


Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de
energia adequado aos sistemas implantáveis de infusão
contínua de insulina**

EDUARDO JOSÉ DOS SANTOS DINIZ

Orientador: Dr. EULER DE VILHENA GARCIA



EDUARDO JOSÉ DOS SANTOS DINIZ

**Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de energia
adequado aos sistemas implantáveis de infusão contínua de insulina**

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade de Bra-
sília, como requisito parcial para obtenção do Tí-
tulo de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF

2014

Brasília/DF, Dezembro de 2014

FICHA CATALOGRÁFICA

EDUARDO JOSÉ DOS SANTOS DINIZ

Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de energia adequado aos sistemas implantáveis de infusão contínua de insulina

143f., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Engenharia Eletrônica, 2014)

Trabalho de graduação em Engenharia Eletrônica
Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

- | | |
|---|--|
| 1. Transferência transcutânea de energia. | 2. Bombas de infusão de insulina. |
| 3. Diabetes Mellitus tipo 1. | 4. Transdutores piezoelétricos. |
| I. FGA/UnB. | II. Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de energia adequado aos sistemas implantáveis de infusão contínua de insulina. |

Referência

DINIZ, E. J. S.. Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de energia adequado aos sistemas implantáveis de infusão contínua de insulina. 2014. 143f., il. Monografia (Bacharelado em Engenharia Eletrônica)—Universidade de Brasília, Brasília, 2014.

EDUARDO JOSÉ DOS SANTOS DINIZ

Modelagem de um sistema de transferência transcutânea de energia adequado aos sistemas implantáveis de infusão contínua de insulina

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

APROVADA POR:

Prof. Euler de Vilhena Garcia, Ph.D.
(Orientador)

Prof. Edson Mintsu Hung, Ph.D.
(Examinador interno)

Profa. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, Ph.D.
(Examinador interno)

Brasília, DF

2014

*Para minha família,
pela inspiração, amor, fé e apoio incondicional.
E para Anne,
minha diligente revisora, companheira e PSMA.*

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus pela saúde que me permitiu enfrentar com tenacidade e dedicação estes anos como universitário.

Agradeço à minha família, principalmente à minha mãe, por nunca duvidar das minhas capacidades e sempre acreditar na realização deste sonho!

Também gostaria de prestar meus agradecimentos à Universidade de Brasília pela capacitação e as oportunidades que me foram conferidas durante a graduação. Em especial, à Profa. Suélia Rodrigues pelo apoio e pelas infinitas oportunidades de crescimento acadêmico que tem me dado. Também ao Prof. Lindomar Carvalho pelos conselhos, conversas, colaborações e pela dedicação com que ele conduz seu papel de educador.

Agradeço ao Prof. Euler de Vilhena pela dedicação, orientação e contribuições para a realização deste trabalho. Também gostaria de agradecer ao Prof. Kazem Dastoori pelas oportunidades, confiança e sobretudo amizade durante o meu período de intercâmbio na Universidade de Dundee. Este trabalho não teria se iniciado sem a sua colaboração.

E a todos os amigos que em sua infinita paciência, escutaram minhas lamentações, incertezas e inseguranças e ainda assim me aconselharam e ajudaram durante todo esses anos. Meu sincero obrigado!

*“The Schrutes have a word for when everything in a man’s life comes together perfectly.
Perfectenschlag.
Right now, I am in it.
I am so deep inside of Perfectenschlag right now.
And, just to be clear, there is a second definition,
perfect pork anus,
which I don’t mean.”*

“Dwight Kurt Schrute” (Rainn Wilson)

*“Nothing in the world can take the place of Persistence.
Talent will not; nothing is more common than unsuccessful men with talent.
Genius will not; unrewarded genius is almost a proverb.
Persistence and determination alone are omnipotent.
The slogan ‘Press On’ has solved and always will solve the problems of the human race.”*

Calvin Coolidge, 30th president of US (1872-1933)

*“ ‘But I don’t want to go among mad people,’ Alice remarked.
‘Oh, you can’t help that,’ said the Cat: ‘we’re all mad here. I’m mad. You’re mad.’
‘How do you know I’m mad?’ said Alice.
‘You must be,’ said the Cat, ‘or you wouldn’t have come here.’*

Lewis Carroll, Alice in Wonderland.

Resumo

A terapia utilizando bombas de infusão de insulina implantáveis é o método mais preciso e eficiente para o tratamento de pacientes portadores de Diabetes Mellitus Tipo 1, no entanto, questões como miniaturização, longevidade e biocompatibilidade dificultam a popularização do método. Em particular, o uso de baterias limitam a capacidade energética e aumentam o tamanho das bombas, além da alta toxicidade e riscos de superaquecimento associados. É investigada a viabilidade da integração de um sistema de transferência transcutânea de energia (TTE) às bombas de infusão de insulina implantáveis, com capacidade de fornecer energia elétrica sem fio através do tecido biológico humano. Serão investigados diversos esquemas de transdução e diferentes arquiteturas de sistemas de transmissão e recepção de energia, avaliando-as pela eficiência da potência transmitida e pela adequabilidade às bombas. Especificamente, este projeto é voltado aos sistemas TTE acoplados acusticamente e passíveis de integração com bombas de infusão de insulina, conferindo-lhes autonomia energética para suprir demandas de até 72 mW. É apresentado um sistema com frequência de operação de 870 kHz capaz de energizar implantes subcutâneos localizados a uma distância de até 30 mm do transmissor. São propostos modelos computacionais, simulados utilizando ferramentas de desenho de circuitos eletrônicos, para a identificação da banda espectral de frequência, das dimensões físicas dos transdutores, dos mecanismos de casamento de impedância acústica, das topologias para geração e retificação de ondas sonoras recomendadas para se atingir a máxima transferência de potência possível. O sistema proposto demonstrou eficiência máxima de 30% capaz de suprir demandas de potência de até 72 mW. Os transdutores de transmissão e recepção utilizados foram cerâmicas piezoelétricas discoidais do tipo PZT-5A com 30 mm e 11 mm de diâmetro, respectivamente. As camadas de acoplamento acústico utilizadas foram a base gel condutivo para ultra-som com espessuras de até 2 mm. A constatação da exequibilidade de um sistema de transferência transcutânea de energia que seja adequado aos sistemas de infusão contínua de insulina constitui um passo fundamental para a construção de um sistema artificial definitivo de controle de glicose e que promete revolucionar a área de dispositivos médicos implantáveis.

Palavras-chaves: sistemas de transferência transcutânea de energia, bombas de infusão de insulina, diabetes mellitus tipo 1, transdutores piezoelétricos, casamento de impedâncias acústicas.

Abstract

Therapy with implantable insulin pumps is the most precise and efficient method to treat patients afflicted by Diabetes Mellitus type 1, however, issues such as miniaturization, longevity and biocompatibility difficult the popularization of this method. Particularly, batteries have limited energy budget and increase the pumps size, and are also associated with high toxicity and overheating hazards. This end-of-course project evaluates the viability in integrating a transcutaneous energy transfer (TTE) system with implantable insulin pumps, conferring a capability of supplying, virtually, unlimited power through human biological tissue. Many transduction schemes and power transceiver systems will be investigated and evaluated by its efficiency in transmitting power. Specifically, this project is concerned with ultrasonic TTE based systems as the method for energizing implanted insulin pump devices at power levels up to 100 mW. It is proposed a continuous wave 870 kHz single frequency operation to power devices implanted up to 30 mm deep subcutaneously. The proposed approach is analyzed in detail, with design considerations provided to address issues such as recommended operating frequency range, transducers' overall dimensions, acoustic link matching, acoustic waves generation and receiver's rectifying electronics. Global optimization and design considerations for maximum power transfer are presented and verified by means of electronic circuits simulation. The proposed system demonstrated an overall peak power transfer efficiency of 30% at 72 mW output power. The transmitter and receiver transducers consisted of PZT-5A plane discs of 30 mm diameter and 11 mm respectively, with 2 mm thick acoustic matching layer made of couplant ultrasound gel. The verification of feasibility in integrating transcutaneous transfer energy systems with continuous insulin infusion systems is a crucial step towards a definitive closed-loop artificial glucose control system and it is promised to revolutionize the field of implantable medical devices.

Key-words: transcutaneous transfer energy systems, ultrasonic energy transfer, insulin pumps, diabetes mellitus type 1, piezoelectric transducers, acoustic impedance matching.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Diagrama de blocos simplificado de um sistema TTE típico	27
Figura 2 – Visão esquemática do posicionamento de um SICI <i>in vivo</i>	29
Figura 3 – Diagrama de blocos simplificado de um SICI com sistema TTE	32
Figura 4 – Metodologia para determinação das especificações e do modelo TTE	34
Figura 5 – Diagrama de blocos do SICI com TTE. Realocação da Figura 1	37
Figura 6 – Gráfico de Ragone para dispositivos de armazenamento de energia	39
Figura 7 – Esquemático de um PA Classe-E utilizando transistor	40
Figura 8 – Formas de onda do controlador do PA Classe-E	41
Figura 9 – Diagrama um oscilador classe-E com cristal	43
Figura 10 – Diagrama um multivibrador astável	44
Figura 11 – Conceito de projeto do circuito TX teste	45
Figura 12 – Conceito de projeto do circuito TX definitivo	46
Figura 13 – Modelo elétrico de Mason para uma cerâmica piezoelétrica	50
Figura 14 – Modelo elétrico de Leach para uma cerâmica piezoelétrica	52
Figura 15 – (a) Modelo de perda por difração (b) Modelo de perda por atenuação	53
Figura 16 – Modelo do enlace para o sistema TTE	54
Figura 17 – Visão esquemática das camadas internas da parede abdominal	56
Figura 18 – Perfis de dois usuários típicos portadores de DM1	57
Figura 19 – Conceito de projeto do Circuito Receptor	60
Figura 20 – Circuito do projeto conceitual do sistema TTE	62
Figura 21 – Etapas para modelagem e simulação de sistemas	68
Figura 22 – Diagramas-P para os experimentos de otimização	79
Figura 23 – Eficiência em função da frequência de operação.	80
Figura 24 – Eficiência em função das dimensões das cerâmicas piezoelétricas	81
Figura 25 – Eficiência em função dos ensaios da Tabela (7)	83
Figura 26 – Diagramas-P para os experimentos de simulação de uso	84
Figura 27 – Eficiência em função dos ensaios da Tabela (9)	85

Lista de tabelas

Tabela 1 – Principais propriedades físicas PZT-5A	55
Tabela 2 – Principais propriedades físicas do gel <i>Sonotrack couplant</i>	56
Tabela 3 – Propriedades físicas da pele e do tecido subcutâneo abdominal	57
Tabela 4 – Tabela de Especificações	77
Tabela 5 – Fatores de controle e níveis para o cenário 1.	80
Tabela 6 – Dimensões das cerâmicas e fatores de controle dos cenários 2 e 3	81
Tabela 7 – Fatores de controle e níveis para o cenário 4	82
Tabela 8 – Aparato experimental para o cenário 4	82
Tabela 9 – Fatores de controle e níveis para os cenários 5 e 6	84
Tabela 10 – Aparato experimental para os cenário 5 e 6	84
Tabela 11 – Tabela de Especificações Completa	86

Lista de quadros

Quadro 1 – Principais características dos SICIs disponíveis no mercado.	31
Quadro 2 – Tabela de Necessidades	71
Quadro 3 – Matriz de Necessidades	72
Quadro 4 – Tabela de Métricas	73
Quadro 5 – Tabela de Modelos	73
Quadro 6 – Matriz do Estado da Arte	75
Quadro 7 – Matriz das Contradições	76
Quadro 8 – Quadro de contradição TRIZ	107

Lista de abreviaturas e siglas

DMI	Dispositivos Médicos Implantáveis
RF	Radiofrequência
TTE	Transferência Transcutânea de Energia
FEM	Força Eletromotriz
DM	Diabetes Mellitus
ADA	Associação Americana de Diabetes
SBD	Sociedade Brasileira de Diabetes
IDF	Federação Internacional de Diabetes
DM1	Diabetes Mellitus Tipo 1
DM2	Diabetes Mellitus Tipo 2
MDI	Múltiplas Doses de Insulina
SICI	Sistemas de Infusão Contínua de Insulina
MDI	Múltiplas Doses de Insulina
QFD	Desdobramento da Função Qualidade
HOQ	A Casa da Qualidade
PM	Matriz de Pugh
TRIZ	Teoria para a Resolução de Problemas Criativos
PA	Amplificadores de potência
TBJ	Transistor Bipolar de Juncão
FET	Transistor de Efeito de Campo
PWM	Modulação por Largura de Pulso
CI	Circuito Integrado
MOSFET	Transistor de Efeito de Campo Metal-Óxido-Semicondutor
KLM	Krimholtz, Leedom e Matthaei

EDA	Ferramentas de Desenho Eletrônico
PZT	Titato-Zirconato de Chumbo
ECP	Espessura Camada de Pele
ECS	Espessura Camada Subcutânea
IMC	Índice de Massa Corpórea
LDO	Regulador de Tensão Linear
COTS	<i>Commercial Off The Shelf</i>
JFET	Transistor de Efeito de Campo de Junção
PVA	Álcool Polivinílico
PAA	Poliacrilamida
TPS	Resposta Gradual plana à Transientes
SNR	Relação Sinal Ruído
SD	Desvio Padrão
ANOVA	Análise Estatística de Variância
EM	Eletromagnético
ID	Número de Identificação
N/A	Nenhuma
PP	Paralelepípedo
AD	A Definir
SPICE	Programa de Simulação com Ênfase em Circuitos Integrados

Sumário

1	Introdução	25
1.1	Transferência Transcutânea de Energia	26
1.2	Diabetes Mellitus e as bombas de infusão de insulina	27
1.3	Objetivos	32
1.4	Estrutura da monografia	32
2	Metodologia	33
2.1	Metodologia Utilizada	33
2.2	Sistema	37
2.2.1	Transmissor	37
2.2.2	Enlace	47
2.2.3	Receptor	57
2.2.4	Projeto Conceitual sistema TTE	61
2.3	Verificação e Validação	63
2.3.1	Phantoms	63
2.3.2	Procedimentos de verificação e validação	64
2.3.3	Modelos Computacionais	67
3	Resultados	71
3.1	Especificação	71
3.2	Aparatos Experimentais e Simulações	78
3.2.1	Experimentos de Otimização	78
3.2.2	Experimentos de Simulação de Uso	83
3.2.3	Tempo de Autonomia	85
4	Discussões e Conclusão	87
4.1	Conclusão	90
	Referências	93
	Apêndices	105
	APÊNDICE A Quadro de contradição TRIZ aplicado ao sistema TTE	107
	APÊNDICE B Esquemático em código LTSpice para o Cenário 1	111
	APÊNDICE C Esquemático em código LTSpice para o Cenário 2	115

APÊNDICE D	Esquemático em código LTSpice para o Cenário 3	119
APÊNDICE E	Esquemático em código LTSpice para o Cenário 4	123
APÊNDICE F	Esquemático em código LTSpice para o Cenário 5	127
APÊNDICE G	Esquemático em código LTSpice para o Cenário 6	131
Anexos		135
ANEXO A	Esquemático em código LTSpice para PZT-5A	137
ANEXO B	Esquemático em código LTSpice para o Latão	141
ANEXO C	Esquemático em código LTSpice para o Gel/Gordura/Pele	143

1 Introdução

Telemetria é o ramo da engenharia que trata da medição de quantidades físicas à distância e é utilizada extensivamente para monitorar sinais fisiológicos. Nesse contexto, telemetria biomédica, ou biotelemetria, trata do monitoramento de sinais fisiológicos em locais inacessíveis (e.g. *in vivo*) e transmissão desses dados para uma central de monitoramento remota (KIOURTI; NIKITA, 2012). A principal vantagem da biotelemetria é proporcionar maior mobilidade ao paciente durante longos períodos de monitoramento (AZHIM; KINOUCI; AKUTAGAWA, 2009).

Uma das recentes aplicações da biotelemetria são os Dispositivos Médicos Implantáveis (DMI). DMIs são quaisquer produtos médicos destinados a serem parcialmente introduzidos no corpo humano através de intervenção cirúrgica e permanecer após essa intervenção por longo prazo (ANVISA, 2010). DMIs realizam uma grande variedade de diagnósticos e funções terapêuticas (e.g. tratamento de doenças cardíacas, arritmias, distúrbios neurológicos e hormonais) e são utilizados em uma grande variedade de aplicações, e.g. marca-passos e cardioversores desfibriladores implantáveis (ELLENBOGEN; WOOD, 2008), implantes cocleares (WILSON; DORMAN, 2008), estimuladores elétricos funcionais (NETO et al., 2010), implantes de retina (SACHS; GABEL, 2004), bombas de infusão de insulina (HOSHINO et al., 2009; HOVORKA, 2006).

De modo a preservar o conforto do paciente, DMIs necessitam estabelecer uma conexão *wireless* para a transmissão de dados com a central de monitoramento remota. O método tradicional utilizado para estabelecer essa comunicação são os *links* indutivos de baixa frequência (JOHANNESSEN et al., 2006; VALDASTRI et al., 2004). Basicamente a abordagem utiliza indutores como dipolos magnéticos, onde a frequência de operação é selecionada de modo que o dipolo opere na região de campo indutivo. Os dados são então transmitidos por acoplamento magnético. Essa abordagem é atrativa pela alta eficiência de transmissão em baixas frequências através de tecido biológico, no entanto, essa técnica requer a utilização de componentes grandes como capacitores e indutores, além de possuir alcance limitado, pequena largura de banda, baixa taxa de transmissão de dados e de ser bastante sensível ao alinhamento entre os dipolos (YUCE; DISSANAYAKE, 2012; KIOURTI; NIKITA, 2014).

O crescente avanço na tecnologia de materiais semicondutores possibilita a alta densidade de integração de circuitos eletrônicos em *chip* e tem disponibilizado cada vez mais soluções miniaturizadas para tecnologias de transmissão de dados operantes em Radiofrequência (RF). A transmissão RF suplanta as limitações impostas por *links* indutivos de baixa frequência, às custas de consumo energético.

Outro ponto crítico em relação a DMIs é a sua energização. DMIs fazem uso de fontes de alimentação integradas (e.g., baterias). A maior complexidade dos sistemas de enlace de transmissão de dados, contudo, acarreta maiores demandas energéticas. Isso restringe a operação dos DMIs alimentados por baterias a algumas horas (GIVEN IMAGING, 2006; OLYMPUS OPTICAL CO., 2004). Além de limitar o tempo de operação, baterias são problemáticas devido ao seu tamanho, peso e alta toxicidade associada (XU et al., 2013). Nesse contexto, a transferência de energia sem fio se apresenta como uma alternativa conveniente, visto que apesar de aumentar a complexidade do sistema, essa abordagem é capaz de, virtualmente, prover uma fonte de alimentação ilimitada, sem os riscos associados à necessidade de procedimentos cirúrgicos para troca de baterias, além de diminuir consideravelmente o tamanho dos DMIs.

1.1 Transferência Transcutânea de Energia

A ideia da transmissão de energia sem fio é antiga e data antes mesmo do desenvolvimento das redes de transmissão de energia elétrica, quando Nikola Tesla dedicava seus esforços no desenvolvimento de esquemas para o transporte de energia através de longas distâncias que eliminassem a necessidade de um meio condutor (TESLA, 1914). O sistema porém, dependia da geração de campos elétricos de alta magnitude e apresentava eficiência de transmissão muito baixa (BROWN, 1984). Recentemente, o crescente uso de dispositivos pessoais portáteis (*laptops, smartphones, tablets*) e a viabilidade prática do desenvolvimento de produtos como os DMIs, que possuem como requisitos intrínsecos e fundamentais a autonomia energética, alta mobilidade e ubiquidade, fazem reemergir o interesse na transmissão de energia sem fio.

