação da tecnologia GET com equipamentos desportivos: (1-protetor de pulso; 2,3- faixa de cabeça; 4- protetor de perna;). Imagem retirada de [1].

O surgimento de um novo tipo de dispositivo de armazenamento de energia eletroquímica de alto desempenho, o ultracondensador flexível, que tem a capacidade de ser dobrado, contribuiu para que os autores deste trabalho conseguissem conjugar de um modo quase perfeito a tecnologia GET em roupa desportiva, colmatando em simultâneo os problemas frequentes do uso de baterias convencionais, nomeadamente a sua constante substituição e poluição ambiental quando descartadas, contribuindo, paralelamente, para a limpeza do meio ambiente [1]. Semelhantemente à tecnologia “vestível” proposta por estes investigadores, existem alguns produtos que conseguem gerar energia, tais como o casaco solar, cerâmicas piezoelétricas e sistemas de captação de energia que combinam energia proveniente das vibrações com energia térmica, no entanto, a maioria deles está sujeita ao ambiente externo, possuem problemas de aparência, problemas na eficiência energética e são deficientes no que diz respeito ao armazenamento energético[1], [3], [8].

O projeto da conjugação da tecnologia GET com roupa desportiva foi então posto à prova, através de uma fase experimental, no qual um conjunto de geradores termoelétricos (GET) foi analisado em vários parâmetros que poderão afetar a eficiência do aproveitamento da energia térmica do corpo humano, nomeadamente: a temperatura ambiente, a temperatura da pele, o vento, a atividade humana e o modo de ligação do módulo do gerador termoelétrico (módulo GET).

Na primeira fase experimental foi feita a análise da influência do vento no gerador termoeletrico e, para isso, os autores necessitaram de utilizar uma ventoinha elétrica regulada para produzir uma velocidade de vento de 2,4 m/s, com o objetivo de acelerar a dissipação de calor do equipamento GET, caso a temperatura no interior do local da experiência fosse 23,5°C.

A Figura 13 mostra os resultados experimentais da influência do vento no gerador termoeletrico num estado de funcionamento estável.

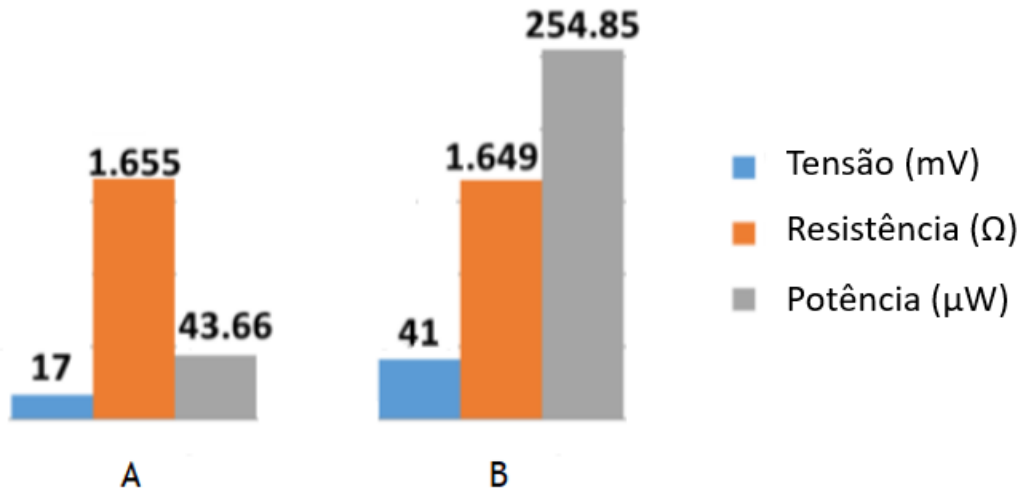


Figura 13- Comparação de 2 geradores termoeletricos sob condições normais (A) e sob condições de vento (B). A velocidade de vento de é de 2,4m/s quando a temperatura no local é de 23,5 °C. Imagem adaptada de [1].

Como podemos observar em (A) - situação sem vento, a eficiência de geração de energia no GET é menor comparativamente com (B) - situação com vento. Em (A), a ausência do vento acabou por influenciar diretamente a temperatura ambiente, ou seja, esta passou a estar a uma temperatura semelhante à do corpo humano, o que resultou num baixo gradiente existente entre as temperaturas corporal e ambiente que, por conseguinte, originou uma baixa eficiência no equipamento GET. Já a tensão do GET sob circunstâncias ventosas (B) é 2 vezes maior que na situação (A), a resistência interna diminuiu ligeiramente e a potência foi cerca de 6 vezes maior do que em condições normais(A), pelo que podemos afirmar que o vento tem uma excelente influência na geração de energia do GET, uma vez que, a geração de energia aumentou significativamente [1].

No que diz respeito à segunda fase experimental os autores analisaram o efeito do movimento humano no gerador termoeletrico (GET). A experiência foi feita no mesmo local, com o movimento a uma velocidade correspondente a 3,5 m/s e com uma temperatura ambiente de 22,8 °C, de modo a que as condições experimentais fossem idênticas às da experiência nº1.

A Figura 14 mostra os resultados experimentais da influência do movimento humano no gerador termoelétrico também num estado de funcionamento estável.

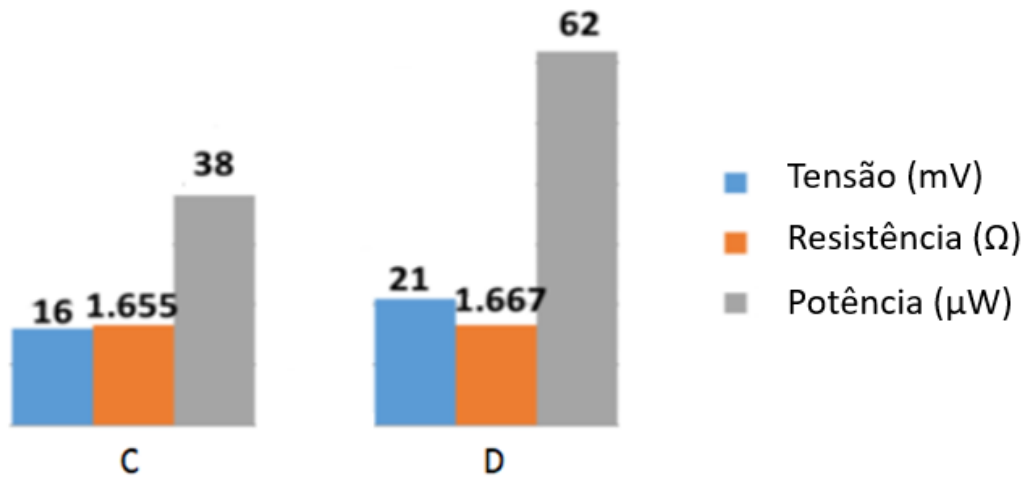


Figura 14- Comparação de 2 geradores termoelétricos sob condições sem corrida (C) e com corrida (D). A velocidade de corrida é de 3,5 m/s quando a temperatura do local é de 22,8 °C. Adaptada de [1].

Observando a Figura 14, conseguimos notar que a tensão e a resistência do equipamento GET aumenta ligeiramente na situação de corrida-(D), comparativamente com a situação normal-(C). Verificou-se também que houve um ligeiro crescimento energético o qual pode ser justificado devido ao aumento da taxa metabólica do corpo humano durante o decorrer dos exercícios físicos. No entanto, o aumento do metabolismo causado pelo efeito do movimento humano incrementa significativamente a energia no gerador termoelétrico quando comparamos com a influência do vento, pelo que podemos afirmar que este parâmetro não é muito significativo no que diz respeito à eficiência energética [1].

Na terceira e última fase experimental, os autores realizaram uma atividade experimental na qual foi estudado o comportamento do gerador termoelétrico num ambiente alternadamente exterior e interior. O sujeito, submetido ao teste, começou a atividade experimental no Inverno sentado numa casa, posteriormente efetuava movimentos com velocidades diferentes no exterior, e por fim, regressava à casa, ficando mais uma vez em situação de repouso no interior.

Na figura 15 está representado o resultado do estudo do equipamento GET para as diferentes etapas da experiência.

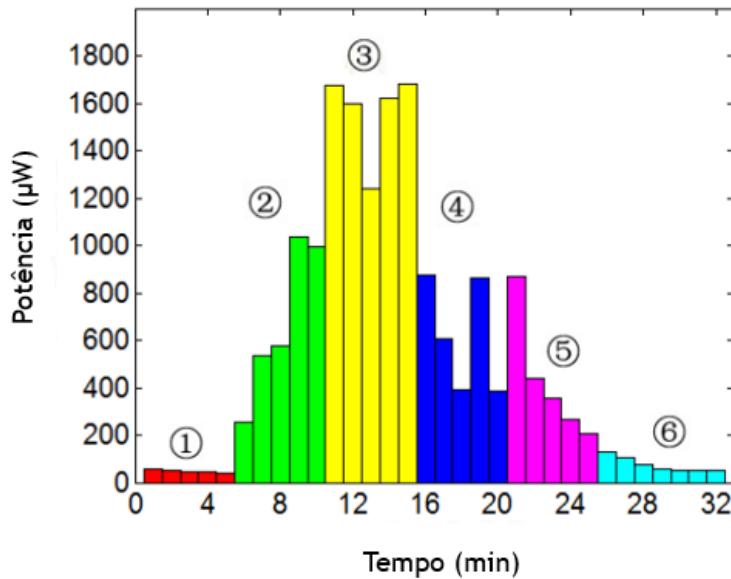


Figura 15- Representação do estudo do equipamento GET num ambiente interior e exterior: Etapa nº1 - Sujeito sentado em casa (21,2°C); Etapa nº2 - Caminhar para o exterior (13,3°C); Etapa nº3 - Corrida no exterior (1,5°C); Etapa nº4 - Relaxamento após a corrida no exterior (1,5°C); Etapa nº5 - Caminhar de volta para casa (13,3°C); Etapa nº6 - Sujeito sentado em casa (21,2°C). Imagem adaptada de [1].

Ao observarmos o gráfico da Figura 15, deparamo-nos com um aumento da potência gerada no equipamento GET quando o sujeito sai da casa (etapa nº 2). Tal acontecimento é justificado pelo aumento da diferença de temperatura resultante da diminuição da temperatura ambiente o que levou a um aumento de energia gerada no GET. Na etapa nº 3, quando o sujeito está correndo no exterior, a presença do vento juntamente com o aumento do metabolismo humano resulta no aumento significativo da potência [1]. No entanto, é observado um declínio de energia a meio da etapa nº 3 que pode ser justificado pelo facto do sujeito estar a correr na direção do vento, reduzindo o efeito de arrefecimento e diminuindo o gradiente da temperatura existente e, por conseguinte, diminuindo a energia gerada. Já na etapa nº 4 ocorre uma diminuição acentuada da energia gerada pelo GET justificada pela suspensão do vento e pela redução do metabolismo do corpo quando o sujeito está em repouso [1]. As mudanças energéticas durante a quarta e quinta etapa do teste, retorno à casa e sentar-se (etapa nº 6) são quase coincidentes com o observado para as etapas nº 1 e nº 2.

Visto isto, podemos afirmar a temperatura ambiente, o calor, o vento e a taxa metabólica humana são fatores que precisam ser considerados quando as pessoas estão em estado de movimento e que influenciam o rendimento energético do GET, embora os resultados experimentais da segunda experiência demonstrem que o aumento na taxa metabólica do corpo humano tem muito pouco efeito sobre a eficiência na geração de energia do gerador termoelétrico.

Em conclusão, os autores do trabalho tornaram possível combinar a tecnologia GET com equipamentos desportivos de moda, utilizando um ultracondensador flexível como um dispositivo de armazenamento de energia, de certa forma benéfico para o meio ambiente, uma vez que não são constantemente descartados como as baterias tradicionais, resultando, por isso, na combinação de equipamentos de geração de energia e dispositivos “vestíveis”. Através destas atividades experimentais é possível afirmar que o gerador termoelétrico «vestível» pode fornecer uma saída de energia estável. Os autores observaram ainda que um módulo GET simples é capaz de gerar cerca de $50\mu\text{W}$ à temperatura ambiente com determinados fatores-chave e que para a ligação de múltiplos módulos GETs a potência de saída é maior (cerca de $90\mu\text{W}$) [1].

Assim sendo, e como se prevê que num futuro próximo seja menor a potência exigida pelos dispositivos de diagnóstico humano, associado a uma diminuição das dimensões dos sensores aplicados no corpo, o consumo de energia nestas aplicações será de tal maneira reduzido que estará relativamente próximo da faixa dos μW , o que possibilitará utilizar pequenos geradores de energia, que utilizem a energia do próprio corpo humano, para a alimentação desses sistemas de baixa potência.

3.2- Captação de energia termoelétrica a partir do calor corporal para a alimentação de dispositivos

Outro tema diretamente relacionado com esta dissertação é a utilização de sistemas de captação de energia termoelétrica (TEH - Thermoelectric energy harvesting) em peças de vestuário quotidiano para a produção de energia, a partir do calor humano, para dispositivos de monitorização médica.

Os sensores sem fio destinados aos cuidados médicos preventivos, ao monitoramento de doenças crónicas e sinais vitais, são cada vez mais importantes e são candidatos para a integração em roupas do quotidiano num futuro próximo [9]. Estes dispositivos sensoriais devem ser discretos, completamente ocultos, de tamanho reduzidíssimo e extremamente confiáveis, ao ponto de serem capazes de funcionar durante a vida útil de uma simples peça de roupa sem necessitarem de qualquer serviço técnico no que diz respeito à substituição ou recarga da bateria. Deste modo, os sistemas de captação de energia termoelétrica também são considerados fortes competidores das baterias como elementos fornecedores de energia [10], [11].

Um estudo sobre a capacidade dos sistemas de captação de energia termoelétrica a partir do calor humano para a alimentação de pequenos dispositivos foi realizado pelo autor Vladimir Leonov, que observou que embora a geração de energia seja afetada por vários fatores, nomeadamente pela temperatura ambiente, pela velocidade do vento, pelo isolamento térmico das peças de vestuário e pela atividade de uma pessoa, ela não depende diretamente da taxa metabólica, o que coincide com as atividades experimentais em geradores termoelétricos (GETs) realizadas pelos investigadores em [1].

