

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Colheita de energia térmica para sensor cardíaco

Alexandre Kenji Namioka

São Paulo
2017

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Colheita de energia térmica para sensor cardíaco

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
Obtenção do título de Graduação em Engenharia

Alexandre Kenji Namioka

Orientador: Prof. Edilson Hiroshi Tamai

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2017

Catálogo-na-publicação

Namioka, Alexandre Kenji

Colheita de energia térmica para sensor cardíaco / A. K. Namioka - São Paulo, 2017. 44 p.

Trabalho de Formatura – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

I. Colheita de energia 2. Pastilha termoeletrica I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica. II. t.

Resumo

Este projeto visa ao estudo de um sistema de colheita energética com foco para atuação em conjunto com sensor cardíaco. Assim, definida a fonte de energia no contexto do corpo humano, foi feita uma pesquisa com foco na literatura da colheita de energia com fontes térmicas. Diferente do que é proposto na literatura encontrada, a interferência da roupa do usuário foi introduzida no sistema, além da adição do efeito do suor na troca de calor. A partir destas alterações, notou-se que a roupa reduz bastante a potência de saída obtida do sistema, enquanto que o suor altera de maneira limitada a troca de calor. Por fim, foram feitas algumas análises de sensibilidade no sistema para se avaliar o impacto na potência obtida para diferentes situações.

PALAVRAS CHAVE: Colheita de energia, pastilha termoeétrica, efeito Seebeck, termoeleticidade.

Abstract

This project is an analysis of an energy harvesting system capable of supplying a heart monitor. Once defined the energy source within the context of the human body, a research was carried out with a focus on the literature related to termal energy harvesting. Different from what is proposed in the literature found, the interference of clothes is introduced into the model, besides the addition of the sweat effect on the heat exchange. What was found with these additions to the model is the great impact clothes have in the output power of the system and also the limited improvement sweat has in the heat exchange. Moreover, some sensitivity analyses have been done in order to evaluate the output power of the system under different conditions.

KEYWORDS: energy harvesting, thermoelectric device, the Seebeck effect, thermoelectricity

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Quantidade de açúcar para cada trecho do ciclo de cultura/descarga	6
Tabela 2 - Potências máximas obtidas com indução eletromagnética com ímã de NdFeB.....	9
Tabela 3 - Potências máximas obtidas do mecanismo eletrostático para diferentes dispositivos.....	12
Tabela 4 - Potências máxima obtidas com efeito piezolétrico para diferentes dispositivos.....	13
Tabela 5 – Potências máximas obtidas por efeito Seebeck para diferentes dispositivos.....	15
Tabela 6 - Peso dos critérios	19
Tabela 7 - Notas de cada mecanismo	20
Tabela 8 – Resistência da pele para diferentes regiões do corpo	24
Tabela 9 - Parâmetros para cálculo do coeficiente de convecção do ar.....	26
Tabela 10 - Propriedades do semicondutor.....	27
Tabela 11 - Resistências térmicas de roupas.....	44

Índice de Figuras

Figura 1 – (a) Oxímetro de dedo da Geratherm; (b) Monitor cardíaco de cinta peitoral da Oregon	3
Figura 2 – Diagrama de reações que ocorrem em uma célula combustível com glicose	5
Figura 3 – Corrente em função do tempo	7
Figura 4 - Esquema de mecanismo para obtenção de energia através de indução eletromagnética.....	8
Figura 5 - Tensão de saída em circuito aberto para diferentes frequências de excitação.....	10
Figura 6 – Arranjo para obtenção de energia a partir da eletrostática	11
Figura 7 – Modelo para obtenção de energia por efeito piezoelétrico	12
Figura 8 - Tensões e potências fornecidas para diferentes frequências	14
Figura 9 – Sistema de obtenção de energia a partir do efeito Seebeck.....	15
Figura 10 - Temperaturas médias do Brasil no ano	16
Figura 11 – Mecanismo para captação de energia utilizando ressonador de Helmholtz	17
Figura 12 - Modelo físico do termogerador	21
Figura 13 - Resistências térmicas associadas ao lado quente.....	21
Figura 14 - Resistências térmicas associadas ao lado frio	22
Figura 15 - Fluxograma de cálculos	23
Figura 16 – Figura esquemática da disposição das aletas	29
Figura 17 - Sensibilidade da potência em relação a vestimentas para diferentes temperaturas	30

Figura 18 - Comprimento da aleta x Potência de saída (<i>Psaída</i>).....	31
Figura 19 - Temperatura ambiente x Potência de saída.....	32
Figura 20 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso i: com roupa).....	33
Figura 21 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso ii: sem aletas e sem roupa)	34
Figura 22 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso iii: com aletas)	34

Sumário

Resumo

Abstract

1.	Introdução	1
2.	Objetivo e Metodologia	2
3.	Detalhamento de monitores do mercado	2
4.	Revisão da literatura	3
4.1.	Principais mecanismos de colheita de energia	4
4.2.	Energia química/solar	4
4.2.1.	Célula com combustível oriundo de descarte orgânico	4
4.2.2.	Célula com combustível orgânico	4
4.2.3.	Célula com sistemas fotoquímicos e biológicos	6
4.3.	Energia cinética	7
4.3.1.	Obtenção de energia a partir de indução eletromagnética	8
4.3.2.	Obtenção de energia a partir de eletrostática	10
4.3.3.	Obtenção de energia a partir de efeito piezoelétrico	12
4.4.	Energia térmica	14
4.5.	Energia de escoamento do ar	17
5.	Escolha da fonte energética	18
5.1.	Condições de operação	18
5.2.	Localização da fonte energética	18
5.3.	Complexidade/segurança do dispositivo	19
5.4.	Potência resultante	19
5.5.	Pesos dos critérios	19
5.6.	Escolha do mecanismo	19
6.	Modelagem do sistema	20
6.1.	Efeito Seebeck	20
6.2.	Modelo físico	20

6.3.	Fluxograma de cálculos	23
6.4.	Definição dos parâmetros	24
6.4.1.	Resistência da pele humana.....	24
6.4.2.	Resistências de contato	24
6.4.3.	Resistências das placas.....	25
6.4.4.	Resistência da roupa	25
6.4.5.	Resistência do ar ambiente	26
6.4.6.	Parâmetros do semicondutor	27
6.4.7.	Resistências térmicas e elétricas	27
6.5.	Resultados preliminares	27
6.6.	Melhorias no modelo.....	28
6.6.1.	Modelo sem interferência de roupas	28
6.6.2.	Modelo com aletas sem interferência de roupas.....	28
6.7.	Análises de sensibilidade.....	29
6.7.1.	Sensibilidade em relação à mudança de roupa	30
6.7.2.	Sensibilidade em relação ao comprimento da aleta	31
6.7.3.	Sensibilidade em relação à temperatura ambiente	32
6.7.4.	Sensibilidade em relação à região do corpo	33
7.	Sensores cardíacos	35
8.	Resultados.....	35
9.	Conclusão	36
10.	Bibliografia	38
	Anexo A – Resistências térmicas de roupas (<i>Iroupa</i>).....	44

1. Introdução

Uma tendência que vem ganhando bastante espaço no mercado é a miniaturização de equipamentos, principalmente os eletrônicos. Em geral, as reduções de tamanho vêm acompanhadas de menor consumo energético. De um ponto de vista econômico-ambiental, é de grande interesse que os aparelhos miniaturizados possam operar durante larga escala de tempo, já que, dessa forma, os custos relativos com a manutenção de baterias ou mesmo carregamentos na rede elétrica são reduzidos, o que pode agregar valor ao produto. Além disso, a questão ambiental do descarte de baterias é favorecida, pois o maior aproveitamento delas possibilita um menor descarte.

Em vista destes fatores, um conceito de obtenção de energia vem ganhando grande destaque na indústria: a colheita de energia (ou *energy harvesting*, em inglês). Este conceito se baseia no aproveitamento de fontes de energia que, em geral, ou são dissipadas no ambiente, ou são ignoradas devido à obtenção de baixa potência.

A grande vantagem deste tipo de dispositivo é possibilitar uma vida útil do equipamento maior se comparada com as fontes energéticas atuais, como, por exemplo, as baterias de íon lítio. Dito isso, uma área de aplicação do conceito é a medicina, em que um monitoramento contínuo do paciente permite uma análise mais aprofundada sobre as condições do mesmo.

De acordo com o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, em 2011, 29,4% das mortes registradas naquele ano foram causadas por doenças cardiovasculares (Portal Brasil, 2011). Dessa forma, um constante monitoramento sobre as condições cardiovasculares dos cidadãos deve ser feito como medida de prevenção para diminuir o número de mortes, ao menos ligadas a questões cardíacas. Neste âmbito, aparelhos de monitoramento cardíaco possuem função relevante, mesmo que seu uso ainda seja bastante restrito, principalmente voltado para praticantes de atividades físicas, como corrida.

2. Objetivo e Metodologia

O presente projeto visa ao estudo de sistema de colheita de energia capaz de captar energia do ambiente ou corpo humano buscando atender a demanda energética de um sensor de frequência cardíaca encontrado no mercado.

Para isso, foi feita uma pesquisa sobre os sensores de frequência cardíaca para se obter um valor de referência de potência exigida. Em seguida, um estudo sobre as formas de captação de energia foi realizado na literatura técnica disponível para, então, o modelo do sistema ser concebido e algumas grandezas serem calculadas.

Para os cálculos, a escolha dos materiais foi feita baseado na disposição do mercado. Por fim, foram realizadas algumas análises de sensibilidade do conjunto para se avaliar a potência de saída sob algumas situações.

3. Detalhamento de monitores do mercado

No mercado existem dois principais sensores capazes de medir a frequência cardíaca:

- Sensor de dedo; e
- Sensor com cinta peitoral.

O primeiro possui custo mais baixo e mede a concentração de oxigênio (O_2) no sangue, porém a medição é feita com interrupção de atividade física, caso se esteja praticando alguma. Já a segunda, apesar de, em geral, apresentar preço maior, possuem maior precisão e permitem monitoramento contínuo, sem interrupção de atividades físicas.



Figura 1 – (a) Oxímetro de dedo da Geratherm; (b) Monitor cardíaco de cinta peitoral da Oregon

(Fonte: Walmart - Modificado)

Visto as características de cada tipo de monitor cardíaco, o presente estudo será baseado no sensor com cinta peitoral, já que sua precisão e praticidade fornecem maior vantagem.

Utilizando o monitor da marca *Oregon* modelo HR102 como modelo, sua cinta peitoral utiliza uma bateria do tipo CR2032, a qual possui tensão nominal de 3V e corrente de descarga típica de 0,19 mA (Energyzer – Product Datasheet). Dessa forma, com uma análise sem muitas complexidades, conclui-se que a fonte de energia deve atender um requerimento de 0,57 mW, para substituir a bateria. É importante destacar, no entanto, que o desenvolvimento de sistemas de colheita de energia é feito em conjunto com a otimização dos sensores que os acompanham, assim, reduz-se a exigência de potência. Leonov e Vullers (2009) reportam uma redução de cerca de 160 vezes na potência exigida pelo oxímetro utilizado no estudo deles.

Deve-se ter em mente que o intuito do projeto não é o desenvolvimento de novo sistema de sensor, dessa forma, o valor 0,57 mW será utilizado como referência no desenvolvimento do presente estudo.

4. Revisão da literatura

Antes de iniciar o desenvolvimento do modelo, foram pesquisadas as formas de captação de energia do ambiente dentro do contexto do corpo humano.

4.1. Principais mecanismos de colheita de energia

Atualmente, os mecanismos mais utilizados para obtenção de energia dentro dos limites do corpo humano podem ser divididos quanto à forma em que a fonte se encontra na natureza (Sue e Tsai, 2011):

- Energia química/solar;
- Energia cinética;
- Energia térmica; e
- Energia de escoamento do ar.

4.2. Energia química/solar

O sistema baseia-se na obtenção de energia elétrica a partir de reação química utilizando células de biocombustível (Davis e Higson, 2006). Dentro deste mecanismo, há 3 focos de pesquisas:

- Célula com combustível proveniente de descarte orgânico;
- Célula cujo combustível é utilizado nas reações do metabolismo; e
- Célula que combina sistemas fotoquímicos e biológicos para transformação de energia na forma de luz em eletricidade.

4.2.1. Célula com combustível oriundo de descarte orgânico

Nestes tipos de células, o descarte orgânico é convertido em combustível através, por exemplo, da fermentação, originando, assim, o reagente que será utilizado na célula.

4.2.2. Célula com combustível orgânico

Nesta categoria de célula, utilizam-se substratos, como a glicose, encontrados no corpo humano para obtenção de energia elétrica. Dentro deste mecanismo, há, ainda, 3 subcategorias de células (von Stetten *et al.*, 2006): biológica, enzimática e com utilização direta de glicose.