A transmissão de energia sem fio explicitamente indica que o fio utilizado para prover a alimentação é abandonado. Esta eliminação é geralmente ditada pelas condições de contorno, ou obstruções, impostas entre a transmissão ponto-a-ponto entre dois locais. Estas obstruções podem ser de diversas naturezas (SCHUYLENBERGH; PUERS, 2009): a distância entre os dois locais (e.g. conexão com satélites), localização não conhecida da unidade remota (e.g. monitoramento de animais selvagens), unidade remota em movimento (e.g. monitoramento ambulatorial), uma barreira física entre os dois locais (e.g. tecido biológico), entre outras.

No contexto de DMIs, fala-se em sistemas de Transferência Transcutânea de Energia (TTE). Um sistema TTE pode ser definido como um sistema capaz de fornecer energia através de tecido biológico (barreira física) na ausência de qualquer conexão física entre a unidade remota e a unidade externa ao corpo (unidade transmissora), permitindo que DMIs possam ser continuamente alimentados sem as limitações impostas por baterias.

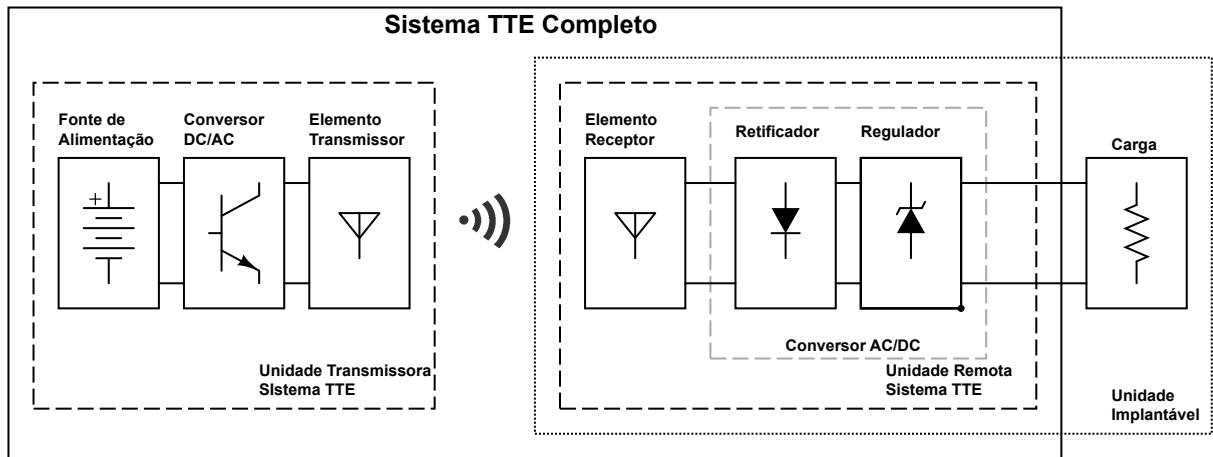


Figura 1 – Diagrama de blocos simplificado de um sistema TTE típico. Um sistema TTE compreende duas unidades básicas: A unidade remota que engloba uma fonte de alimentação DC, um conversor DC/AC e um elemento transmissor, além da unidade remota que é constituída de um elemento receptor e um conversor AC/DC. A carga representa os requisitos de potência que a unidade implantável demanda do sistema TTE. O conjunto unidade remota e carga constituem a unidade implantável, isto é, o DMI.

Um típico sistema TTE, ou um sistema de transferência de energia elétrica em geral, pode ser dividido em um processo de três partes (BROWN, 1984): inversão de potência ou conversão DC/AC, transmissão da potência AC e recepção e conversão AC/DC. O diagrama de blocos simplificado de um típico sistema TTE está ilustrado na Figura 1.

Essencialmente, uma fonte de alimentação DC (geralmente uma bateria) é convertida em uma fonte de potência AC de alta frequência por um inversor de potência ou conversor DC/AC. Esta potência é posteriormente transduzida em outra forma de energia e propagada pelo elemento transmissor. O elemento receptor, embarcado na unidade remota, concatena esse fluxo de energia e gera uma força eletromotriz (FEM) correspondente. Essa conexão estabelecida pode ser modelada por um transformador fracamente acoplado cujo núcleo é um composto de ar e tecido humano (geralmente tecido humano compreende camadas de pele, gordura e músculo) que altera as características da unidade externa. A FEM induzida no secundário desse transformador, geralmente tensão elétrica, é então condicionada por um retificador e um regulador de tensão, i.e. conversor AC/DC, produzindo uma fonte de tensão DC estável que independe das variações de acoplamento desse transformador. Em resumo, um sistema TTE é um conversor DC/DC que cascateia um inversor de potência e um retificador através de uma barreira física composta de material biológico.

1.2 Diabetes Mellitus e as bombas de infusão de insulina

O Diabetes Mellitus (DM) é um grupo heterogêneo de distúrbios metabólicos resultado de defeitos na ação da insulina, na secreção de insulina ou em ambas (ADA, 2012).

A insulina é o principal hormônio responsável pela regulação da glicemia¹, auxiliando na absorção de glicose e outros nutrientes, no armazenamento de lipídeos e na síntese de proteína. Sem insulina, os níveis de glicose sanguínea (açúcar) atingem valores elevados, caracterizando um estado de hiperglicemia. A hiperglicemia crônica do DM está associada com complicações de longo prazo que culminam com a disfunção e falha de diferentes órgãos, especialmente os olhos, rins, nervos, coração e vasos sanguíneos. Sua morbidade, portanto, está associada à manifestação de doenças microvasculares (e.g. aterosclerose) e doenças macrovasculares (e.g. retinopatia, nefropatia e neuropatia) (SBD, 2014; ADA, 2012).

O crescente número de casos de DM e sua manifestação epidemiológica já lhe confere o *status* de epidemia. E as projeções são alarmantes, estima-se que o DM será a sétima maior causa de morte em 2030 (ALWAN et al., 2011), onde o número de casos chegarão a 300 milhões, aumentando mais de 57% em relação a 2002 (SBD, 2014). Segundo a Federação Internacional de Diabetes (IDF, 2013), o Brasil é o quarto país com o maior número de casos de DM, totalizando 11,9 milhões indivíduos, e registrando uma ocorrência de 7,6 casos de DM1 a cada 100 mil habitantes (ONKAMO et al., 1999). Além das implicações sociais e físicas, o DM impõe um grande fardo econômico na sociedade. Estima-se que 11,6% do gasto mundial com saúde em 2010 foram destinados à prevenção, cuidados e complicações da DM, um total de pelo menos 376 bilhões de dólares americanos, com projeções para que essa quantia exceda 490 bilhões em 2030 (IDF, 2013). As Estimativas do custo direto para o Brasil são de 3,9 bilhões de dólares americanos (SBD, 2014).

O impacto do DM na economia e na qualidade de vida vai além de suas implicações diretas: em adição às complicações típicas da doença, o DM1 está altamente associado com outros indicadores, dentre eles a incidência de depressão (ROTELLA; MANNUCCI, 2013), baixo desempenho no ambiente de trabalho e aumento do desemprego (KORFF et al., 2005). Todas as estatísticas apresentadas e a relevância social da doença evidenciam o dilema na abordagem do tratamento do DM, de um lado há a necessidade da otimização das técnicas de terapia para a redução do número de complicações associadas; de outro lado é praticamente impossível aumentar os custos no gerenciamento dessa doença. Avanços tecnológicos têm um papel fundamental nesse contexto.

A classificação atual do DM, proposta pela Associação Americana de Diabetes (ADA), baseia-se na etiologia e inclui quatro classes clínicas: DM tipo 1 (DM1), DM tipo 2 (DM2), outros tipos específicos de DM e DM gestacional (ADA, 2011). O DM1 é caracterizado pela destruição de células β pancreáticas, usualmente levando à deficiência absoluta de insulina. (SBD, 2012). Apesar de compreender somente 5-10% de todos os casos de DM, a incidência de DM1 continua a crescer e está associada a sérias implicações de curto e longo prazo. Portadores de DM1 estão mais propensos a manifestações de

¹ Concentração de glicose no sangue.

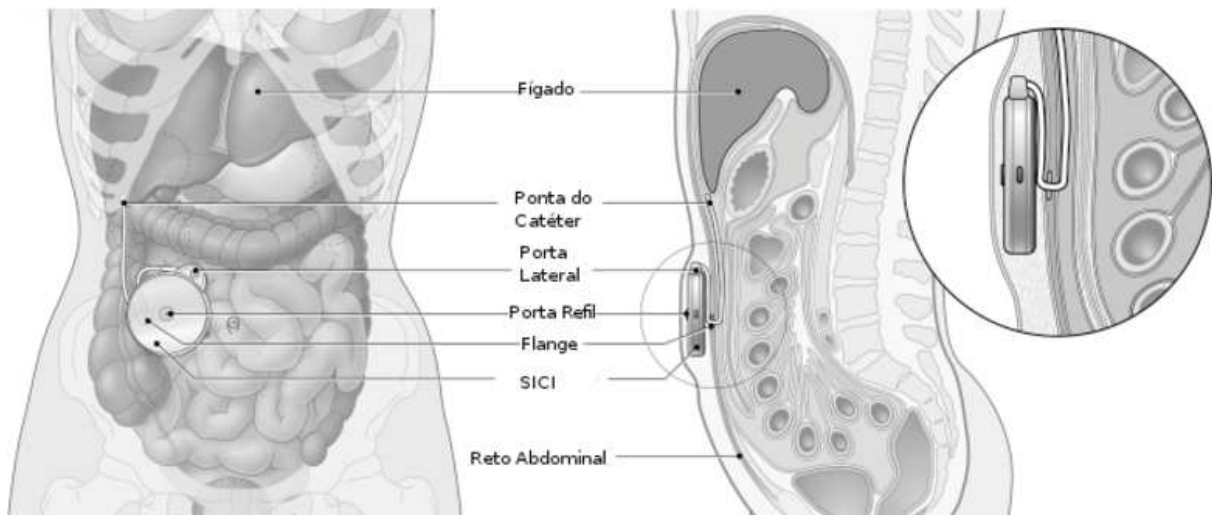


Figura 2 – Visão esquemática do posicionamento de uma bomba de infusão de insulina *in vivo* (Adaptado de (LOGTENBERG et al., 2009)).

doenças micro e macrovasculares, onde o risco relativo do desenvolvimento de doenças cardiovasculares chega a ser de até 10 vezes mais que indivíduos não diabéticos (DANEMAN, 2006; NATHAN et al., 2005).

Apesar do DM1 ser uma condição crônica, ela geralmente pode ser controlada com mudanças de hábitos alimentares e medicação apropriada. O principal objetivo do tratamento é manter os níveis glicêmicos sob controle. Em específico, o tratamento a base de insulina, ou insulinoterapia, objetiva suprir a falta de secreção endógena pancreática em regime basal-bolus (SBD, 2012). Foi comprovado que a insulinoterapia é eficaz em reduzir a frequência de complicações crônicas (retinopatia, neuropatia e nefropatia) do DM1 (DCCT, 1993). Existem dois tipos de insulinoterapia: a insulinoterapia convencional, que consiste na aplicação de uma ou duas doses diárias de injeções de insulina, antes de refeições importantes, e a insulinoterapia intensiva, que consiste no tratamento à base de múltiplas doses de insulina (MDI) diárias, ou utilizando um sistema de infusão contínua de insulina (SICI).

SICIs, ou bombas de infusão de insulina, são dispositivos mecânicos de infusão implantados sob a superfície do corpo que liberam insulina de forma contínua (VALLA, 2010; MINICUCCI et al., 2007). A Figura 2 ilustra o típico posicionamento de um SICI *in vivo*. O tipo de infusão pode ser classificado como basal (pré-programada, representando 40% a 60% da dose diária total de insulina) ou de pulso (bolus) (SBD, 2014). Os componentes típicos de um SICI tradicional incluem: módulo externo de processamento e interface, monitor de glicemia, reservatório de insulina, conjunto de infusão (cateter + cânula) e baterias (ZISSER, 2010). O conjunto de infusão é afixado à pele do paciente com um adesivo, com o cateter (trocado a cada 3 ou 4 dias) inserido no tecido subcutâneo, geralmente na parede abdominal, e a cânula conectada ao reservatório de insulina. O conjunto de infusão é feito de material plástico flexível com comprimentos de tubo na

faixa de 3-10 cm. O monitor de glicemia e o módulo externo, responsável pelo controle da liberação de insulina na cânula, geralmente são carregados no bolso ou fixados em um cinto. O Quadro 1 lista os SICIIs atualmente disponíveis no mercado². Os custos dos SICIIs ainda são elevados, aproximadamente de seis mil dólares americanos para a maioria das bombas, com custos mensais de manutenção entre cento e cinquenta e trezentos dólares americanos.

O tratamento intensivo à base de SICI constitui a principal forma de tratamento do DM1, quando aliada à terapia nutricional e à prática de atividade física (SBD, 2012). As vantagens do uso do SICI em relação à terapia com MDIs são: um melhor controle glicêmico, menor risco de hipoglicemias, maior segurança e melhoria na qualidade de vida (JEITLER et al., 2008; RETNAKARAN et al., 2004). Desta forma, a expansão do uso de SICI é recomendado, e todos os portadores de DM1 se constituem candidatos em potencial para receber o tratamento (PICKUP; KEEN, 2012). O tratamento com SICI é altamente recomendado, em especial, aos pacientes diagnosticados com hipoglicemias graves, hipoglicemias despercebidas, gastroparesia, cetoacidoses recorrentes, fenômeno do alvorecer e do entardecer, DM1 com complicações microvasculares, DM2 que necessite de insulinização total, tenham pânico ou fobias de agulhas, gestantes, neonatais, crianças abaixo de 6 anos ou tenham sido diagnosticados recentemente (SBD, 2012).

Apesar da maioria dos SICIIs disponíveis no mercado serem cada vez mais robustos e eficientes no tratamento do DM1, alguns com capacidade de armazenamento de informações sobre composição nutricional dos alimentos, monitorização contínua de glicose e integração entre bomba e glicosímetro (vide Quadro 1), estes dispositivos estão aquém de constituir um sistema fechado e implantável para o controle glicêmico. Limitações no desenvolvimento de mecanismos de liberação de insulina, de sensores de glicose adequados e questões como miniaturização, longevidade e biocompatibilidade impedem o desenvolvimento de tais DMIs (HOSHINO et al., 2009).

Em particular, o uso de baterias aumenta o tamanho das bombas e limita a capacidade energética (a bomba do mercado que apresenta a maior vida útil é a Dana Diabecare IIS disponibilizada pela © Sooil Develop. (2014) com no máximo 12 semanas de autonomia), além da alta toxicidade e riscos de superaquecimento associados. A integração de sistemas TTE aos SICIIs constitui um passo fundamental para a construção de um sistema artificial definitivo de controle de glicose sanguínea. A Figura (3) ilustra um diagrama de blocos simplificado de um SICI com um sistema TTE integralizado. A carga da Figura (1) foi substituída por uma bomba de infusão de insulina. A unidade implantável consiste da bomba e da unidade remota do sistema TTE, objetivando eliminar o uso de baterias.

² No Brasil dispõe-se de bombas de infusão Paradigm® 715, 722 e 522 (fabricada pela © Medtronic, Inc.), Accu-Chek Spirit® e Accu-Chek Spirit® Combo (fabricadas pela © Roche Diagnostics).

Quadro 1 – Características das principais bombas de infusão de insulina disponíveis no mercado.

	Fabricantes							
	Medtronic Diabetes	Medtronic Diabetes	Roche Insulin Delivery System	Animas Corp.	Sooil Development	Insulet Corp.	Asante	Tandem Diabetes Care
Modelo	MiniMed 530G 551/751	MiniMed Paradigm 523/723	Accu-Chek Combo	OneTouch	Dana Diabecare IIS	OmniPod	Snap	T:slim
Dimensões (cm)	551: 5,1x8,4x2,1 751: 5,1x8,4x2,1	523: 5,1x9,4x2,1 723: 5,1x9,4x2,1	Bomba: 8,1x5,6x2,0 Glicosímetro: 9,4x5,6x2,5	Bomba: 5,1x8,3x2,2 Glicosímetro: 9,7x6,2x2,8	7,5x4,5x1,9	Bomba: 3,9x5,2x1,4 Glicosímetro: 6,1x1,1,2x2,5	9,7x4,4x1,9	8,0x5,1x1,5
Peso (g)	551: 96,4 751: 102,1	523: 96,4 723: 102,1	Bomba: 110,6 Glicosímetro: 102,1	Bomba: 110,6 Glicosímetro: 92,1	51,0	Bomba: 24,9 Glicosímetro: 138,9	82,2	112,0
Reservatório (unidade)	551: 180 751: 300	523: 180 723: 300	315	200	300	200	300	300
Basal (unidade/hora)	0,025-35	0,025-35	0,025-25	0,025-25	0,1-16	0,05-30	0,1-4	0,1-15
Bolus (unidade)	0,025-35	0,025-35	0,025-25	0,025-25	0,1-16	0,05-30	0,1-4	0,1-15
Bateria	(1) AAA	(1) AAA	Bomba: (1) AA lítio, AA alcalina ou lítio recarregável Glicosímetro: (3)AAA alcalina	Bomba: (1) AA lítio 1,5 V Glicosímetro: (2)AAA	(1) AA lítio 3,6V	Bomba: (1) Bateria integrada Glicosímetro: (2)AAA	(1) AAA	lítio-polímero recarregável
Vida útil	3 semanas	3 semanas	4 semanas	6-8 semanas	8-12 semanas	4 semanas	3 semanas	6-8 semanas
Características Adicionais	Bomba e glicosímetro integrados; monitorização contínua de glicose	Bomba e glicosímetro integrados; monitorização contínua de glicose	Bomba e glicosímetro integrados;	Bomba e glicosímetro integrados; capacidade de armazenamento de informações sobre composição nutricional dos alimentos	Nenhuma	Bomba e glicosímetro integrados; capacidade de armazenamento de informações sobre composição nutricional dos alimentos	Nenhuma	Nenhuma
Referência	© Medtronic Inc. (2014b)	© Medtronic Inc. (2014a)	© Roche Diagnostics (2014)	© Animas Corp. (2014)	© Sooil Develop. (2014)	© Insulet Corp. (2014)	© Asante Solutions (2014)	© Tandem Care (2013)

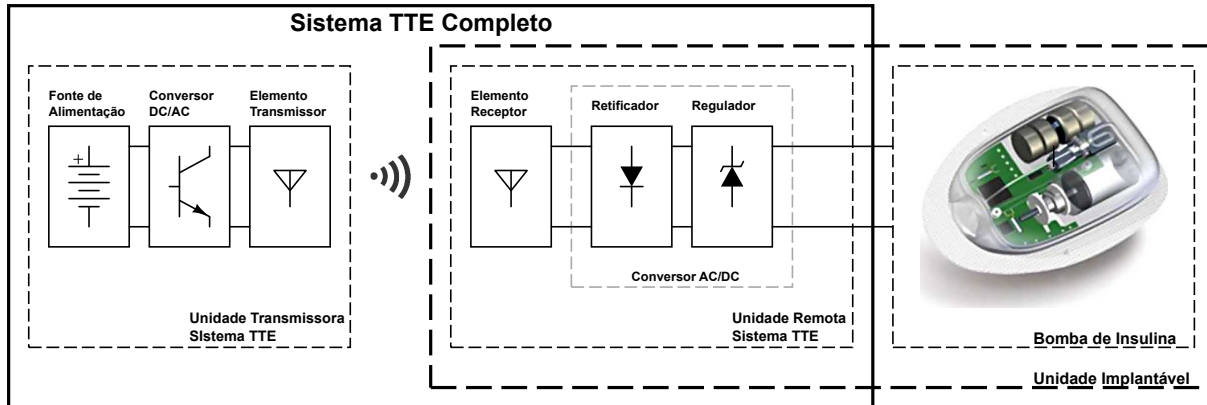


Figura 3 – Diagrama de blocos de um SICI com sistema TTE integralizado. A carga da Figura 1 foi substituída por bomba de infusão de insulina cuja bateria foi substituída pela unidade remota do sistema TTE (A ilustração da bomba de infusão de insulina foi adaptada de (ZISSER, 2010)).