O autor, Vladimir Leonov afirma que a integração de sistemas de captação de energia termoelétrica em dispositivos portáteis, de reduzidas dimensões, permitem a ligação de sensores sem fio, em aplicações caracterizadas por sistemas eletrónicos e de comunicação de baixa potência [11]. Deste modo, é possível prever que num futuro próximo a utilização destes sistemas de captação de energia em dispositivos médicos seja uma realidade [10].

No entanto, o autor defende que o desenho/projeto cuidadoso dos módulos eletrónicos que constituem os dispositivos sensoriais de baixa potência e a eficiência dos sistemas de captação de energia, são as chaves para que os sistemas “vestíveis” sejam totalmente autónomos [9].

De modo a comprová-lo, o autor realizou uma atividade experimental na qual estudou várias formas de integração de sistemas de captação de energia (TEH) em roupa do cotidiano.

A Figura 16 mostra quatro formas possíveis de integração desse sistema.

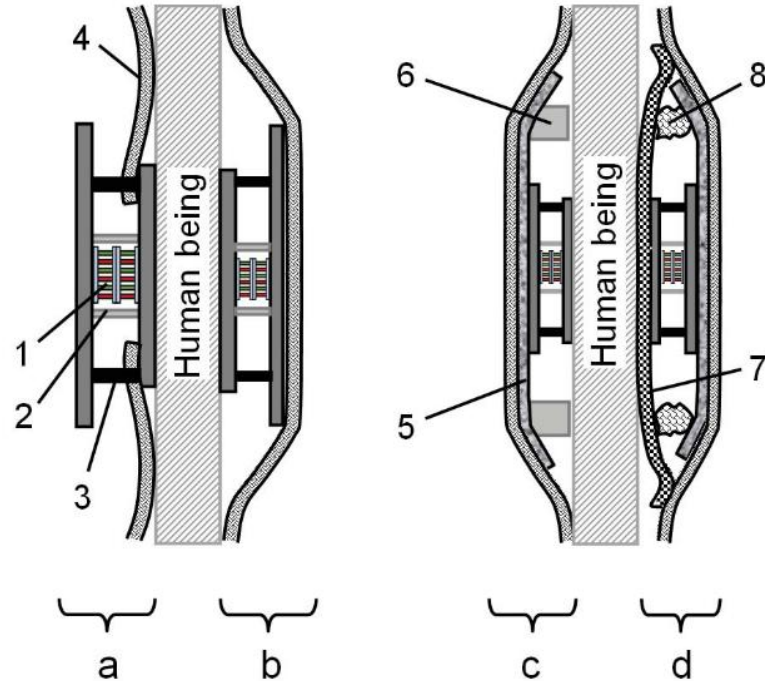


Figura 16- Representação esquemática de 4 formas possíveis de integração de um TEH em roupas: (a)-TEH passa por um buraco feito no tecido. (b)-O TEH é colocado sob a camada têxtil. (c)-A camada responsável pelo espalhamento de calor é colada na placa fria do TEH e no algodão; já os espaçadores de espuma permitem manter alguma distância entre a camada de dispersão de calor e a pele. (d)-Uma camada adicional de algodão é colada ao TEH e costurada dentro da roupa. Os números 1-8 representam as seguintes componentes: (1)-termopilha; (2)-encapsulamento de polietileno; (3)-espaçadores isolantes térmicos; (4)-têxteis; (5)-camada dispersora de calor em carbono; (6)-espaçadores de espuma de neopreno; (7)-camada adicional de têxtil; (8)-espaçadores de algodão. Imagem retirada de [9].

A Figura 17 representa a potência gerada no local experimental (escritório) por um TEH integrado numa camisa.

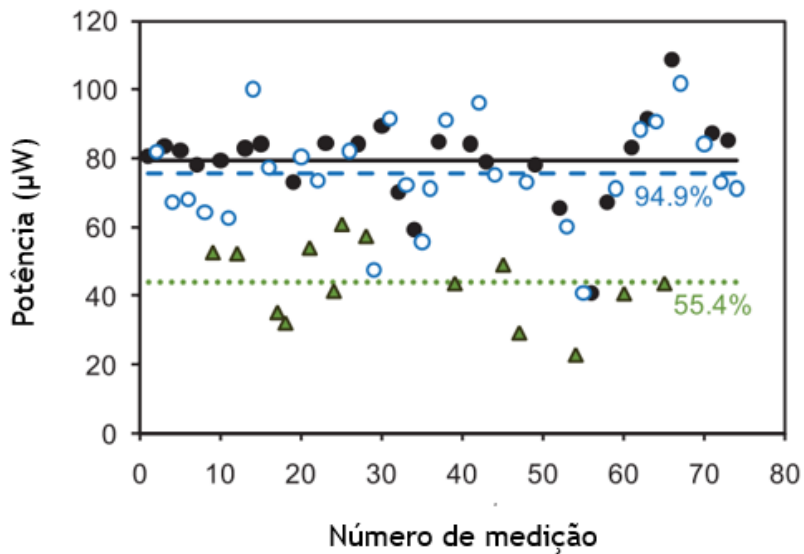


Figura 17- Representação da potência gerada na camisa dependendo do modo de integração do TEH. TEH exposto ao ar ambiente [(círculos preenchidos correspondentes à Fig. 16-(a)); TEH colocado sob a camada têxtil [(círculos vazios correspondentes à Fig. 16-(b)); TEH com espaçadores [(triângulos correspondentes às Figuras 16-(c) e 16-(d)]. As Linhas correspondem aos níveis médios relativos às diferentes formas de implementações do TEH na camisa. Imagem adaptada de [9] .

Após a integração das 4 maneiras possíveis do sistema de captação de energia (TEH) e a utilização do algodão em várias posições, Vladimir Leonov, observou que comparando com o sistema de captação de energia (TEH) exposto ao ar ambiente (círculos preenchidos correspondentes à Fig. 16-(a)), a potência diminui apenas ligeiramente para 94,9% caso o TEH seja colocado sob a camada têxtil (círculos vazios correspondentes à Fig. 16-(b)) e que diminui para metade (cerca de 55,4%), se existir um intervalo de ar entre o algodão e a placa fria do TEH (triângulos).

Visto isto, o autor não só observou que o modo de integração de um sistema de captação de energia (TEH) na camisa influenciava a energia gerada, como também que o algodão atua como o radiador de TEH, facilitando ou não as trocas de calor entre o corpo humano e o meio ambiente que, por sua vez, tem um grande impacto na eficiência energética do sistema [9].

A integração dos sistemas de captação de energia (TEH) proposta por Vladimir Leonov não requer nenhuma modificação nas roupas do quotidiano, dado que o TEH é apenas colado e costurado à camisa. O dispositivo de captação de energia é considerado confortável, uma vez que é constituído por uma camada de algodão que fica junto à pele e um radiador feito de tecido de carbono e algodão. Desse modo, nenhuma sensação de desconforto térmico foi relatada no decorrer da fase experimental [9].

Segundo o autor, o TEH integrado na camisa foi capaz de gerar energia com valores compreendidos entre 0,5 a 5mW numa temperatura ambiente 15°C a 27°C respetivamente. A camisa termoelétrica com o sistema de captação de energia é também capaz de produzir mais energia do que a energia armazenada em baterias alcalinas da mesma espessura e peso que o TEH, para uma utilização de 10 h/dia durante nove meses [9].

Atualmente, é possível realizar uma eletrocardiografia sem fios, requerendo cerca de 0,4 mW de potência para o correto funcionamento mas, no futuro próximo, a mesma irá requerer somente uma potência inferior a 0,1 mW, devido à constante miniaturização dos equipamentos e dispositivos sensoriais [10], [11].

Em suma, segundo os dados experimentais do autor Vladimir Leonov, podemos afirmar que a utilização destes sistemas de captação de energia em dispositivos está cada vez mais próxima e que a integração de um TEH oculto numa simples peça de roupa mostra bons resultados para uma fonte de alimentação autónoma em dispositivos eletrónicos portáteis de baixa potência, como por exemplo os dispositivos de monitorização utilizados na saúde. Contudo, embora os sistemas TEH permitam uma alimentação autónoma e amigável do ambiente de sistemas de baixa potência, ainda existem alguns entraves como as limitações relacionadas com a tecnologia existente e o facto do custo de fabrico dos equipamentos TEHs ser ainda cerca de 10 vezes superior ao das baterias descartáveis tradicionais.

4. Patentes

Durante a elaboração deste trabalho dissertativo, foi necessário realizar uma pesquisa acerca dos sistemas de captação de energia já patenteados, com vista a complementar o capítulo anterior referente ao estado da arte, dando ênfase a todas as temáticas relacionadas com o desenvolvimento de pequenos geradores de energia e à sua investigação que contribui para os avanços tecnológicos na área do «energy harvesting».

4.1- “Mecanismo de captação de energia para dispositivos médicos”

A patente “Mecanismo de captação de energia para dispositivos médicos” descreve um método para a captação de energia em eventos biocinéticos, para a alimentação de vários dispositivos médicos implantados. Neste caso em concreto, trata-se de um mecanismo de captação de energia para um *pacemaker* cardíaco, que é constituído por um conversor de energia e por um componente para transmissão do sinal.

O conversor de energia tem a particularidade de ser colocado numa determinada posição no interior do corpo humano e configurado para gerar sinais de energia elétrica em resposta a um evento biocinético do corpo humano, como por exemplo, o batimento cardíaco, a respiração ou até mesmo o pulso arterial. O conversor de energia pode contemplar diversas formas de captação de energia, nomeadamente: um material piezoelétrico que tem a capacidade de gerar eletricidade em resposta a uma deformação mecânica do conversor ou até mesmo uma característica de geração de energia, correspondente à frequência desse evento biocinético [15].

Neste caso em concreto, do mecanismo patenteado da captação de energia para dispositivos médicos para aplicações com batimento cardíaco, a característica de geração de energia pode ser adaptada ao intervalo fisiológico das taxas de pulso cardíaco [15].

A Figura 18 mostra uma forma de incorporação de um sistema de captação de energia para um *pacemaker* cardíaco.

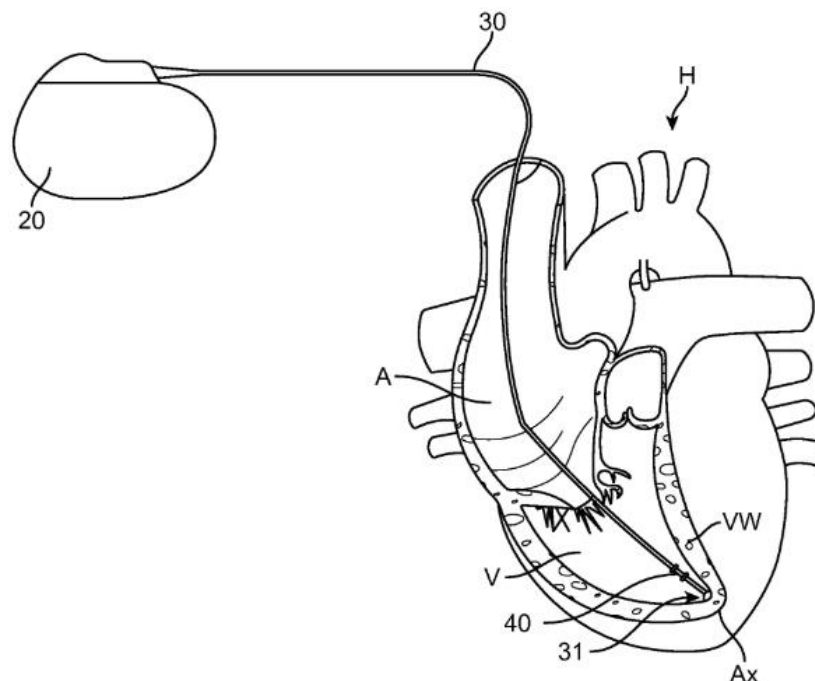


Figura 18- Representação de uma vista lateral que mostra uma forma de incorporação de um sistema de captação de energia para um *pacemaker* cardíaco. A energia é gerada a partir de uma deformação de um fio de *pacemaker* cardíaco que contém um dispositivo de conversão de energia / captação de energia. Na figura, observamos alguns componentes: (20)- dispositivo; (30)-fio condutor; (40)- conversor de energia; (31)- extremidade distal do dispositivo; e partes do coração: (H)- coração; (A)-aurícula; (V)- ventrículo; (VW)- parede ventricular; (Ax)-Ápex. Imagem adaptada de [15]

4.2- “Captação de energia para dispositivos médicos implantados”

A Patente “Captação de energia para dispositivos médicos implantados”, descreve um dispositivo de captação de energia que tem a particularidade de ser posicionado dentro de um vaso sanguíneo, para gerar energia, alimentando todas ou parte das funções de um implante médico de diagnóstico ou terapêutico.

Este dispositivo de captação de energia inclui alguns elementos piezoelétricos que estão dispostos de forma a gerar uma tensão em resposta à atividade mecânica dos vasos sanguíneos, como flexão, expansão ou contração, ou fluxo de sangue através do vaso sanguíneo. A energia elétrica gerada pelos elementos piezoelétricos pode ser utilizada para recarregar uma bateria, ser armazenada num condensador ou utilizada em tempo real, para gerar a energia que pode ser utilizada para o funcionamento do próprio implante médico [16].

A Figura 19 demonstra o posicionamento do dispositivo de captação de energia na vasculatura humana.