Na primeira subcategoria, há um problema associado às infecções. Em contrapartida, os dois últimos tipos de células não apresentam essa desvantagem.

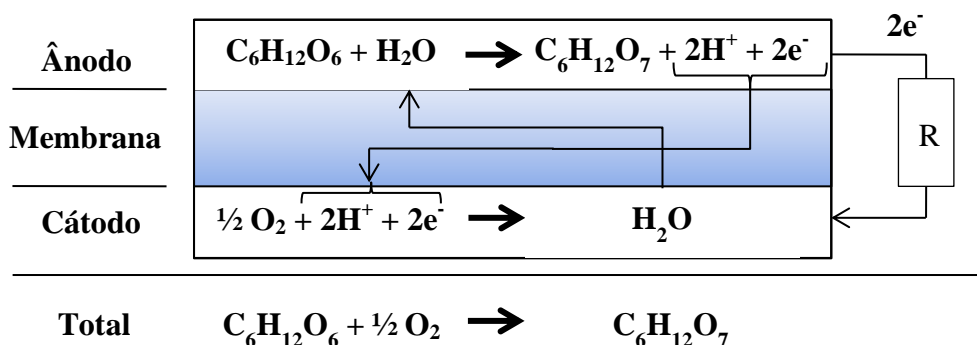


Figura 2 – Diagrama de reações que ocorrem em uma célula combustível com glicose

(Fonte: von Stetten *et al.*, 2006 - Modificado)

Como pode ser visto na Figura 2, a glicose presente no organismo reage com a água resultando em 2 elétrons livres (e^-) e 2 hidrogênios polarizados (H^+), os quais reagem com oxigênio (O_2) produzindo água novamente. Esses processos resultam no transporte de elétrons, isto é, na formação de corrente elétrica e, consequentemente, na obtenção de energia elétrica.

Os valores de densidade de potência encontrados na literatura para este tipo de colheita de energia estão na faixa entre 20 e 100 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ (Sue e Tsai, 2011), dependendo do material e forma construtiva do sistema.

Apesar de possuir muitos estudos na área médica, já que possui grande potencial de aplicação em marca-passos, há um problema associado à localização do dispositivo de captação de energia, já que a fonte de combustível deve fornecer ao dispositivo a energia necessária.

Além disso, deve-se notar que, dadas as dificuldades para implantação do dispositivo, para se atingir a demanda de potência requerida, um dispositivo com tamanho maior deveria ser construído, o que agrava o problema relacionado à implantação. Dessa forma, este mecanismo será desconsiderado nas análises futuras, estando presente neste documento apenas de forma expositiva.

4.2.3. Célula com sistemas fotoquímicos e biológicos

Uma alternativa à obtenção de energia através de mecanismos bioquímicos é a utilização de microrganismos sensíveis à luz e que são capazes de transformar a luz em energia elétrica (Davis e Higson, 2007).

Utilizando um sistema com *Anabaena variabilis* M-3 (Yagishita *et al.*, 1998) com ciclos de 10 horas entre escuridão (descarga) e claridade (cultura), sob uma carga de $1k\Omega$ e com intensidade da luz de 40 W/m^2 foi possível obter picos de corrente da ordem de 0,8 mA, sendo que se mantinha acima 0,5 mA, com uma tensão de 0,8 V durante os ciclos de descarga da célula, cerca de 10 horas.

Neste mecanismo, o nível de açúcar disponível para as células do micro-organismo afeta a corrente de saída. Assim, essa taxa de açúcar deve ser mantida de maneira constante, o que não ocorre no mecanismo, como pode ser observado na Tabela 1.

Tabela 1 - Quantidade de açúcar para cada trecho do ciclo de cultura/descarga

	Antes	Depois da 1ª descarga	Depois da 1ª cultura	Depois da 2ª descarga	Depois da 2ª cultura	Depois da 3ª descarga	Depois da 1ª cultura	Depois da 4ª descarga	Depois da 1ª cultura
Açúcar disponível (mg)	9,2	5,4	10,4	5,3	8,9	4,9	6,4	3,1	3,4

(Fonte: Yagishita *et al.*, 1998 - Traduzido)

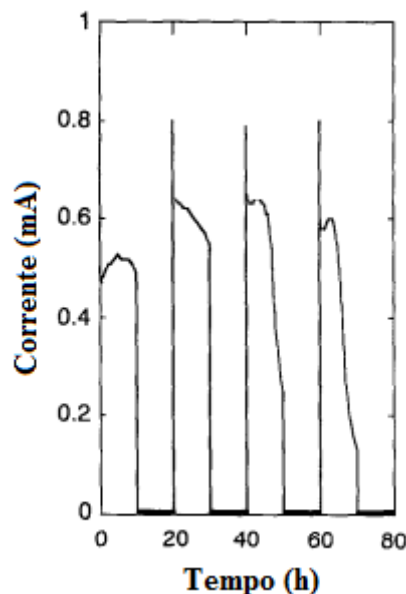


Figura 3 – Corrente em função do tempo

(Fonte: Yagishita *et al.*, 1998 - Traduzido)

Na Figura 3, as linhas em negrito logo acima do eixo do tempo são referentes aos trechos de cultura dos micro-organismos. Dessa forma, da análise da Tabela 1 e da Figura 3, nota-se que a menor quantidade de açúcar disponível para as células provoca uma menor uniformidade no fornecimento de corrente, já que, antes do trecho de descarga ser encerrado, a corrente decai. Logo, este dispositivo exigiria um controle de nível de açúcar para poder operar como fornecedor de energia.

Esta aplicação não possui o limitante em relação à localização do dispositivo, porém a fonte de energia é limitada temporalmente, já que sua fonte primária de energia é a luz solar. Uma possível solução para isto é armazenar a energia coletada durante o dia e utilizá-la quando o sistema captar menor energia da luz solar, isto é, em dias nublados ou durante o período da noite. Porém, de modo geral, o sistema completo exigiria um rigor adicional quanto à segurança ao envolver micro-organismos.

4.3. Energia cinética

A extração de energia do movimento do corpo já se encontra difundida no mercado, presente em relógios que aproveitam o movimento dos braços para funcionar, por exemplo.

Os tipos mais utilizados de transformação de energia a partir da energia cinética são classificados em 3 fenômenos (Sue e Tsai, 2011):

- Indução eletromagnética;
- Eletrostáticos; e
- Efeito piezoelétrico.

4.3.1. Obtenção de energia a partir de indução eletromagnética

A obtenção de energia através deste mecanismo baseia-se na Lei de Faraday, em que a força eletromotriz induzida é igual à variação do fluxo magnético no tempo.

Uma possível configuração deste arranjo pode ser observada na Figura 4.

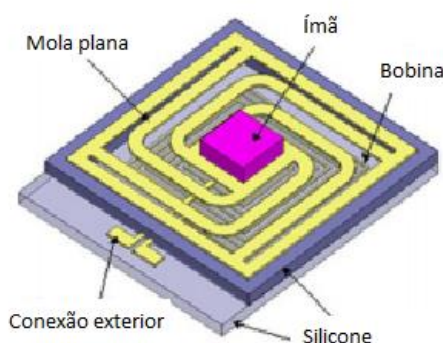


Figura 4 - Esquema de mecanismo para obtenção de energia através de indução eletromagnética

(Fonte: Wang *et al.*, 2009 - Traduzido)

O sistema visto na Figura 4 obtém energia através da oscilação do ímã na direção da face da mola, o que gera uma variação do fluxo magnético e, consequentemente, uma força eletromotriz é induzida na bobina. Para se obter maior aproveitamento do sistema, a frequência de excitação do mecanismo deve ser a mesma que a frequência natural do conjunto, caso não seja igual, deve ser a mais próxima possível.

Na literatura, os modelos utilizados possuem algumas particularidades, além das diferenças encontradas nas condições de ensaio (frequência de oscilação e amplitudes do movimento) e nos materiais utilizados para os diversos componentes constituintes. Essas diferenças permitem a alteração da frequência natural do sistema.

Tabela 2 - Potências máximas obtidas com indução eletromagnética com ímã de NdFeB

Potência máxima (μW)	Amplitude (μm)	Frequência de oscilação (Hz)	Volume (cm³)	Referência
0,61	14	55	0,13	(Wang <i>et al.</i> , 2009)
0,5	200	70-150	0,14	(Sari, Balkan, Külâh, 2010)
1,44	50	100	0,36	(Huang <i>et al.</i> , 2007)
0,14	-	8800	0,108	(Kulkarni <i>et al.</i> , 2007)
0,33	0,5	4400	0,02	(Williams <i>et al.</i> , 2001)

(Fonte: Sue e Tsai, 2011 - Modificado)

A Tabela 2 mostra as potências máximas obtidas para este tipo de mecanismo de colheita de energia. Deve-se atentar ao fato de que as condições de ensaio para cada tipo de mecanismo é diferente, assim, os materiais e o tipo de arranjo do mecanismo não é exclusivamente comparado. No entanto, a Tabela 2 permite visualizar a faixa de potências que são possíveis de serem obtidas utilizando o fenômeno eletromagnético.

Deve-se atentar ao fato de que cada modelo da bibliografia utiliza frequências bastante diferentes, além de que estas faixas de frequências não são observados em movimentos cotidianos do corpo humano, que se encontram na ordem de 1 Hz (Miao *et al.*, 2011). Assim, estes dados de potência devem ser interpretados com muito cuidado, já que não indicam os valores que seriam obtidos dentro das frequências encontradas nos movimentos cotidianos do ser humano.

No entanto, para dispositivos acoplados ao corpo, a frequência natural otimizada deve estar na faixa entre algumas unidades de Hz e algumas dezenas de Hz (von Büren *et al.*, 2006). Dessa forma, o modelo de dispositivo cuja frequência de excitação é de 55 Hz se enquadra nas condições do corpo humano, ao menos em relação à frequência de oscilação. Apesar disso, ao trabalhar com frequências diferentes de 55Hz, a tensão de saída obtida torna-se muito baixa, como pode ser visto na Figura 5.

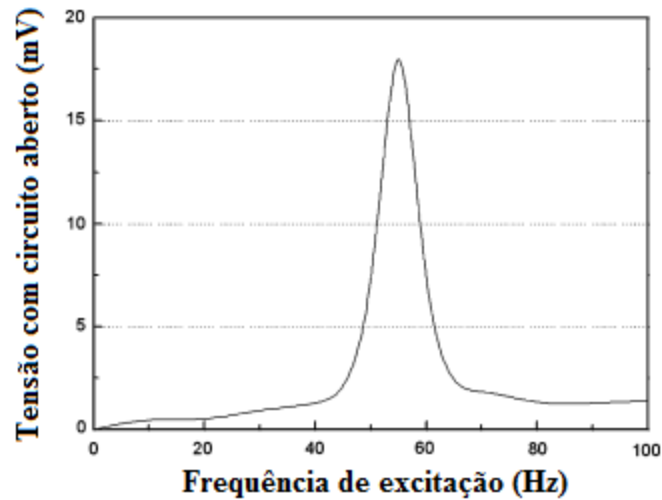


Figura 5 - Tensão de saída em circuito aberto para diferentes frequências de excitação

(Fonte: Wang *et al.*, 2009)

Como pode ser visto na Figura 5, para frequências de entrada até 40 Hz, a tensão gerada no circuito é muito baixa, abaixo de 2,5 mV. Para calcular a máxima potência de saída, utiliza-se (Wang *et al.*, 2009):

$$P_{m\acute{a}x} = \frac{U_{fem}^2}{4 \cdot R_{in}} \quad (1)$$

Onde U_{fem} é a força eletromotriz induzida e R_{in} é a resistência da bobina, a qual é de 163 Ω . Dessa forma, para frequências de até 40 Hz, a potência máxima que pode ser fornecida não passará de 0,01 μ W, o que é muito abaixo do requerido.

4.3.2. Obtenção de energia a partir de eletrostática

Apesar de utilizar um fenômeno diferente da indução eletromagnética, a obtenção de energia a partir da eletrostática possui um mecanismo parecido com o da indução.

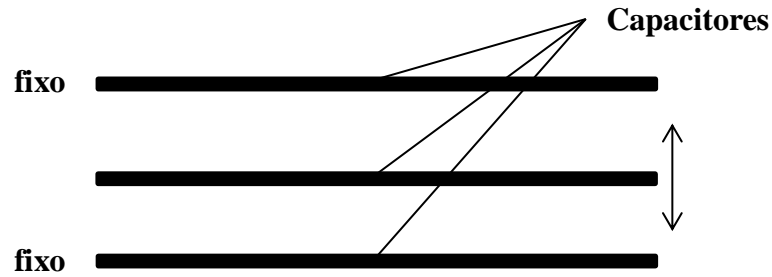


Figura 6 – Arranjo para obtenção de energia a partir da eletrostática

(Fonte: Autor)

Como pode ser observado na Figura 6, os capacitores dos extremos ficam fixos, enquanto o capacitor do meio, pré-carregado, pode oscilar. Esta variação de distância entre os capacitores induz um campo elétrico. Dessa forma, pode-se transformar a energia cinética em energia elétrica.