1.3 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho de conclusão de curso é projetar e desenvolver um sistema TTE adequado aos SICI. Para sua execução, este objetivo principal subdivide-se nos seguintes objetivos específicos:

- Mapeamento das necessidades do SICI relativas ao sistema TTE.
- Estudo das principais arquiteturas de TTE e seleção daquela que satisfaz os requisitos vinculados às necessidades do SICI.
- Desenvolvimento do conceito do projeto do sistema TTE.
- Propor planos de verificação e validação do conceito de sistema TTE proposto.
- Desenvolvimento de um modelo computacional do sistema TTE proposto.

1.4 Estrutura da monografia

Este trabalho de conclusão de curso é composto por 4 capítulos, incluindo esta Introdução. O Capítulo 2 versa sobre a metodologia utilizada para levantar as especificações e definir a arquitetura do sistema TTE. Além disso, discorre sobre as principais topologias empregadas para a implementação dos blocos individuais de um sistema TTE típico (vide Figura 1) e dos planos de verificação necessários para qualificar o sistema. Os resultados são apresentados no Capítulo 3. Dentre eles, a tabela de especificações e o modelo TTE adotado, além do projeto conceitual do sistema e dos aparatos experimentais para realização dos testes que foram definidos no Capítulo 2. Por fim, O Capítulo 4 consiste na discussão e nas considerações finais.

2 Metodologia

Este trabalho propõe-se a analisar os diversos modelos de sistemas TTE capazes de energizar SICIs e selecionar aquele que melhor executa essa tarefa. Para execução desta análise, é necessário a definição das métricas associadas, baseando-se no estado da arte e nas necessidades das bombas de infusão de insulina disponíveis no mercado (vide Quadro 1). Após a seleção do modelo TTE, deve-se atribuir a tais métricas parâmetros quantitativos com valores ideais e aceitáveis, e deste modo, completamente especificar o sistema. A Seção 2.1 fundamenta a metodologia utilizada.

Posteriormente, o conceito de projeto do sistema pode ser gerado. Baseando-se no diagrama de blocos ilustrado na Figura 3, a Seção 2.2 trata das principais topologias comumente adotadas para o projeto de cada módulo do sistema. Especificamente, o tipo de conversor DC/AC, o elemento transmissor da unidade transmissora, o elemento receptor da unidade remota e finalmente, a topologia do conversor AC/DC.

Por fim, um plano de testes precisa ser estabelecido para verificar, isto é, determinar se o sistema proposto atende as especificações, e validar, ou seja, determinar se o sistema proposto resolve o problema de transferência de energia elétrica sem fio para SICIs implantáveis. Os planos de testes para a verificação e validação do sistema estão apresentados na Seção 2.3.2.

2.1 Metodologia Utilizada

Para a determinação das especificações do sistema TTE adequado aos SICIs implantáveis utilizou-se a metodologia apresentada na Figura 4. Ela foi inspirada na filosofia desenvolvida por Yoji Akao em 1966 denominada Desdobramento da Função Qualidade (QFD). Segundo AKAO, QFD é um método para a tradução das necessidades do consumidor em métricas de qualidade do produto através de desdobramentos sistemáticos das relações entre os requisitos do consumidor e as características do produto.

O QFD tem sido praticado por grandes empresas ao redor do mundo desde sua criação (AKAO; MAZUR, 2003), tendo encontrado aplicabilidade nas mais diversas áreas, destacando-se no processo de desenvolvimento de produtos, controle de qualidade e na análise das necessidades do cliente, com maior sucesso e aceitação na indústria automobilística, de eletrônicos e de desenvolvimento de *software* (CHAN; WU, 2002).

O QFD é um processo que compreende quatro fases: planejamento do produto, geração do conceito do produto, planejamento do processo e controle do processo, cada uma representando um aspecto específico do desenvolvimento do produto e implementadas por um conjunto de matrizes comumente conhecido como “A Casa da Qualidade”, ou

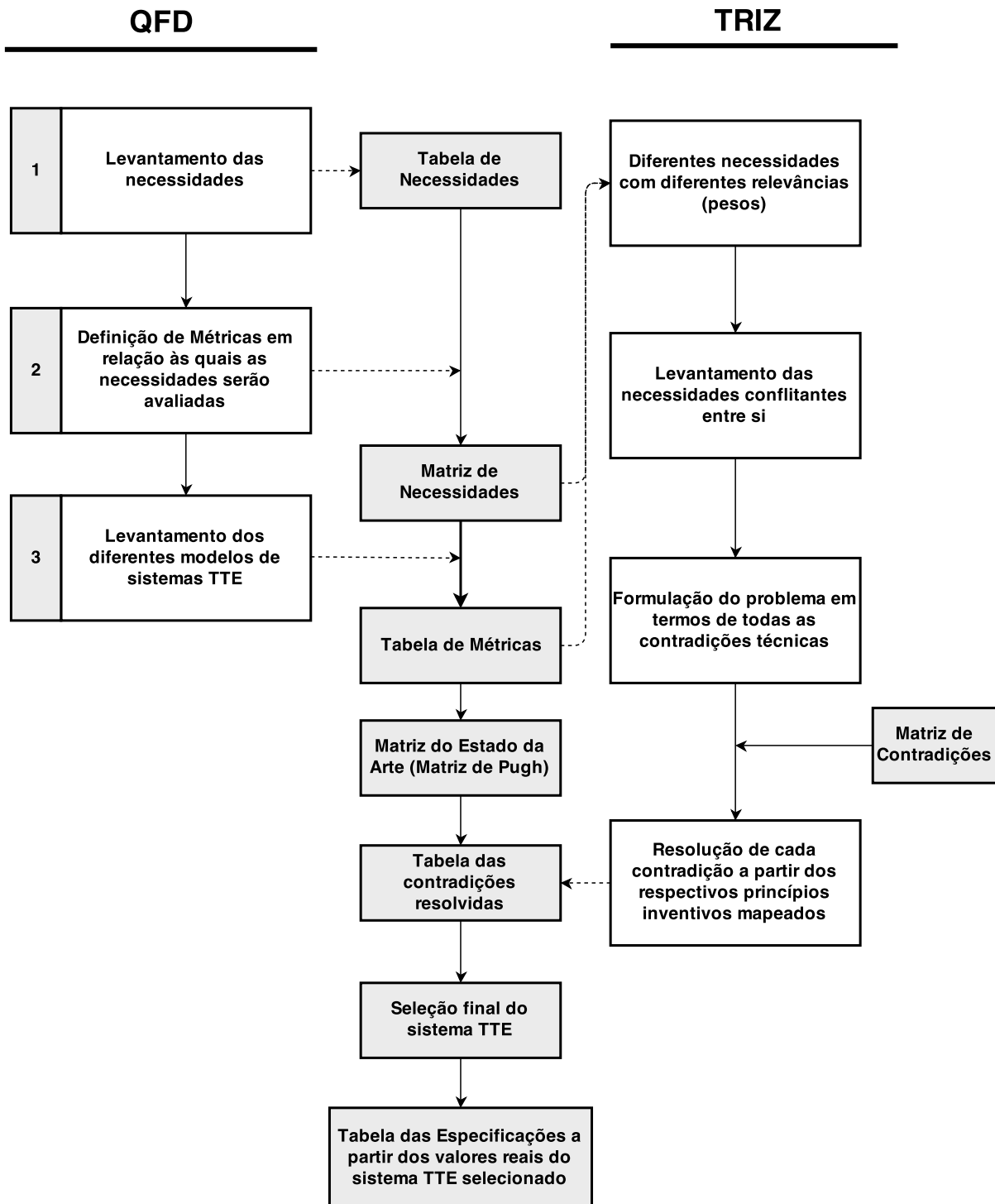


Figura 4 – Metodologia utilizada para a determinação das especificações e do modelo do sistema TTE adequado aos SICIs implantáveis. A metodologia consiste em três etapas básicas: determinação das necessidades, definição de métricas e definição do modelo. Ela é uma adaptação da metodologia QFD de modo a incluir a ferramenta de decisão matriz de Pugh e o método TRIZ de solução criativa de problemas.

HOQ (COHEN, 1995). No contexto desse trabalho há o interesse específico na primeira etapa do QFD, que é a fase responsável pela tradução das necessidades do cliente nas especificações técnicas do produto.

A HOQ pode ser gerada a partir de três elementos principais: as tabelas, os diagramas matriciais e o modelo conceitual (CHENG; FILHO, 2007). A tabela é o elemento utilizado para representar os dados de entrada e saída do QFD, e.g. necessidades do cliente e as especificações do produto. Os diagramas matriciais são utilizados para relacionar duas tabelas. O modelo conceitual constitui a “planta” da HOQ, i.e. especifica a sequência de desdobramentos necessários para transformar as necessidades do cliente em especificações técnicas do produto. Estes desdobramentos são realizados por intermédio de três operações básicas: extração, relação e conversão. A extração é o processo de gerar os elementos de uma tabela utilizando os elementos de outra como referência. A relação é o processo de identificar a correlação entre os dados das duas tabelas. A conversão é o processo de correlacionar os dados de uma tabela com os dados de um diagrama matricial.

A metodologia empregada neste trabalho é uma adaptação da metodologia QFD descrita acima, aplicada ao processo de desenvolvimento de um sistema TTE adequado aos SICIs implantáveis. Ela foi dividida em três etapas, conforme ilustra a Figura 4:

- 1) Determinação das necessidades;
- 2) Definição de métricas; e
- 3) Definição dos modelos.

O primeiro passo na determinação das especificações de um produto é identificar os requisitos do cliente. Em particular, os requisitos que o sistema TTE deve cumprir estão vinculados às necessidades do SICI implantável à qual se destina. A etapa 1 consiste no levantamento destas necessidades e tem como produto a tabela de necessidades. A próxima etapa é traduzir estas necessidades em métricas técnicas e mensuráveis que possibilitem o estudo comparativo com outros sistemas TTE, i.e. a etapa 2 consiste em extrair a tabela de métricas da matriz de necessidades. Por fim é necessário converter tais métricas em especificações, de modo que ao satisfazer tais especificações as necessidades do sistema também sejam satisfeitas. As especificações podem ser pensadas como métricas com valores ideais e aceitáveis associados, porém quando o número de métricas inter-relacionadas é elevado faz-se necessária a utilização de ferramentas de qualidade mais sofisticadas para a tomada de decisões objetivas acerca de qual modelo adotar.

Diagramas matriciais são representações gráficas multidimensionais de grupos de dados que evidenciam as relações qualitativas entre os diversos grupos e um conjunto de métricas (BURGE, 2006). A matriz de Pugh (PM), primeiramente introduzida por Stuart Pugh em 1991 (PUGH, 1991), é um tipo especial de diagrama matricial que permite a comparação entre um grupo de candidatos levando à definição de qual melhor se compatibiliza a um dado conjunto de métricas. Uma das grandes vantagens desta ferramenta de tomada de decisões é sua capacidade de lidar com um grande número de métricas de maneira simples. Ela se baseia na comparação entre pares de candidatos levando em conta um critério de cada vez. Pugh (2009) apresenta um protocolo detalhado de como

construir tal matriz. Este protocolo foi utilizado para montar a matriz de estado da arte da etapa 3 da metodologia apresentada na Figura 4.

A tabela de modelos, que posteriormente será a entrada da matriz do estado da arte, agrupa os possíveis modelos de sistema TTE a serem adotados. A tabela de modelos nada mais é que uma compilação do estado da arte dos sistemas TTE presentes na literatura. A matriz do estado da arte relaciona a tabela de modelos com a tabela de necessidades e retorna o modelo que melhor se adequar. As métricas relevantes são então obtidas após a conversão do conjunto de necessidades utilizando a matriz de necessidades obtida na etapa 2. Estas métricas são os parâmetros críticos do sistema e o modelo encontrado representa a melhor solução de compromisso. Em geral, soluções de compromisso estão longe da solução ideal, seja porque o melhor modelo não estava listado na tabela de modelos, seja porque o conjunto de métrica utilizado esta incompleto ou é inadequado (PUGH, 2009). É necessário um método que expanda o espaço de busca além do escopo da matriz de Pugh, tornando a metodologia mais robusta.

Em 1984 Genrich Altshuller introduziu a Teoria para a Resolução de Problemas Criativos (ALTSULLER; WILLIAMS, 1984), comumente conhecida como método TRIZ, desenvolvido após o estudo de mais de duas milhões de patentes pelo mundo, buscando identificar e organizar o processo de invenção. Segundo Carvalho e Back (2004), na TRIZ, um sistema técnico é entendido como o preço pago pela execução de funções e quanto mais evoluído o sistema, menor tende a ser este preço. Assim, os sistemas técnicos evoluem no sentido do aumento da idealidade (ou seja, mesmo sem existir um sistema específico para isso a função é executada) (CARVALHO; BACK, 2004).

No que tange ao desenvolvimento de produto, a metodologia TRIZ pode ser considerada complementar à QFD. Isto é particularmente eficiente quando os diagramas matriciais da QFD apresentam requisitos conflitantes (no QFD isto é expresso por correlações negativas entre as necessidades).

Um dos métodos TRIZ parte da premissa de que todo problema técnico é uma contradição, i.e. ao melhorar uma característica do sistema, uma outra é automaticamente piorada, e ao invés de propor uma solução de compromisso, busca-se a solução ideal do problema (ALTSULLER et al., 1998). A partir da identificação desses conflitos, formula-se então um novo problema em termos de todas as contradições técnicas levantadas. A vantagem desta reformulação é que possíveis soluções estão mapeadas pelo método TRIZ através de matriz de contradições (ALTSULLER; WILLIAMS, 1984). Em específico, a matriz relaciona as contradições técnicas a serem resolvidas (linhas), com os princípios inventivos TRIZ, isto é, conjunto de soluções sugeridas (colunas).

Conforme explicitada na metodologia utilizada (Figura 4), após os conflitos identificados serem resolvidos com base no método TRIZ, a escolha do sistema TTE que melhor atende as necessidades pode ser realizada com maior clareza e objetividade. Por fim, são

atribuídos parâmetros quantitativos às métricas com base no modelo selecionado e as especificações do sistema são então identificadas.

2.2 Sistema

Esta Seção descreve as principais topologias para os blocos individuais do diagrama ilustrado na Figura 5, em especial topologias para o conversor DC/AC, para o elemento transmissor e receptor, e para o conversor AC/DC. Duas topologias são apresentadas na Seção 2.2.1, uma é voltada para testes e permite o ajuste manual de frequência e provê modo *sweep* de operação, e a outra é a topologia definitiva com frequência de operação pré-estabelecida. Também são apresentadas especificações gerais para a fonte de alimentação (bateria eletrônica) de acordo com a demanda de corrente e regime de uso da unidade transmissora.

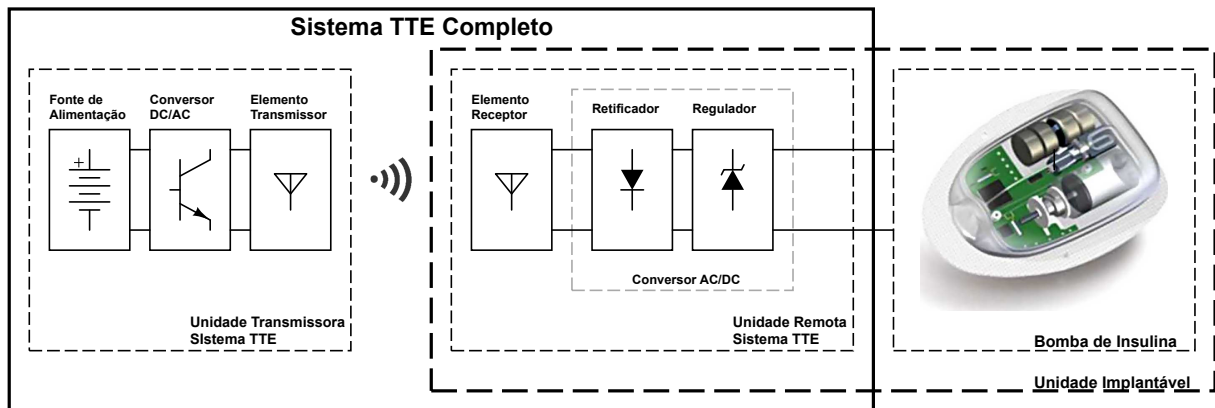


Figura 5 – Diagrama de blocos simplificado e um SICI com sistema TTE integralizado. Figura 3 recolocada aqui para facilidade de leitura.

A Seção 2.2.2 provê os modelos (equivalentes elétricos) mais utilizados para representar tanto os principais transdutores utilizados em sistemas TTE, quanto o meio de propagação envolvido, isto é, a barreira física entre as unidades transmissora e remota. Por fim, a Seção 2.2.3 apresenta as principais topologias de conversor AC/DC envolvidas em projetos de sistema TTE.

2.2.1 Transmissor

Fonte de Alimentação. Como sistemas TTEs, e SICIs de um modo geral, tem como requisito fundamental a mobilidade, o uso da rede elétrica de distribuição é inviável para suprir a unidade transmissora e formas alternativas de abastecer o transmissor são necessárias. É neste cenário que surge as baterias, dispositivos que convertem energia química em energia elétrica através de pares de reações eletroquímicas de oxidação-redução (DELL; RAND, 2001). A indústria de baterias eletrônicas é amplamente difundida e provê uma vasta gama de baterias em termos de tamanho, forma, tensão de saída,

capacidade energética e composição química. A composição química das baterias eletrônicas não-recarregáveis mais comuns são de zinco/carbono—usadas em todas as pilhas secas AA, C e D cujo eletrólito é uma pasta ácida—e as alcalinas (zinco/dióxido de manganês)—composição das pilhas comuns comercializadas pelos principais fabricantes, *Duracell*, *Eve-ready Energizer* e *Panasonic*. Diante de tanta variedade, uma das principais e mais árduas tarefas durante a especificação de um produto é a seleção da bateria que melhor se adéqua à aplicação de interesse. A especificação da unidade transmissora, no que se refere à capacidade energética, será realizada baseada nas respectivas especificações das bombas de insulina disponíveis no mercado (vide Quadro 1).

As informações fundamentais para seleção de baterias eletrônicas para uma determinada aplicação são (ROOT, 2010; DOITPOMS, 2005; LINDEN; REDDY, 2002):

1. *Energia de saída demandada*: Consumo energético do sistema especificado em termos densidade específica de energia, isto é, a energia que pode ser entregue por unidade de peso (em $W \cdot h/kg$).
2. *Potência de saída demandada*: Consumo energético do sistema especificado em termos densidade específica de potência, isto é, a potência que pode ser entregue por unidade de peso (em W/kg).
3. *Capacidade necessária*: A capacidade de uma bateria é sua capacidade de fornecer corrente constante (isto é, energia) para uma carga em um determinado intervalo de tempo. A capacidade de uma bateria é especificada em Ampère-hora ($A \cdot h$), geralmente em ($mA \cdot h$), ou em Watts-hora ($W \cdot h$). Na especificação de sistemas que demandam potência constante, a melhor maneira de especificar a capacidade é utilizando $W \cdot h$, uma vez que esta forma de medida leva em consideração variações na tensão de saída. Diversos fatores afetam a capacidade de baterias eletrônicas, dentre elas voltagem de corte da descarga, corrente de descarga, auto-descarga, temperatura de operação e vida útil.
4. *Faixa de tensão operante*: Faixa de tensões que a bateria deve ser capaz de fornecer, especificada em termos da tensão de circuito aberto do sistema em termos do valor nominal, mínimo e máximo (em V).
5. *Demanda de corrente*: Valor nominal, máximo e mínimo de corrente demandada pelo sistema (em A).
6. *Vida útil*: O tempo em que a bateria pode ser armazenada sem uso antes que sua capacidade seja menor que 80%.
7. *Custo*: Especificada em termos da quantidade de unidades necessárias por ano e o custo de cada unidade (em $R\$$).
8. *Dimensões físicas e formatos*: Baterias são produzidas nos formatos cilíndricos, paralelepípedicos e em forma de disco. Baterias em formatos cilíndricos são as maiores e possuem maior capacidade de descarga e as em disco são as menores e, consequentemente, possuem menor capacidade de descarga.