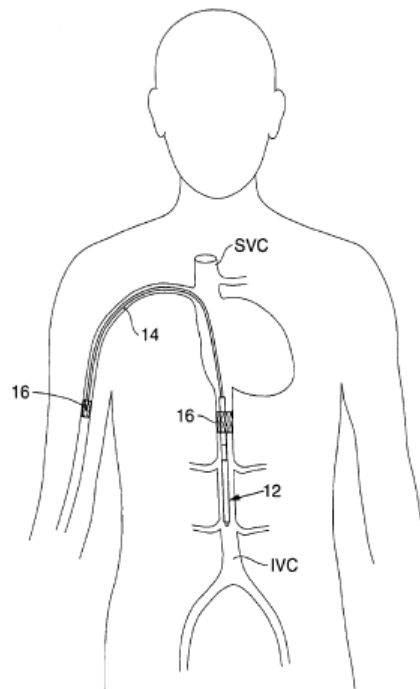


Figura 19- Representação esquemática do posicionamento do dispositivo para a captação de energia na vasculatura humana que poderá ser utilizada por um implante médico. O sistema ilustrado inclui um corpo do dispositivo alongado (12), uma ou mais ligações (14) e um dispositivo de retenção ou âncora (16). As ligações (14) são utilizadas para unir eletricamente o corpo do dispositivo (12) a outros elementos, tais como eletrodos ou transdutores de ultrassom que têm a capacidade de direcionar energia para um dispositivo de diagnóstico/ terapêutico implantável. (SVC) representa a veia cava superior e (IVC) diz respeito à veia cava inferior. Imagem adaptada de [16].

4.3- “Sistemas de captação de energia *in Situ* para dispositivos médicos implantados”

No que diz respeito à Patente “Sistemas de Captação de Energia *In Situ* para Dispositivos Médicos Implantados”, esta consiste de um conjunto de fontes de energia de pequenas dimensões implantáveis cuja função é efetuar a recolha de energia proveniente da expansão e contração de tecidos biológicos, como por exemplo, uma artéria ou até mesmo um feixe de fibras musculares.

Neste caso em concreto, estes sistemas de captação de energia fazem uso de um “filme” piezoelétrico fino embebido num polímero ou num composto de revestimento inerte com elevado grau de flexibilidade médica e com capacidade de auto enrolamento.

Essas fontes de energia utilizam um elemento de captação de energia que converte a energia mecânica ou térmica existente/gerada a partir de um tecido pulsátil, em energia elétrica, que pode ser usada ou armazenada por um dispositivo médico implantado, como por exemplo um sensor de pressão sanguínea. Deste modo, tais fontes de energia podem ainda ser utilizadas para a alimentação de microssistemas implantados, autónomos a nível energético, que possuem uma operação contínua ou quase contínua, um tempo de vida útil maior, uma menor necessidade de substituição cirúrgica e requisitos de interface externa minimizados ou ausentes [17].

A Figura 20 ilustra um exemplo de dispositivo médico autónomo e implantável num vaso sanguíneo.

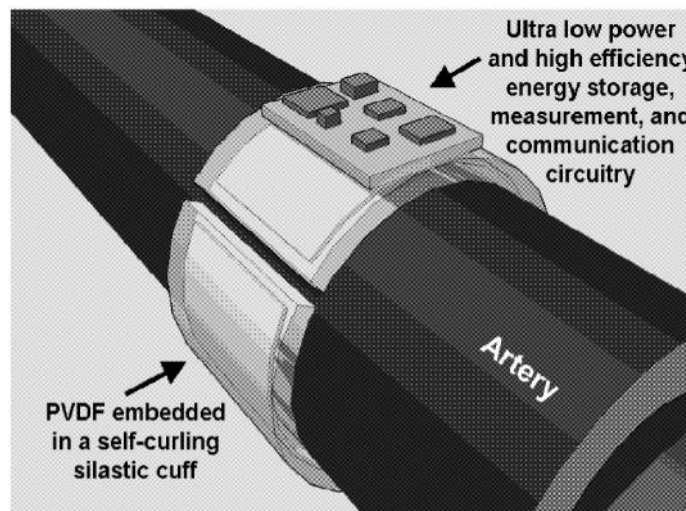


Figura 20- Representação de um dispositivo implantável numa artéria nomeadamente, um dispositivo de deteção da pressão sanguínea autónomo, que incorpora um sistema de captação de energia biológica. Imagem retirada de [17].

5. Enquadramento biológico das potencialidades de utilização energética da temperatura corporal

A tecnologia de Geradores de energia termoelétrica tem-se revelado bastante promissora na sua integração em sistemas de captação de energia «vestíveis» e demonstraram ser autónomos para a alimentação de pequenos dispositivos sensoriais de baixa potência. No entanto, terão de ser bem projetados para que se consiga obter a sua máxima eficiência no rendimento energético ao aproveitar a temperatura corporal [9]. Isto é possível, pois o corpo humano é idêntico a um termóstato regulado a cerca de 37 °C. Este termóstato tem em média uma regulação de temperatura com uma precisão de cerca de $\pm 0,5$ °C, quando a temperatura da sua superfície externa, nomeadamente na pele, é variável.

A geração de calor no corpo humano está relacionada com atividade metabólica e o mesmo pode ser dissipado através de 6 maneiras distintas: as primeiras três formas de dissipação de calor são através da pele, nomeadamente através da radiação (1), da convecção (2) e da evaporação (3), incluindo a transpiração e transpiração insensíveis. As outras três formas de dissipação são: a transferência forçada de calor e massa nos pulmões (4), a condução ao líquido circundante (5) (nadar ou tomar banho) ou objetos sólidos, e a ingestão de alimentos e água (6), seguida pela sua remoção depois da digestão [12].

No processo (6), e como a temperatura média do alimento e da água é menor que a temperatura do corpo, um projetista de um GET pode descartar os processos (5) e (6) comparativamente com a importância relativa dos processos (1) a (4) que podem variar dependendo de muitos fatores [12].

Um MET é definido como correspondendo a 1 cal/Kg.h e é conhecido como a taxa metabólica basal típica de uma pessoa em repouso, ou seja, o correspondente a uma atividade sedentária típica, por exemplo, trabalho no escritório. Ao relacionar a taxa metabólica de 1,2 METs para uma pessoa com a área de Dubois (correspondente à área de superfície total do corpo), obtém-se uma densidade de calor de cerca de 7 mW / cm² na pele [12].

Podemos então calcular o fluxo de calor em pessoas que realizam exercícios físicos de esforço moderado, como por exemplo, exercícios aeróbicos (cerca de 6,5 METs), ténis ou até mesmo ciclismo (7 METs). Obtém-se um valor entre 38 mW/cm² e 44 mW/cm² correspondente à densidade de calor na pele. Contudo, este cálculo é apenas válido do ponto de vista médico e não fornece uma estimativa precisa do fluxo de calor na pele de uma determinada pessoa. Tal é devido ao facto de a maior parte desse calor ser libertada do corpo, no decorrer dessa atividade, dissipada pela transpiração. Mesmo sob carga física pesada, a temperatura da pele, no geral, não ultrapassa o intervalo de 35 °C a 36 °C comparativamente com a temperatura típica da pele, que na ausência de esforços é de 33 °C a 35 °C [12].

Visto isto, um aumento de temperatura tão pequeno não é capaz de aumentar drasticamente o fluxo de calor da pele, pelo que, é o consumo de água que aumenta [12].

Um mililitro de água evaporada por minuto nos pulmões e na pele é equivalente a cerca de 4 mW/cm² de fluxo de calor na pele e, para uma pessoa em estado de repouso, a perda combinada de evaporação através do trato respiratório e da pele é de cerca de 0,5 mL/min (corresponde a 2 mW/cm²). Infelizmente, atualmente é impossível fazer uso da evaporação da água da pele dos seres vivos em equipamentos GETs “vestíveis”. Portanto, de modo a projetar um gerador de energia termoelétrica (GET), deve-se subtrair cerca de 2 mW/cm² do fluxo de calor obtido com base em uma atividade metabólica de 1,2 METs (valor correspondente a uma pessoa em repouso) uma vez que, como já foi mencionado, a transferência de calor nos pulmões não pode ser aproveitada e o projetista deve confiar apenas nas formas de dissipação de calor através da radiação e da convecção [12].

Como resultado das estimativas mencionadas, chegamos a um fluxo de calor de cerca de 5 mW/cm², valor este que poderá ser usado no projeto de um GET [12].

O fluxo de calor através da pele é variável e também depende de condições ambientais, como por exemplo: a temperatura ambiente, a velocidade do vento e a quantidade de radiação solar incidente. Logo, para evitar falta de energia num dispositivo GET «vestível», deve ser incorporado um elemento de armazenamento de energia, por exemplo um ultracondensador ou até mesmo uma pequena bateria recarregável, cuja função é conseguir efetuar a distribuição da energia adquirida de maneira uniforme ao longo do dia [12].

Em suma, podemos salientar que o calor do corpo humano tem a capacidade de ser utilizado para a geração de energia, com o auxílio de geradores termoelétricos «vestíveis». Contudo, o projeto de um bom sistema de captação de energia com base em GET não deve ser baseado exclusivamente no fluxo de calor do corpo humano, pelo que, deve-se ter em consideração as propriedades térmicas do dispositivo que está em contato com a pele e devem ser considerados fatores externos como: o gradiente existente entre a temperatura do corpo e a temperatura ambiente, a atividade humana e o vento. Deste modo, caso os sistemas GET «vestíveis» sejam utilizados para a alimentação de dispositivos médicos de baixa potência, devem também possuir um componente de armazenamento energético, para que consigam alimentar esses sistemas de baixo valor energético de uma forma autónoma.

5.1- Captação de energia em diferentes zonas do Corpo Humano

Nos últimos anos, a crescente preocupação com as questões ambientais relativas a emissões de substâncias gasosas, e em particular o aquecimento global, e as limitações dos recursos energéticos, resultou na pesquisa contínua sobre novas tecnologias que sejam capazes de gerar energia elétrica. Como resultado da pesquisa, a “Captação de Energia” revestiu-se de um interesse crescente, embora relativamente recente, devido ao seu potencial para ser utilizada numa vasta área de sistemas autónomos. O conceito de captação de energia, como já mencionado, consiste na captação de energia ambiente que não está a ser utilizada e convertê-la em energia elétrica utilizável que, por sua vez, poderá ser posteriormente armazenada ou utilizada em tempo real. As principais vantagens do conceito de captação de energia encontram-se na sua portabilidade e na sua limpeza, reduzindo a dependência do uso da bateria e revelando-se, desse modo, amiga do ambiente, oferecendo ainda soluções de longo prazo.

De modo a provar que o corpo humano pode ser utilizado para produzir energia foi feita uma pesquisa por H. Wong e Z. Dahari, essencialmente focada na captação de energia a partir do calor humano nomeadamente, através do calor residual humano.

O trabalho de investigação destes autores foi baseado na eletricidade produzida pelo efeito de Seebeck que tem a particularidade de fluir continuamente mesmo que o fluxo do circuito esteja completo, desde que, exista um gradiente de temperatura entre os materiais condutores no módulo termoelétrico [3], [13].

Os autores do trabalho avaliaram a possibilidade de geração de energia a partir do calor humano em cinco áreas do corpo humano, nomeadamente a palma da mão, a parte superior da mão, o interior do pulso, a parte superior do pulso e a perna. Ao sistema aplicou-se um circuito para elevação da tensão, aumentando o rendimento energético da energia térmica extraída do corpo humano [13].

A Figura 21 representa o diagrama de blocos do circuito.

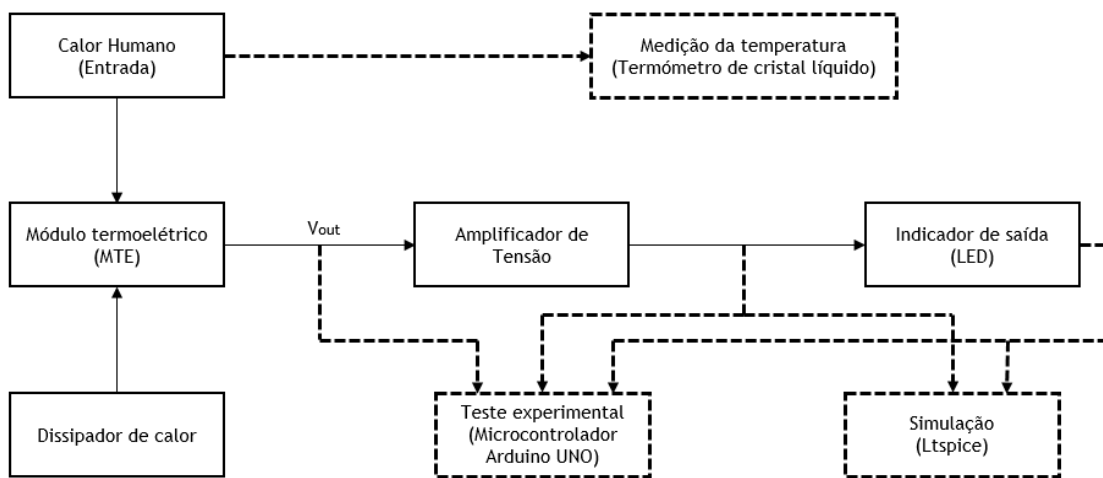


Figura 21 - Representação em diagrama de blocos do protótipo do circuito de reforço utilizado na experiência de H. Wong e Z. Dahari. O protótipo é constituído pelo calor humano como entrada, por um módulo termoelétrico (MTE), um dissipador de calor, um amplificador de tensão e um indicador de saída, nomeadamente um LED. Imagem adaptada de [13].

Em relação à metodologia utilizada na atividade experimental, as temperaturas das diferentes partes do corpo humano em estudo foram medidas usando um termómetro de cristal líquido. O Sujeito colocou as diferentes partes do corpo em cima do módulo termoelétrico pelo que, a eletricidade foi gerada de a cordo com a diferença de temperatura no módulo. Dado que a energia gerada pelo calor humano é muito reduzida foi utilizado um elevador de tensão de modo a aumentar a pequena quantidade energia captada do calor do corpo humano [13].

Posteriormente, a tensão gerada foi aplicada a dois indicadores de saída (LED). Uma placa de microcontrolador Arduino UNO foi utilizada na verificação experimental de resultados e os dados obtidos foram registados pelo Arduino UNO [13].

Com o intuito de avaliar o comportamento do protótipo foi realizada, previamente à análise experimental, uma simulação do circuito eletrónico utilizando o software LTspice.