A equação que rege a capacitância do capacitor móvel é:

$$C(t) = \frac{\varepsilon \cdot A}{l_0 - x(t)} \quad (2)$$

Em que ε é a constante dielétrica, A é a área do capacitor móvel, l_0 é a distância, ou lacuna, inicial entre dois capacitores (um fixo e o móvel) e $x(t)$ é a variação da distância entre os capacitores.

A Tabela 3 mostra as potências obtidas com este tipo de mecanismo utilizando diferentes arranjos e materiais.

Tabela 3 - Potências máximas obtidas do mecanismo eletrostático para diferentes dispositivos

Potência máxima (μW)	Frequência de oscilação (Hz)	Volume (cm^3)	Referência
79	30	0,048	(Miao <i>et al.</i> , 2006)
0,061	250	0,75	(Basset <i>et al.</i> , 2009)
3,7	10	0,75	(Mitcheson <i>et al.</i> , 2003)
1052	50	18 cm^2 x 1 cm	(Despesse <i>et al.</i> , 2005)

(Fonte: Sue e Tsai, 2011 - Modificado)

Novamente, deve-se atentar ao fato de que as frequências utilizadas em cada estudo não estão dentro da faixa encontrada em movimentos cotidianos do ser humano.

4.3.3. Obtenção de energia a partir de efeito piezoelétrico

O efeito piezoelétrico é, de modo geral, a transformação da energia mecânica, na forma de deformação, em energia elétrica, e vice-versa.

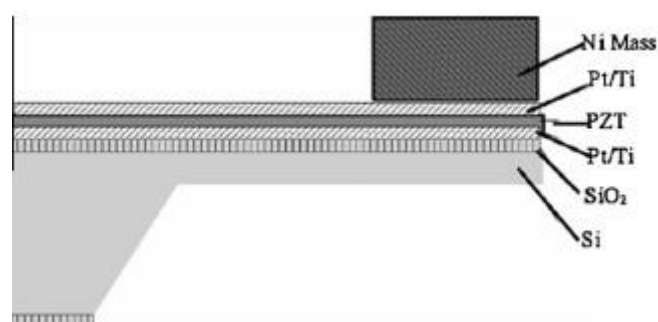


Figura 7 – Modelo para obtenção de energia por efeito piezoelétrico

(Fonte: Liu *et al.*, 2006)

Na Figura 7, ao movimentar o sistema, a massa (Ni Mass), por inércia, exerce uma força contra o piezoelétrico (PZT), causando deformação deste e, assim, polarizando-o, o que gera uma diferença de tensão.

As equações que regem o sistema são:

$$\gamma = \frac{\sigma}{E_\gamma} + d \cdot E_e \quad (3)$$

$$D = \varepsilon \cdot E_e + d \cdot \sigma \quad (4)$$

Onde γ é a deformação, σ é a tensão aplicada no piezoelétrico, d é o coeficiente de deformação do piezoelétrico, E_e o campo elétrico, D a densidade de carga e ε a constante dielétrica do piezoelétrico.

A Tabela 4 mostra as potências obtidas com o efeito piezoelétrico.

Tabela 4 - Potências máxima obtidas com efeito piezolétrico para diferentes dispositivos

Potência máxima (μW)	Frequência de oscilação (Hz)	Dimensões	Referência
3,98	200	0,1 cm ³	(Liu <i>et al.</i> , 2006)
1,1	528	1,8 mm ²	(Park <i>et al.</i> , 2009)
0,03	1495	0,05 cm ³	(Marzencki, Ammar, Basrour, 2008)
2,765	255,9	N/A	(Lee <i>et al.</i> , 2009)
0,0513	47	N/A	(Liu <i>et al.</i> , 2011)

(Fonte: Sue e Tsai, 2011 -Modificado)

Da Tabela 4, nota-se que as frequências encontram-se muito altas com exceção do último dispositivo (Liu *et al.*, 2011), cuja frequência encontra-se mais próxima das encontradas em movimentos humanos.

Entretanto, ao analisar as potências de saída do dispositivo, nota-se que, para frequências abaixo de 20 Hz, a potência diminui muito, na ordem de 80 vezes, como pode ser visto na Figura 8.

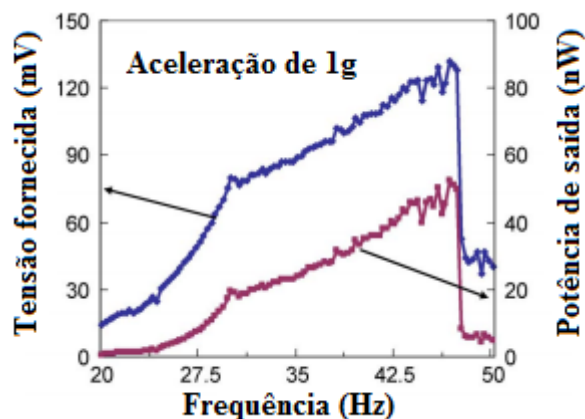


Figura 8 - Tensões e potências fornecidas para diferentes frequências

(Fonte: Liu *et al.*, 2011 - Traduzido)

4.4. Energia térmica

A colheita de energia utilizando energia térmica é baseada no efeito Seebeck, em que uma diferença de temperatura induz uma tensão, como pode ser visto na equação a seguir:

$$V = (S_n - S_p) \cdot \Delta T \quad (5)$$

V é a tensão resultante da diferença de temperatura (ΔT) e S_n e S_p são os coeficientes de Seebeck dos condutores ou semicondutores, respectivamente, negativo e positivo.

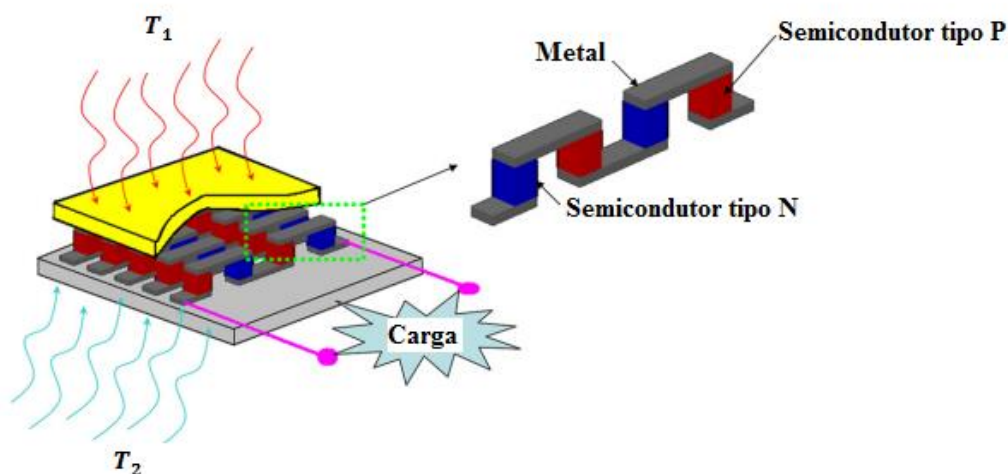


Figura 9 – Sistema de obtenção de energia a partir do efeito Seebeck

(Fonte: Sue e Tsai, 2011 - Traduzido)

Da Figura 9, a diferença de temperatura entre T_1 e T_2 gera a tensão de saída do sistema.

Tabela 5 – Potências máximas obtidas por efeito Seebeck para diferentes dispositivos

Potência máxima (μW)	ΔT (K)	Volume (cm^3)	Referência
100	12	0,175	(Leonov <i>et al.</i> , 2005)
1	5	1	(Strasser, 2004)
2,6 ($\mu\text{W}/\text{cm}^2\text{K}^2$)	375	0,48	(Boniche <i>et al.</i> , 2009)
9,22	51,2	2,47 x 2,47 mm ²	(Leonov e Vullers, 2009)
1,3	5	1 cm ²	(Xie, Lee e Fang, 2010)
28	5	0,095	(Stark, 2006) ¹

(Fonte: Sue e Tsai, 2011 - Modificado)

A Tabela 5 mostra as potências obtidas em projetos encontrados na literatura, dela pode-se observar que, mesmo para pequenas diferenças de temperatura, valores consideráveis de potência podem ser obtidos. Este fato torna-se relevante, visto que, no Brasil, a temperatura ambiente média anual varia de acordo com a região, porém, para a maior parte do território, ela é inferior a 27°C, como pode ser visto na Figura 10.

¹ Produto desenvolvido pela ThermoLife®

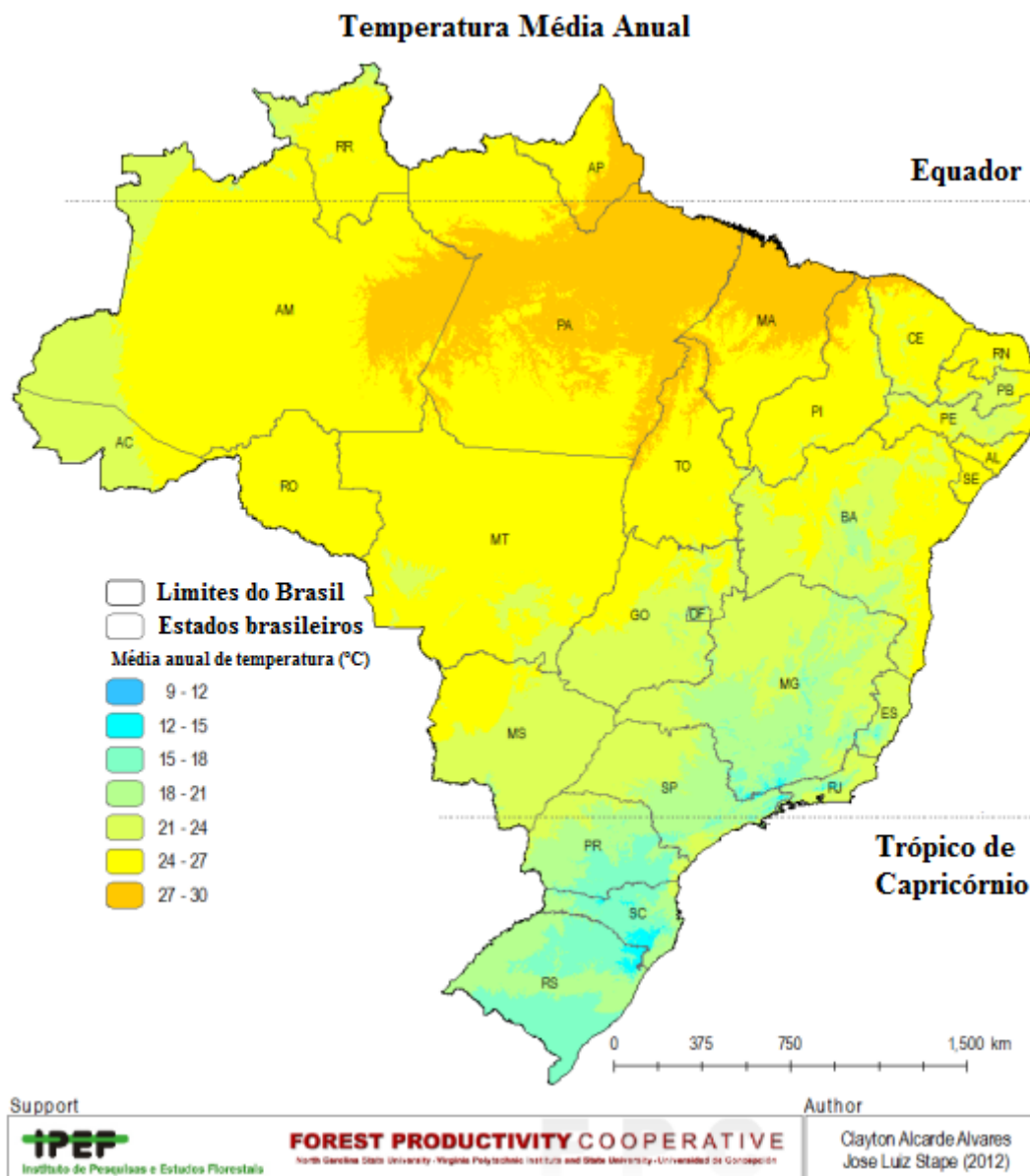


Figura 10 - Temperaturas médias do Brasil no ano

(Fonte: IPEF, 2012 - Traduzido)

Além disso, a temperatura média da pele de um ser humano adulto é cerca de 33°C (Fanger, 1967), dessa forma, é possível obter diferenças de temperatura de, pelo menos, 6°C, ou 6 K, considerando a média de temperatura de grande parte do território (Figura 10). Dependendo do nicho do produto, podem-se encontrar diferenças médias anuais de temperatura de, pelo menos, 11°C, como é o caso das regiões Sul e Sudeste, podendo chegar a até 17°C.