Para comparação da performance de energia e seleção da bateria eletrônica é prática comum a utilização de gráficos de Ragone. Criado por RAGONE, este tipo de diagrama relaciona os valores de densidade de energia (em $W \cdot h/kg$) versus densidade de potência (em W/kg), ambos em escala logarítmica. Especificamente, permite a comparação entre quantidade de energia disponível e a taxa com que essa energia pode ser fornecida pela bateria (CHRISTEN; CARLEN, 2000). A maioria das informações encontradas nas tabelas de informações disponibilizadas pelos fornecedores de bateria compreendem curvas de descarga para uma variedade de valores de carga resistiva (ou capacitiva). Apesar de reunir bastante dados, torna-se uma tarefa impraticável avaliar essas curvas individualmente dada a grande variedade de baterias disponíveis no mercado. Gráficos de Ragone, no entanto, geralmente disponibilizam varias curvas com métricas padronizadas e sumarizadas em um único quadro.

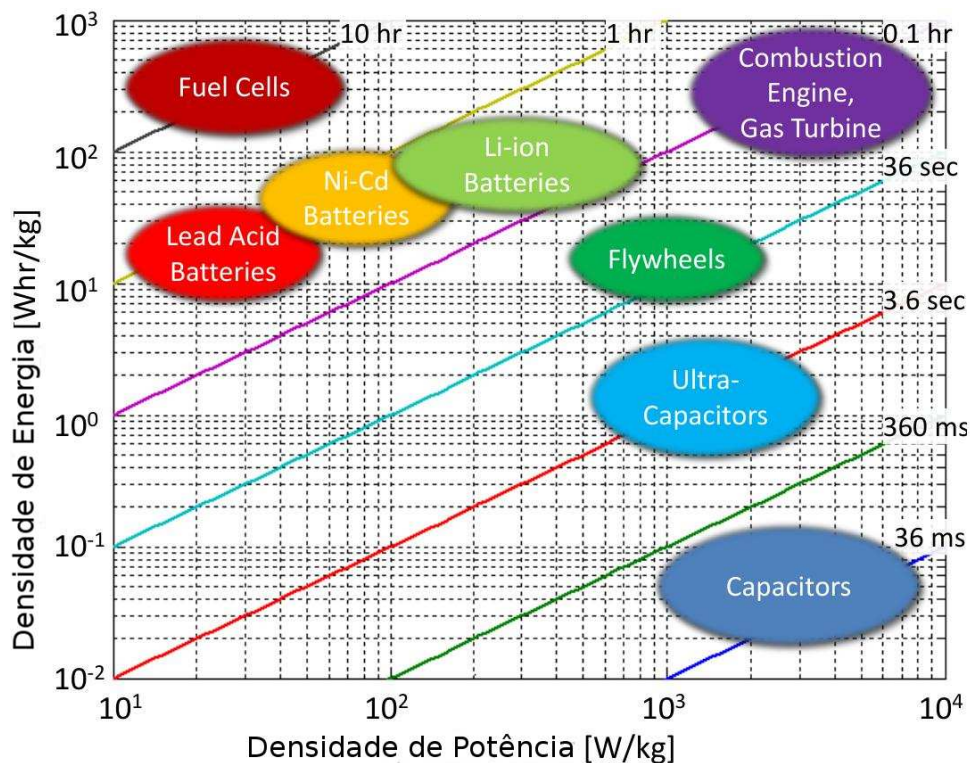


Figura 6 – Gráfico de Ragone para diversos dispositivos de armazenamento de energia. Retirado de (MOURA, 2011). As linhas diagonais indicam o tempo necessário para abastecer/remover a energia disponível nos dispositivos.

A Figura 6 ilustra um gráfico de Ragone de vários tipos de dispositivos de armazenamento de energia. Nota-se que baterias de íons de lítio (*Li-ion Batteries*) apresentam o melhor compromisso entre tempo de descarga, densidade de energia e densidade de potência dentre as baterias ilustradas. Logo, optou-se por baterias do tipo AA (cilíndrica) de íons de lítio, dada a ampla disponibilidade e relativo baixo custo.

Conversor DC/AC. Os projetos da unidade de transmissão e da unidade remota impõem severas restrições no tamanho do elemento transmissor e receptor, requerendo

alta frequência de operação. Altas frequências por sua vez são drasticamente atenuadas em meios dissipativos de propagação (LAZZI, 2005). Logo, um conversor DC/AC robusto é necessário para suprir, da forma mais eficiente possível, a potência necessária ao elemento transmissor. Amplificadores de potência (PA) podem ser definidos como os sistemas capazes de fornecer grandes sinais às cargas de baixa impedância (i.e. grandes correntes) à partir de pequenos sinais (CRIPPS, 2006). Os PAs são classificados de acordo com o modo de operação dos dispositivos ativos do estágio de amplificação, seja na tentativa de se obter maior linearidade (classe-A, -B, -AB) e/ou rendimento (classe-C, -D, -E, -F).

PAs Classe-E são vastamente utilizados em aplicações que impõem restrições na frequência de operação e tamanho dos elementos transmissores, e.g. biotelemetria (CARTA; PUERS, 2011; TROYK et al., 2001; ZIERHOFER; HOCHMAIR, 1990). Tamanha popularidade é devido a sua alta eficiência em altas frequências de operação quando comparado com outros tipos de amplificadores, como os Classe-B e -C (SOKAL; SOKAL, 1975; SOKAL, 2001; RAAB, 1977). Outra grande vantagem da topologia Classe-E é sua capacidade de suprir altas tensões utilizando fontes de baixa tensão.

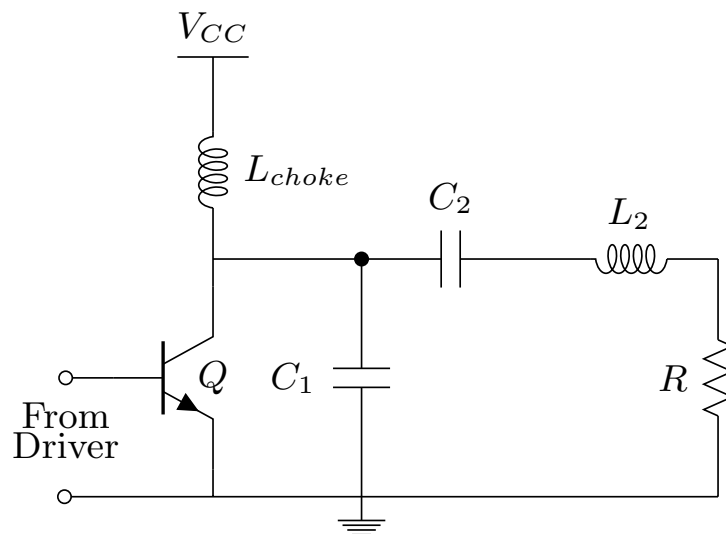


Figura 7 – Esquemático simplificado de um amplificador de potência Classe-E utilizando um transistor. A saída do amplificador Classe-E é um multi-vibrador implementado através de uma rede passiva. A chave (“Q”) é operada por uma onda quadrada de alta frequência. Quando a chave está no estado “on”, a oscilação é devido ao circuito LC em série L_2-C_2 . Quando a chave está em “off”, a oscilação é devido ao circuito $C_1-C_2-L_2$. Ao mesmo tempo, uma corrente DC vinda de V_{CC} através do indutor L_{choke} está carregando C_1 . Uma escolha inteligente de componentes pode garantir que a tensão na chave tenha taxa de variação e valores nominais nulos imediatamente antes do estado “on”, caracterizando a operação de um amplificador classe-E.

A Figura 7 apresenta um esquema simplificado de um PA Classe-E. O transistor

(Q) opera na região de corte, i.e. como uma chave. Em tal amplificador, a eficiência é maximizada ao minimizar a potência dissipada entre os terminais do transistor enquanto ele está chaveando. Isto é obtido ao evitar a sobreposição das formas de onda de tensão e corrente, mantendo o produto tensão-corrente baixo durante todo o ciclo de operação (SOKAL, 2001). As formas de onda de tensão e corrente ideais para o transistor estão ilustradas na Figura 8 (SOKAL, 2001).

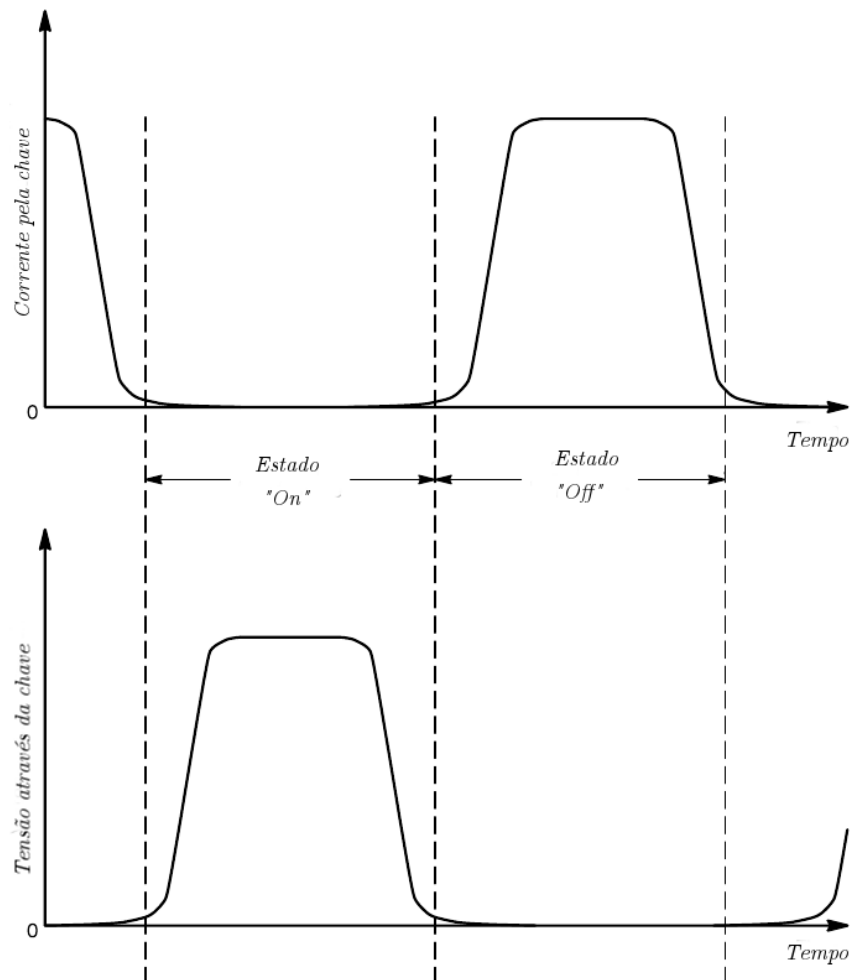


Figura 8 – Formas de onda de tensão e correntes desejadas para o controlador do amplificador Classe-E (SOKAL, 2001). Basicamente, durante o estado “on”, o transistor comporta-se como uma resistência de baixa impedância. Durante o estado “off”, o transistor comporta-se como uma chave aberta. O tempo de subida da tensão entre os terminais do transistor é atrasado até que o valor da corrente entre seus terminais se reduza à zero. A taxa de variação de tensão e seu valor nominal é nulo imediatamente antes da corrente começar a subir novamente.

Estas formas de onda são alcançadas ao se obedecer os seguintes critérios de funcionamento: (SOKAL, 2001; SOKAL; SOKAL, 1975; KAZIMIERCZUK; PUCZKO, 1987):

1. Durante o estado “on” o transistor se comporta como uma resistência de baixa

impedância.

2. Durante o estado “*off*”, o transistor se comporta como uma chave aberta.
3. A tensão entre o dreno e a fonte do transistor só é permitida subir quando o transistor parou de conduzir corrente através de seus terminais, evitando perdas durante transições de estado (i.e. “*on*” e “*off*”).
4. A corrente através do dreno e a fonte do transistor só é permitida subir quando o transistor parou de sustentar tensão entre seus terminais.
5. Tensão nula entre os terminais do transistor imediatamente antes da chave atingir o estado “*on*”, para evitar a perda de energia armazenada no capacitor C_1 (representa a capacitância total, i.e. compreendendo a capacitância *shunt* e a capacitância parasita do transistor).
6. Taxa de variação de tensão nula entre os terminais do transistor imediatamente antes da chave atingir o estado “*on*”, evitando dissipação de potência durante a transição para o estado “*on*”.

No amplificador Classe-E, esses critérios são realizados por um circuito multi-vibrador implementado através de uma rede passiva. Uma descrição completa da operação do amplificador de potência Classe-E pode ser encontrada em (SOKAL, 2000; EBERT; KAZIMIERCZUK, 1981; RAAB, 1977; SOKAL; SOKAL, 1975).

Resumidamente, o controlador (um transistor de potência bipolar de comutação rápida, “TBJ”, ou um transistor de efeito de campo, “FET”) é um dispositivo ativo que opera como uma chave na frequência da portadora do sinal de saída e controla uma rede passiva que consiste em um *shunt* (capacitor C_1), um *RF choke* (indutor L_{choke}), um indutor (L_2), um *trimmer* (capacitor C_2) e uma carga resistiva (R). Quando o transistor está no estado “*on*”, a rede passiva resultante é dada por C_2 , R e L_2 , e quando o transistor está no estado “*off*” a rede é dada por C_1 , C_2 , R e L_2 . Durante o estado “*off*”, a bateria (V_{CC}) e L_{choke} fornecem corrente para a carga. À medida que a rede é carregada, a tensão começa a se desenvolver entre os terminais do transistor até que esteja alta o suficiente para mudar o seu estado para “*on*”. Agora, $C_2 - L_2$ fornecem corrente à chave, que cresce uniformemente até que seu estado seja “*off*” novamente. $C_2 - L_2$ continuam a fornecer corrente à chave, agora através de C_1 , desenvolvendo uma tensão entre seus terminais, o que eventualmente torna o estado da chave “*on*”, reiniciando o ciclo.

O PA Classe-E atende os requisitos de potência do *link* de transmissão. No entanto, questões como acoplamento, variações da carga (WANG et al., 2005), a necessidade de uma onda quadrada de alta frequência na base do transistor (LASKOVSKI; YUCE, 2010), a sensibilidade ao sincronismo entre a taxa de comutação do transistor e a frequência de ressonância da rede passiva (RAAB, 1978; TROYK; SCHWAN, 1992), causam perdas excessivas de potência. Uma alternativa para resolver estes problemas é a utilização de uma malha de realimentação da saída do amplificador Classe-E até a base

do transistor, caracterizando um oscilador Classe-E. Diversas topologias de osciladores Classe-E podem ser encontradas na literatura (LASKOVSKI; YUCE, 2010; ZIAIE et al., 2001; TROYK; SCHWAN, 1992; EBERT; KAZIMIERCZUK, 1981). Uma solução simples é apresentada por Laskovski e Yuce (2010), que propuseram um PA Classe-E com um cristal compondo a malha de realimentação do circuito, conforme reproduzido na Figura 9 (LASKOVSKI; YUCE, 2010). O cristal funciona como uma impedância precisa controlando a frequência do transmissor. Um diodo zener foi colocado como o elemento base-emissor para proteger contra picos de tensão provenientes do laço de realimentação.

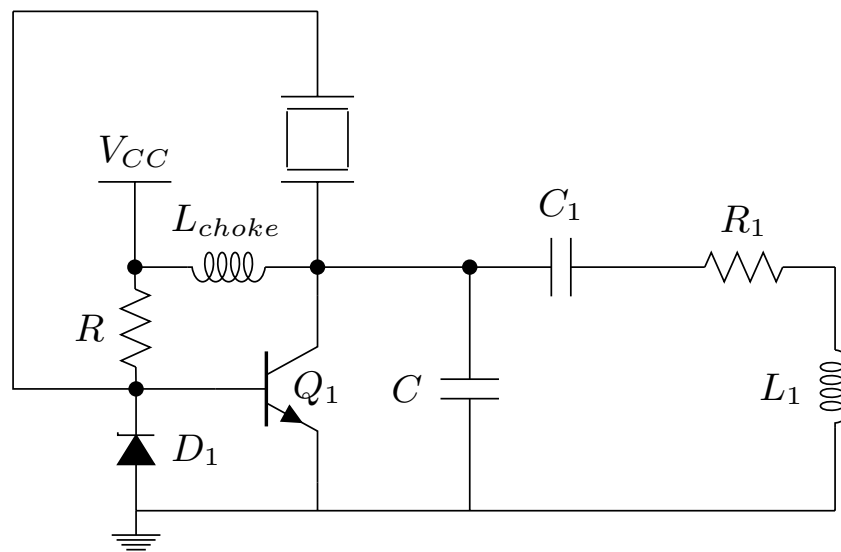


Figura 9 – Diagrama esquemático de um amplificador de potência classe-E realimentado através de um cristal. O cristal funciona como uma impedância precisa que controla a frequência do transmissor. O diodo zener protege o transistor de picos de tensão provenientes do laço de realimentação.

No entanto, apesar do uso do cristal para eliminar a necessidade de um circuito oscilador na base do transistor Q_1 , existe a necessidade de um circuito adicional para sincronizar o chaveamento de Q_1 com o sinal proveniente do multi-vibrador passivo $C - C_1 - L_1$. Visando simplificar o circuito conversor DC/AC, optou-se por incluir um módulo adicional para gerar pulsos—apesar do custo energético adicional—de frequência constante, com razão cíclica variável, isto é, um sinal PWM (*Pulse Width Modulation*).

Sinais PWM podem ser gerados a partir de um sinal contínuo através de multivibradores astáveis, implementados através de multivibradores biestáveis com disparo periódico (SEDRÁ; SMITH, 2010). Sucintamente, utiliza-se uma malha de realimentação negativa, uma rede $R_a C_a$, indo da saída de um multivibrador biestável até a entrada inversora v_- do amplificador operacional, conforme ilustra a Figura 10: assumindo que o estado metaestável atual na saída do multivibrador biestável é $v_0 = L_+$, o capacitor C_a irá carregar exponencialmente através de R_a até a tensão L_+ com uma constante de tempo

dada por $\tau = C_a R_a$. A tensão entre os terminais de C_a está aplicada em v_- . A tensão na outra entrada do amplificador operacional é dada por $v_+ = \beta L_+$, onde β é o fator de realimentação dado por $\beta = \frac{R_2}{R_1 + R_2}$. Quando a tensão no capacitor atingir βL_+ o estado na saída do multivibrador passa a ser $v_0 = L_-$ e $v_+ = \beta L_-$. Conseqüentemente o capacitor C_a passa a descarregar exponencialmente em direção à tensão L_- . No entanto, ao atingir a tensão βL_- o estado de tensão metaestável na saída do multivibrador passa a ser $v_0 = L_+$ e o ciclo recomeça.