Cada medição para os diferentes locais for realizada por 3 vezes no mesmo sujeito de modo a obter a média dos valores. Desse modo, a obtenção dos resultados foi conseguida em duas fases, nomeadamente, a fase de simulação e a fase experimental, permitindo a comparação de resultados.

Nas Tabelas 1 e 2 podemos verificar ambos os resultados obtidos na atividade experimental:

Tabela 1- Representação dos resultados da simulação utilizando o software LTspice. Tabela adaptada de [13].

Partes do Corpo Humano	Temperatura(°C)	Tensão de saída do MTE (V)	Resultados da Simulação	
			Tensão de saída do amplificador (V)	VLED (V)
Perna	35,5	0,02	2,48	1,90
Pulso superior	36	0,06	2,80	2,11
Interior do Pulso	37	0,07	2,89	2,17
Superior da mão	37,5	0,08	2,99	2,21
Palma da mão	38	0,10	3,13	2,28

Tabela 2- Representação dos resultados experimentais. Tabela adaptada de [13].

Partes do Corpo Humano	Temperatura(°C)	Tensão de saída do MTE (V)	Resultados da Experiência	
			Tensão de saída do amplificador (V)	VLED (V)
Perna	35,5	0,02	2,73	0,98
Pulso superior	36	0,06	2,75	2,27
Interior do Pulso	37	0,07	2,82	2,36
Superior da mão	37,5	0,08	2,86	2,41
Palma da mão	38	0,10	2,90	2,47

Como podemos observar nas tabelas acima apresentadas (Tabela 1 e Tabela 2), a temperatura das cinco partes do corpo varia entre 35,5 e 38,0 °C e a tensão obtida é proporcional ao incremento da temperatura do corpo. A menor tensão de saída nos resultados experimentais foi gerada pelo calor da perna e foi de 0,02 V, mas o circuito do conversor para elevação de tensão permitiu obter um valor de 2,73 V (Tabela 2). Os resultados experimentais também mostraram que a tensão aplicada ao LED, $V(\text{LED})$ é detetada em 0,98 V. Por outro lado, através da Tabela 2, conseguimos verificar claramente que foi a palma da mão que gerou a maior tensão de saída, nomeadamente, 2,90 V nos resultados experimentais e 3,13 V nos resultados da simulação utilizando o software LTspice [13].

De um modo geral, ao comparar os resultados de simulação e experimentais e, Tabela 1 e Tabela 2 respetivamente, podemos afirmar que a diferenças nos resultados obtidos para as cinco áreas utilizadas do corpo humano é relativamente pequena.

Na Tabela 3 mostra-se a potência no LED em função da temperatura das diferentes partes do corpo humano:

Tabela 3- Medição da temperatura e da potência gerada no LED para cada uma das diferentes partes do corpo humano. Tabela adaptada de [13].

Partes do Corpo Humano	Temperatura (°C)	Potência do LED (mW)
Perna	35,5	9,8
Parte superior do pulso	36	22,7
Pulso	37	23,6
Parte superior da palma da mão	37,5	24,1
Palma da mão	38	24,7

Através da Tabela 3 observamos novamente que a potência gerada a partir da perna a uma temperatura de 35,5 °C foi a mais baixa (cerca de 9,8 mW) e a maior potência foi gerada a partir da palma da mão, nomeadamente, 24,7 mW, a uma temperatura de 38 °C. Dado que a energia gerada a partir das cinco partes distintas do corpo humano é maior de acordo com o aumento da temperatura das mesmas. Podemos, então, afirmar e verificar através da Figura 22 que a potência no LED também é proporcional à temperatura corporal humana.

Na Figura 22 podemos observar a representação da potência no LED em função da temperatura das diferentes partes do corpo.

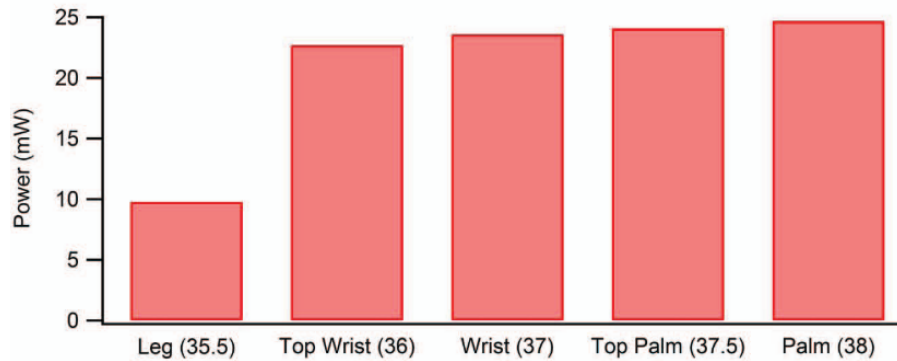


Figura 22- Representação gráfica da potência no LED em função da temperatura das diferentes partes do corpo humano. Imagem retirada de [13].

Com base nas tabelas apresentadas anteriormente e no gráfico da representação da potência gerada no indicador de saída (LED) em função das temperaturas das diferentes partes do corpo que foram testadas, podemos afirmar que, de um modo geral, o protótipo do projeto dos autores H. Wong e Z. Dahari foi desenvolvido com sucesso, demonstrando as potencialidades da captação da energia térmica do corpo humano para produzir energia elétrica.

Demonstrou-se que para temperaturas de 36 °C ou superiores, é possível obter-se uma tensão de saída superior a 2,8 V, o que confirma que a energia do calor humano é capaz de gerar eletricidade através do efeito Seebeck, desde que se verifique um gradiente de temperatura entre o módulo termoeletrico e a parte do corpo correspondente [3], [13].

Na atividade experimental relatada, a potência de saída do protótipo foi analisada e verificou-se que foi a palma da mão que disponibilizou uma temperatura mais elevada e que, por conseguinte, a que possibilitou a maior potência, nomeadamente 24,7 mW. Essa energia produzida pode ser usada para ligar LEDs de modo a validar a geração de tensão de saída. Embora a pesquisa dos autores seja adequada para uso comercial, nomeadamente (LEDs), comprova também que o corpo humano é capaz de gerar energia elétrica tendo como base os princípios do efeito de Seebeck [13].

Assim, o conceito de “captação de energia” tornou-se um tema de investigação cada vez mais popular na comunidade científica, uma vez que é uma forma de geração de energia segura e benéfica tanto para a humanidade como para o meio ambiente. A maioria das pesquisas em desenvolvimento em torno da geração de energia a partir do calor humano foca-se em aplicações médicas, nomeadamente nos dispositivos médicos de baixa potência, como por exemplo dispositivos de monitorização médica. Acredita-se que com o constante avanço tecnológico e com a constante miniaturização dos dispositivos médicos seja possível, num futuro próximo, «reciclar» a energia proveniente do calor humano e utilizá-la em dispositivos médicos do quotidiano.

6. Estudo Experimental

Este capítulo tem como objetivo incidir na apresentação do procedimento e do equipamento experimental deste trabalho dissertativo, ou seja, na aplicação e caracterização de um módulo Termoelétrico para a produção de energia elétrica, baseado na disponibilização de energia térmica no 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 componentes que constituem a unidade experimental e a exposição dos equipamentos auxiliares envolvidos na componente prática do trabalho. Será identificado o sistema de captação de energia utilizado no trabalho, o módulo termoelétrico, a sua interligação com o circuito e o circuito de condicionamento e de armazenagem de energia.

Desse modo, pretende-se esclarecer todo o procedimento experimental efetuado como meio para a caracterização do módulo termoelétrico através do registo dos valores de tensão e corrente por ele produzidos, de forma, a identificar a potência produzida.

6.1- Componente Experimental

Nesta secção é feita a apresentação da componente experimental utilizada no âmbito do presente trabalho dissertativo. Nesse contexto, serão apresentados os diversos equipamentos utilizados durante todo o procedimento experimental nomeadamente, o kit «energy harvesting» (sistema de captação de energia), o próprio módulo termoelétrico, o equipamento de aquecimento e todos os outros equipamentos auxiliares necessários para efetuar as medições pretendidas.

Por conseguinte, também serão descritas as diferentes etapas experimentais realizadas através da exposição de toda a metodologia utilizada com o objetivo da otimização do sistema. No que diz respeito à localização dos ensaios experimentais, os mesmos foram realizados no laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de Telecomunicações no Pólo de Engenharias da Universidade da Beira Interior.

6.1.1- Unidade Experimental

No estudo experimental deste trabalho dissertativo foram utilizados diversos equipamentos, sendo um dos mais importantes, o módulo termoeletrico.

Este elemento foi escolhido propositalmente com base nas suas características vantajosas, nomeadamente, por possuir uma estrutura compacta e uma tecnologia verde (baixo carbono), um desempenho confiável, uma operação livre de ruído e por ser livre de manutenção. Trata-se de um dispositivo de Peltier (conversor termoeletrico), do modelo GM250-31-14-10 fornecido pela distribuidora RS Componentes.

As Figuras 23 e 24 representam, respetivamente, o módulo termoeletrico utilizado e as suas dimensões reais.

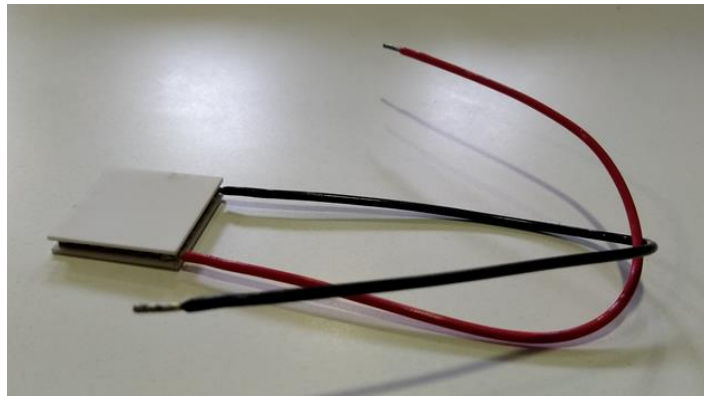


Figura 23- Módulo termoeletrico utilizado na fase experimental.

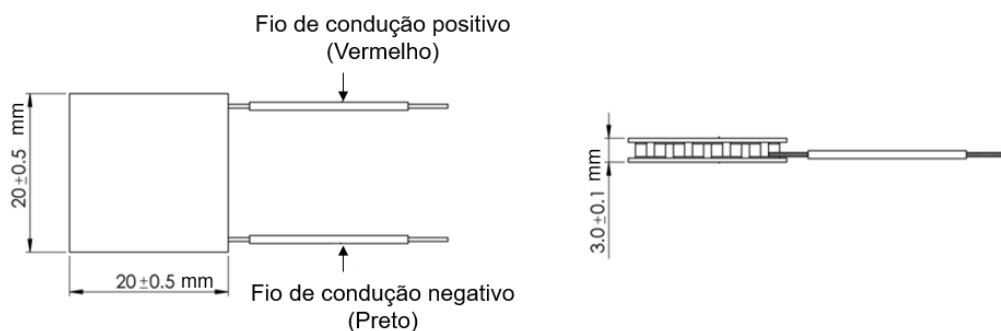


Figura 24- Ilustração do módulo termoeletrico e respetivas dimensões. Imagem adaptada de Datasheet do modelo GM250-31-14-10.

Na tabela 4 estão representados alguns parâmetros de funcionamento do módulo termoeletrico.

Tabela 4- Parâmetros de funcionamento do módulo termoeletrico para a temperatura do lado quente a 250°C e temperatura do lado frio a 30°C. Tabela retirada de Datasheet do módulo termoeletrico GM250-31-14-10.

Potência de saída de carga combinada	2,5 W
Resistência de carga combinada	0,36Ω ± 15%
Tensão de circuito aberto	1,9V
Saída de carga combinada	2,63A
Tensão de saída de carga combinada	0,95 V
Fluxo de calor através do módulo	~ 50W
Compressão máxima (não destrutiva)	1MPa
Temperatura Máxima de atuação	Lado quente - 250°C Lado frio - 175°C

Dado que os dispositivos de captação de energia termoeletrica que utilizam módulos termoeletricos têm a capacidade de gerar eletricidade a partir de uma diferença de temperatura baseando-se no efeito Seebeck, destacaram-se como elementos fundamentais na componente prática deste trabalho dissertativo, nomeadamente na produção de energia elétrica através da disponibilização do calor residual humano quando existe um gradiente de temperatura com relação ao ambiente. Essa energia elétrica resultante da captação de calor residual humano poderá ser, posteriormente, utilizada para a alimentação de outros sistemas que requerem pequenas quantidades de energia, como por exemplo, pequenos dispositivos sensoriais de baixa potência.

No entanto, os módulos termoeletricos utilizados nestes sistemas de captação de energia produzem valores de tensão e corrente relativamente baixos, ou seja, na ordem dos milivolts e miliamperes, respetivamente, pelo que deve-se tentar promover a condução de calor pelas suas faces, garantindo que o contacto entre as diferentes superfícies do módulo seja o melhor possível, caso contrário, o rendimento obtido poderá ser inferior ao esperado.

De modo a garantir que a captação de energia termoeletrica obtivesse um elevado rendimento e uma boa eficiência energética foi utilizado em conjunto com o módulo termoeletrico um sistema de captação de energia, neste caso em concreto, um kit “energy harvesting” ADEH-K-A da Adaptive Power Management.

O sistema de captação de energia ADEH-K-A é caracterizado por ser uma solução completa para a captação, armazenamento e gestão de energia, uma vez que, possui um circuito de elevação de tensão de alta eficiência, uma tecnologia MPPT (Maximum power point tracking) e um supercondensador que asseguram uma operação otimizada.

A Adaptive Power Management seccionou cuidadosamente a placa de PCB do kit de modo que este consiga executar diferentes funções, nomeadamente a captação de energia termoelétrica com o auxílio de pequenos geradores termoelétricos (GETs) e a captação de energia fotovoltaica com recurso a um pequeno painel solar (componente que não é explorada no estudo experimental deste trabalho).