4.5. Energia de escoamento do ar

A obtenção tradicional de energia a partir do escoamento do ar é através de turbinas (Matova *et al.*, 2011). Apesar disso, duas alternativas de colheita de energia estão sendo desenvolvidas baseadas na vibração causada pelo escoamento do ar:

- Força de arrasto sobre um componente eletromagnético; e
- Ressonador de Helmholtz.

No primeiro tipo, a força de arrasto do causada pelo fluxo de ar provoca vibrações em um componente eletromagnético, assim, as oscilações induzem uma força eletromotriz, como explicado na seção 4.3.1.

Já no segundo mecanismo, o ar exerce uma força sobre um anteparo, o qual faz uma membrana vibrar dentro de uma câmara e, dentro desta, encontra-se um piezoelétrico. Dessa forma, a membrana provoca oscilações do ar localizado dentro da câmara, o qual exerce uma força sobre o piezoelétrico, deformando-o. Assim, obtém-se energia do fluxo de ar exterior. O conjunto pode ser observado na Figura 11



Figura 11 – Mecanismo para captação de energia utilizando ressonador de Helmholtz

(Fonte: Matova *et al.*, 2011 - Traduzido)

Deve-se notar, no entanto, que este tipo de dispositivo necessita velocidades relativas do escoamento do ar entre 16 e 20 m/s (entre 57,6 e 72 km/h) para operar nas condições ótimas (Matova *et al.*, 2011), o que não é usualmente encontrado no âmbito do ser humano.

5. Escolha da fonte energética

Para seleção do mecanismo de colheita de energia, foram escolhidos alguns critérios para se obter a melhor opção:

- Condições de operação (C_1);
- Localização da fonte energética (C_2);
- Complexidade do mecanismo (C_3); e
- Potência resultante (C_4).

A cada critério será dado um peso (P_i), avaliado de acordo com a importância relativa aos outros critérios. Cada mecanismo receberá uma nota calculada através da eq. 6.

$$Nota = C_1 \cdot (P_2 \cdot C_2 + P_3 \cdot C_3 + P_4 \cdot C_4) \quad (6)$$

No final, é escolhido o mecanismo com a maior nota.

5.1. Condições de operação

Este critério está relacionado às condições exigidas pelo mecanismo para se realizar a colheita energética. A partir das pesquisas realizadas na literatura (Seção 4), cada tipo de colheita recebeu uma nota de 0 ou 1:

- 0: as condições exigidas não são encontradas no âmbito do corpo humano;
- 1: as condições encontradas no âmbito humano atendem às exigências do mecanismo.

5.2. Localização da fonte energética

Além de atender às demandas de potência, a fonte energética deve estar em local de fácil acesso para o dispositivo. Dessa forma, este critério avaliará com notas de 0 ou 1 cada mecanismo da seguinte forma:

- 0: fonte energética dentro do corpo humano, isto é, o mecanismo precisa ser implantado dentro do corpo do usuário;
- 1: fonte energética exterior ao corpo humano.

5.3. Complexidade/segurança do dispositivo

Conforme comentado anteriormente, a utilização de certos mecanismos exige um rigor adicional relacionado à saúde do usuário, dessa forma, este critério simplesmente separa os mecanismos que utilizam micro-organismo (nota 0) dos que não utilizam (nota 1).

5.4. Potência resultante

Este critério avalia cada mecanismo conforme a potência resultante. Como os valores encontrados na literatura foram bastante diferentes entre os mecanismos, as alternativas foram postas em ordem de tal forma que a melhor receberia nota 10, a pior nota 0 e as demais receberiam uma nota intermediária decrescendo de um valor constante de 1,43. Dessa forma, a segunda e quinta melhores alternativas, por exemplo, teriam uma nota de 8,57 e 4,29, respectivamente.

5.5. Pesos dos critérios

Para decidir sobre os pesos dos critérios, foi montada uma matriz para se verificar a importância relativa de cada critério em relação aos outros (Tabela 6). 1 representa que o critério da linha é mais importante que o critério da coluna. Dessa forma, o peso é calculado somando-se à unidade a importância relativa do critério.

Tabela 6 - Peso dos critérios

	C2	C3	C4	Soma	Peso
C2		1	0	1	1,33
C3	0		0	0	1,00
C4	1	1		2	1,67

(Fonte: Autor)

5.6. Escolha do mecanismo

A partir do que foi discutido nas seções 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5, foram dadas as notas de cada mecanismo (Tabela 7).

Tabela 7 - Notas de cada mecanimo

	C1	C2	C3	C4	Nota
Célula com combustível orgânicoa	1	0	0	7,1	11,8
Célula com sistema fotoquímico e biológico	1	0	0	0	0,0
Eletromagnética	1	1	1	4,3	9,5
Eletrostática	0	1	1	10	0,0
Piezoelétrico	0	1	1	5,7	0,0
Têmica	1	1	1	8,6	16,7
Escoamento do ar	0	1	1	2,9	0,0

(Fonte: Autor)

A Tabela 7 revela que a melhor alternativa, dados os critérios, é a colheita de energia térmica, através do efeito Seebeck.

6. Modelagem do sistema

6.1. Efeito Seebeck

O efeito Seebeck foi descoberto em 1821 por Thomas J. Seebeck. O fenômeno consiste, basicamente, na conversão de calor em energia elétrica. Um gradiente de temperatura aplicado ao longo de um condutor finito causa uma diferença de energia cinética nas partículas do mesmo, dessa forma, cargas que se encontram na ponta em contato com a maior temperatura tenderão a se movimentar à outra ponta, em contato com a menor temperatura. Com o movimento das partículas carregadas, um campo elétrico é gerado. Deve-se atentar que o movimento de carga elétrica pode ser de partículas positivas (lacunas) ou negativas (elétrons).

6.2. Modelo físico

Baseado no modelo descrito no *Handbook of Energy Harvesting Power Supplies and Applications*, o sistema utilizado para as análises é mostrado na Figura 12.

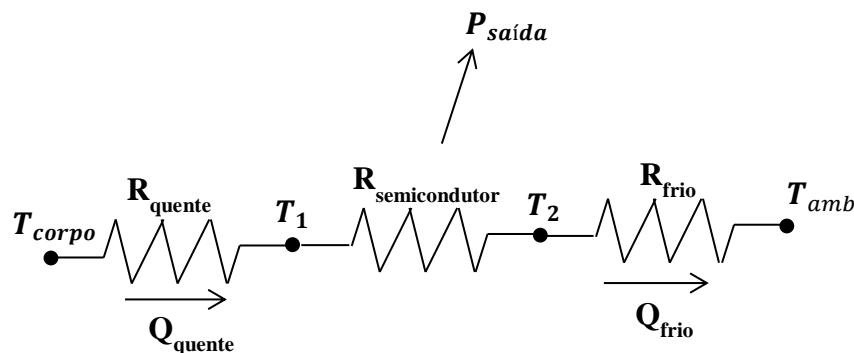


Figura 12 - Modelo físico do termogerador

(Fonte: Autor)

Da Figura 12, tem-se que T_{corpo} , T_1 , T_2 e T_{amb} são, respectivamente, as temperaturas do interior do corpo humano, da junção entre os semicondutores tipo p e n no lado quente, junção no lado frio e a temperatura ambiente. Além disso, R_q representa a resistência térmica no lado quente (incluindo as resistências da pele humana, do contato pele-placa e da placa), R_s é a resistência térmica do semicondutor e, por fim, R_f é a resistência térmica no lado frio (inclui as resistências da placa, do contato placa-tecido e do contato tecido-ar ambiente).

Para melhor visualização do modelo, os lados quente e frio do sistema foram melhor detalhados, o que é mostrado nas Figura 13 e Figura 14.

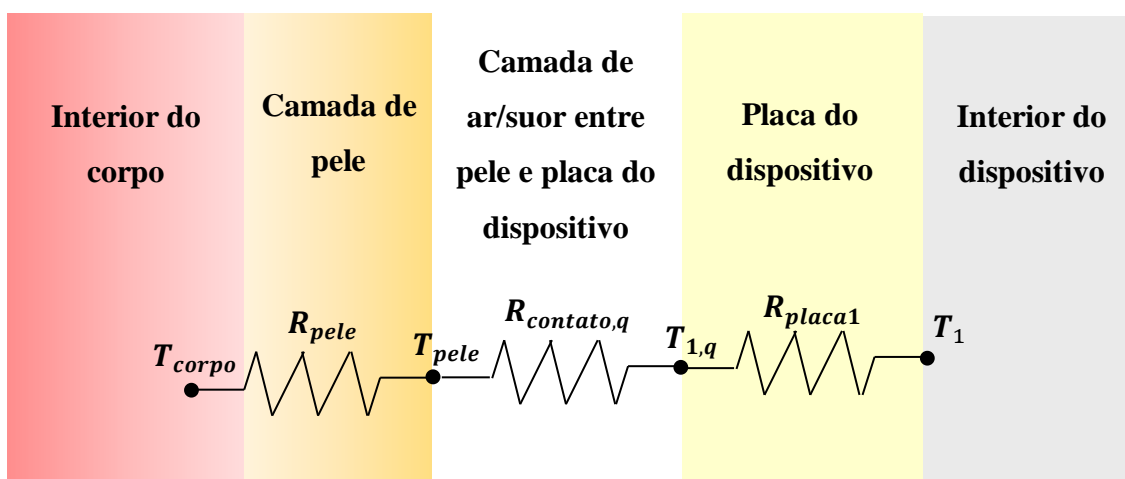


Figura 13 - Resistências térmicas associadas ao lado quente

(Fonte: Autor)

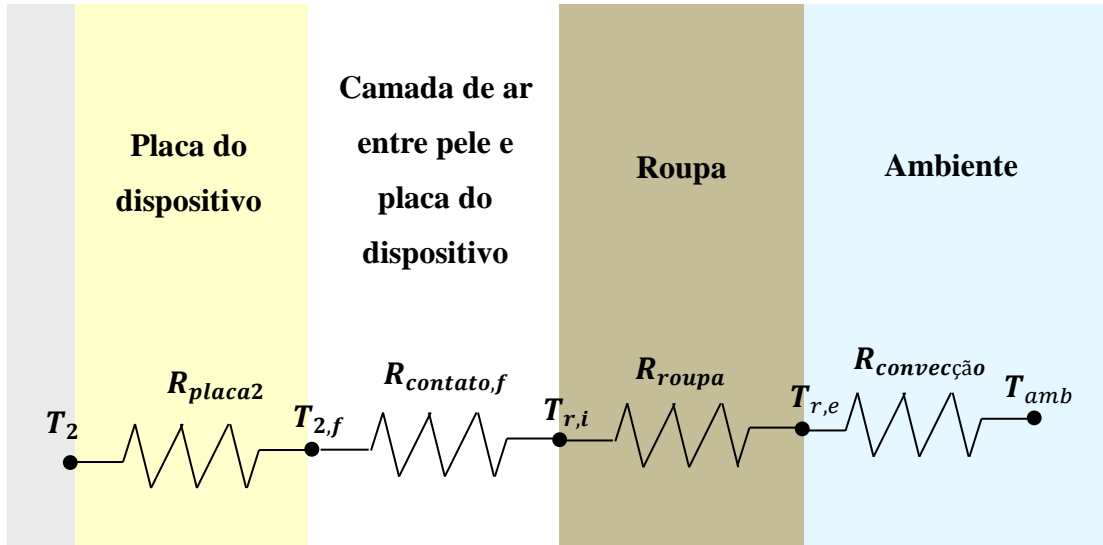


Figura 14 - Resistências térmicas associadas ao lado frio

(Fonte: Autor)

Na Figura 13, R_{pele} , $R_{contato,q}$ e R_{placa1} são as resistências térmicas da pele humana, do contato pele - placa 1 e da placa 1, respectivamente. Já na Figura 14, R_{placa2} , $R_{contato,f}$, R_{roupa} e $R_{convecção}$ são, respectivamente, as resistências térmicas da placa 2, do contato placa 2 – roupa, da roupa e da convecção do ar.