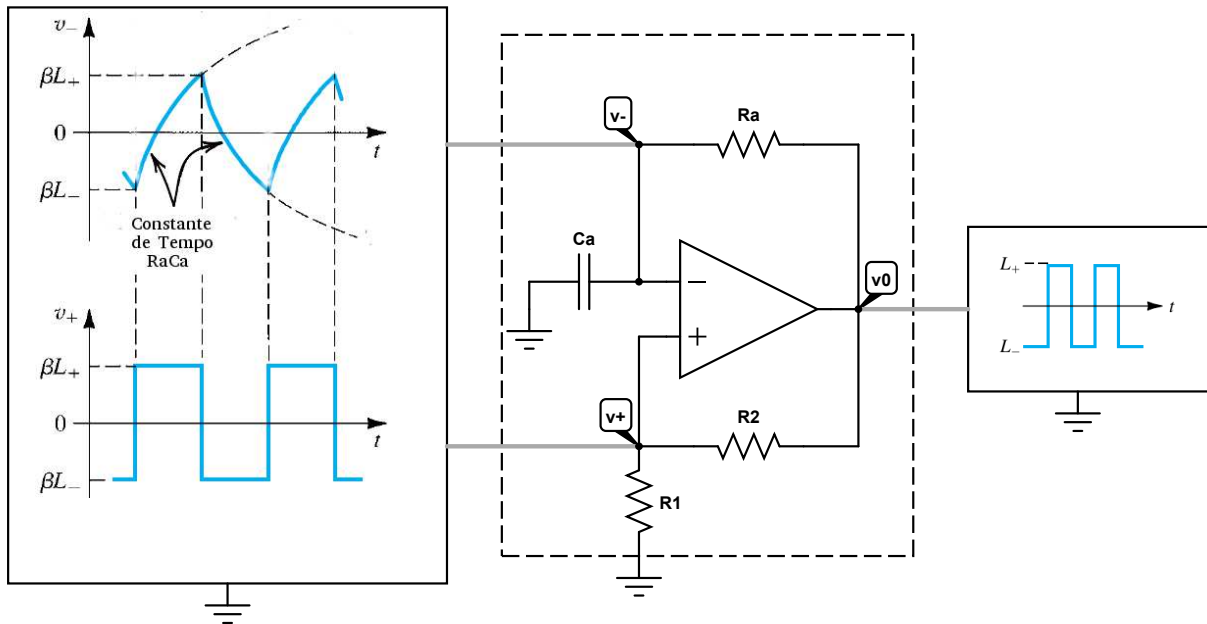


Figura 10 – Diagrama de um multivibrador astável, composto de um vibrador biestável integralizado com a rede de realimentação $R_a C_a$. São mostradas as formas de onda de tensão nos pontos v_+ , v_- e v_0 . Adaptado de (SEDRA; SMITH, 2010).

O período T_{PWM} do sinal PWM gerado pode ser determinado através dos tempos de carga do capacitor C_a durante cada um dos estados metaestáveis do multivibrador e depende da constante de tempo τ e dos pontos de máximo L_+ e de mínimo L_- de tensão de saída v_0 . Assumindo que o sinal PWM gerado é simétrico, isto é, $L_+ = -L_-$, logo os tempos de carga em cada um dos estados metaestáveis será o mesmo, pode se demonstrar que o período T_{PWM} (s), é dado por

$$T_{PWM} = 2\tau \log\left(\frac{1+\beta}{1-\beta}\right) = 2\tau \log\left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right). \quad (2.1)$$

São propostos dois circuitos para a unidade transmissora, um dedicado para testes e o outro definitivo. O circuito para testes tem frequência de operação ajustável assim como um módulo para conferir ao circuito a funcionalidade *sweep*, ou seja produz uma função senoidal de amplitude constante cuja frequência varia linearmente sob um intervalo de tempo ajustável. Deste modo é possível determinar a frequência de ressonância do elemento transmissor em uma dada faixa de frequências. O circuito definitivo não possui o módulo *sweep* e gera senoides com frequência característica pré-estabelecida.

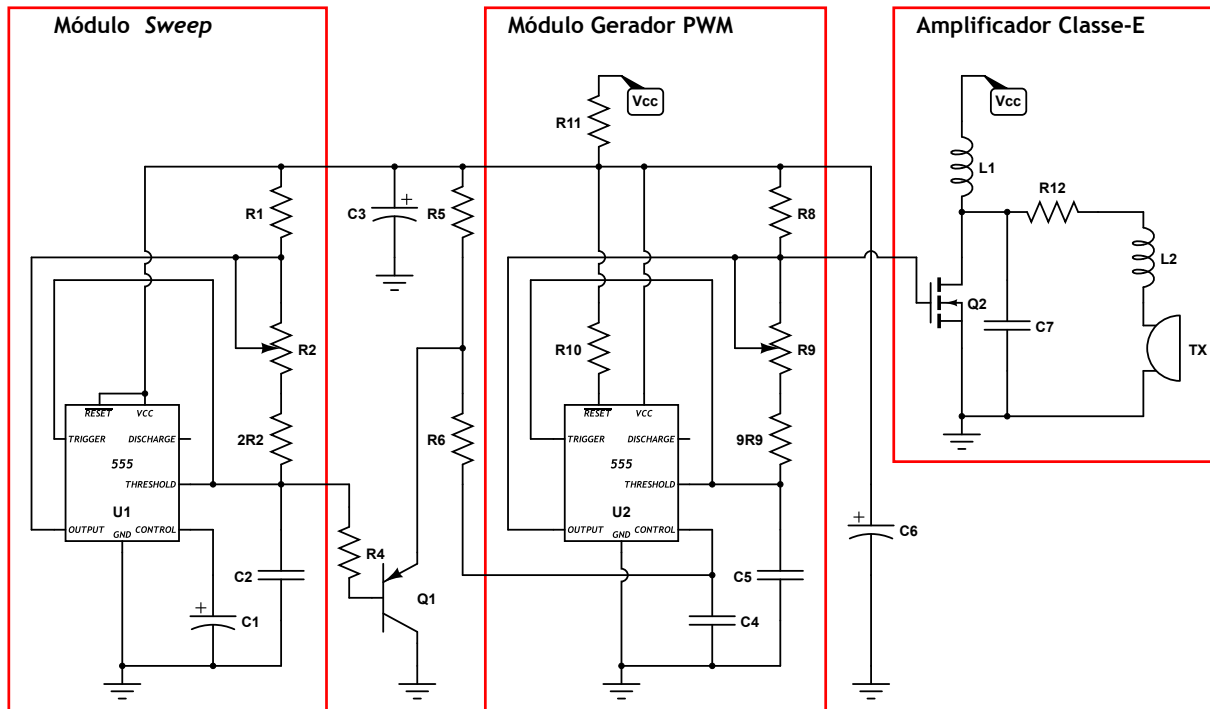


Figura 11 – Conceito de projeto do circuito TX teste, composto pelos módulos *sweep* para geração do sinal modulador, gerador PWM, para geração da ondas quadradas moduladas e amplificador classe-E para geração de senoides moduladas.

Circuito Transmissor Teste. Para a geração do sinal modulador (função *sweep*) e do sinal PWM, optou-se pela utilização de soluções baseadas no CI 555, devido sua popularidade, versatilidade, estabilidade e baixo custo. Utilizou-se CIs LM555 (para informações referentes ao diagrama de pinagem, as características elétricas e as curvas de desempenho consulte (Texas Instruments, 2013)), configurados como multivibradores astáveis. A frequência de oscilação f (Hz) e o ciclo de trabalho D (*duty cycle*) são completamente determinados por R_1 , R_2 e C e podem ser calculados utilizando

$$f = \frac{1.44}{(R_1 + 2R_2)C} \quad (2.2)$$

e

$$D = \frac{R_2}{R_1 + 2R_2}, \quad (2.3)$$

respectivamente (Texas Instruments, 2013).

A Figura 11 ilustra o conceito de projeto da unidade transmissora para testes. Para a construção do módulo *sweep* utilizou-se o multivibrador astável $U1$ para produzir uma função rampa em seus terminais *Threshold/Trigger*. O potenciômetro $R2$ é utilizado para ajustar o limite superior e o resistor $2R2$ seta o limite inferior da taxa de variação (*sweeping rate*, que consiste na inclinação da função rampa de saída), o resistor $R1$ o ciclo de trabalho e o capacitor $C2$ o período da função rampa (JUNG, 1974). A saída controla o transistor $Q1$ que provê o sinal de tensão de modulação para o multivibrador astável $U2$. O potenciômetro $R9$ é utilizado para ajustar o limite superior e o resistor $9R9$

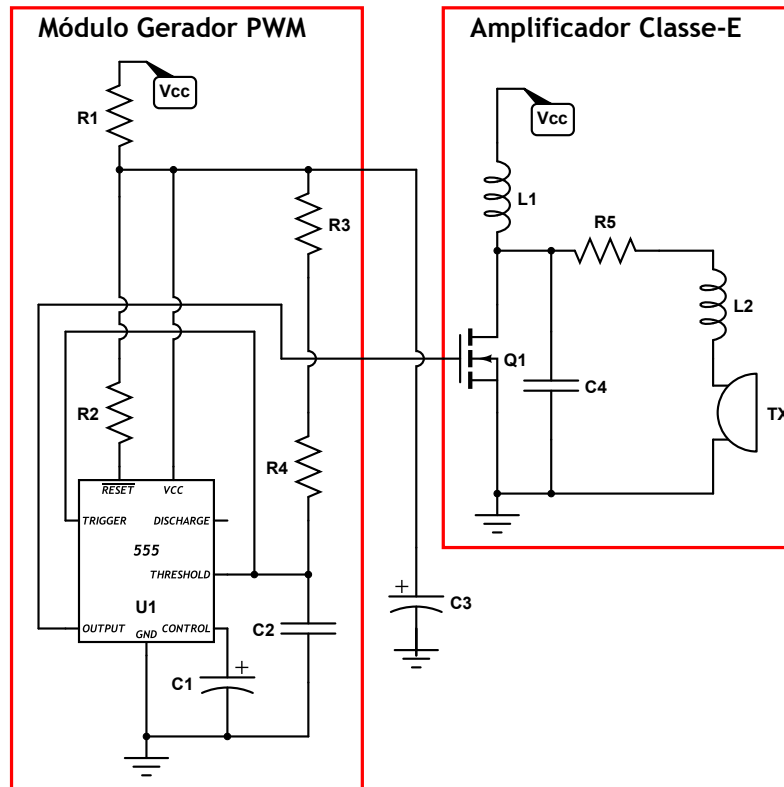


Figura 12 – Conceito de projeto do circuito TX definitivo, composto pelos módulos gerador PWM, para geração da ondas quadradas com frequência pré-estabelecida e amplificador classe-E para geração de senoides com frequência pré-estabelecida.

juntamente com o capacitor $C5$ setam o limite inferior da faixa de frequência. O sinal PWM é gerado no pino *Output* de $U2$. Esse sinal é utilizado como *driver* do MOSFET $Q2$ do amplificador Classe-E (conforme explicitado na Figura 7). O símbolo TX representa o elemento transmissor.

Circuito Transmissor Definitivo. A Figura 12 ilustra o conceito de projeto definitivo da unidade transmissora. A unidade transmissora trabalha em uma frequência de operação pré-estabelecida, em torno da frequência de ressonância do elemento transdutor para maximizar a potência e o alcance de transmissão. Deste modo não há necessidade do Módulo *Sweep* e do conjunto seletor de frequência (o potenciômetro $R9$ e o resistor $9R9$) presentes no circuito transmissor para testes (vide Figura 11). Especificamente, o Módulo *Sweep* foi eliminado e o conjunto seletor de frequência foi substituído pelo resistor $R4$. A frequência de operação e o ciclo de trabalho da unidade transmissora foram definidos em conformidade com as Eqs. (2.2) e (2.3).

Os componentes do módulo Amplificador Classe-E foram alterados para maximizar sua eficiência de funcionamento em torno da nova frequência. Tais componentes podem ser determinados resolvendo um conjunto de equações diferenciais que descrevem o circuito ilustrado na Figura 9 (KAZIMIERCZUK; PUCZKO, 1987; RAAB, 1977), porém essa é uma abordagem um pouco complexa para avaliar o circuito de forma eficiente.

Um método mais preciso é a utilização de tabelas obtidas ao resolver numericamente tais equações diferenciais. Uma é dada em (KAZIMIERCZUK; PUCZKO, 1987) para valores específicos de Q . Sokal (2000) derivou uma tabela similar para derivar equações algébricas correspondentes. Ele interpolou os dados numéricos utilizando polinômios de baixa ordem e assumiu algumas condições simplificadoras (e.g. carregamento infinito, modelo simplificado da antena de transmissão, fator de qualidade Q invariante). Portanto, os elementos do amplificador classe-E foram selecionados utilizando os modelos matemáticos propostos em (SOKAL, 2000). Posteriormente, após caracterização do elemento transmissor TX , os procedimentos para calibração apresentados em (SOKAL, 2001) são realizados.

2.2.2 Enlace

Os principais transdutores utilizados para a construção dos elementos transmissores e receptores de um sistema TTE são indutores e cristais piezoelétricos. O uso de um ou de outro é ditado pelas especificações e pelo modelo do sistema TTE adotado. Neste projeto serão utilizados transdutores piezoelétricos. Os transdutores eletromecânicos acústicos produzem e/ou são sensíveis à variações de pressão sonora. O elemento ativo da maioria destes transdutores é piezoelétrico. Primeiramente observado em 1880 pelos irmãos Curie (CURIE; CURIE, 1880), os materiais piezoelétricos são a classe de materiais dielétricos que também podem ser polarizados por forças mecânicas em adição à ação de campos elétricos. Esta produção de cargas elétricas nas fronteiras do material é também conhecida como efeito piezoelétrico direto (IKEDA, 1990; CADY, 1964). Essa propriedade especial que os materiais piezoelétricos possuem deve-se ao fato de que o centro positivo da rede cristalina não coincide com o centro negativo. Desta forma, ao se deformar o cristal piezoelétrico, a distribuição de carga através da rede é alterada induzindo uma diferença de potencial. O efeito contrário, ou efeito piezoelétrico inverso, ocorre quando o material, submetido à ação de campos elétricos, produz uma tensão mecânica correspondente. Em materiais piezoelétricos, a relação entre cargas induzidas por unidade de área e pressão aplicada é linear e reversível (IKEDA, 1990)

Dada a composição, os materiais piezoelétricos são classificados como: cristais de quartzo, cerâmicas piezoelétricas, compósitos piezoelétricos, cristais hidrossolúveis, monocristais piezoelétricos, semicondutores piezoelétricos e polímeros piezoelétricos (RAMADAN; SAMEOTO; EVOY, 2014; JEAN-MISTRAL; BASROUR; CHAILLOUT, 2010; GALLEGO-JUAREZ, 1989; JAFFE; BERLINCOURT, 1965). Entre estes, as cerâmicas piezoelétricas são as que apresentam a maior flexibilidade de formato e de propriedades, sendo largamente utilizadas na fabricação de equipamentos ultra-sônicos.

A propagação de ondas acústicas através das cerâmicas piezoelétricas são geralmente modeladas utilizando duas abordagens diferentes. A vertente convencional, parte das soluções analíticas das equações de ondas mecânicas planas (HANSEN; YAGHJIAN,

1999) e das equações piezoelétricas lineares (IEEE Std 176, 1987) dadas por

$$D = \epsilon^S E + sS \quad (2.4)$$

e

$$T = c^E S + \epsilon E, \quad (2.5)$$

onde S é a deformação mecânica ($\Delta m/m$), T é a pressão mecânica (Pa), E é o campo elétrico (N/C), D é a corrente de deslocamento (A/m^2), ϵ é a constante piezoelétrica (C/m^2), s^E é a complacência elástica para um dado campo elétrico constante (Pa), e ϵ^S é a permissividade para uma dada pressão constante (C^2/Nm^2). Para todo material, a pressão T está relacionada à deformação S através do módulo de *Young*, porém o campo elétrico se superpõe à pressão mecânica nos materiais piezoelétricos, de acordo com a Eq. (2.5). De forma similar, para qualquer material dielétrico o campo elétrico induz uma corrente de deslocamento D , no entanto, nos materiais piezoelétricos esse efeito é superposto com variações na deformação S , conforme Eq. (2.4).

Alternativamente, outros autores utilizam equivalentes eletromecânicos derivados de versões simplificadas destas equações. Ballato (2001) provê uma extensiva revisão histórica e evolutiva destes modelos de transdutores piezoelétricos. Em específico, os modelos baseados em linhas de transmissão propostos por Krimholtz, Leedom e Matthaei (1970), Mason (1946) e Leach W.M. (1994) são os mais utilizados em modelagem unidimensional dada a precisão quando comparados com resultados analíticos correspondentes, sendo equivalentes entre si sob uma grande variedade de condições de contorno (SHERRIT et al., 1999). Todos os três modelos estão fundamentados em três proposições simplificadoras:

1. A onda sonora se propaga somente em uma direção (propagação unidimensional) e consiste de uma onda planar longitudinal perpendicular à direção de propagação.
2. As amplitudes são pequenas o suficiente para manter os transdutores piezoelétricos operantes na região linear, evitando assim violar o princípio da superposição.
3. A energia dissipada na direção de propagação é assumida ser pequena de modo que aproximação de pequenas perdas possam ser utilizadas.
4. As variações de temperatura no tecido biológico, na região da transmissão, são assumidas desprezíveis.

Os três modelos são conversores eletromecânicos modelados por uma porta elétrica e duas portas acústicas (portas transmissora e receptora). O que os diferenciam são os mecanismos utilizados para realizar essa conversão. Uma comparação entre a propagação de ondas em linhas de transmissão elétrica e em meios acústico permitem estabelecer a relação paramétrica entre velocidades e forças mecânicas (pressões mecânicas) com tensões e correntes elétricas, respectivamente. Desta forma é possível caracterizar o comportamento

transiente dos transdutores piezoelétricos utilizando componentes elétricos para simular a propagação de ondas acústicas.

Um pulso sonoro viaja através de um meio com uma velocidade finita c (m/s). O pulso nada mais é que um distúrbio no meio de propagação. No caso de ondas longitudinais, este distúrbio é uma compressão ou rarefação de matéria ao qual o meio reage de modo a manter seu estado de equilíbrio. A compressão e rarefação estão diretamente relacionadas com um aumento ou diminuição de densidade ρ (kg/m³) do meio, respectivamente. Já a força restauradora está associada ao módulo de compressibilidade M (Pa) (KINSLER et al., 1999). A relação dessas quantidades com a velocidade do som é dada por

$$c = \sqrt{\frac{M}{\rho}}. \quad (2.6)$$

Similarmente, um pulso elétrico pode ser visto como um distúrbio em um meio de propagação. Esse meio pode ser modelado simplificado de linha de transmissão elétrica conforme ilustra a Figura 13. Esse pulso propaga com velocidade finita c_{el} (m/s). Assim como no caso acústico, os pulsos são concentrações de compressões ou rarefações dos elétrons livres da linha de transmissão (CHENG, 1989). Essa velocidade de propagação c_{el} é função da indutância em serie L_{TX} por unidade de comprimento (H/m) e da capacitância em paralelo C_{TX} por unidade de comprimento da linha (F/m) conforme a relação

$$c_{el} = \frac{1}{\sqrt{L_{TX}C_{TX}}}. \quad (2.7)$$

De modo a unificar os dois meios de propagação, meio acústico e linha de transmissão elétrica, representa-se força mecânica por tensão e velocidade de partícula por corrente elétrica. Assim, as impedâncias indutivas e capacitivas do equivalente elétrico são dadas por

$$L_{TX} = \rho A \quad (2.8)$$

e

$$C_{TX} = \frac{1}{c^2 \rho A}, \quad (2.9)$$

onde A (m²), a área de seção transversal do feixe acústico, é a constante de proporcionalidade entre pressão mecânica e a força modelada pela tensão elétrica.

Como toda propagação em meio dissipativo, seja ele meio acústico ou a linha de transmissão elétrica descrita acima, a energia do pulso decresce exponencialmente com a distância percorrida. Essa resistência acústica pode ser modelada por uma resistência elétrica de linha R por unidade de comprimento (Ω/m) dada por

$$R_{TX} = 2\rho A\alpha, \quad (2.10)$$

onde α (Np/m) é o coeficiente de atenuação acústica do meio.