O kit de captação de energia ADEH-K-A da Adaptive Power Management por ser otimizado para geradores termoelétricos (GET) com tensões de entrada relativamente baixas, na ordem dos milivolts, revelou-se como um componente ideal no estudo experimental do trabalho dissertativo, uma vez que, a energia que pode ser extraída a partir do calor residual humano é também de pequena escala.

Na Figura 25 é mostrado o sistema de captação de energia termoelétrica utilizado no estudo experimental.



Figura 25- Sistema de Captação de energia: Kit ADEH-K-A da Adaptive Power Management.

Existem muitas formas de utilização deste kit de captação de energia, de entre os quais, é possível destacar o seu uso para:

- Aplicações de sensores “wireless”;
- Projetos de captação de energia de baixa potência;
- Aplicações em dispositivos sensoriais de baixa potência;
- Sistemas de Monitorização autónoma como por exemplo: o registro de dados;

6.1.2- Equipamento auxiliar

Uma vez feita a apresentação dos elementos constituintes da unidade experimental segue-se a exposição de todos os componentes e dispositivos auxiliares que permitiram o registo dos valores que contribuíram para a caracterização do módulo termoelétrico e do sistema de captação de energia termoeétrica ADEH-K-A da Adaptive Power Management.

Com o intuito de quantificar a potência elétrica que o módulo termoeletrico consegue produzir, foram registadas a tensão e corrente elétrica fornecidas pelo mesmo, tendo-se utilizado para o efeito, um multímetro digital UNI-T, mais concretamente o modelo UNI-T61D.

Este multímetro digital distingue-se pela alta qualidade, pela facilidade do seu uso, pela boa legibilidade do display e por possuir funções de medição aprimoradas que permitem a aquisição dos resultados de um modo imediato. Alimentado por uma bateria de 9V, o multímetro UNI-T61D possui um intervalo de leitura de tensão DC de 0 a 600 V com uma precisão de $\pm (0,5\% +1)$, e um intervalo de leitura de corrente de 0 a 10 A com uma precisão de $\pm (1,2\% +5)$. Em adição, caso seja necessário efetuar comunicações com o computador, o multímetro digital UNI-T UT61D possui uma interface USB integrada que ao combinar com o seu software, permite receber, gravar e realizar medições de dados de longa data através de uma visualização gráfica.

Na Figura 26 é demonstrado o multímetro utilizado nos ensaios experimentais do trabalho dissertativo.



Figura 26- Multímetro digital (modelo UNI-T UT61D), adquirido pelo laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de telecomunicações da Universidade da Beira Interior.

Com o intuito de efetuar a soldagem de componentes eletrônicos na placa de captação de energia termoelétrica utilizada neste trabalho dissertativo foi utilizada, para o efeito, uma estação de trabalho ATTEM 8586 também adquirida pelo Laboratório de Investigação Power Systems. A estação de trabalho ATTEM 8586 alimentada por uma tensão elétrica AC de 220 V \pm 10% a 50Hz é capaz de gerar uma potência total de 750W. O equipamento é constituído por dois conjuntos, nomeadamente, um conjunto que emite ar quente e a própria estação de solda.

Estes conjuntos têm a particularidade de poderem trabalhar separadamente sem interferência mútua e possuem um display digital de temperatura (LED), que permite operações de trabalho mais convenientes e precisas. Possui um sistema de verificação de erros, com tela, de modo a orientar os utilizadores. A própria estação de trabalho adota sensores de controlo de precisão, de temperatura e de estabilidade, revelando-se ideal para a demolição segura de solda, chips e outros componentes eletrônicos que são sensíveis a temperatura. Para além de ser um dispositivo de baixa vibração, o que proporciona um ambiente de trabalho silencioso, possui também, um sistema integrado de eliminação das forças estáticas evitando, deste modo, quaisquer danos que possam ser causados à placa PCB do sistema de captação de energia ADEH-K-A devido à estática ou até mesmo às fugas elétricas do próprio equipamento.

A Figura 27 demonstra a estação de trabalho ATTEM 8586 utilizada nos ensaios experimentais.



Figura 27- Estação de solda ATTEM 8586 utilizada na atividade experimental.

Com o objetivo de realizar a monitorização da temperatura das diferentes partes do corpo humano sujeitas aos ensaios experimentais e a monitorização da temperatura da face quente do módulo termoelétrico, quando aquecido, foi utilizado um termómetro digital infravermelho-laser GS320.

O termómetro digital infravermelho-laser, por ser extremamente prático e de fácil utilização no quotidiano, contribuiu para a obtenção de resultados rápidos e fiáveis durante todo procedimento experimental, permitindo a leitura de temperaturas num intervalo correspondente de $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+330\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($-58\text{ }^{\circ}\text{F}$ - $626\text{ }^{\circ}\text{F}$) a uma distância considerável e fiável até 3 metros. Este equipamento tem a particularidade de possuir uma boa resolução ($\pm 1\%$) e uma funcionalidade seleccionável do laser (ON/OFF), com vista ser possível direccionar com uma boa precisão para uma determinada região desejada na obtenção da temperatura. Possui também um display traseiro que permite visualizar as temperaturas em tempo real e uma funcionalidade de desligamento automático imediatamente após 7 segundos de inatividade.

Na Figura 28 é mostrado termómetro digital infravermelho-laser utilizado nos ensaios experimentais.



Figura 28- Termómetro digital infravermelho-laser GS320.

Por forma a permitir a realização de ensaios experimentais em condições de temperatura diferentes das que são proporcionadas pelo organismo do corpo humano, foi utilizado um aquecedor de ventoinha nomeadamente o modelo FLH 250 SL da marca Phannenberg. Este equipamento de aquecimento possui uma área de superfície de 216 cm² e um ventilador integrado que auxilia o processo de convecção natural e, portanto, é capaz de fornecer uma distribuição rápida e uniforme do calor à face quente do módulo termoelétrico.

Deste modo, ao ligar o equipamento a uma fonte de tensão é possível estabelecer temperaturas até 70 °C, regulando a energia fornecida pela fonte, atingindo simultaneamente desempenhos de aquecimento até 250 W.

Na Figura 29 encontram-se identificados outros materiais auxiliares utilizados nos ensaios experimentais do trabalho dissertativo.

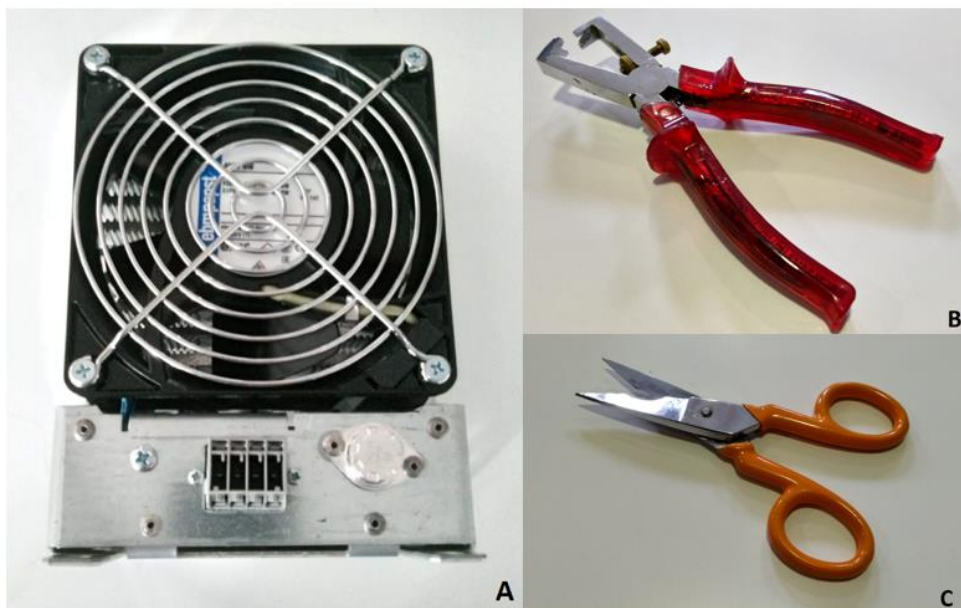


Figura 29- Materiais auxiliares utilizados na segunda fase do procedimento experimental: (A)- Aquecedor de ventoinha da Phannenberg (modelo FLH 250 SL); (B)- Alicates descarnador de fios elétricos; (C)- Alicates de corte.

6.2- Procedimento Experimental

Em relação ao procedimento experimental, foi realizado um conjunto de ensaios que teve como finalidade a caracterização do comportamento do conversor termoelétrico e do desempenho do sistema de captação de energia termoelétrica, através da quantificação das tensões, corrente e potência elétrica que esta unidade experimental é capaz de produzir.

Desse modo, um dos principais objetivos deste trabalho é avaliar as potenciais aplicabilidades da extração de energia térmica corporal com o auxílio de geradores de energia termoelétrica (GET) e de sistemas «energy harvesting», em dispositivos que requerem baixos consumos de energia.

O estudo experimental deste trabalho dissertativo divide-se essencialmente em duas fases:

- Captação de energia termoelétrica proveniente da temperatura de diferentes partes do corpo humano.
- Captação de energia termoelétrica através do aquecimento de uma das faces do módulo termoelétrico.

Na primeira fase, nomeadamente na captação de energia termoelétrica proveniente de diferentes partes do corpo humano, procedeu-se à montagem do circuito do sistema de captação de energia termoelétrica ao estabelecer a ligação do módulo termoelétrico ao kit «energy harvesting» ADEH-K-A.

Desse modo, com o auxílio de um multímetro e de um termómetro digital foi possível caracterizar o desempenho do sistema de captação de energia através do registo dos valores de tensão obtidos no multímetro quando feito o contacto entre a face do conversor termoelétrico (módulo GET) e as áreas do corpo humano que foram sujeitas aos ensaios experimentais, nomeadamente:

- Palma da mão;
- Pulso;
- Testa;
- Bíceps Braquial;
- Pescoço;
- Perna;

No entanto, como já tínhamos visto anteriormente, este tipo de módulos termoelétricos têm a particularidade de produzir baixos valores de tensão e de corrente elétrica. Por essa razão, não só temos que garantir que a superfície de contacto das áreas do corpo humano em estudo seja a maior possível como também devemos promover a melhor condução de calor pelas faces do conversor termoelétrico.

Assim sendo, foi utilizada para o efeito uma pequena placa de alumínio, a qual, foi colocada junto da face fria do módulo termoelétrico com o objetivo de garantir que exista uma maior diferença de temperatura entre as duas faces do módulo. Neste caso em particular, a placa de alumínio utilizada nesta atividade experimental atua como um pequeno dissipador de calor da face fria do módulo GET, contribuindo para o aumento da eficiência energética do módulo e, por sua vez, para um melhor desempenho do sistema de captação de energia do kit ADEH-K-A. De modo a avaliar a eficiência do módulo GET os ensaios experimentais realizados com a pequena placa de alumínio foram comparados com outros ensaios, nos quais, se usou um dissipador de calor de maiores dimensões disponível no aquecedor de ventoinha (modelo FLH 250 SL) da marca Phannenberg.

Com o objetivo de aumentar a mobilidade dos ensaios experimentais em regiões do corpo humano onde a dificuldade dos testes é maior, como por exemplo, na perna ou na testa, foi efetuado um prolongamento dos fios de condução elétrica (preto e vermelho) provenientes do módulo termoelétrico com o auxílio de conectores de fios elétricos.

A Figura 30 demonstra o prolongamento dos fios de condução elétrica efetuado no ensaio experimental.

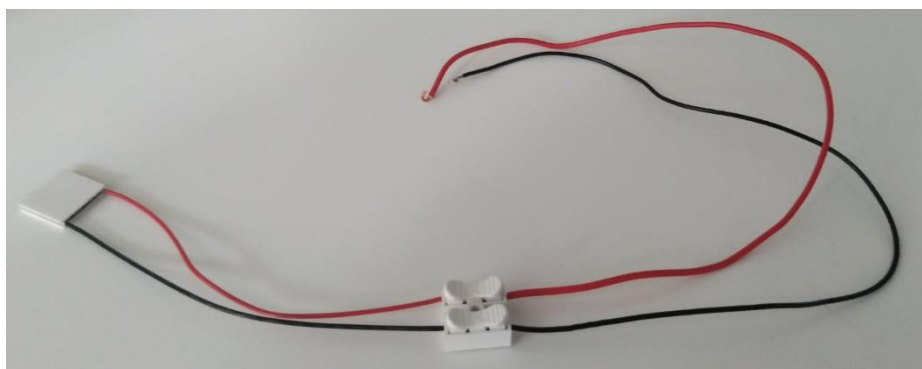


Figura 30- Prolongamento dos fios de condução elétrica do módulo termoelétrico.

Por fim, para que fosse possível efetuar as respetivas medições com o multímetro, com vista a caracterizar o comportamento do conversor termoelétrico e o desempenho do sistema de captação de energia termoelétrica, foi necessário soldar 6 conectores à placa de captação de energia (ADEH-P-A) do kit ADEH-K-A da Adaptive Power Management com o recurso a uma estação de solda ATTEM 8586.

A Figura 31 representa o processo de soldagem dos 6 conectores na placa.