A partir dessas informações, podem-se calcular as resistências térmicas R_q e R_f através das seguintes equações:

$$R_q = R_{pele} + R_{contato,q} + R_{placa1} \quad (7)$$

$$R_f = R_{placa2} + R_{contato,f} + R_{roupa} + R_{convecção} \quad (8)$$

A partir destas definições, o *Handbook of Energy Harvesting Power Supplies and Applications* fornece as seguintes expressões para a obtenção da potência de saída do sistema ($P_{saída}$) e para a temperatura nas extremidades dos termopares (T_1 e T_2):

$$P_{saída} = (\Delta T \cdot S_{np})^2 \cdot \left(\frac{R_s}{R_s + R_q + R_f} \right)^2 \cdot \frac{R_{elét,carga}}{(R_{elét,carga} + R_{elét,s,efetivo})^2} \quad (9)$$

$$T_1 - T_2 = \Delta T_s \approx \frac{\Delta T}{1 + (R_q + R_f) + \left(\frac{1}{R_s} + \frac{S_{np} \cdot T_{amb}}{R_{elét,carga} + R_{elét,s}} \right)} \quad (10)$$

Onde ΔT é a diferença de temperatura entre T_{corpo} e T_{amb} , S_{np} é o coeficiente de Seebeck do termopar, $R_{elét,carga}$ é a resistência elétrica da carga acoplada ao sistema e $R_{elét.s,efetivo}$ é a resistência elétrica efetiva do termopar, levando em consideração a interação entre fenômenos térmicos e elétricos, conforme mostrado na equação a 11:

$$R_{elét.s,efetivo} = R_{elét.s} + T_{amb} \cdot S_{np}^2 \cdot (R_f + R_q) \cdot \frac{R_s}{R_s + R_q + R_f} \quad (11)$$

Em que $R_{elét.s}$ é a resistência elétrica do termopar.

6.3. Fluxograma de cálculos

Definido o modelo físico do sistema, foi montado o fluxograma das etapas para se calcular a potência de saída do conjunto e a respectiva densidade de potência.

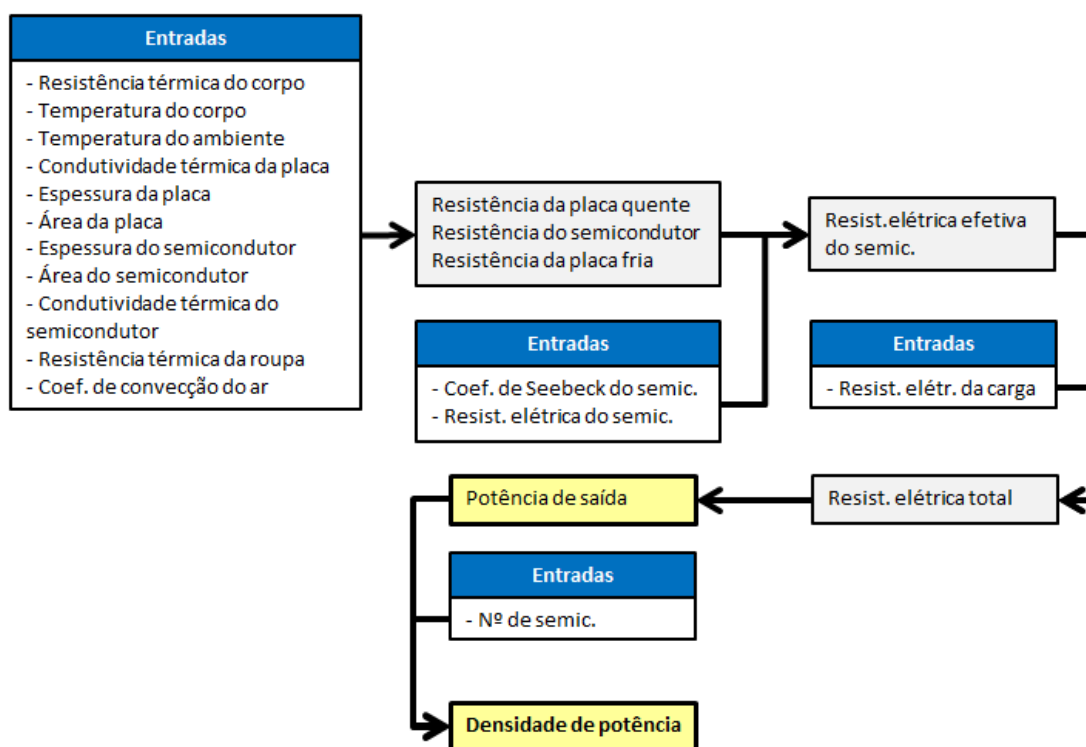


Figura 15 - Fluxograma de cálculos

(Fonte: Autor)

Na Figura 15, deve-se notar que uma vez definido um parâmetro, ele não é mencionado como entrada para cálculo posterior. Por exemplo, para o cálculo da densidade de potência a área da placa é utilizada, mas não é mencionada como entrada no fluxograma.

6.4. Definição dos parâmetros

6.4.1. Resistência da pele humana

A Tabela 8 mostra as resistências térmicas da pele para alguns locais do corpo (Leonov, Su, e Vullers 2010). Nota-se que a região com as maiores resistências está na perna, onde uma maior quantidade de gordura corporal está localizada, se comparado com os outros locais mostrados. Dessa forma, tendo em mente que o conjunto será utilizado na região do peito, será utilizado um valor de $450 \text{ cm}^2\cdot\text{K/W}$ ($0,045 \text{ m}^2\cdot\text{K/W}$) nos futuros calculados e análises.

Tabela 8 – Resistência da pele para diferentes regiões do corpo

Local	Valores ($\text{cm}^2\text{K/W}$)
Testa	200-400
Perna	400-900
Pulso (local do relógio)	440
Pulso (artéria radial)	160

(Fonte: *Handbook of Energy Harvesting Power Supplies and Applications*, 2013 - Modificado)

6.4.2. Resistências de contato

Apesar de o modelo físico visar ao contato direto e perfeito entre placa e pele ($R_{\text{contato}, q}$) e entre placa e roupa ($R_{\text{contato}, f}$), sabe-se que as superfícies não estão perfeitamente em contato, dessa forma, deve-se considerar uma resistência térmica relacionada ao ar localizado entre as superfícies.

Para obtenção dessa resistência, considera-se que a troca de calor nessa região ocorre preferencialmente através da condução térmica.

$$R_{\text{contato}} = \frac{l_{ar}}{k_{ar} \cdot A_{placa}} \quad (12)$$

A condutividade do ar (k_{ar}) para as condições de operação é $0,026 \text{ W/m.K}$ e a distância entre as superfícies em contato (l_{ar}) foi considerada $0,1 \text{ mm}$.

Uma situação que pode mudar as condições de troca de calor entre as superfícies é o suor do corpo humano. Nesse caso, apenas $R_{\text{contato}, q}$ seria diferente:

$$R_{contato,q} = \frac{l_{suor}}{k_{suor} \cdot A_{placa}} \quad (13)$$

Nesse caso, o fluido na interface de contato muda de ar para suor (água mais sais), dessa forma, considera-se que a distância l_{suor} é a mesma no caso do ar (0,1 mm), a única mudança ocorre na condutividade térmica (k_{suor}) que foi aproximada para a condutividade do soro fisiológico² de 0,616 W/m.K (Ramires, 1994). Considerando a área da placa (A_{placa}) sendo 39,5 mm x 39,5 mm, ou aproximadamente, 0,0016 m², são obtidas as resistências térmicas: $R_{contato,ar}$ é 2,44 K/W e $R_{contato,suor}$ é 0,10 K/W.

6.4.3. Resistências das placas

Os materiais das placas do sistema são considerados nitreto de alumínio, material cerâmico com condutividade térmica (k_{placa}) próxima de 168 W/m.K. Além disso, o comprimento (l_{placa}) utilizado foi 3 mm. Utilizando a área da placa (A_{placa}) de 39,5 mm x 39,5 mm, ou, aproximadamente, 0,00156 m²:

$$R_{placa} = \frac{l_{placa}}{k_{placa} \cdot A_{placa}} = \frac{0,003}{168 \cdot 0,00156} = 0,0114 \frac{K}{W} \quad (14)$$

6.4.4. Resistência da roupa

A resistência da roupa é usualmente expressa em unidades de CLO, sendo a conversão para o Sistema Internacional (SI) feita da seguinte equivalência:

$$1 \text{ CLO} = 0,155 \text{ m}^2 \cdot K/W \quad (15)$$

Dessa forma, a resistência térmica da roupa (R_{roupa}) expressa em m².K/W é obtida a partir da equação da ASHRAE (*American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers Inc.*):

$$R_{roupa} = 0,155 \cdot (0,835 \cdot I_{roupa} + 0,161) \quad (16)$$

Onde I_{roupa} é a resistência térmica expressa em CLO e pode ser obtida da Tabela 11, mostrada no Anexo A – Resistências térmicas de roupas (I_{roupa}).

² Considera-se soro fisiológico com molalidade de 0,2249 mol/kg e à temperatura de 305K, ou 32°C aproximadamente.

Utilizando o valor de 0,20 CLO (camiseta fina com manga longa), obtém-se um valor de 0,051 m².K/W para $R_{roupa} \cdot A_{placa}$.

6.4.5. Resistência do ar ambiente

A transferência de calor para o ambiente ocorre através da convecção no ar ambiente. Dessa forma, a resistência térmica ($R_{convecção}$) pode ser calculada através da seguinte expressão:

$$R_{convecção} = \frac{1}{A_{placa} \cdot h_{ar}} \quad (17)$$

Onde h_{ar} é o coeficiente de convecção do ar ambiente, obtido através da equação de Hilpert:

$$\overline{Nu}_D = \overline{h}_{ar} \cdot \frac{D}{k_{ar}} = C \cdot Re_D^m Pr^{\frac{1}{3}} \quad (18)$$

Sendo \overline{Nu}_D o número de Nusselt, D o comprimento da aresta da placa (39,5 mm), k é o coeficiente de condução térmica do ar, Re_D o número de Reynolds, Pr o número de Prandtl e C e m são constantes que dependem da geometria e das condições do escoamento. No caso, o número de Reynolds é 942,7 e o número de Prandtl 0,707, dessa forma, as constantes C e m são, respectivamente, 0,191 e 0,667.

Utilizando os valores mostrados na Tabela 9, considerando a temperatura do ar ambiente sendo 24°C.

Tabela 9 - Parâmetros para cálculo do coeficiente de convecção do ar

Parâmetros	Valores	Referências
ρ_{ar}	1,16 kg/m ³	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
V	3,0 m/s	Hipótese
D	0,05 m	Hipótese
μ	1,85E-04 N.s/m ²	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
C	0,191	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
m	0,667	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
Pr	0,707	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
k_{ar}	0,026 W/m.K	(Fund. de Transf. de Calor e de Massa, 7ª Edição)
Re_D	943,7	Calculado
\overline{Nu}_D	16,41	Calculado

(Fonte: Autor)

A partir das informações na Tabela 9, o número de Nusselt obtido é 16,4 e, portanto, o coeficiente de convecção do ar ($\overline{h_{ar}}$) é 8,53 W/m².K. Assim, a resistência térmica do ar ambiente é 74,26 K/W.

6.4.6. Parâmetros do semicondutor

O semicondutor utilizado para as análises será o telureto de bismuto (Bi₂Te₃), usualmente encontrado em placas de Peltier (Alves, 2010). A Tabela 10 resume as propriedades do semicondutor que serão utilizadas no estudo.

Tabela 10 - Propriedades do semicondutor

Propriedade	Valor
k	1,8 W/m.K
$R_{elét.s}$	1,68 Ω
S_{np}	190 μ V/K

(Fonte: Alves, 2010)

Além dessas propriedades, foram assumidos os seguintes valores para os parâmetros do termopar: $A_{termopar}$ (área do termopar) é 1 mm x 1 mm, $l_{termopar}$ (comprimento do termopar) é 1 mm. Dessa forma, a resistência térmica do termopar é R_s é 555,60 K/W.

6.4.7. Resistências térmicas e elétricas

A partir das seções anteriores, obtêm-se os seguintes valores de resistências térmicas: R_q é 2,45 K/W, R_f é 109,29 K/W e R_s é 555,60 K/W.

De acordo com o *Handbook of Energy Harvesting Power Supplies and Applications*, a máxima potência é obtida quando a resistência elétrica da carga conectada ao sistema é igual à resistência elétrica do semicondutor ($R_{elét.s}$), isto é 1,68 Ω . Dessa forma, a resistência elétrica efetiva $R_{elét.s,efetivo}$ é 6,93 Ω (para T_{amb} igual a 24°C).

6.5. Resultados preliminares

A partir dos valores obtidos nas seções anteriores, a potência de saída para um termopar com T_{amb} igual a 24°C é 0,096 μ W para o caso sem suor e 0,102 μ W para o caso com suor, o que se traduz em um aumento de 6%.