Modelos de Mason e KLM. O diagrama esquemático do circuito equivalente de Mason de uma cerâmica piezoelétrica está ilustrado na Figura 13. A cerâmica piezoelétrica do elemento transmissor opera em modo emissão, alimentada por uma tensão elétrica V senoidal com frequência angular ω (em rad/s) proveniente do conversor DC/AC. A im-

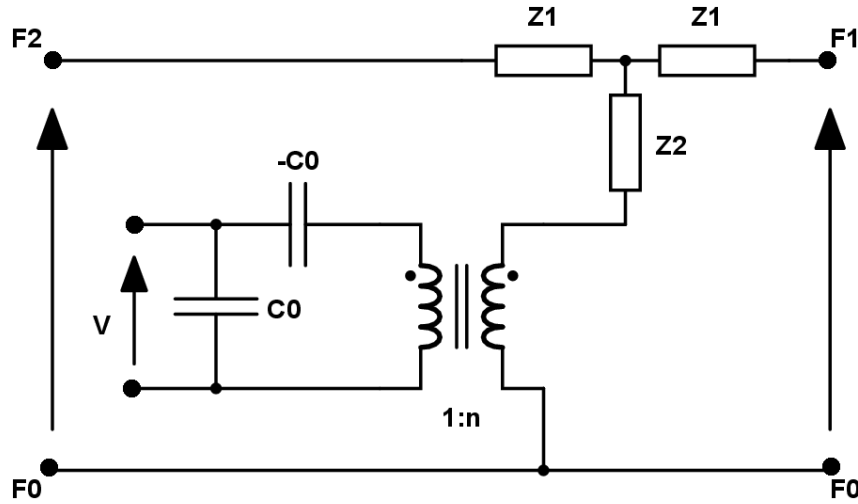


Figura 13 – Modelo elétrico de Mason para uma cerâmica piezoelétrica.

pedância mecânica característica das cerâmicas piezoelétricas é definida por (BALLATO, 2001):

$$Z_0 = A_c \rho_c c_c, \quad (2.11)$$

onde A_c é a área de seção transversal da cerâmica (m^2), ρ_c é a respectiva densidade (kg/m^3) e c_c é a velocidade de propagação de onda associada (m/s).

As impedâncias mecânicas para as cerâmicas piezoelétricas, segundo o modelo de Mason são dadas por (MASON, 1946)

$$Z_1 = j Z_0 \tan\left(\frac{k_c l_c}{2}\right) \quad (2.12)$$

e

$$Z_2 = -j Z_0 \csc(k_c l_c), \quad (2.13)$$

onde k_c é a constante de propagação definida como

$$k_c = \frac{\omega}{c_c} \quad (2.14)$$

e l_c é a espessura da cerâmica piezoelétrica (m).

Ou em termos das impedâncias indutiva, capacitiva e resistiva da linha de transmissão ilustrada na Figura 13:

$$L_c = \rho_c A_c, \quad (2.15)$$

$$C_c = \frac{1}{c_c^2 \rho_c A_c} \quad (2.16)$$

e

$$R_c = A_c \rho_c c_c. \quad (2.17)$$

C_0 e a capacitância intrínseca da cerâmica piezoelétrica (quando a deformação é nula) dada por

$$C_0 = \frac{\epsilon^S A_c}{l_c} \quad (2.18)$$

e n é o fator de conversão do transformador eletromecânico dado por

$$n = h_{33} C_0, \quad (2.19)$$

onde h_{33} é o coeficiente piezoelétrico expresso por (IKEDA, 1990)

$$h_{33} = \frac{\epsilon}{\epsilon^S}. \quad (2.20)$$

A frequência de ressonância f_c (Hz) do cristal está relacionada com a espessura l_c através da relação

$$f_c = \frac{c_c}{2l_c}, \quad (2.21)$$

onde o fator de qualidade mecânica do cristal Q_c (quantifica a “pureza” da frequência de ressonância f_c , isto é, quanto mais alto, mais saliente f_c equiparada com as demais frequências) está relacionado com as perdas R_{TX} conforme

$$R_{TX} = \frac{2\pi L_{TX}}{Q_c}. \quad (2.22)$$

Observe que Eq. (2.22) é uma forma alternativa de expressar a resistência R_c .

O modelo de Mason é útil na caracterização da resposta transiente de transdutores piezoelétricos já que incorpora uma linha de transmissão (Z_1 , Z_2 e Z_1) para representar o atraso em tempo necessário para a propagação mecânica da onda entre o transmissor e o receptor. Porém, para fins de simulação, isto é, a utilização de ferramentas de desenho eletrônico (EDA), tanto o modelo de Mason, quanto o modelo KLM incorporam elementos não simuláveis. Especificamente, o modelo de Mason incorpora uma capacitância negativa ($-C_0$ na Figura 13) e o modelo KLM faz uso de um transformador cujo fator de conversão eletromecânico n depende da constante de propagação k_c (KRIMHOLTZ; LEEDOM; MATTHAEI, 1970).

Modelo de Leach. Um modelo alternativo que não faz uso do transformador utilizado nos modelos de Mason e KLM foi proposto por Leach W.M. (1994) e está apresentando na Figura 14. No modelo de Leach, a conversão eletromecânica entre os domínios mecânicos e elétricos é realizada através de fontes de corrente dependentes.

No contexto de linhas de transmissões, utilizadas aqui para representar a parte mecânica do circuito, a deformação da cerâmica piezoelétrica não pode ser diretamente mensurada, porém a taxa de deformação sim. Conforme estabelecido anteriormente, a

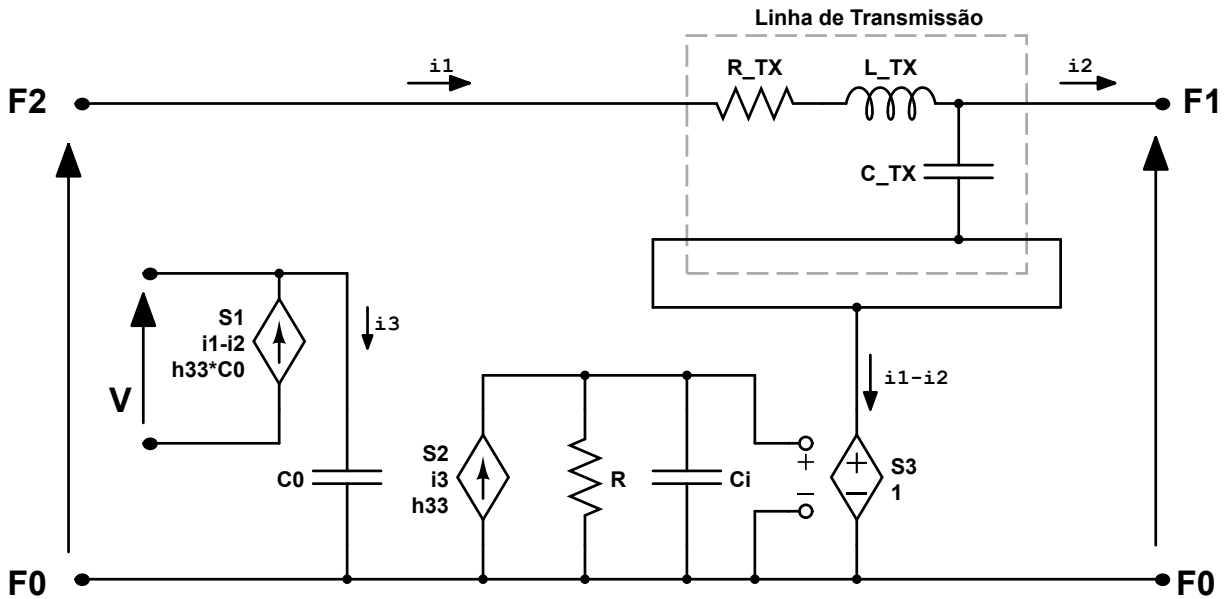


Figura 14 – Modelo elétrico de Leach para uma cerâmica piezoelétrica.

corrente elétrica que circula na linha representa a velocidade da onda acústica. A diferença entre as correntes i_1 e i_2 (ou seja, a diferença de velocidade de propagação transversal a cada superfície da cerâmica) que circulam nas portas compostas pelos terminais F_2 e F_0 e F_1 e F_0 , respectivamente, equivale a taxa de deformação do transdutor.

Esta diferença de corrente controla a fonte de corrente dependente S_1 , onde efetivamente é realizada a conversão do domínio mecânico para o elétrico. O ganho h_1 dessa fonte é o produto da constante de transmissão, que equivale ao coeficiente piezoelétrico h_{33} definido na Eq. (2.20), pela capacitância intrínseca da cerâmica C_0 definida na Eq. (2.18). A corrente de saída da fonte S_1 está em paralelo com o capacitor C_0 (capacitância intrínseca da cerâmica). A tensão elétrica induzida entre C_0 é proporcional à deformação do cristal (LEACH W.M., 1994).

Agora no domínio elétrico, a corrente através de C_0 , i_3 , controla a fonte de corrente dependente S_2 , cujo o ganho é dado pela constante de transmissão h_{33} . Para se obter a carga total acumulada, e que gradativamente deforma o cristal, a corrente de saída da fonte S_2 necessita ser integralizada. C_i atua justamente como um integrador da corrente proveniente da fonte S_2 . A fonte dependente de tensão S_3 controlada pela tensão entre C_t de ganho unitário simplesmente isola o integrador.

Modelo do Meio de Propagação. Um dos aspectos cruciais em sistemas TTE é sua capacidade de transferência de energia, i.e. o quão robusto é o sistema a perdas. Estas perdas estão associadas a três mecanismos básicos em *links* acústicos: atenuação, difração e perdas intrínsecas ao transdutor piezoelétrico (ROES et al., 2013). Perdas do transdutor são todas aquelas internas ao transdutor, que podem ser, principalmente, de natureza eletromecânica. As perdas por atenuação são aquelas devido à propagação de

ondas sonoras em meios com perdas, e.g. condução de calor, fricção, relaxação térmica. Já perdas por difração são aquelas associadas com o desacoplamento entre os transdutores e o meio de propagação.

Os modelos eletromecânicos descritos acima só são apropriados para modelar as perdas no transdutor, porém não leva em conta as perdas por difração e por atenuação. As Figuras 15a e 15b ilustram os modelos elétricos em termos de linhas de transmissão com perdas que representam o material de acoplamento entre o transdutor e o meio (aqui modelado por gel condutor para ultra-som) e o tecido biológico humano, respectivamente.

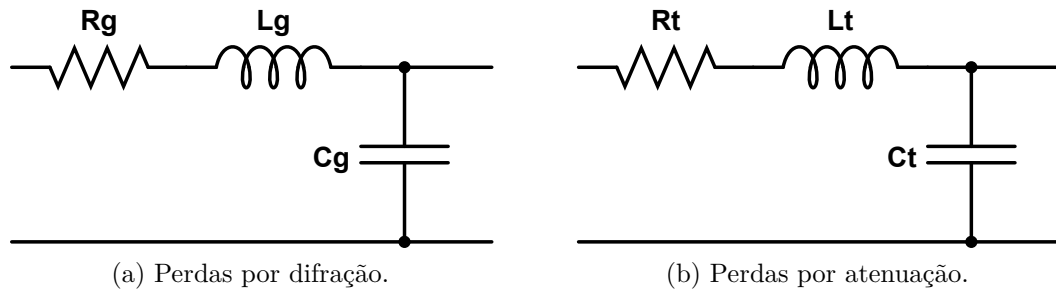


Figura 15 – (a) Diagrama esquemático do modelo elétrico do material de acoplamento. (b) Diagrama esquemático do modelo elétrico do tecido biológico humano.

As impedâncias mecânicas características das camadas de gel e do tecido biológico humano, são definidas, respectivamente, por (BALLATO, 2001)

$$Z_{0g} = A_g \rho_g c_g \quad (2.23)$$

e

$$Z_{0t} = A_t \rho_t c_t, \quad (2.24)$$

onde A_g e A_t são as áreas de seções transversais da superfície da camada de gel e do tecido biológico, respectivamente, ρ_g e ρ_t são as respectivas densidades (kg/m^3), e c_g e c_t são as velocidades de propagação das ondas acústicas associadas (m/s).

As impedâncias mecânicas para o gel (L_g , C_g e R_g) são definidas por

$$L_g = \frac{Z_{0g}}{c_g} = A_g \rho_g, \quad (2.25)$$

$$C_g = \frac{1}{Z_{0g} c_g} = \frac{1}{A_g \rho_g c_g^2} \quad (2.26)$$

e

$$R_g = 2\alpha_g Z_{0g} = 2\alpha_g A_g \rho_g c_g, \quad (2.27)$$

onde α_g ($dB \cdot MHz^{-1} \cdot cm^{-1}$) é o coeficiente de atenuação acústica do gel. Já as impedâncias para o tecido biológico humano (L_t , C_t e R_t) são

$$L_t = \frac{Z_{0t}}{c_t} = A_t \rho_t, \quad (2.28)$$

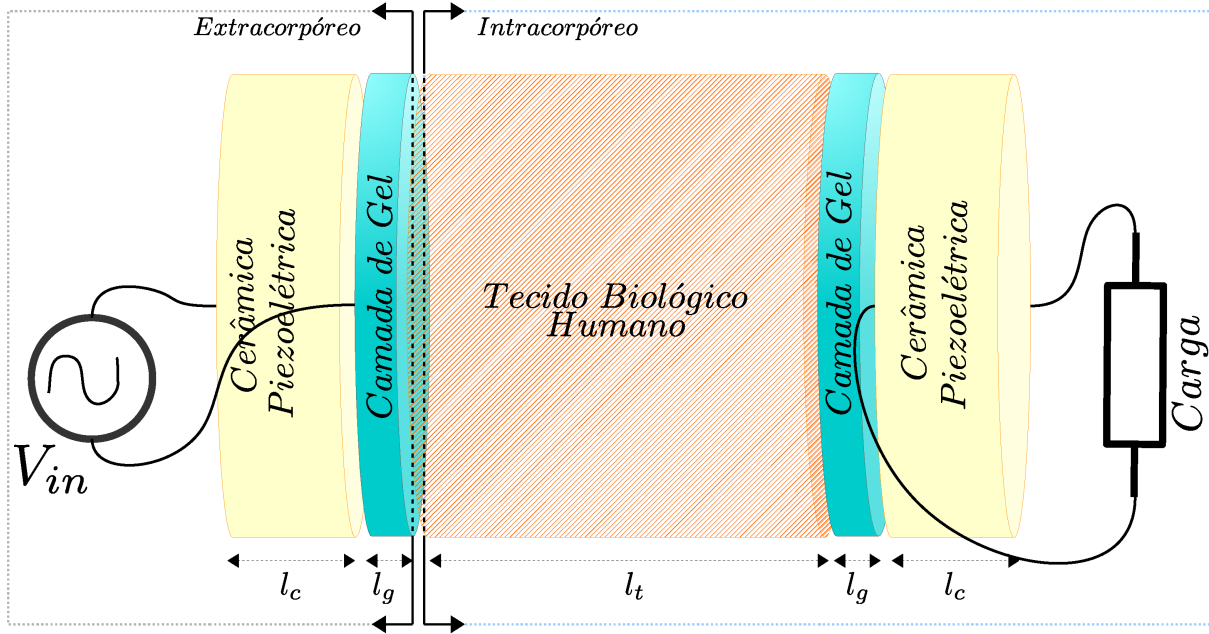


Figura 16 – Modelo do enlace para o sistema TTE com *link* acústico. O modelo é composto duas cerâmicas piezoelétricas como elementos transmissor (alimentada por uma tensão senoidal V_{in}) e receptor (conectado com a *Carga*, que simboliza a demanda energética da bomba de infusão de insulina), além de duas camadas de gel para acoplar as impedâncias acústicas das cerâmicas e do tecido biológico humano.

$$C_t = \frac{1}{Z_{0t}c_t} = \frac{1}{A_t\rho_t c_t^2} \quad (2.29)$$

e

$$R_t = 2\alpha_t Z_{0t} = 2\alpha_t A_t \rho_t c_t, \quad (2.30)$$

onde α_t ($dB \cdot MHz^{-1} \cdot cm^{-1}$) é o coeficiente de atenuação acústica da pele humana.

Para a maioria dos líquidos viscosos, e aqui considerando o gel um líquido de alta viscosidade, o coeficiente de atenuação α_g ($dB \cdot MHz^{-1} \cdot cm^{-1}$) pode ser calculado por (KINSLER et al., 1999)

$$\alpha_g = \frac{2 \cdot (2\pi f_c)^2}{3\rho_g c_g^3} \cdot \eta_g, \quad (2.31)$$

onde η_g ($mPa \cdot s$) é o coeficiente de viscosidade do gel.

Modelo Computacional. O modelo do enlace para o sistema TTE adotado neste trabalho está ilustrado na Figura 16. Estão englobados os elementos transmissor e receptor (em amarelo, cerâmica piezoelétrica), elementos de acoplamento de impedância acústica (em ciano, gel condutor de ultra-som) e a barreira física (em rosa claro, tecido biológico humano). V_{in} representa a tensão entre os terminais do elemento transmissor *TX* ilustrado na Figura 12. *Carga* representa a demanda energética da bomba de insulina *in vivo*. Os comprimentos l_g e l_t são as espessuras da camada de gel e do tecido biológico, respectivamente. O modelo de Leach será utilizado como modelo eletromecânico das cerâmicas.

micas piezoelétricas, e linhas de transmissão serão utilizadas para compor os equivalentes elétricos do gel e do tecido biológico humano.

No modelo de Leach o comprimento da linha de transmissão (Figura 14) representa a camada acústica da cerâmica piezoelétrica. No modelo computacional assume-se que a espessura l_c equivale ao comprimento da linha de transmissão. Este comprimento define a frequência de ressonância da cerâmica conforme a Equação (2.21). Juntamente com Eqs. (2.16), (2.15), (2.22) e a densidade ρ_c da cerâmica, a linha de transmissão é completamente determinada.

A razão pela escolha de cerâmicas piezoelétricas como transdutores acústicos deve-se ao fato de que elas apresentam a maior flexibilidade de formato e de propriedades dentre os materiais piezoelétricos. As cerâmicas piezoelétricas são classificadas em duas categorias: *soft* e *hard*. As do tipo *soft* apresentam alta sensibilidade e grandes deslocamentos. As do tipo *hard* proporcionam maior densidade de potência, pequeno deslocamento e baixa sensibilidade. O material mais utilizado para fabricação é o Titato-zirconato de chumbo (PTZ) devido aos elevados coeficientes de acoplamento, alta temperatura de despolarização (*Curie temperature*) e facilidade de polarização (BUCHANAN, 2004). Desta forma, escolheu-se a cerâmica piezoelétrica PZT-5A, do tipo *soft*, dado seu grande uso em instrumentação biomédica. A Tabela 1 sumariza as principais propriedades físicas da cerâmica PZT-5A (KINO, 1987).

Tabela 1 – Principais propriedades físicas de cerâmicas piezoelétricas do tipo PZT-5A.