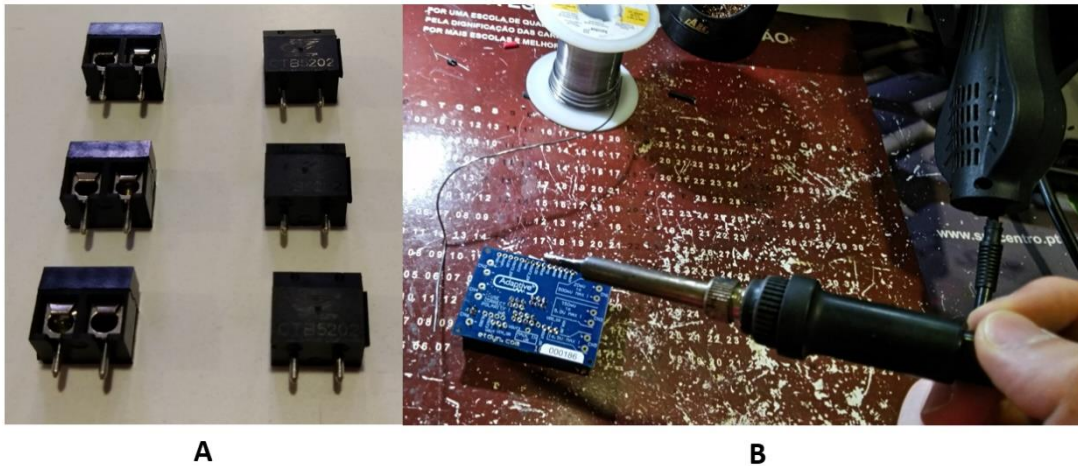


Figura 31- Soldagem dos conectores à placa de captação de energia do kit ADEH-K-A. (A)-Conectores; (B)- Placa ADEH-P-A do kit “energy harvesting”;

O Termómetro digital foi fundamentalmente utilizado nesta fase experimental para o registo da temperatura, em °C, das diferentes partes do corpo humano o que permitiu uma comparação concreta e concisa dos resultados apresentados na secção da análise e discussão deste trabalho dissertativo.

Na Figura 32 podemos observar como foi feita a montagem do sistema de captação de energia termoelétrica no Laboratório de Investigação Power Systems e a respetiva enumeração dos seus constituintes.

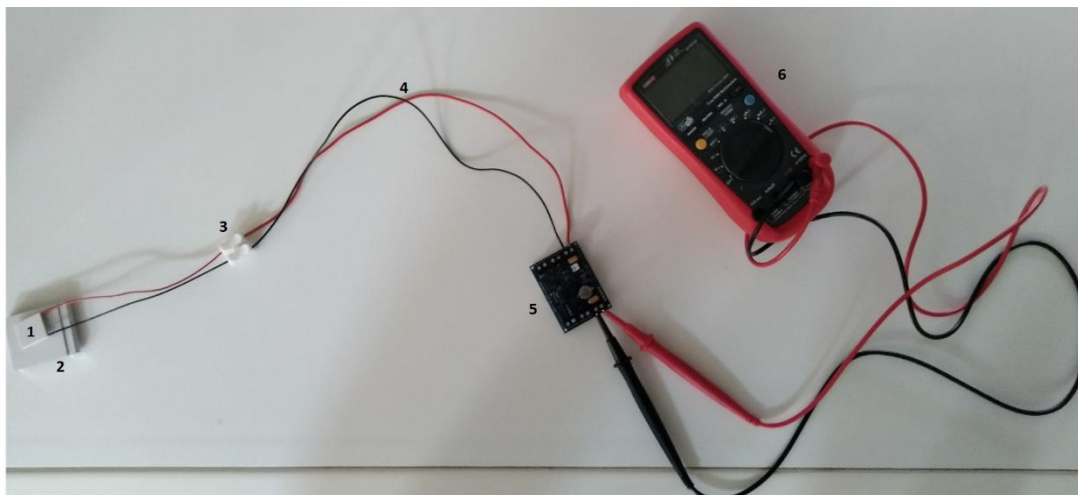


Figura 32 - Montagem do sistema de captação de energia termoelétrica. Os números 1 a 6 representam os seguintes componentes: (1)- Módulo Termoelétrico; (2)- Placa de alumínio; (3)- Conector de fios elétricos; (4)- Fios condutores elétricos; (5)- Placa de captação de energia termoelétrica; (6)- Multímetro;

É de salientar que, com o objetivo de obter os melhores resultados possíveis, as diferentes partes do corpo humano, nomeadamente a palma da mão, o pulso, a testa, o bíceps braquial, o pescoço e a perna foram submetidas a vários testes experimentais consecutivos com um intervalo de 10 minutos entre cada amostragem, de modo a que o supercondensador do kit de captação de energia termoelétrica ADEH-K-A conseguisse descarregar a energia armazenada nos testes prévios. De entre os vários testes efetuados para cada uma das partes do corpo, foram escolhidos aqueles que geraram os melhores resultados experimentais.

No que diz respeito à segunda fase experimental, ou seja, à captação de energia termoelétrica através do aquecimento de uma das faces do módulo termoelétrico, o procedimento experimental foi muito semelhante.

Para o efeito, foi montado o sistema de captação de energia termoelétrica do mesmo modo, só que, ao invés de submetermos o módulo termoelétrico às diferentes partes do corpo humano, o mesmo foi aquecido numa das suas faces (face quente) com recurso a uma fonte calorífica, nomeadamente um aquecedor de ventoinha da marca Phannenberg (modelo FLH 250 SL). Foi estabelecido um intervalo de temperaturas para testar o módulo GET, nomeadamente entre 40 °C e 50 °C. Os testes do aquecimento do módulo termoelétrico foram novamente testados com intervalos de 10 minutos para cada uma das temperaturas selecionadas, de modo a estabelecer as mesmas condições experimentais da primeira fase.

Assim, através do aquecimento forçado da face quente do módulo termoelétrico, foi possível efetuar o registo dos valores das tensões fornecidas pelo kit de captação de energia termoelétrica e compará-las com as tensões produzidas durante a primeira fase experimental, de modo a caracterizar o desempenho do módulo GET quando este se baseia no aproveitamento das temperaturas fornecidas pelo corpo humano.

Numa última etapa experimental, foi ainda realizado um conjunto de ensaios cujo objetivo foi quantificar a potência elétrica que o kit de captação de energia termoelétrica consegue produzir. Para isso, foram registadas a tensão e corrente elétrica fornecidas pelo mesmo, tendo-se utilizado para o efeito uma resistência de $10000\ \Omega$ e dois multímetros digitais, nomeadamente o multímetro digital UNI-T UT61D para o registo da tensão e o multímetro digital de bancada Rigol DM3058E para o registo da corrente elétrica produzida pelo kit.

Na Figura 33 é mostrado o circuito para a medição da tensão e corrente elétrica na placa de captação de energia ADEH-K-A.

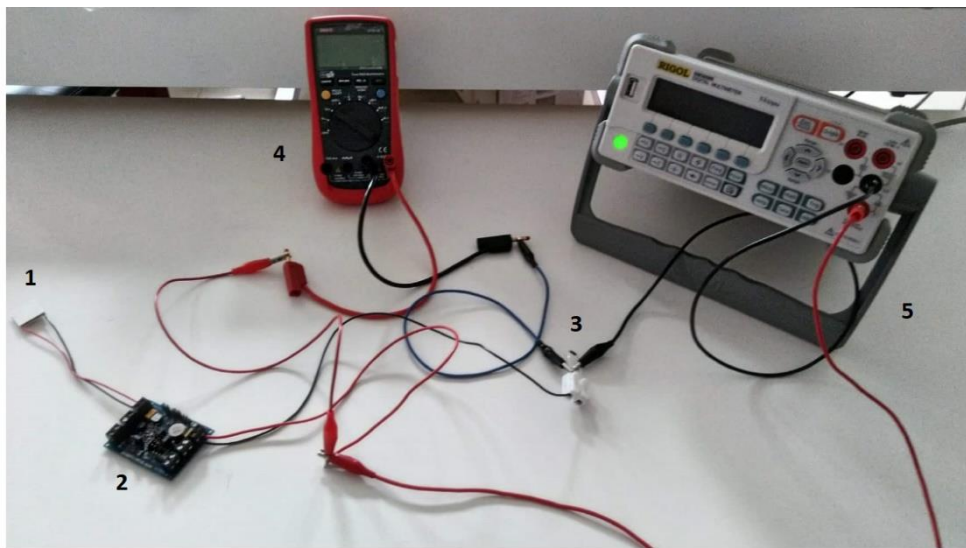


Figura 33- Medição das tensões e correntes elétricas da placa de captação de energia. Os números 1 a 5 representam os seguintes componentes: (1)-Módulo termoelétrico; (2)- Placa de captação de energia termoelétrica; (3)- Resistência de $10000\ \Omega$; (4)-Multímetro digital UNI-T UT61D; (5)- Multímetro digital de bancada Rigol DM3058E.

6.3- Comentário Conclusivo

Neste capítulo foi então apresentada e caracterizada toda a unidade experimental, em conjunto com os equipamentos auxiliares utilizados no estudo experimental no âmbito do presente trabalho dissertativo. Neste contexto, numa primeira secção foram apresentados os equipamentos utilizados durante todo o procedimento experimental, nomeadamente o módulo termoelétrico e o sistema de captação de energia ADEH-K-A da Adaptive Power Management. Na segunda secção, foi feita a exposição de todos os dispositivos auxiliares no registo de valores ao longo do estudo experimental.

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

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

7. Análise e Discussão dos Resultados

Neste capítulo, inicia-se a apresentação dos resultados com o objetivo principal de demonstrar o comportamento do módulo termoelétrico, através da variação dos parâmetros que influenciam o seu desempenho, nomeadamente a diferença das temperaturas entre a face fria e a face quente do módulo, mas também avaliar o funcionamento do kit de captação de energia termoelétrica ADEH-K-A, sob o ponto de vista do seu rendimento energético. Dos vários ensaios realizados na atividade experimental do presente trabalho dissertativo foram analisadas as tensões e correntes elétricas produzidas pelo kit sendo, posteriormente, efetuado o cálculo da potência elétrica produzida pelo mesmo.

Como já foi mencionado no capítulo anterior, os ensaios experimentais foram agrupados em duas fases, sendo os resultados apresentados também em duas partes: resultados obtidos através da captação de energia termoelétrica a partir da temperatura das diferentes partes do corpo humano e resultados obtidos através do aquecimento forçado da face quente do módulo termoelétrico.

De modo a que os ensaios realizados no trabalho em ambas as fases da atividade experimental fossem equiparáveis, os mesmos, foram realizados nas mesmas condições laboratoriais, ou seja, foram ambos realizados no laboratório de Investigação Power Systems do Instituto de Telecomunicações a uma temperatura ambiente registada em 24 °C.

7.1- Resultados da captação de energia termoelétrica a partir do calor do corpo humano

Para a análise dos resultados do módulo termoelétrico e a pressuposta caracterização do desempenho do sistema de captação de energia termoelétrica ADEH-K-A em circuito aberto, foi testada a geração de energia no módulo termoelétrico em função da influência das temperaturas proporcionadas pelas diferentes partes do corpo humano que foram submetidas a estudo no decorrer da componente prática deste trabalho. Os conjuntos de ensaios experimentais ao módulo foram realizados a uma temperatura ambiente registada em 24 °C.

Na Figura 34 podemos observar o gráfico das tensões obtidas no módulo termoelétrico (GM250-31-14-10) quando colocado em diferentes partes do corpo humano.

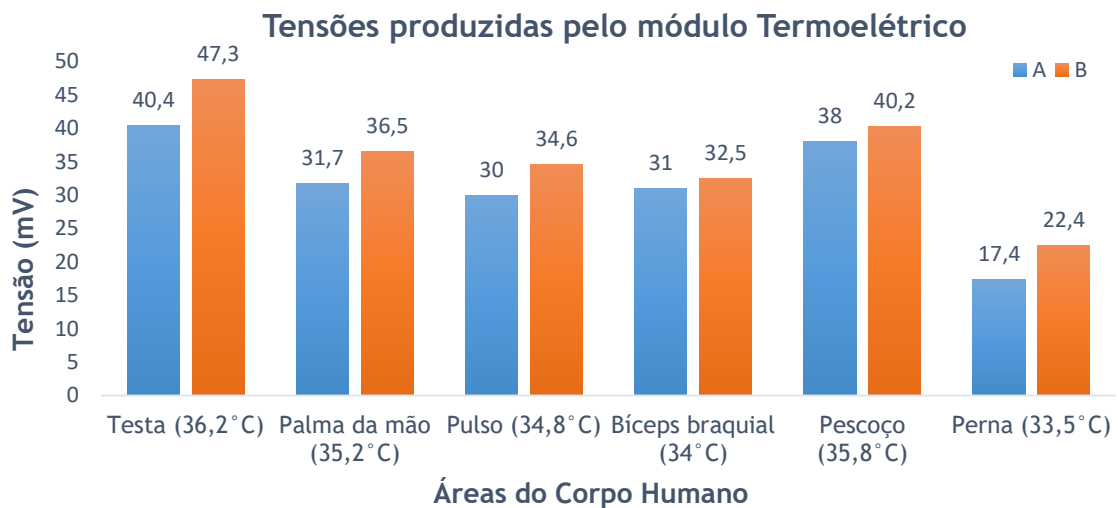


Figura 34- Gráfico das tensões produzidas no módulo termoelétrico em função da sua colocação nas diferentes áreas do corpo humano: (A) corresponde às tensões obtidas no módulo com a ausência de um dissipador de calor e (B) às tensões obtidas no módulo com recurso a um dissipador de calor.

Ao observarmos o gráfico da Figura 34, podemos verificar que o valor mais elevado de tensão aos terminais do módulo termoelétrico foi obtido através do calor da testa, cerca de 47,3 mV, e que o menor valor foi obtido através da perna, cerca de 17,4 mV. Tal efeito é justificado pelo fornecimento de calor através das diferentes áreas do corpo humano quando expostas ao módulo termoelétrico, ou seja, quanto maior for a temperatura imposta na face quente do conversor termoelétrico, maior será o gradiente de temperatura existente entre ambas as faces do módulo que, por sua vez, contribuirá para uma maior tensão produzida pelo mesmo.

Por outro lado, ao compararmos os ensaios experimentais das diferentes áreas do corpo em situações distintas, verifica-se que a utilização de um dissipador de calor de alumínio (situação B) contribui para a geração de uma maior tensão em relação aos ensaios nos quais não se utilizou nenhum tipo de dissipador (situação A). Este efeito é explicado pelo aumento do rendimento do conversor termoelétrico quando utilizado um dissipador de calor de alumínio, ou seja, graças a uma melhoria no processo de dissipação de calor, a diferença de temperatura entre a face quente e a face fria do módulo termoelétrico foi mais acentuada na situação B e prolongou-se por muito mais tempo comparativamente com situação A, resultando, num aumento do rendimento energético do próprio módulo termoelétrico no qual, se obteve valores de tensão mais elevados.