Considerando as placas que são encontradas no mercado, possuindo 127 termopares, os valores totais de potência de saída são $12,17 \mu\text{W}$ sem suor e $12,90 \mu\text{W}$ com suor, que correspondem, respectivamente, às seguintes densidades de potência: $0,78 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ e $0,83 \mu\text{W}/\text{cm}^2$.

Comparando-se os valores obtidos com a potência de um medidor de frequência cardíaca ($0,57 \text{ mW}$ ou $570 \mu\text{W}$), nota-se que os valores encontrados são significativamente menores, cerca de 45 vezes menor. Isto é, são necessárias 45 placas com 127 semicondutores cada para atender à demanda do sensor encontrado no mercado, o que equivale a uma área de um quadrado com $26,5 \text{ cm}$ de lado.

6.6. Melhorias no modelo

Para aumentar a potência total de saída e, conseqüentemente, reduzir a área necessária para produzir tal potência, duas mudanças podem ser introduzidas:

- i) Retirar a resistência térmica da roupa da equação, isto é, fazer com que a placa 2 esteja em contato direto com o ar ambiente;
- ii) Dada que a roupa não interfere mais no modelo, adicionar aletas na placa 2 para aumentar a taxa de troca de calor com o ambiente, aumentando, assim, a potência de saída.

6.6.1. Modelo sem interferência de roupas

Para diminuir o número de placas necessárias, uma solução seria deixar o sistema diretamente exposto ao ambiente, ou seja, utilizar a roupa com um rasgo suficientemente grande para permitir o contato total e direto da placa com o ambiente. Dessa forma, a resistência da roupa não interfere no fluxo de calor. A potência obtida para essa situação é aumentada significativamente para $19,58 \mu\text{W}$ sem suor e $20,30 \mu\text{W}$ com suor, o que corresponde a densidades de $1,25 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ e $1,30 \mu\text{W}/\text{cm}^2$, respectivamente. O que se traduz em 29 placas, uma redução aproximada de 35% se comparada com as 45 placas anteriores.

6.6.2. Modelo com aletas sem interferência de roupas

Para aumentar ainda mais o fluxo de calor com o ambiente, podem-se utilizar aletas na superfície da placa 2.

Considerando uma aleta de seção quadrada com 10 mm de comprimento, 4 mm de aresta, cada placa contendo 36 aletas (Figura 16) deste tipo e uma diferença de temperatura média entre a superfície da placa 2 e o ambiente de 6°C, obtém-se uma eficiência de aleta de 2,65. Para introduzir este efeito no modelo, pode-se calcular um coeficiente de convecção ajustado para incluir a presença das aletas ($h_{ar,aletas}$), tal que $h_{ar,aletas}$ seja igual ao coeficiente antigo vezes a eficiência das aletas. Assim, $h_{ar,aletas}$ é 22,91 W/m².K, o que se traduz em uma resistência térmica R_f de 27,99 K/W.

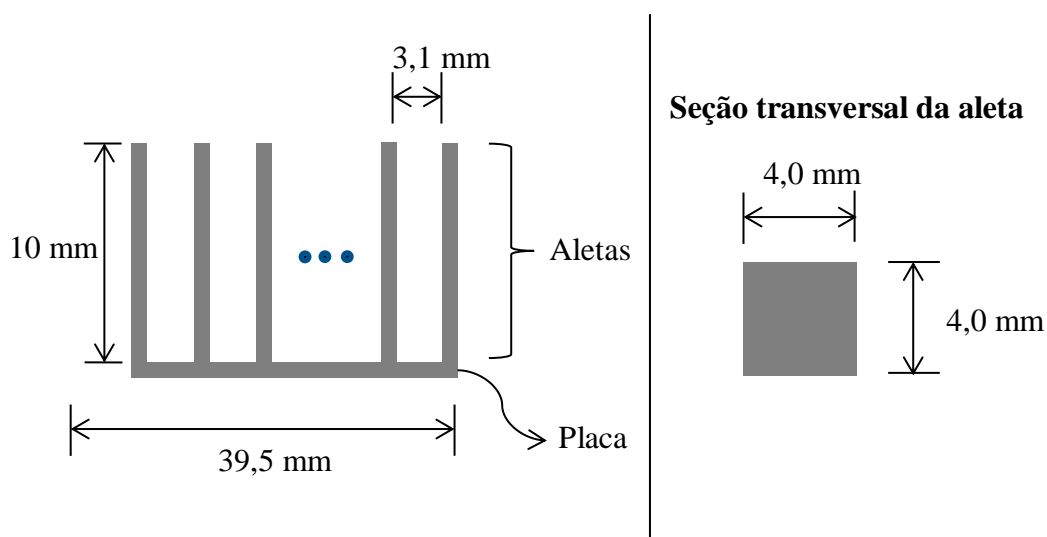


Figura 16 – Figura esquemática da disposição das aletas

(Fonte: Autor)

Neste novo cenário com aletas, a potência total de saída para cada placa aumenta para 47,02 μ W sem suor e 49,74 μ W com suor. Isto é, seriam necessárias 12 placas (ou 1.540 termopares) para atender aos 570 μ W previamente estabelecidos. Esta quantidade de placas equivale a uma área de cerca de 190 cm², o que se traduz em uma densidade de potência próxima de 3,0 μ W/cm², uma significativa melhora em relação ao caso inicial.

6.7. Análises de sensibilidade

Para melhor avaliar o efeito de alguns parâmetros no modelo do sistema, foram feitas 4 análises de sensibilidade no conjunto:

- i) Sensibilidade da potência de saída ($P_{saída}$) em relação à mudança de roupa
- ii) Sensibilidade da $P_{saída}$ em relação ao comprimento da aleta;
- iii) Sensibilidade da $P_{saída}$ em relação à temperatura do ar ambiente; e
- iv) Sensibilidade da $P_{saída}$ em relação à região do corpo humano onde o dispositivo é posicionado.

6.7.1. Sensibilidade em relação à mudança de roupa

Como visto anteriormente, a retirada da interferência da roupa do modelo aumenta significativamente a potência total de saída. Para reforçar ainda mais a necessidade da retirada da vestimenta da equação, foi realizado uma análise de sensibilidade utilizando outras resistências térmicas.

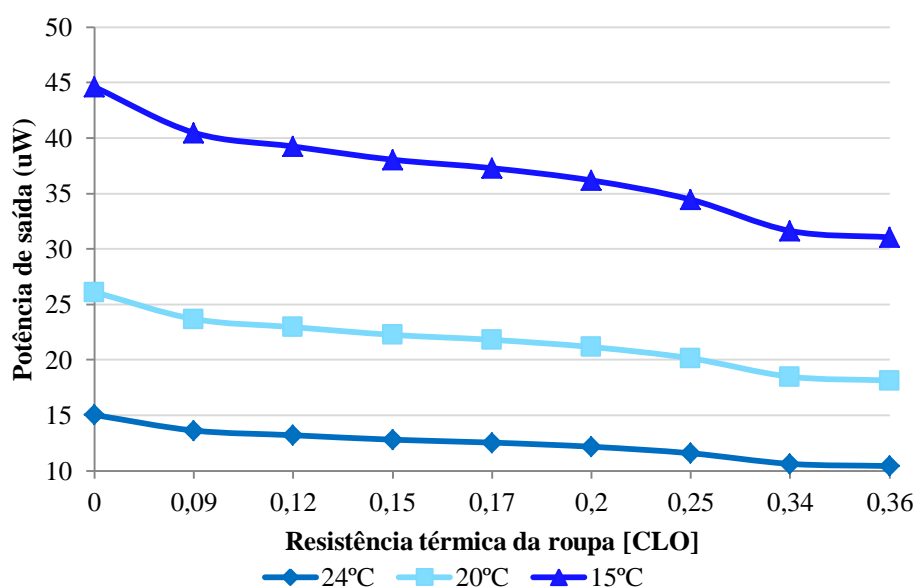


Figura 17 - Sensibilidade da potência em relação a vestimentas para diferentes temperaturas

(Fonte: Autor)

Da Figura 17, deve-se notar que a mudança da roupa pode alterar a potência de saída em mais de 20%. Isto é, a simples mudança de uma peça de roupa pode determinar o funcionamento ou não do dispositivo, o que fortalece a decisão de retirar a vestimenta no sistema.

Além disso, é interessante destacar da Figura 17 que em temperaturas mais baixas (maiores diferenças de temperatura), o sistema é mais sensível às mudanças

da roupa (alteração do CLO), o que pode ser notado pela inclinação das curvas na Figura 17.

6.7.2. Sensibilidade em relação ao comprimento da aleta

A equação 9 mostra que, para aumentar a potência de saída ($P_{saída}$), pode-se buscar minimizar as resistências térmicas R_q ou R_f .

A primeira delas fica restrito de certa forma aos materiais que envolvidos, isto é, diminuir o valor de R_q seria mudar os materiais utilizados nas trocas de calor, o que não seria possível sem uma mudança estrutural no modelo (retirar a resistência da gordura ou retirar a placa 1 da equação).

No entanto, analisando a R_f , nota-se que um fator que pode ser retirado do modelo com relativa simplicidade é a roupa. Inclusive, foi verificado na seção 6.6.1 que a resistência térmica ao retirar a interferência da roupa queda de 75%. Adicionalmente, como visto na seção 6.6.2, para reduzir ainda mais R_f , pode-se introduzir aletas no modelo.

Apesar de o comprimento da aleta utilizada ter sido 10 mm, pode-se utilizar comprimentos diferentes, o que resultaria em um aumento da potência de saída ($P_{saída}$).

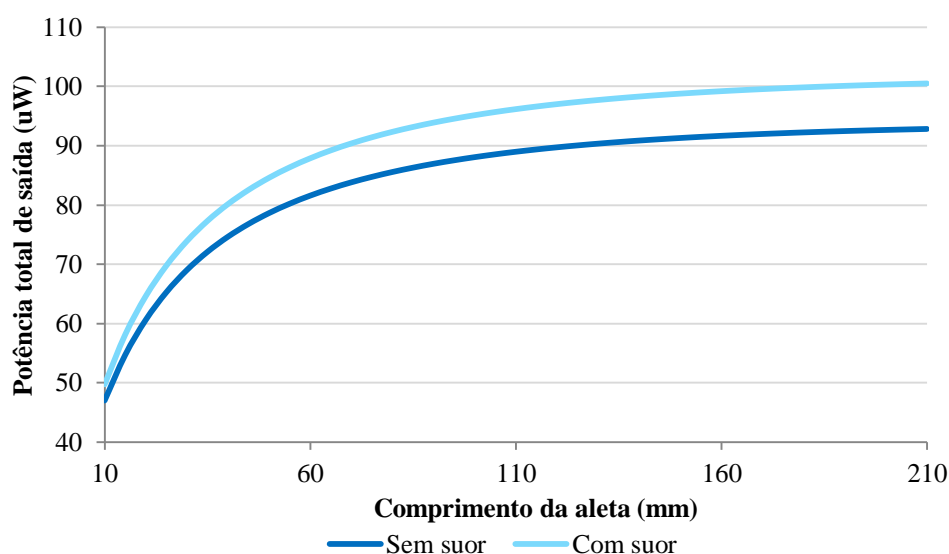


Figura 18 - Comprimento da aleta x Potência de saída ($P_{saída}$)

(Fonte: Autor)

Como pode ser visto na Figura 18, $P_{saída}$ atinge um valor limite de $93 \mu W$ no modelo sem suor e $100 \mu W$ no modelo com suor. Dessa forma, fica evidente que o aumento do comprimento da aleta contribui para o aumento da potência de saída, porém atinge o limite a partir dos 200 mm (20 cm).

Deve-se notar que o gráfico acima foi gerado sem considerar efeitos estruturais das aletas, isto é, foram desprezados os efeitos de mecânica dos sólidos na estrutura final do sistema.

6.7.3. Sensibilidade em relação à temperatura ambiente

Da equação 9, nota-se que um fator com bastante relevância na potência de saída, e fora do controle humano, é a temperatura do ar ambiente (T_{amb}).