Propriedades	PZT-5A
ρ_c (kg/m^3)	7750
c_c (m/s)	4350
ϵ^S (C^2/Nm^2)	$7.35 \cdot 10^{-9}$
ϵ_{33} (C/m^2)	15.8
Q_c	75

À frente de cada uma das cerâmicas piezoelétricas encontram-se duas camadas de gel condutor para ultra-som que atuam como camada de acoplamento. A espessura l_g das camadas utilizadas são geralmente de um quarto do comprimento das ondas sonoras geradas pelas cerâmicas (XIANG; ZHANG, 1995). O propósito dessas camadas é maximizar a transmissão de onda através do tecido biológico humano ao diminuir a diferença de impedância do elemento transmissor Z_c e do tecido Z_t . Esse casamento de impedâncias diminui a reflexão da onda sonora na superfície de interface entre os meios extracorpóreo e intracorpóreo (vide Figura 16). Na maioria dos procedimentos médicos que utilizam ultra-som (por exemplo, ultra-sonografia), aplica-se à a superfície de interface entre a pele do paciente e o transdutor de ultra-som camadas de gel condutor, que é inócuo, inodoro e hidrossolúvel, objetivando melhorar a transmissão, visto que o valor da impedância acús-

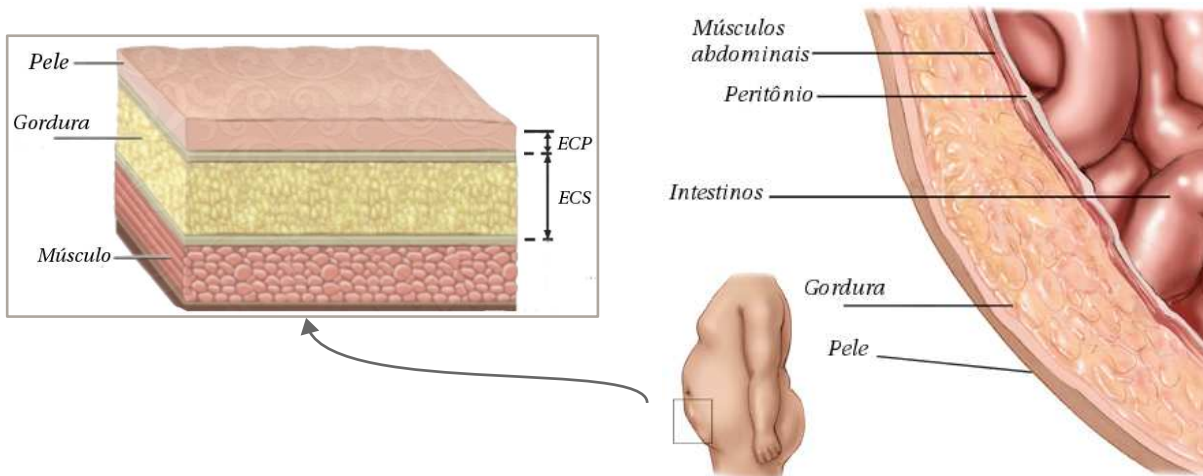


Figura 17 – Visão esquemática das camadas internas da parede abdominal. Em evidência à direita, revestimento da cavidade abdominal (peritônio), músculos abdominais, gorduras e pele. À esquerda, uma visão esquemática das camadas de pele com espessura é de ECP milímetros, de gordura, cuja espessura é de ECS milímetros, e de músculo. Adaptado de (HARRIS, 2014).

tica do gel está entre os valores de impedância da camada de acoplamento do transdutor e da pele. Os tipos de gel condutores mais comuns são feitos à base de propilenoglicol, glicerina e óleo de silicone. Optou-se pela utilização do gel condutor à base de glicerina *Sonotrack couplant* (Echo Sound, Reedsville, Pennsylvania, United States) dada sua popularidade. A Tabela 2 sumariza as principais propriedades físicas do gel condutor *Sonotrack couplant* (KINO, 1987).

Tabela 2 – Principais propriedades físicas do gel condutor para ultra-som *Sonotrack couplant*.

Propriedades	Gel condutor
ρ_g (kg/m^3)	1040
c_g (m/s)	1620
η_g ($mPa \cdot s$)	1146

A barreira física entre as duas cerâmicas piezoelétricas é composta por tecido biológico humano. As bombas de infusão de insulina geralmente são implantadas nos limites da cavidade abdominal (peritônio) das regiões inguiniais do abdome (LOGTENBERG et al., 2009). A Figura 3 ilustra esse posicionamento típico. A parede abdominal é composta por várias camadas de diferente espessuras, dentre elas camadas de tecido conjuntivo (músculos abdominais), tecido celular subcutâneo (gordura) e de pele, conforme ilustra a Figura 17. A pele possui espessura ECP (mm) que varia pouco de indivíduo para indivíduo, porém a camada de gordura possui espessura ECS (mm) de alta variabilidade, uma vez que está relacionada com o estado nutricional do indivíduo. De modo a simplificar a modelagem, considerou-se como barreira física somente as camadas de pele e gordura das

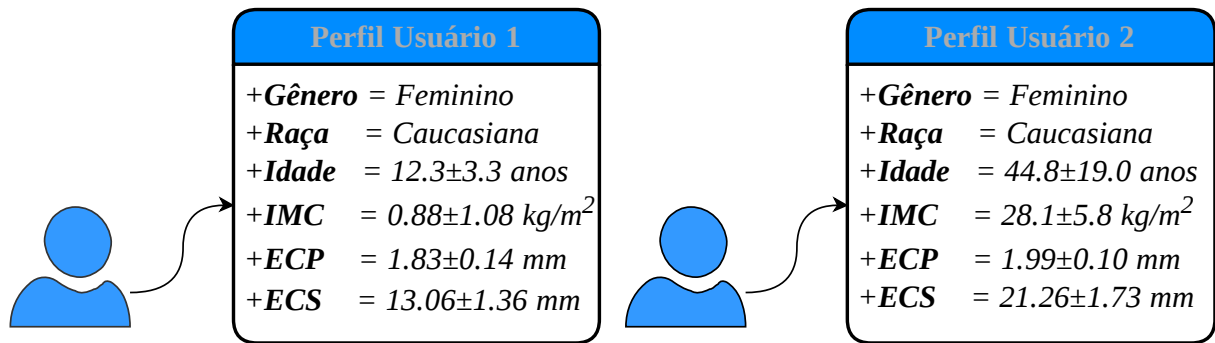


Figura 18 – Perfis de dois usuários típicos portadores de DM1. O usuário 1 representa o perfil médio de uma criança caucasiana do sexo feminino e o usuário 2 representa o perfil médio de um adulto caucasiano do sexo feminino.

regiões inguinais do abdome.

Visando restringir a extensão de distância entre o elementos transmissor e receptor a qual o sistema TTE deve funcionar, estabeleceu-se um perfil de usuário cujas dimensões e propriedades físicas da camadas de pele e gordura se assemelham às de um indivíduo típico portador de DM1. A espessura das camadas de pele e gordura são afetadas por inúmeros fatores, dentre eles a idade, gênero sexual e o Índice de Massa Corporal (IMC) (DERRAIK et al., 2014; GIBNEY et al., 2010). Em geral, indivíduos portadores de DM1 possuem uma camada de gordura de menor espessura e pele mais fina do que indivíduos saudáveis (PETROFSKY et al., 2008).

A Figura 18 reúne os perfis de dois usuários típicos ao qual o uso de SICIs é recomendado. As medidas antropométricas listadas para o usuário 1 representam o perfil médio de uma criança caucasiana do sexo feminino portadora de DM1, enquanto o usuário 2 representa o perfil médio de um adulto caucasiano do sexo feminino também portador de DM1 (DERRAIK et al., 2014). A Tabela 3 resume as principais propriedades físicas da pele e do tecido subcutâneo (AZHARI, 2010; D'SOUZA et al., 2001; MAST, 2000; KINSLER et al., 1999; SPRAWLS, 1995).

Tabela 3 – Principais propriedades físicas da pele e do tecido subcutâneo abdominal de indivíduos portadores de DM1.

Propriedades	Pele	Gordura
ρ_t (kg/m^3)	1090	950
c_t (m/s)	1730	1476
α_t ($dB \cdot MHz^{-1} \cdot cm^{-1}$)	0.35	0.46

2.2.3 Receptor

O papel do conversor AC/DC é transformar um sinal de tensão AC proveniente do elemento receptor, retificá-lo e filtrá-lo de modo a produzir um sinal de tensão DC.

Um regulador de tensão é empregado na saída do filtro para garantir uma fonte de tensão estável mesmo com variações de carga e do acoplamento do *link*.

Existem duas métricas utilizadas comumente para analisar a eficiência de circuitos retificadores e reguladores de tensão, o fator de ondulação e de regulação de tensão, respectivamente (BOYLESTAD; NASHELSKY; MONSSEN, 2004). A tensão DC derivada de um sinal AC pela retificação conterá uma parcela AC, ou uma tensão de ondulação. Deste modo, o fator de ondulação pode ser definido como a razão entre a tensão de ondulação e a componente DC, conforme

$$r = \frac{\text{tensão de ondulação (rms)}}{\text{tensão DC}} = \frac{V_r(\text{rms})}{V_{DC}} \times 100\%. \quad (2.32)$$

Já o fator de regulação pode ser definido como a quantidade de variação da tensão DC ao longo da faixa de operação do circuito, i.e. entre as condições de tensão com carga plena (V_{FL}) tensão sem carga (V_{NL}), conforme

$$V_R = \frac{V_{NL} - V_{FL}}{V_{FL}} \times 100\%. \quad (2.33)$$

A partir das definições dadas acima, quanto menores os fatores r e V_R , melhor é o funcionamento do conversor AC/DC.

Retificadores: somente retificadores a diodo serão considerados, já que mesmo com uma quantidade limitada de componentes, eles são capazes de cumprir os requisitos de retificação de todos os modelos de sistemas TTE considerados, i.e. converter sinal de baixa potência com valor médio nulo em um sinal com valor médio diferente de zero. Quanto ao tipo de diodo, diodos retificadores são preferidos aos diodos de junção em aplicações TTE (baixas tensões e altas frequências de operação), pois apresentam menores tensões de polarização direta, alta velocidade de comutação e tensões de polarização reversas que não constituem um problema (MASWOOD, 2011).

Quando da seleção de um retificador para a unidade implantável o primeiro passo é determinar o tipo de entrada, i.e. sinal de corrente ou sinal de tensão. Quando o retificador está conectado ao elemento receptor através de um circuito de acoplamento do tipo paralelo, o sinal de entrada é uma tensão AC e retificadores em ponte são apropriados. Quando o retificador está conectado com o elemento receptor através de um circuito de acoplamento do tipo série, o sinal de entrada é uma corrente AC e retificadores classe-D ou -E são apropriados (PUERS, 2008). Em específico, retificadores de onda completa são adequados para lidar com sinais de entrada de alta tensão, enquanto retificadores dobradores de tensão são recomendados para sinais de entrada de baixa tensão.

Filtros são geralmente empregados na saída de retificadores para estabilizar a tensão DC gerada. Tais filtros podem ser classificados em duas categorias: filtros indutivos e filtros capacitivos. Filtros indutivos são recomendados para aplicações de alta potência

que necessitam de uma operação de transformação mais eficiente, já os filtros capacitivos para aplicações de baixa potência, visto que apesar de possuírem V_R elevado podem ser posteriormente cascateados por um regulador de tensão (MASWOOD, 2011).

Reguladores de tensão: um sistema eletrônico normalmente requer uma fonte de tensão DC constante. Em específico, a tensão de saída do retificado de sistema TTE depende da qualidade e da estabilidade do acoplamento entre o elemento transmissor e receptor. Adicionalmente, essa tensão de saída está relacionada com o consumo de potência da unidade implantável, que também varia com o tempo. Sistemas como estes, sistemas críticos, são projetados para operar em quaisquer circunstâncias, assumindo as piores condições de trabalho, i.e. máximo consumo de potência e baixo acoplamento. Logo, em certas ocasiões, a potência de saída do *link* é maior do que a necessária, ocasionando uma maior tensão de saída do retificador. Assim, para garantir uma fonte de tensão DC constante apesar das variações de carga e da condição de acoplamento (i.e. variações de tensão DC da saída do retificador), um regulador de tensão é mandatório entre o retificador e a carga (DONALDSON, 1983).

Um regulador de tensão é um circuito eletrônico que aceita uma tensão DC variável como entrada e fornece uma tensão DC constante como saída. Em geral o estágio de regulação de tensão é constituído de um circuito de realimentação, uma tensão de referência estável e um circuito de controle para acionar um elemento de controle. A tensão de saída do regulador é realimentada e comparada com a tensão de referência. O circuito de controle então aciona o elemento de controle para cancelar quaisquer variações detectadas.

Em reguladores de tensão a transistor, o elemento de controle é um transistor. De acordo com a região de operação desse transistor os reguladores podem ser classificados em duas categorias (LAI, 2011):

1. Reguladores de tensão lineares (LDOs): quando o transistor opera na região ativa. Sustentam a saída em um valor pré-definido, eliminando o excesso de potência entregue pela fonte de tensão ou fonte de corrente através de um dissipador conectado em paralelo ou em série com a carga.
2. Reguladores de tensão chaveados: quando o transistor opera na região de corte ou de saturação. Cortam o fluxo de energia do retificador para a carga quando a saída excede um valor de referência e reconecta caso contrário.

De modo geral, os reguladores de tensão chaveados são mais eficientes (70-95%) que os LDOs (20-60%), porém podem gerar bastante ruído caso mal projetados, enquanto que reguladores lineares geram nenhum ou quase nenhum ruído (LAI, 2011). Outro aspecto na análise de reguladores é a dissipação de calor. Os LDOs dissipam o excesso de potência no próprio circuito de regulação, já os reguladores chaveados dissipam em outros módulos do sistema, e.g. na resistência parasita associada com o elemento receptor. Esta propriedade é atrativa em aplicações de alta potência, já que previne o superaquecimento do regulador.

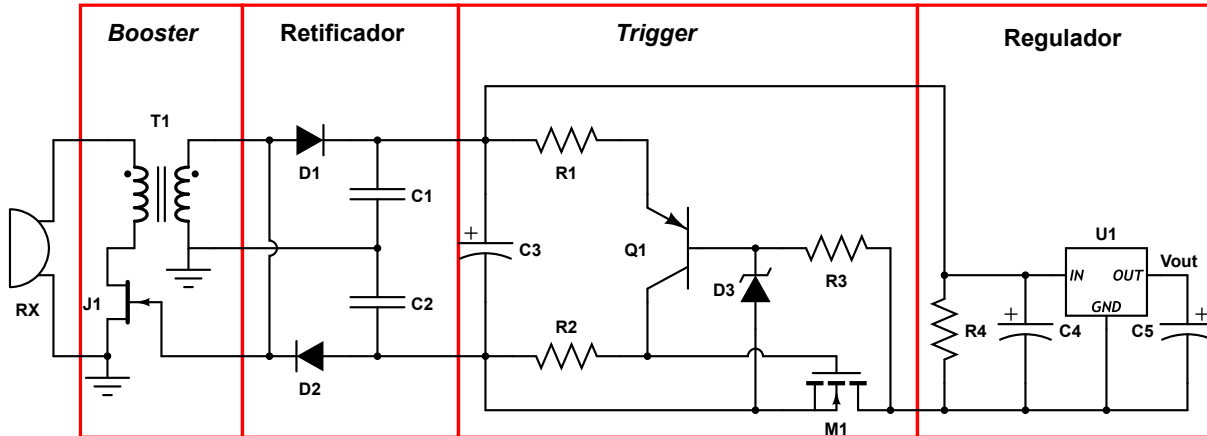


Figura 19 – Conceito de projeto do Circuito Receptor, composto pelos módulos *Booster*, *Retificador*, *Trigger* e *Regulador*.

Porém, em sistemas TTE a quantidade de potência transmitida é baixa, logo a dissipação de calor não constitui um problema.

Circuito Receptor. A Figura 19 ilustra o projeto conceitual da unidade remota utilizando um circuito utilizando componentes COTS (*Commercial Off The Shelf*) e de baixo custo. Em específico, o módulo *Booster* amplifica o sinal proveniente do elemento receptor *RX*, o JFET *J1* juntamente com o secundário do transformador *T1* formam um oscilador, onde *T1* atua como um auto-transformador levantador, elevando tensões da ordem de algumas dezenas de milivolts (a depender razão de transformação) o suficiente para ativar o restante do circuito e fornecer uma tensão regulada de 5V na saída do receptor. A frequência de ressonância do transformador (em H_z) pode ser calculada por

$$f_{rx} = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{L_{sec} \cdot (C_1 + C_2)}}, \quad (2.34)$$

onde L_{sec} representa a indutância do secundário de *T1*.

Links acústicos que utilizam cristais piezoelétricos como núcleo de transdução requerem um circuito de acoplamento em paralelo para casar o elemento receptor com o conversor AC/DC, desta forma faz-se necessário a utilização de um retificador em ponte. Deste modo, optou-se por um retificador dobrador de tensão que, conforme mencionado anteriormente, é recomendado para sinais de tensão de entrada de baixa amplitude. O módulo *Trigger* é responsável por desativar o módulo regulador enquanto a tensão em *C3* não atinge a tensão mínima de ativação do regulador *U1*. O MOSFET *M1* só é ativado quando a queda de tensão no resistor *R3* equivale à tensão de base. O diodo Zener *D3* conecta a base do transistor *Q1* até o catodo do capacitor eletrolítico *C3*. Desta forma, o transistor *Q1* só conduzirá quando a tensão através de *C3* atingir a tensão de avalanche de *D3* somada à queda de tensão entre a base e o emissor de *Q1*.

Por fim o módulo regulador é um conversor DC/DC abaixador cujo objetivo é fornecer uma tensão V_{out} DC estável de 5V na saída a partir da tensão de entrada de *U1*

que equivale à tensão através dos terminais de $D3$. Conforme as considerações feitas anteriormente acerca de reguladores de tensão, optou-se por um LDO em detrimento dos reguladores chaveados, visto que, apesar da menor eficiência, utilizam menos componentes e são de baixo custo. Existe uma classe de circuitos integrados (CIs) disponíveis bastante utilizados como LDOs, os CIs reguladores, que encapsulam todas as funcionalidades dos LDOs discretos, incluindo proteção contra sobrecarga. Em geral, CIs reguladores são dispositivos de três terminais que realizam a regulação de uma tensão positiva fixa (e.g. reguladores de tensão positiva fixa da série de CIs 7800), uma tensão negativa fixa (e.g. reguladores de tensão negativa da série de CIs 7900) ou um conjunto ajustável de tensões (e.g. reguladores de tensão ajustável LM317). Em específico, optou-se por um LDO tipo série da série 7800, pois apresentam menor VR (vide Eq. (2.33)) que os reguladores lineares do tipo paralelo.

2.2.4 Projeto Conceitual sistema TTE

O projeto foi realizado do sentido inverso da transmissão de informação, da unidade remota para a unidade externa. Primeiramente, considera-se uma carga R_L que demanda uma potência mínima de P_{R_L} e cuja tensão é V_{R_L} . O circuito da unidade remota equivale ao da Figura 19. Os elementos transmissor e receptor são duas cerâmicas piezoelétricas PZT-5A polarizadas no sentido direto e reverso, respectivamente, e descritas pelo modelo de Leach, conforme Figura 14. A barreira física entre as cerâmicas foi modelada conforme a Figura 16, cujos equivalentes elétricos de cada camada são linhas de transmissão conforme a Figura 15. O conversor DC/AC é o circuito transmissor ilustrado na Figura 12. A fonte de tensão é uma bateria de íons de lítio cilíndrica do tipo AA.

O projeto conceitual do sistema TTE está ilustrado na Figura 20. A resistência R_{eq} representa a impedância vista pelo conversor DC/AC (porta A) e pelo conversor AC/DC (porta B). R_{eq} nada mais é que o resultado das impedâncias dos elementos transmissor e receptor, das duas camadas de acoplamento (que modelam as perdas por difração) e o tecido biológico, representando as perdas por atenuação.

Em sistemas conversores DC/DC, como é o caso dos sistemas TTE, a principal figura de mérito é a eficiência de transmissão total do sistema. Para *links* acústicos, a eficiência pode ser calculada através da razão da potência real entregue à carga R_L pela potência eficaz fornecida pela bateria B_{AT} , conforme (SHERRIT et al., 2005)

$$\eta = \frac{|V_L I_L|}{V_{BAT} I_{BAT}}, \quad (2.35)$$

onde I_L é a corrente através da carga, V_{BAT} é a tensão nominal e I_{BAT} a corrente nominal entregue pela bateria.