No que diz respeito à caracterização do desempenho do kit de captação de energia termoelétrica (ADEH-K-A), nomeadamente à caracterização do desempenho da placa de captação de energia em conjunto com o módulo termoelétrico, foram registadas as tensões aos terminais do kit em função das temperaturas provenientes de diferentes áreas do corpo humano. Os ensaios experimentais foram também realizados a uma temperatura ambiente registada em 24 °C.

Na Figura 35 está representado o gráfico das tensões produzidas pelo kit ADEH-K-A quando sujeito ao calor proveniente das diferentes áreas do corpo humano em estudo.

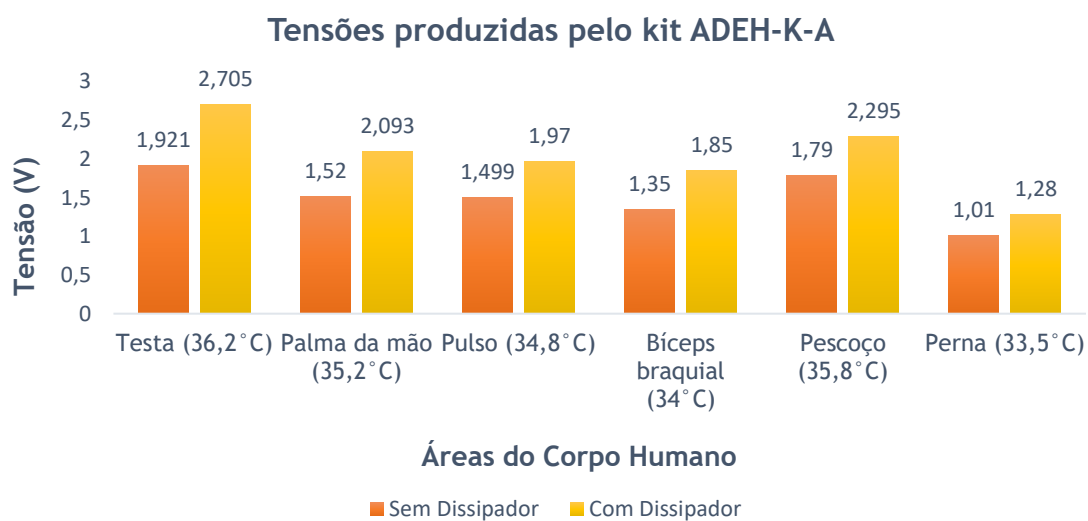


Figura 35- Gráfico das tensões produzidas pelo kit ADEH-K-A em função das temperaturas das diferentes áreas do corpo.

Através de uma análise ao gráfico da Figura 35 observamos que as tensões mais elevadas do kit ADEH-K-A foram registadas no ensaio em que o calor foi proveniente da testa, a uma temperatura de 36,2 °C, e as tensões mais baixas foram novamente registadas no ensaio em que o calor foi fornecido pela perna, a cerca de 33,5 °C. A temperatura foi uma das causas da discrepância entre os valores de tensão obtidos nos terminais do kit de captação da energia termoelétrica.

Embora os resultados experimentais do pescoço e da palma da mão fornecessem uma temperatura relativamente próxima da temperatura fornecida pela testa, 35,8 e 35,2 °C respetivamente, os valores de tensão registados pelo kit foram inferiores. Neste caso, não foi somente a temperatura que influenciou os resultados, mas também a superfície de contacto entre estas áreas do corpo humano e a superfície da face quente do módulo termoelétrico, ou seja, nestas regiões do corpo as perdas de calor são mais significativas, o que originou um estabelecimento de uma temperatura equivalente à temperatura do meio ambiente num processo mais rápido que, por sua vez, deu origem a valores de tensão mais baixos nos terminais do kit de captação de energia termoelétrica ADEH-K-A, comparativamente com o ensaio experimental da testa. Observamos novamente que com a utilização de um dissipador de calor de alumínio se conseguiu provocar um gradiente de temperatura maior entre as faces quente e fria do módulo durante mais tempo, o que originou um aumento do desempenho do sistema de captação de energia (cerca de 21 a 29%), dependendo das áreas do corpo sujeitas nos ensaios experimentais.

Contudo, a captação de energia termoelétrica do calor do corpo humano fornece uma potência variável que depende de vários fatores como a diferença de temperatura, a correta colocação do módulo termoelétrico nas áreas do corpo e as perdas de calor pelos processos de transpiração. Desse modo, com o passar do tempo verifica-se um decréscimo na geração de energia.

7.2- Resultados da captação de energia termoelétrica através do aquecimento do módulo termoelétrico

Relativamente à captação de energia termoelétrica através do aquecimento forçado do módulo termoelétrico, como já mencionado, o mesmo foi sujeito a um conjunto de temperaturas durante a segunda fase experimental, nomeadamente temperaturas compreendidas entre 40 °C e 50 °C. O objetivo dos testes do aquecimento do módulo foi averiguar qual a potência máxima que o sistema de captação de energia termoelétrica consegue produzir em condições diversas das que o corpo humano naturalmente consegue proporcionar. Para isso, foram previamente registadas as tensões e correntes que o sistema de captação de energia consegue produzir. Os ensaios experimentais desta segunda fase experimental foram novamente realizados a uma temperatura ambiente de 24 °C com o intuito de compará-los com os da primeira.

Na Figura 36 encontra-se ilustrado o gráfico das tensões produzidas pelo kit de captação de energia ADEH-K-A resultantes do aquecimento do módulo termoelétrico.

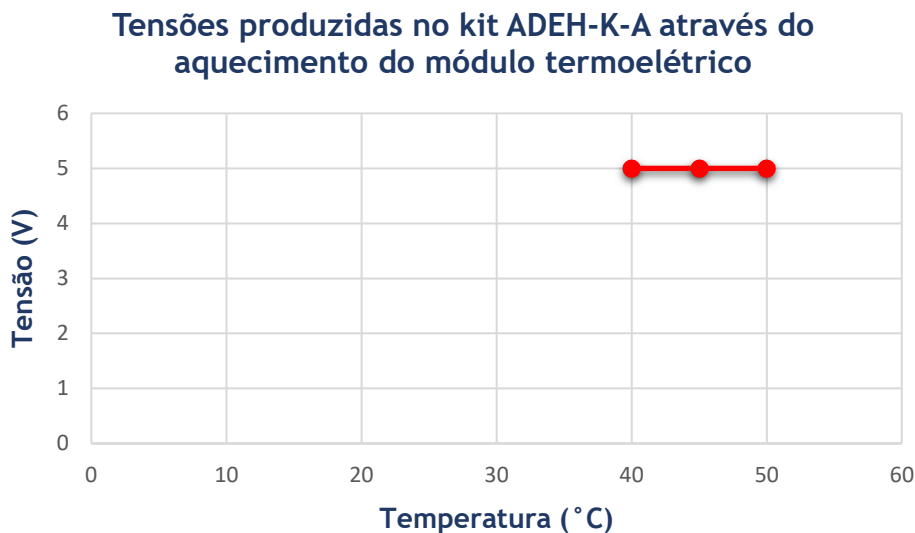


Figura 36- Gráfico das tensões produzidas no kit ADEH-K-A em função das temperaturas impostas na face quente do módulo termoelétrico.

Como se pode observar pelo gráfico da Figura 36, todas as temperaturas impostas na face quente do módulo termoelétrico permitiram o alcance de uma tensão máxima de 5V aos terminais do kit. Tal acontecimento deve-se ao fornecimento constante de calor por parte da fonte calorífica que, comparativamente com as diferentes áreas do corpo humano, não sofre perdas de calor significativas.

Para a determinação da potência elétrica obtida através do kit de captação de energia termoelétrica foram realizados conjuntos de ensaios experimentais em circuito fechado nomeadamente, em 4 situações distintas : (1)- A face quente do módulo termoelétrico foi aquecida e a face fria esteve exposta a um balde de água fria com gelo (-0,6 °C); (2)- A face quente do módulo termoelétrico foi aquecida e a face fria esteve exposta a um dissipador de alumínio; (3)- A face quente do módulo termoelétrico esteve exposta à superfície da testa e a face fria a um dissipador de alumínio; (4)- A face quente do módulo termoelétrico esteve exposta à superfície da testa e a face fria a um balde de água fria com gelo (-0,6 °C). Os respetivos ensaios experimentais foram realizados com o recurso a uma resistência elétrica de 10000 Ω .

Nos gráficos das figuras 37.1, 37.2, 37.3 e 37.4 estão representadas as tensões obtidas no kit de captação de energia termoelétrica ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura existente nos ensaios experimentais para as diferentes situações.

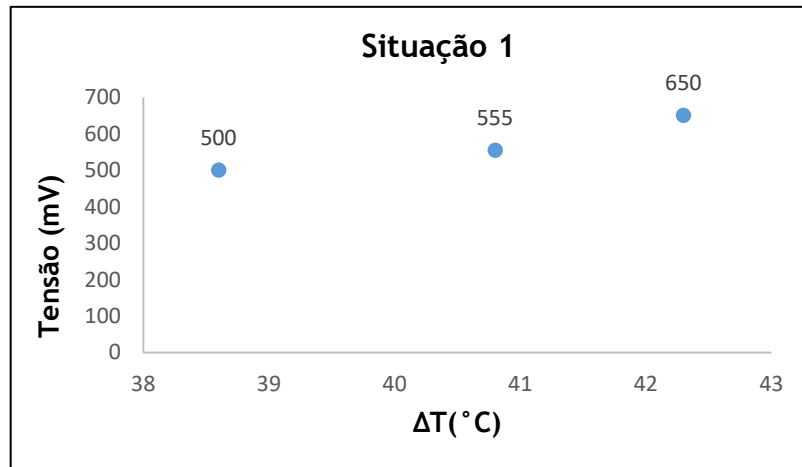


Figura 37.1- Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 1).

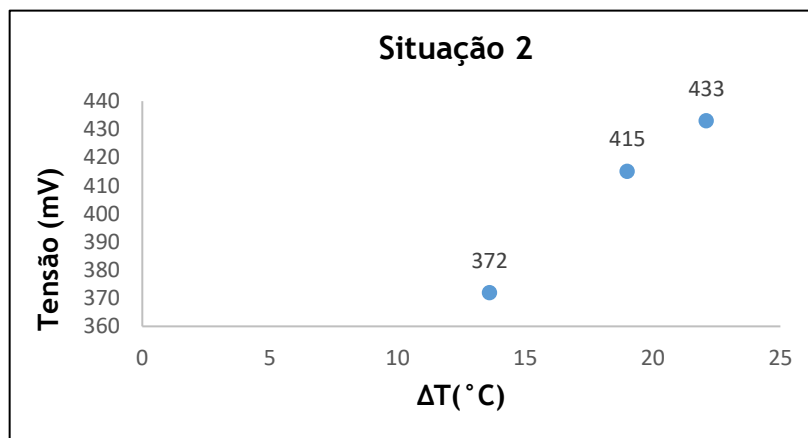


Figura 37.2- Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 2).

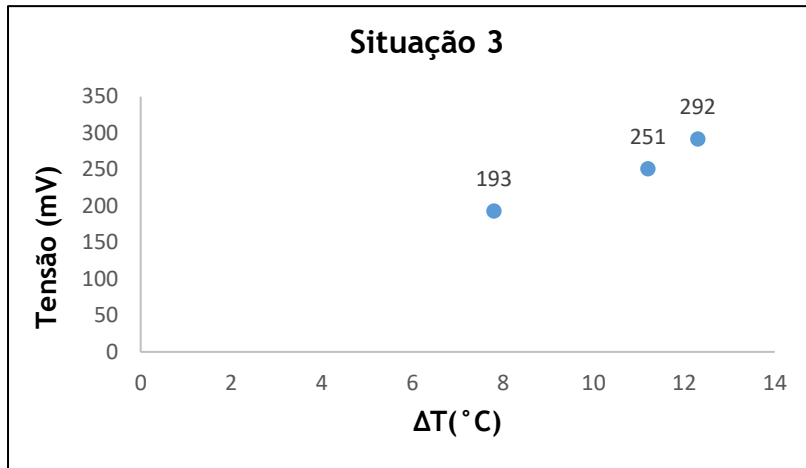


Figura 37.2- Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 3).

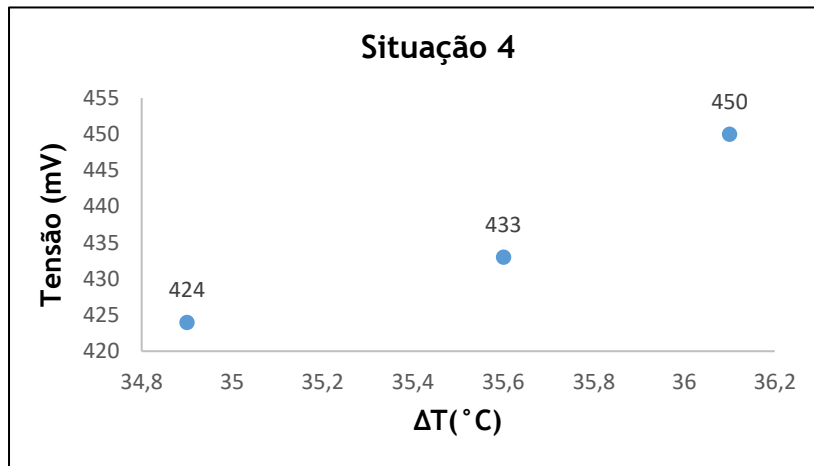


Figura 37.2- Gráfico das tensões obtidas no kit ADEH-K-A em função do gradiente de temperatura (situação 4).

Ao analisarmos os gráficos, os ensaios experimentais em que o gradiente de temperatura entre a face quente e fria do módulo termoelétrico foi maior (situações 1 e 4), observamos que foram os ensaios em circuito fechado com os valores de tensão mais elevados nos terminais do kit de captação de energia termoelétrica.