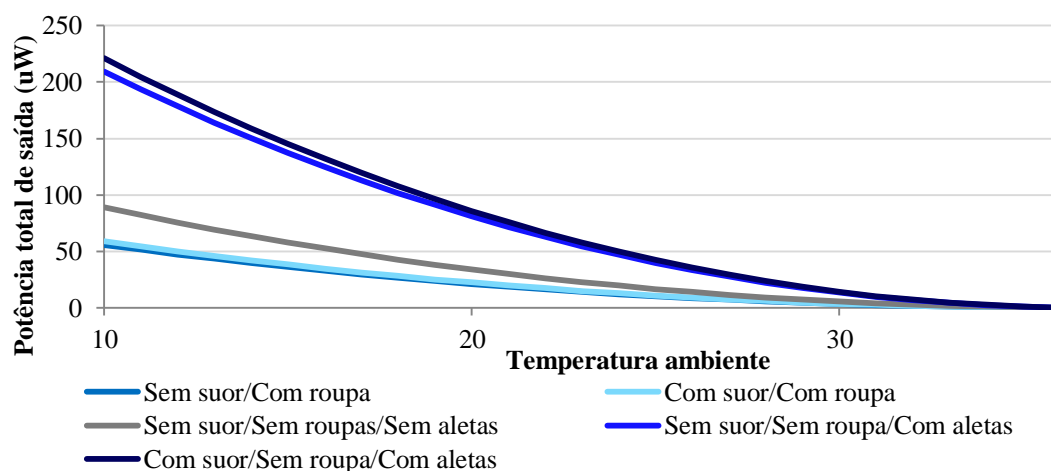


Figura 19 - Temperatura ambiente x Potência de saída

(Fonte: Autor)

A linha cinza da Figura 19 mostra a potência adicional obtida pela simples retirada da roupa do sistema. Note que para temperaturas baixas ($10^{\circ}C$) a roupa retém cerca de $30 \mu W$ de potência na área do sistema. A área entre a linha cinza e as linhas azuis superiores mostra o ganho adicional de potência pela adição de aletas no dispositivo. Note que este ganho é bastante relevante, o que fortalece a decisão de retirar a interferência da roupa e adicionar aletas no sistema.

Adicionalmente, note que o modelo com suor foi utilizado para temperaturas baixas o que não é estritamente correto, já que a probabilidade do humano produzir suor em temperaturas baixas é bastante baixa. Além disso, deve-se atentar ao fato de que não foi trocada a resistência térmica da roupa para tais temperaturas.

6.7.4. Sensibilidade em relação à região do corpo

Outra análise de sensibilidade interessante de ser mostrada é a em relação à região do corpo em que o dispositivo será posicionado. Para isso, deve-se ter em mente que a hipótese simplificadora para esta análise é a de que as trocas de calor por convecção são as mesmas independentes da região do corpo.

A mudança da região do corpo implica em diferentes coeficientes de troca de calor por condução. Desta forma, alterando-se este parâmetro foi calculada a potência de saída para diferentes temperaturas ambiente e para 3 casos distintos: (i) dispositivo coberto por tecido; (ii) dispositivo sem aleta e sem tecido por cima; e (iii) dispositivo com aleta.

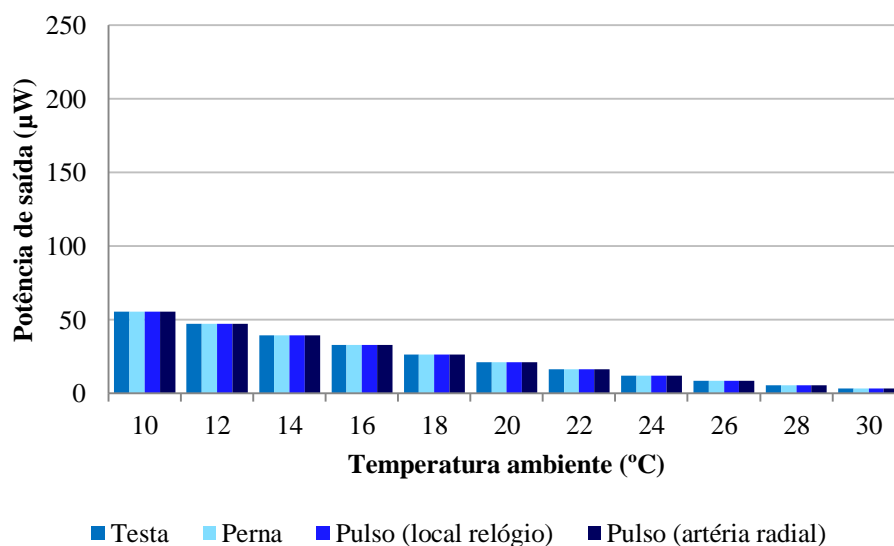


Figura 20 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso i: com roupa)

(Fonte: Autor)

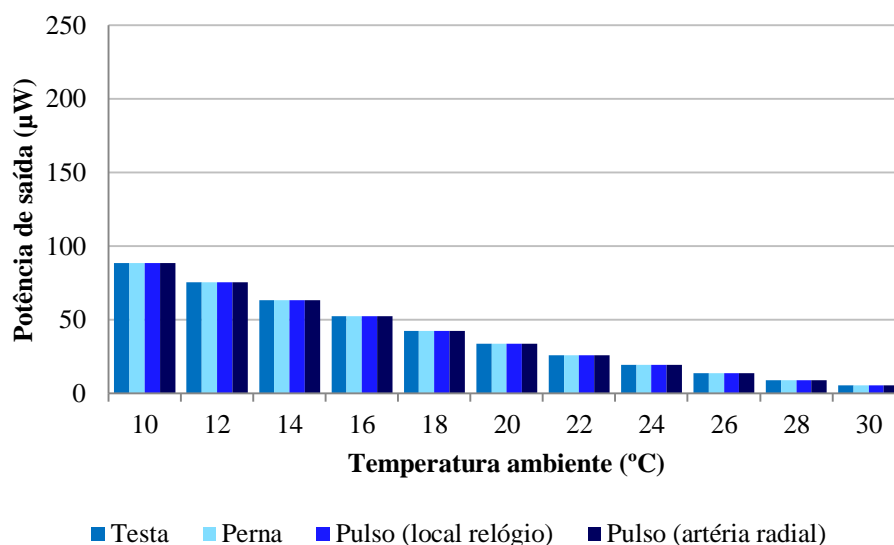


Figura 21 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso ii: sem aletas e sem roupa)

(Fonte: Autor)

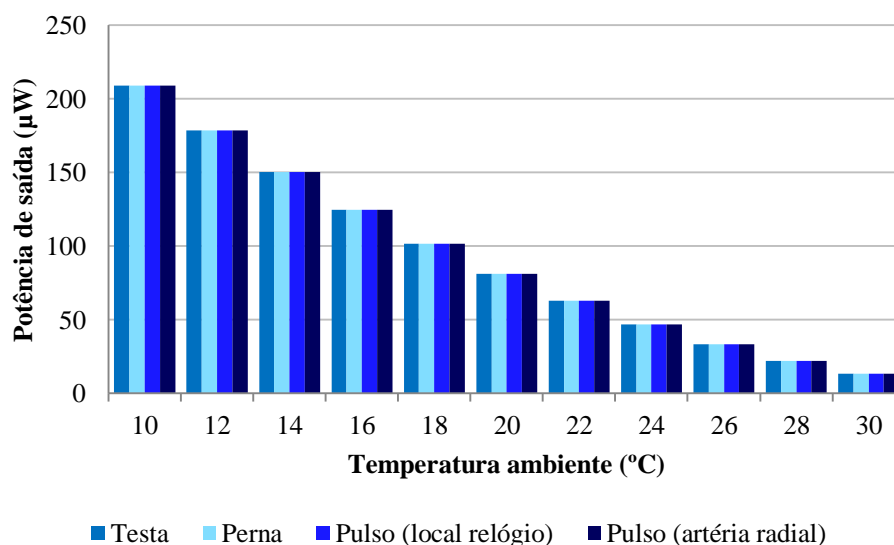


Figura 22 - Potência de saída para diferentes regiões do corpo em diferentes temperaturas ambiente (caso iii: com aletas)

(Fonte: Autor)

Das Figura 20, Figura 21 e Figura 22, nota-se que a potência de saída é independente da região em que o dispositivo se encontra, ao menos em termos práticos. Além disso, novamente percebe-se a diferença de potência obtida entre os casos (i) e (iii). Sendo que a ausência de tecido sobre o dispositivo e a presença de aletas aumentam a potência de saída em aproximadamente 4 vezes quando comparado ao caso (i) e em pouco mais de 2 vezes quando comparado ao caso (ii).

7. Sensores cardíacos

Como pode ser observado nas discussões anteriores, a potência de saída não foi o suficiente para atender à demanda energética do sensor encontrado no mercado (seção 3). Porém, novamente, deve-se ter em mente que os dispositivos de colheita de energia são desenvolvidos em conjunto com o sensor e sistema de transmissão de dados. Assim, o sistema inteiro é desenvolvido para diminuir a exigência de potência.

Dito isto, embora a colheita de energia discutida neste projeto não consiga atender à demanda de potência dos sensores cardíacos encontrados no mercado sem aumentar exorbitantemente o número de termopares necessários, ainda assim é possível desenvolver um sensor que atue em conjunto com o dispositivo discutido neste projeto.

Leonov e Vullers (2010) comentam que sensores no estado-da-arte possíveis de serem utilizados no âmbito do corpo humano demandam potências entre 0,01 e 10 mW, isto é, a potência fornecida pelo dispositivo aqui tratado está dentro da faixa dos sensores da literatura. Além disso, os mesmos autores discutem em outro artigo (2009) que conseguiram reduzir o consumo de potência de um oxímetro para 0,062 mW, sendo que os aparelhos encontrados no mercado exigem potências na ordem de 10 mW, o que implica em uma redução de, aproximadamente, 160 vezes.

Dado que a potência nominal exigida pelo sensor de mercado é 0,57 mW, uma redução de cerca de 15 vezes na demanda de potência implicaria no uso de apenas uma placa termoeletrônica com 127 termopares para abastecer o sensor, com as devidas considerações.

8. Resultados

Dos resultados obtidos nas seções anteriores, dois números calculados podem ser comparados com a literatura:

- 1) Densidade de potência ($3,0 \mu\text{W}/\text{cm}^2$) é relativamente menor que as densidades encontradas na literatura (máximo de $25,0 \mu\text{W}/\text{cm}^2$), o que pode ser explicado pelo uso de materiais usualmente encontrados no mercado, o limitando a potência obtida, ainda assim, é importante

ressaltar que a ordem de grandeza da densidade é a mesma que a encontrada na literatura;

- 2) Para atender à demanda de 0,57 mW do monitor de mercado, a área total do sistema calculada (190 cm²) é bastante alto se comparado à literatura, chegando a até 23 cm² utilizando a densidade alcançada por Leonov e Vullers (2009). Novamente, isto é ser explicado pelo uso de materiais usualmente encontrados no mercado.

Outro fato bastante importante é o custo unitário das placas de Peltier que contêm os semicondutores. Cada placa custa R\$55,00, multiplicando pelo número necessário de placas (13 placas), chega-se em um valor de R\$715,00. Relativamente alto se comparado com uma bateria convencional de mercado. No entanto, como destacado na seção 3, o desenvolvimento do sistema de colheita de energia é feito, geralmente, em conjunto com o sensor, já que a potência obtida através da colheita é bastante limitada.

Dessa forma, a potência exigida pelo sensor cardíaco abastecido por colheita energética seria reduzida, o que implica em um menor número de placas e de semicondutores, uma menor área e, conseqüentemente, um menor custo total, sem considerar os gastos com o desenvolvimento da parte relacionada ao sensor e transmissor.

Por fim, com os resultados obtidos e considerando que cada pastilha termoelétrica possui uma massa de 30 gramas, a massa total do sistema seria de 390 gramas, ou 0,39 kg. Apesar de não ter sido imposto uma limitação quanto à massa total do sistema, nota-se que este valor é relativamente alto quando comparado à uma bateria comercial (cerca de 3 gramas).

9. Conclusão

A partir da escolha da fonte energética a ser utilizada, a pesquisa da literatura foi focada nas soluções de colheita de energia envolvendo fontes térmicas. Diferente do que a literatura apresenta, foram introduzidos a interferência da roupa na potência de saída e o efeito do suor no funcionamento do dispositivo.

Como visto, a roupa restringe parte da potência de saída do sistema, talvez por esta razão os autores na literatura projetam sistemas que não tenham esta limitante.

Além disso, em relação ao efeito do suor, foi visto que a troca de calor nesta situação possui efeito limitado na potência de saída quando comparado ao caso em que há apenas ar entre a pele e a placa do dispositivo.

As análises de sensibilidade revelaram os impactos da variação da temperatura ambiente e da adição de aletas no sistema proposto. Outro fato interessante é a baixa relevância da resistência térmica da região do corpo onde o dispositivo se encontra na potência de saída, o que possibilita a instalação do sistema em diferentes partes do corpo.