Desenvolvimento de pequenos geradores de energia a partir da temperatura corporal

Pretendeu-se também determinar a potencia elétrica obtida no sistema de captação de energia termoeletrica. Para isso, foi calculada através da equação (4):

$$P = V \times I \quad (4)$$

Apresenta-se nos gráficos das Figuras 38.1, 38.2, 38.3 e 38.4 a relação entre a corrente e a potência elétrica produzida pelo sistema de captação de energia termoeletrica ADEH-K-A nas 4 situações da segunda fase experimental anteriormente descritas.

Nos gráficos, encontram-se representados os diferentes valores da corrente e potência elétrica obtidos experimentalmente, em circuito fechado para uma resistência de 10000 Ω .

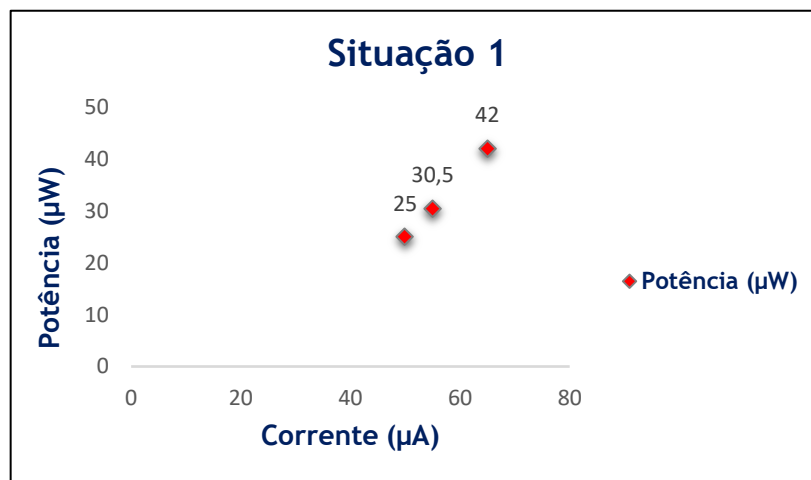


Figura 38.1- Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 1).

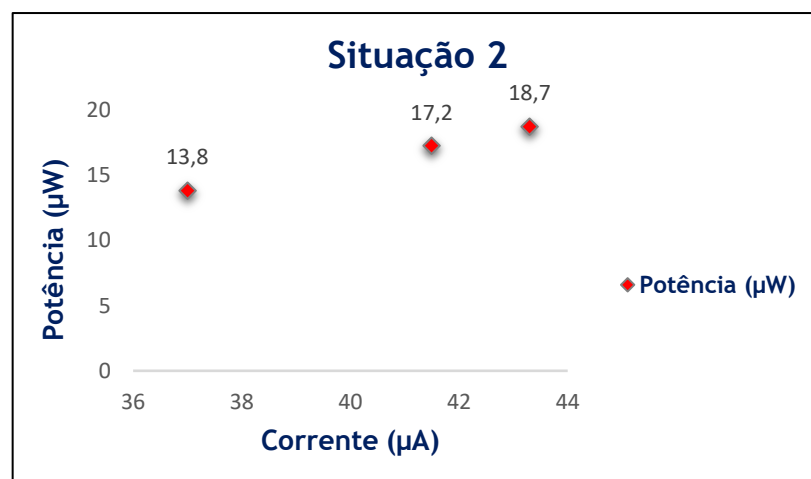


Figura 38.2- Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 2).

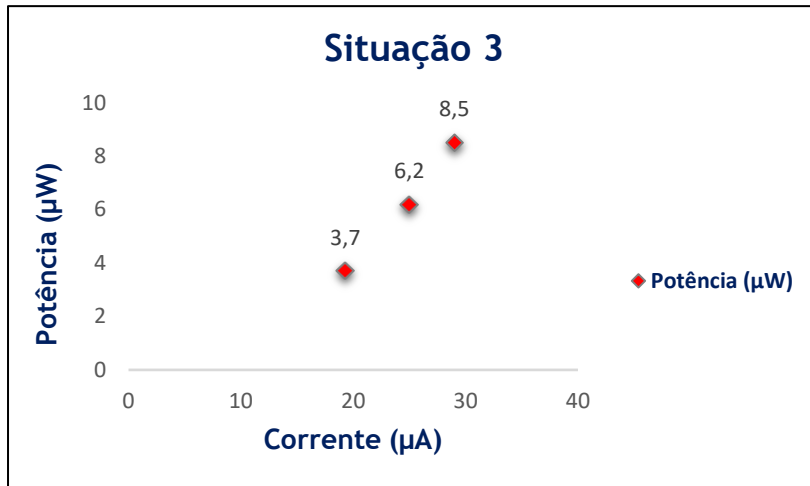


Figura 38.3- Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 3).

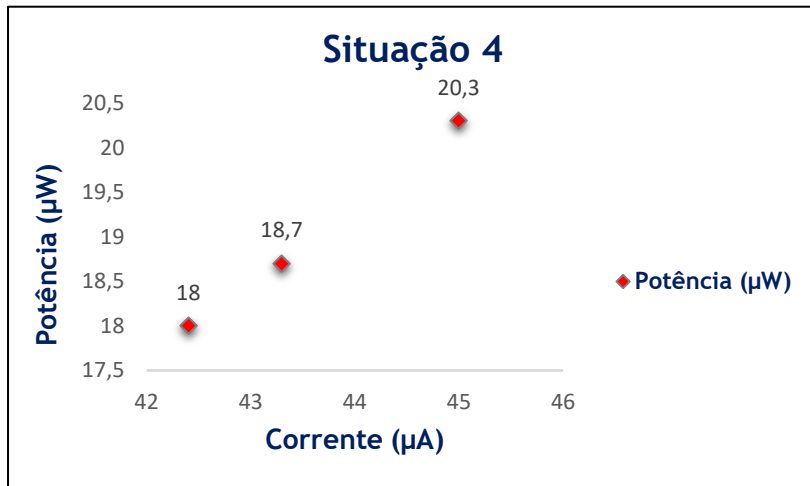


Figura 38.4- Gráfico da potência do kit ADEH-K-A em função da corrente (situação 4).

Como podemos salientar nos gráficos 38.1, 38.2, 38.3 e 38.4, é nas situações 1 e 4 que se verificam os valores de potência mais elevados atingidos pelo kit de captação de energia termoelétrica, isto é, nas situações em a temperatura da face fria do módulo termoelétrico foi mantida constante com o balde de água fria com gelo a $-0,6^{\circ}\text{C}$ e se fez variar o fornecimento de calor, aquecendo com uma fonte calorífica ou submetendo à temperatura da testa: situações 1 e 4 respectivamente.

A maior potência elétrica obtida nas situações 1 e 4 está diretamente relacionada com o maior gradiente de temperatura, ou seja, a diferença de temperatura existente entre ambas as faces do módulo termoeletrico, por ser maior, contribuiu para a geração de maiores tensões aos terminais do kit. Do mesmo modo, a corrente elétrica por ser diretamente proporcional à tensão também aumentou.

Desse modo, nos ensaios experimentais em circuito fechado com a resistência de 10000Ω , o maior gradiente de temperatura nas faces do módulo termoeletrico originou maiores valores de tensão e corrente elétrica que foram as responsáveis pelos valores mais elevados de potência (situações 1 e 4), enquanto que, os menores valores deram origem às potências mais baixas (situações 2 e 3).

Observou-se ser possível produzir valores de potência aceitáveis através do calor proveniente do corpo humano nomeadamente, $18\ \mu\text{W}$, $18,7\ \mu\text{W}$ e $20,3\ \mu\text{W}$ na situação 4. Estes valores de potência são suficientes para a alimentação de pequenos equipamentos eletrônicos de baixa potência, como por exemplo, sensores wireless simples utilizados em dispositivos de monitorização de dados da saúde, uma vez que, necessitam apenas de $10\ \mu\text{W}$ para o seu funcionamento [11], [14].

Em suma, pode afirmar-se que os resultados obtidos experimentalmente no kit de captação de energia termoeletrica ADEH-K-A foram fortemente influenciados pelas temperaturas de funcionamento do conversor termoeletrico nomeadamente, devido às diferenças de temperatura entre as faces do conversor, à correta colocação do conversor sobre as diferentes áreas do corpo humano e aos processos fisiológicos de regulação de temperatura na superfície da pele.

8. Conclusão

A conjugação de conversores termoelétricos com sistemas de captação de energia são uma forte alternativa para a substituição dos atuais sistemas de alimentação, nomeadamente, a bateria tradicional. A bateria, por ser ainda a opção principal, resulta frequentemente na sua substituição e consequente poluição ambiental o que origina uma preocupação a nível mundial e uma busca incansável pelas energias renováveis.

Nesse contexto, e de forma a colmatar esse problema, o presente trabalho teve como objetivo a caracterização de um sistema de energia renovável, nomeadamente, um sistema de captação de energia termoelétrica a partir do calor humano, avaliando o seu desempenho e verificando a potência que este consegue produzir, com o intuito de estudar a fiabilidade da sua implementação em dispositivos sensoriais de baixa potência.

Inferiu-se que a captação de energia em geral, incluindo a conversão termoelétrica do calor do corpo humano, fornece uma potência variável e está dependente de fatores como: o gradiente de temperatura existente, as condições do meio ambiente, a correta colocação do módulo termoelétrico sobre a pele e os processos da perda de calor na pele associados à transpiração. Por essa razão, com o passar do tempo, a geração de energia decresce ou até mesmo se anula, pelo que, a existência de um supercondensador no kit de captação de energia termoelétrica (kit ADEH-K-A) relevou-se fundamental no armazenamento de energia, evitando que esta falte num curto período de tempo até que a geração de energia seja novamente restaurada.

Verificou-se que um pequeno dispositivo GET (20 mm x 20 mm) associado ao kit de captação de energia termoelétrica é capaz de gerar potências até 20,3 μW com base no calor do corpo humano desde que, o gradiente de temperatura entre a pele do corpo e o ambiente seja o equivalente às condições de Inverno, ou seja, com temperaturas baixas.

Concluiu-se que apesar de nenhum dos dispositivos médicos atualmente existentes no mercado possa ser autoalimentado diretamente com o calor do corpo, devido às maiores necessidades energéticas, o kit de captação de energia termoelétrica revelou-se capaz de alimentar de um modo autónomo sensores wireless de baixa potência que são utilizados em dispositivos de monitorização médica. Os dispositivos sensoriais de baixa potência que ao requerem cerca de 10 μW para o seu funcionamento autónomo, permitem a aquisição de informação fulcral ao rastreamento das condições de saúde em dispositivos de monitorização médica no quotidiano, como por exemplo, a monitorização dos batimentos cardíacos e a monitorização dos eventos QRS, a monitorização da taxa de respiração e o monitoramento da pressão sanguínea.

Em suma, embora os ensaios experimentais tenham sido efetuados em maio e junho com temperaturas ambientes relativamente elevadas, conseguiram-se obter valores de potência bastante satisfatórios no kit “energy harvesting”, o que permite vislumbrar boas aplicações para o sistema. Para além disso, os resultados obtidos enquadraram-se plenamente no propósito deste trabalho dissertativo.

9. Referências Bibliográficas

- [1] F. Deng, H. Qiu, J. Chen, L. Wang, and B. Wang, "Wearable Thermoelectric Power Generators Combined with Flexible Supercapacitor for Low-Power Human Diagnosis Devices," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 64, no. 2, pp. 1477-1485, 2017.
- [2] S. Datta, N. K. Singh, S. Roy, and N. Pal, "Some studies on utilization of human body energy with hybrid piezoelectric and thermoelectric effect," *Int. Conf. Control. Instrumentation, Energy Commun. CIEC 2014*, pp. 191-193, 2014.
- [3] M. Wahbah, M. Alhawari, B. Mohammad, H. Saleh, and M. Ismail, "Characterization of human body-based thermal and vibration energy harvesting for wearable devices," *IEEE J. Emerg. Sel. Top. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 3, pp. 354-363, 2014.
- [4] G. D. Mahan, "Introduction to thermoelectrics," *APL Mater.*, vol. 4, no. 10, pp. 1-8, 2016.
- [5] J. S. and H. J. G. G.S. Nolas, *Thermoelectrics: Basic Principles and New Materials Development*. Berlin, 2001.
- [6] Mohit Thakkar, "A report on " Peltier (thermoelectric) cooling module ",," no. February, 2016.
- [7] S. Su and J. Chen, "Simulation investigation of high-efficiency solar thermoelectric generators with inhomogeneously doped nanomaterials," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 62, no. 6, pp. 3569-3575, 2015.
- [8] J. Y. Shih, S. L. Lai, and H. T. Cheng, "Research Method and Key Design Themes of a Multifunctional Jacket with Optoelectronic Effects," *Appl. Mech. Mater.*, vol. 599-601, pp. 656-659, 2014.
- [9] V. Leonov, "Thermoelectric energy harvesting of human body heat for wearable sensors," *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 6, pp. 2284-2291, 2013.
- [10] V. Leonov and R. J. M. Vullers, "Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective," *J. Renew. Sustain. Energy*, vol. 1, no. 6, p. 062701, 2009.
- [11] V. Leonov, T. Torfs, C. Van Hoof, and R. J. M. Vullers, "Smart Wireless Sensors Integrated in Clothing an Electrocardiography system in a shirt powered using human body heat," *2Sensors & Transducers*, vol. 107, no. 8, pp. 165-176, 2009.
- [12] V. Leonov and R. J. M. Vullers, "Wearable thermoelectric generators for body-powered devices," *J. Electron. Mater.*, vol. 38, no. 7, pp. 1491-1498, 2009.
- [13] 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.

- [14] V. Pop, J. van de Molgenkraft, F. Schnitzler, J. P. R. van Schaijk, and R. Vullers, "Power Optimization for Wireless Autonomous Transducer Solutions," *PowerMEMS 2008*, pp. 141-144, 2008.

- [15] Imran Mir A, Energy Harvesting Mechanism for Medical Devices, "US201715440835 20170223".

- [16] Glenn Richard A. and Eifer Daniel W. and Williams Michael S, Energy Harvesting for Implanted Medical Devices, "US20090498289 20090706".

- [17] Potkay Joseph Allen, In Situ Energy Harvesting Systems for Implanted Medical Devices, "US20100762242 20100416".