Dito isso, pode-se dizer que o corpo humano se oferece como uma interessante fonte de energia térmica a ser utilizada no contexto da colheita de energia. No entanto, a potência obtida a partir desta fonte é bastante limitada e até inviável em termos financeiros e práticos para se utilizar em conjunto com produtos disponíveis no mercado atualmente. Porém, como abordado, os sensores no contexto de colheita energética são, em geral, desenvolvidos em conjunto com o sistema de colheita, focando na redução da potência exigida.

Desta forma, apesar de se apresentar como uma solução pouco viável no mercado atual, as pesquisas no contexto da colheita de energia devem continuar. Algumas sugestões para viabilizar a colheita de energia dentro deste contexto seriam:

- 1) Dispositivo atende parcialmente a demanda de potência do sensor, isto é, bateria e sistema de colheita de energia térmica funcionam de maneira conjunta;
- 2) Utilização de outros materiais semicondutores e outros arranjos geométricos, que não sejam necessariamente os encontrados no mercado; e
- 3) Otimizar o sensor que atua em conjunto com o sistema de captação de energia.

10. Bibliografia

Alvares, A. C., Stape, J.L. *Normal anual mean Temperature – year*. 2012. Apoio: IPEF – Instituto de Pesquisas e Estudos Florestais e *Forest Productivity Cooperative* (North Carolina State University). 2012.

Alves, E. O. *Propriedades Físicas do Semicondutor Bi_2Te_3* . Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Dezembro de 2010. Disponível em: <<https://repositorio.ufrn.br/jspui/bitstream/123456789/16534/1/EdvaldoOA.pdf>>.

Acesso em: 8 de Maio de 2017.

ASHRAE (2013). *Handbook of Fundamentals, American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers*. New York. 2013.

Basset, P., Galayko, D., Mahmood Paracha, A., Marty, F., Dudka, A., Bourouina, T. *A batch-fabricated and eletret-free silicone electrostatic vibration energy harvester*. Disponível em: <<http://perso.esiee.fr/~bassetp/fichiers/JMM2009.pdf>>. Acesso em: 25 de Novembro de 2016.

Bergman, T.L., Lavine, A.S., Incropera, F.P., Dewitt, D.P. *Fundamentos de Transferência de Calor e de Massa*. 7ª Edição. Editora Grupo Editorial Nacional LTC. Traduzido por: Fernando Luiz Pellegrini Pessoa (UFRJ) e Eduardo Mach Queiroz (UFRJ).

Boniche, I., Masilamani, S., Durscher, R.J., Morgan, B.C., Arnold, D.P. *Design of a Miniaturized Thermoelectric Generator Using Micromachined Silicon Substrates*. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s11664-009-0764-9>>. Acesso em: 3 de Dezembro de 2016.

Davis, F., Higson, S.P.J. *Biofuel cells – Recent advances and applications*. 2006. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0956566306002466>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2016.

Despesse, G., Chaillout, J.J., Jager, T., Léger, J.M., Vassilev, A., Basrour, S., Charlot, B. *High Damping Electrostatic System For Vibration Energy Scavenging*. Disponível em: <<http://www.ami->

conferences.org/2005/proceedings/articles_pagines/38_pdf_file.pdf >. Acesso em: 25 de Novembro de 2016.

Energyzer. *CR2032 - Product Datasheet*. Disponível em: <<http://data.energizer.com/PDFs/cr2032.pdf>>. Acesso em: 7 de Outubro de 2016.

Fanger, P.O. *Calculation of Thermal Comfort: Introduction of a Basic Comfort Equation*. 1967. ASHRAE Transactions 73(2): III.4.1.

Hahn, R., König, J.D. *Handbook of Energy Harvesting Power Supplies and Applications – Chapter 6*. p.217-256. 2013, Taylor & Francis Group.

Huang, W.S., Tzeng, K.E., Cheng, M.C., Huang, R.S. *A silicon MEMS micro power generator for wearable micro devices*. Disponível em: <<http://care.iitd.ac.in/People/Faculty/bspanwar/crl726/ajmera.pdf>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2016.

Kulkarni, S., Koukharenko, E., Tudor, J., Beeby, S., O'Donnell, T., Roy, S. *Fabrication and test of integrated micro-scale vibration based electromagnetic generator*. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com.ez67.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0924424707006991>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2016.

Lee, B.S., Lin, S.C., Wu, W.J., Wang, X.Y., Chang, P.Z., Lee, C.K. *Piezoelectric MEMS generators fabricated with an aerosol deposition PZT thin film*. Disponível em: <<http://ntur.lib.ntu.edu.tw/bitstream/246246/218170/1/Piezoelectric+MEMS+generators+fabricated+with%2Ban+aerosol+deposition+PZT+thin+film.pdf>>. Acesso em: 2 de Dezembro de 2016.

Leonov, V., Su, J., Vullers, R. *Calculated Performance Characteristics of Micromachined Thermopiles in Wearable Devices*. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=5486519>. Acesso em: 15 de Julho de 2017.

Leonov, V., Fiorini, P., Sedky, S., Torfs, T., Van Hoof, C. *Thermoelectric MEMS Generators as a Power Supply for a Body Area Network*. Disponível em:

<<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1496414>>. Acesso em: 2 de Dezembro de 2016.

Leonov, V., Vullers, R. *Wearable Electronics Self-Powered by Using Human Body Heat*. Disponível em:

<https://www.researchgate.net/publication/245308609_Wearable_electronics_self-powered_by_using_human_body_heat_The_state_of_the_art_and_the_perspective>. Acesso em: 3 de Dezembro de 2016.

Liu, H., Tay, C. J., QUn, C., Kobayashi, T., Lee, C. *Piezoelectric MEMS Energy Harvester for Low-Frequency Vibrations With Wideband Operation Range and Steadily Increased Output Power*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6007034/>>. Acesso em: 30 de Novembro de 2016.

Liu, J.-Q., Fang, H.B., Xu, Z.-Y., Mao, X.-H., Shen, X.-C., Chen, D., Liao, H., Cai, B.-C. *A MEMS-based piezoelectric power generator array for vibration energy harvesting*. Disponível em: <http://ac.els-cdn.com/S0026269207003965/1-s2.0-S0026269207003965-main.pdf?_tid=b4caa13c-beba-11e6-acff-00000aab0f02&acdnat=1481362158_202d32bc5030815d51df4f159ae11301>. Acesso em: 30 de Novembro de 2016.

Marzencki, M., Ammar, Y., Basrour, S. *Integrated power harvesting system including a MEMS generator and a power management circuit*. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/S_Basrour/publication/223315420_Integrated_Power_Harvesting_System_Including_a_MEMS_Generator_and_a_Power_Management_Circuit/links/00463539602553417b000000.pdf>. Acesso em: 2 de Dezembro de 2016.

Matova, S.P., Elfrink, R., Vullers, R.J.M., van Schaijk, R. *Harvesting energy from airflow with a micromachined piezoelectric harvester inside a Helmholtz resonator*. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/ez67.periodicos.capes.gov.br/article/10.1088/0960-1317/21/10/104001/pdf>>. Acesso em: 14 de Outubro de 2016.

Miao, P., Mitcheson, P.D., Holmes, A.S., Yeatman, E.M., Green, T.C., Stark, B.H. *Mems inertial power generators for biomedical applications*. Disponível em: <>. Acesso em: 25 de Novembro de 2016.

Mitcheson, P.D., Stark, B.H., Miao, P., Yeatman, E.M., Holmes, A.S., Green, T.C. *Analysis and Optimisation of MEMS Electrostatic On-Chip Power Supply for Self-Powering of Slow-Moving Sensors*. Disponível em: <https://workspace.imperial.ac.uk/opticalandsemidev/Public/Publications/C16_analysis.pdf>. Acesso em: 27 de Novembro de 2016.

Park, J.C., Lee, D.H., Park, J.Y., Chang, Y.S., Lee, Y.P. *High Performance Piezoelectric MEMS Energy Harvester Based on D33 Mode of PZT Film on Buffer-Layer With PbTiO3 Inter-Layer*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=5285375>>. Acesso em: 30 de Novembro de 2016.

Portal Brasil – Saúde. Doenças Cardiovasculares causam quase 30% das mortes no país. 2011. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2011/09/doencas-cardiovasculares-causam-quase-30-das-mortes-no-pais>>. Acesso em: 16 de Outubro de 2016.

Ramires, M.L.V., Fareleira, J.M.N.A., Wakeham, W.A. *Thermal Conductivity of Aqueous Sodium Chloride Solutions*. Journal of Chemical and Engineering Data, Vol.39, No.1, 1994. Disponível em: <<http://pubs.acs.org/doi/pdf/10.1021/jc00013a053>>. Acesso em: 9 de Dezembro de 2017.

Sari, I., Balkan, T., Kulah, H. *An electromagnetic micro power generator for low-frequency environmental vibrations based on the frequency upconversion technique*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org.ez67.periodicos.capes.gov.br/document/5357433/>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2016.

Stark, I. *Thermal Energy Harvesting with Thermo Life*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1612886/>>. Acesso em: 20 de Setembro de 2016.

Strasser, M., Aigner, R., Lauterbach, C., Sturm, T.F., Franosch, M., Wachutka, G. *Micromachined CMOS Thermoelectric Generators as On-Chip Power Supply*. Disponível em:

<<http://www.ece.umd.edu/~dilli/research/smartdust/power/tinybattery/cmmosthermoelctric.pdf>>. Acesso em: 3 de Dezembro de 2016.

Sue, C.-Y., Tsai, N.-C. *Human Powered MEMS-based energy harvest devices*. 2011. Disponível em:

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306261911008336>>. Acesso em: 9 de Outubro de 2016.

von Büren, T., Mitcheson, P.D., Green, T.C., Yeatman, E.M., Holmes, A.S., Tröster, G. *Optimization of Inertial Micropower Generators for Human Walking Motion*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1576750>>. Acesso em 20 de Novembro de 2016.

von Stetten, F., Kerzenmacher, S., Lorenz, A., Chokkalingam, V., Miyakawa, N. Zengerle, R., Ducrée, J. *A One-Component, Direct Glucose Fuel Cell For Powering Long-Term Medical Implants*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1627954/>>. Acesso em: 14 de Outubro de 2016.

Walmart. Monitor de Frequência Cardíaca Oregon HR102. Disponível em: <<https://www.walmart.com.br/monitor-de-frequencia-cardiaca-oregon-hr-102/2105321/pr>>. Acesso em: 13 de Maio de 2017.

Walmart. Oxímetro de Dedo Oxy Control Geratherm – Alta precisão, clinicamente testado, mede em dedos de crianças e adultos. Disponível em: <https://www.walmart.com.br/item/132826/sk?utm_source=google-pla&adtype=pla&utm_medium=ppc&utm_term=132826&utm_campaign=undefined+132826>. Acesso em: 13 de Maio de 2017.

Wang, P., Tanaka, K., Sugiyama, S., Dai, X., Zhao, X., Liu, J. *A micro electromagnetic low level vibration energy harvester based on MEMS technology*. Disponível em: <<http://link-springer-com.ez67.periodicos.capes.gov.br/article/10.1007/s00542-009-0827-0>>. Acesso em: 17 de Outubro de 2016.

Williams, C.B., Shearwood, S., Harradine, M.A., Mellor, P.H., Birch, T.S., Yates, R.B. *Development of an electromagnetic micro-generator*. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=980773>>. Acesso em: 20 de Novembro de 2016.

Xie, J., Lee, C., Feng, H. *Design, Fabrication and Characterization of CMOS MEMS-Based Thermoelectric Power Generators*. Disponível em: <https://www.ece.nus.edu.sg/stfpage/elelc/Publication/2010/65.%20JMEMS_10V19_2_Design,%20Fabrication,%20and%20Characterization%20of%20CMOS%20MEMS-Based%20Thermoelectric%20Power%20Generators.pdf>. Acesso em: 3 de Dezembro de 2016.

Yagishita, T., Sawayama, S., Tsukahara, K.-I., Ogi, T. *Performance of Photosynthetic Electrochemical Cells Using Immobilized Anabaena variabilis M-3 in Discharge/Culture cycles*. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0922338X98801062>>. Acesso em 20 de Novembro de 2016.

Anexo A – Resistências térmicas de roupas (I_{roupa})

Tabela 11 - Resistências térmicas de roupas

Vestimenta	I_{roupa} [CLO]
Camiseta T-shirt	0,09
Camiseta sem manga	0,12
Camiseta de manga curta	0,15
Camiseta de manga curta, grossa	0,25
Camiseta de manga comprida, fina	0,20
Camiseta de manga comprida, normal	0,25
Camiseta de manga comprida, de flanela	0,34
Camisa esporte de crochê de manga curta	0,17
Blusa de manga comprida fina	0,25
Blusa de manga comprida normal	0,17
Blusa de manga comprida grossa	0,36

(Fonte: ASHRAE, 2013)