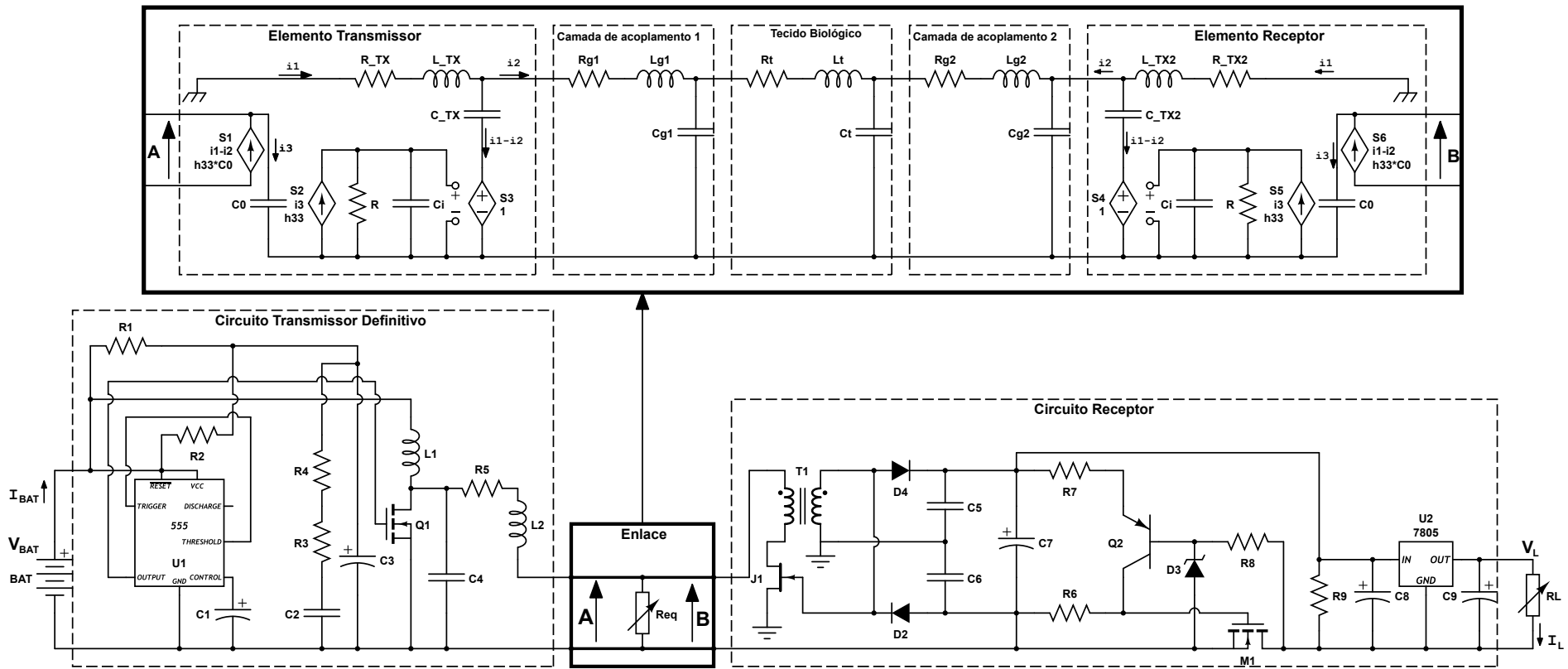


Figura 20 – Circuito do projeto conceitual do sistema TTE.

2.3 Verificação e Validação

2.3.1 Phantoms

É importante que os testes de usabilidade sejam realizados nas condições reais de ambiente, i.e. condições simuladas do interior do corpo humano, uma vez que a propagação de ondas acústicas depende da caracterização completa da suas interações com o meio, i.e. nos efeitos térmicos e mecânicos (JENNE; PREUSSER; GÜNTHER, 2012). Especificamente, o aumento de temperatura é proporcional à potência e o tempo de propagação da onda acústica, dependendo fortemente das propriedades acústicas e termofisiológicas do tecido (HYNYNEN, 2011).

As principais propriedades acústicas do tecido biológico são (CULJAT et al., 2010; ZELL et al., 2007; SUN et al., 2012): a impedância acústica R_{Ac} , o coeficiente de atenuação α_S , o coeficiente de reflexão, μ_{bs} (uma medida da reflexão diferencia entre uma seção de tecido por unidade de volume), o parâmetro de não-linearidade (uma medida do grau em que a densidade do tecido muda em respostas às variações de pressão) e a velocidade do som, v_S , através do tecido. No entanto, o coeficiente de reflexão é difícil de mensurar e os efeitos de não-linearidade são tipicamente pequenos, logo não são geralmente aferidos (CULJAT et al., 2010). As principais propriedades termofisiológicas são (GAO et al., 2012; HYNYNEN, 2011; BROWNE et al., 2003): difusividade térmica a_t , a capacidade calorífica c_t e a condutividade térmica k_t , que pode ser calculada através da relação $k_t = a_t \cdot c_t \cdot \rho_t$ onde ρ_t é a densidade do tecido.

Enquanto nem sempre é possível utilizar amostras de tecido biológico em experimentos e realização de testes, é uma prática comum pesquisadores utilizarem materiais mimetizadores artificialmente sintetizados, popularmente conhecidos como *phantoms*. A síntese destes materiais de modo que possuam as propriedades termofisiológicas e acústicas da pele é um campo de pesquisa por si só. Como diferentes tecidos comportam-se diferentemente quando expostos ao calor (HYNYNEN, 2011), *phantoms* altamente personalizáveis com dimensões, propriedades termofisiológicas e acústicas bem definidas constituem uma importante ferramenta no desenvolvimento, otimização e calibração de transdutores acústicos (CASCIARO et al., 2009). Outras vantagens são a velocidade de prototipação, facilidade de fabricação e baixo custo.

Alguns exemplos de *phantoms* comumente utilizados são o álcool polivinílico (PVA), poliacrilamida (PAA), gelatina, ágar e silicone (CASCIARO et al., 2009). Em particular o ágar, um coloide hidrofílico que é extraído de algas fervidas, é o material mais utilizado como *phantom* na literatura (GHOSHAL; OELZE, 2009; KING et al., 2011; SUN et al., 2012; APPANABOYINA; PARTANEN; HAEMMERICH, 2013; BROWNE et al., 2003; MADSEN; FRANK; DONG, 1998; PICHARDO et al., 2013). Suas principais vantagens são a facilidade de fabricação, baixo custo e sua personalização a uma grande margem de

propriedades termofisiológicas e acústicas (CULJAT et al., 2010). A maior desvantagem é sua limitação em tamanho, visto que sua capacidade de congelamento diminui à medida que seu volume aumenta. Isto está altamente relacionando com a duração em que suas propriedades podem ser consideradas estáveis.

Neste trabalho é utilizado um *phantom* de ágar 2%. O processo de fabricação de um *phantom* de ágar 2% é bastante simples. Uma solução contendo 2% de pó de ágar e água desgaseificada é aquecida até a temperatura de 95°C sob contínuo movimento de mistura até a solução se tornar transparente e viscosa. Esta solução é então resfriada até a temperatura ambiente até tomar forma sólida. Suas propriedades termofisiológicas e acústicas podem ser aferidas utilizando o método de resposta gradual plana a transientes (TPS) e a técnica de inserção, respectivamente. O método TPS utiliza uma fonte de calor, excitada por uma corrente elétrica constante, para gerar um gradiente de temperatura na amostra. O aparato experimental pode ser encontrado em (GAO et al., 2012). Já técnica de inserção emprega a água como referência para estudar a transmissão longitudinal de ondas acústicas através da amostra de ágar e pode ser encontrada em (ZELL et al., 2007).

2.3.2 Procedimentos de verificação e validação

A execução de testes é um procedimento fundamental que deve ser realizado continuamente durante todo o processo de desenvolvimento de qualquer produto de engenharia. Quanto mais crítico o sistema, maiores devem ser os esforços dedicados à sua realização. Os requerimentos básicos para o desenvolvimento de um programa de teste são as necessidades, ou requisitos do sistema, além de todas as especificações em termos das funcionalidades básicas, condições de trabalho e de operação, segurança e confiabilidade.

Testar é submeter o sistema a situações que evidenciem suas fraquezas, suas respostas características e condições de falhas, é verificar se o sistema satisfaz todas suas especificações e necessidades, assim como também é um mecanismo para detectar erros e desvios de um determinado comportamento esperado. Desta forma, programas de teste podem ser classificados de acordo com suas três motivações básicas: levantamento de informações, verificação e validação (FRIES, 2006). Testes de validação e verificação objetivam propósitos fundamentalmente distintos. Verificação consiste em determinar se o produto satisfaz as especificações de projeto. Em contrapartida, validação consiste em determinar se tais especificações satisfazem as necessidades do cliente (ZENIOS; MAKOWER; YOCK, 2010; FRIES, 2006). Assim, todas as especificações precisam ser validadas antes da fabricação e verificadas antes da entrega do produto. No entanto, ressalta-se que os conceitos de teste, verificação e validação são subjetivos à metodologia de desenvolvimento utilizada, e as definições dadas aqui são aquelas relevantes para a proposta apresentada.

Todo teste deve ter um procedimento de realização associado, ou protocolo de teste. Tipicamente, um protocolo de teste deve esclarecer o propósito do procedimento, qual o

tipo de teste (e.g. teste de validação, de verificação), quais são os objetos (requisitos de teste), definição das possíveis condições de falha, o procedimento experimental adotado, as quantidades a serem medidas, a duração do teste em horas ou ciclos, as ferramentas utilizadas para analisar os dados e por fim, os critérios utilizados para avaliação dos resultados (EUDEY, 2007; ZENIOS; MAKOWER; YOCK, 2010).

No planejamento de qualquer teste, a primeira coisa que deve-se decidir são os fatores e as respostas de interesse. Os fatores em geral são as variáveis (quantitativas ou qualitativas) que o experimentador tem condições de manipular, i.e. as métricas. As respostas (também de natureza quantitativa e qualitativa) são as variáveis de saída do sistema, nas quais estamos interessados, e que serão (ou não) afetadas por modificações provocadas nos fatores. Para ensaios de verificação as respostas são as especificações e para ensaios de validação as respostas são as necessidades que o sistema deve atender.

Tendo identificado todos os fatores e respostas, o próximo passo é definir os objetivos que pretende-se alcançar com os testes, e então escolher os planejamentos ou tipos de testes mais apropriados. O tipo do planejamento geralmente empregado é o planejamento fatorial completo (BARROS; SCARMINIO; BRUNS, 2010). No entanto, o número de ensaios necessários para se fazer um planejamento fatorial completo aumenta exponencialmente com o número de fatores investigados. Para resolver este problema, Genichi Taguchi propôs no final da década de 60 o método de projeto robusto, ou como é popularmente conhecido, método Taguchi (TAGUCHI, 1986). O método segue a filosofia de planejamentos fatoriais fracionários, que permitem o estudo do maior número possível de variáveis sem aumentar o número de ensaios (BOX; HUNTER; HUNTER, 1978). As vantagens do método de Taguchi são as evidentes economias de tempo e custo na realização de experimentos, além da determinação rápida de métricas significantes para o projeto, provando-se tão eficaz que tem sido aplicado recorrentemente nas indústrias automobilística, de componentes eletrônicos, telecomunicações e desenvolvimento de *software* (BENDELL; PRIDMORE; DISNEY, 1989).

O método Taguchi baseia-se em cinco ferramentas básicas (FRIES, 2006):

1. Diagramas de parâmetros;
2. Funções objetivas a maximizar;
3. Vetores ortogonais de Taguchi.
4. Razão sinal ruído (SNR);
5. Análise estatística de variância (ANOVA).

Os diagramas de parâmetros, ou diagramas-P, são diagramas de blocos usados para facilitar o entendimento do método Taguchi. Basicamente, modelam o sistema por um bloco que é afetado por três tipos de sinais: entradas, fatores de ruído e fatores de controle. As funções objetivas (das especificações y) podem ser de quatro tipos (PHADKE, 1995): $f(y) = y^2$ (maximizam o desempenho desejado, “quanto maior, melhor”), $f(y) = \frac{1}{y^2}$

(minimizam variações, “quanto menor, melhor”), $f(y) = \frac{1}{(y-t)^2}$ (encontram o conjunto ótimo de métricas t , “melhor alvo”) e $f(y) = \frac{\mu^2}{\sigma^2}$ (relaciona a SNR, onde μ é o valor médio de y e σ é o desvio padrão do valor médio, "ganhos e perdas");

Um vetor ortogonal de Taguchi é um tipo especial de matriz utilizada na análise de experimentos e consiste em um plano de ensaios controlados que objetivam a coleta de dados e o levantamento de padrões de qualidade. Especificamente, considera k fatores (ou métricas), com n níveis cada, testados de maneira equilibrada. Cada linha da matriz representa um ensaio diferente que leva em consideração vários fatores simultaneamente. O número de ensaios é dado por $1 + k(n - 1)$, caracterizando-o como o menor plano equilibrado de experimentação (TAGUCHI, 1986).

Os resultados são apresentados em termos da SNR, η , que expressam os valores desejáveis da resposta (média) sobre os respectivos valores indesejáveis, os desvios padrões (SD), utilizando uma das quatro funções objetivas definidas anteriormente como núcleo (TAGUCHI, 1986):

$$\eta = 10\log_{10}(f(y)). \quad (2.36)$$

Finalmente, um estudo ANOVA é realizado para determinar quais métricas são estatisticamente relevantes. Em geral um teste de verificação é realizado posteriormente para verificar as métricas ótimas obtidas com o método Taguchi.

Os programas de testes a serem realizados no sistema TTE foram definidos visando atender os seguintes objetivos:

1. Estabelecer e manter procedimentos para verificar se o sistema adere à tabela de especificações.
2. Estabelecer e manter procedimentos para validar se o sistema adere à tabela de necessidades, incluindo testes sob condições reais de uso e cenários de piores casos (SAWYER et al., 1996).

Basicamente, são propostos dois programas de testes para validar o sistema, cujos protocolos foram levantados utilizando o método Taguchi:

1. Testes cíclicos: consistem em alternar entre estado de operação e de inoperação. Em específico, o protótipo físico do sistema TTE será submetido a ciclos de potência, onde um ciclo é definido com a transição entre o estado de potência nula (0 W) até o estado de potência máxima, seguido da transição entre o estado de potência máxima até o estado de potência nula novamente.
2. Testes de usabilidade: consistem em testar o sistema nas suas condições normais de ambiente e de operação. Para simular tais condições, o sistema será submetido a cargas cíclicas sob condições normais de uso. Para tal, os testes serão realizados no sistema encapsulado por um material mimetizador do tecido biológico humano.

2.3.3 Modelos Computacionais

Um modelo computacional, ou modelos de simulação em geral, abrangendo tanto modelos físicos quanto modelos matemáticos e computacionais, são modelos dinâmicos (ambientes virtuais) criados objetivando soluções (geralmente refere-se como o sistema modelado evolui no tempo) empíricas, isto é, solução através de realização de experimentos (KLEIJNEN, 2007).

Neste sentido, todo modelo pode ser visto como uma relação funcional entre entradas e respectivas saídas, onde a superfície de resposta é passível de parametrização. Zeigler, Praehofer e Kim (2000) distinguem entradas e parâmetros de um modelo através da capacidade de observação destas variáveis. Em outras palavras, entradas podem ser diretamente observadas no ambiente real e parâmetros são inferências realizadas nessas observações. Desta forma, modelos podem ser classificados de acordo com a natureza destas observações, isto é, como determinísticos ou estocásticos. No âmbito deste trabalho, os modelos computacionais serão criados utilizando ferramentas de desenho eletrônico (EDA) e, apesar da complexidade dos modelos, as incertezas são provenientes de erros numéricos e não da natureza das entradas.

Simulação implica a busca de soluções através da observação e não através da solução analítica de modelos matemáticos. A metodologia, em sua essência, é a solução de problemas através do método da tentativa e erro. Isso implica que um conjunto de entradas e parâmetros são “injetados” no modelo de modo a tentar inferir o comportamento do sistema. Dito isto, os dois principais objetivos da criação de modelos computacionais são (ATKINS, 2003):

1. Experimentos de simulação: verificar e/ou validar o sistema.
2. Experimentos de otimização: levantar funções de custo para determinados comportamentos do sistema e identificar o conjunto de parâmetros que minimizam ou evidenciam tais comportamentos.

No contexto de simulações, as definições propostas no início da Seção 2.3.2 para validação e verificação podem ser redefinidas como (SINGHAL, 1998):

1. Verificação: o processo de determinar se o modelo computacional representa as concepções iniciais definidas pelo projetista (especificações do sistema) e se as soluções encontradas estão de acordo com o esperado.
2. Validação: O processo de determinar o grau em que o modelo computacional se compara com os resultados obtidos em condições reais de uso.

A Figura 21 situa o papel de modelos computacionais na modelagem de sistemas dinâmicos. Especificamente, constrói-se um conceito de projeto do sistema através da observação e análise da realidade. Por exemplo, o modelo de Leach para as cerâmicas piezoelétricas, um modelo eletromecânico derivado das Equações (2.3) e (2.4). Claramente,

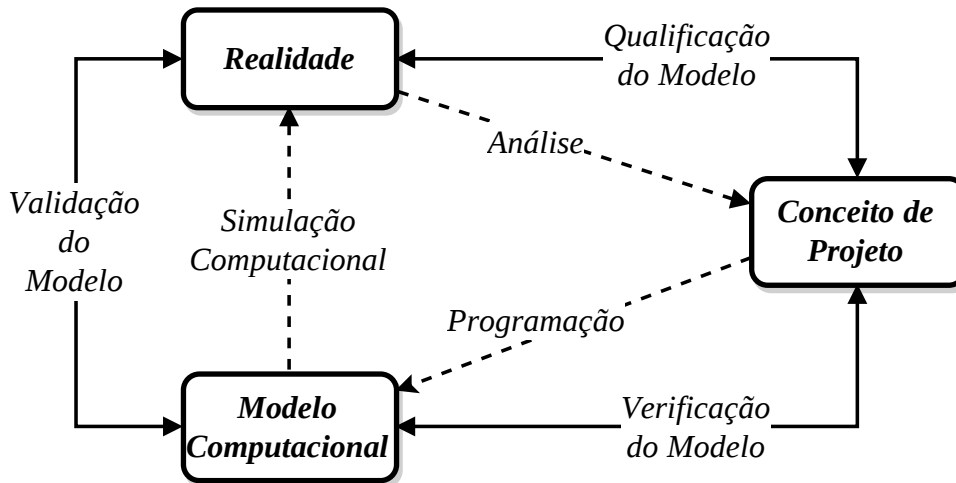


Figura 21 – Etapas envolvidas na modelagem e na simulação de sistemas, e o papel dos processos de verificação e validação. Adaptado de (SCHLESINGER et al., 1979).

qualificação do modelo refere-se a capacidade do conceito de projeto de incorporar as características da realidade. O modelo computacional é uma representação alternativa para o conceito de projeto, isto é, uma tradução que permita a solução numérica do modelo. Fica explícito no diagrama que o processo de verificação lida somente com a relação entre o conceito de projeto e o modelo computacional, especificamente com a capacidade que o modelo computacional tem de solucionar o conceito de projeto proposto. Diferentemente do processo de validação, que atesta a validade do modelo comparando os resultados numéricos das simulações com as medições experimentais.

O projeto de aparatos experimentais para a execução de experimentos de simulação e otimização consiste na definição dos diferentes cenários a serem simulados, onde cenários remetem a diferentes instâncias de um modelo computacional. Cada instância está associada a um conjunto de valores de entrada e parâmetros do modelo e visa a geração de resultados numéricos que reflitam algum aspecto de interesse do sistema. Como toda simulação tem custos computacionais associados (geralmente o tempo de execução é o custo a ser minimizado), é de fundamental importância uma análise bem fundamentada sobre os fatores (parâmetros, entradas e saídas do modelo) para a seleção daqueles que possuem efeitos diretos e significativos nas respostas em estudo.

Os cenários a serem analisados no sistema TTE proposto foram definidos visando atender os seguintes objetivos:

1. Caracterizar o comportamento do *link* estabelecido entre as unidades transmissora e remota. A resposta de interesse é a eficiência da transmissão em função das dimensões dos elementos transmissor e receptor e da distância entre as unidades.
2. Selecionar a frequência de operação ótima. A curva a ser levantada é a eficiência da transmissão em função das frequências de ressonância dos elementos transmissor e receptor e da magnitude da impedância resultante no enlace.

Serão realizados dois programas de testes para verificar o conceito de projeto, cujos protocolos foram levantados utilizando o método Taguchi:

1. Experimentos de otimização: consistem em variar as métricas que afetam substancialmente a eficiência da transmissão objetivando encontrar o ponto ótimo de operação. Especificamente, serão utilizados como fatores a frequência de operação, as dimensões dos elementos transdutores e a distância entre as unidades transmissora e remota. Análogo aos testes cíclicos propostos na Seção 2.3.2.
2. Experimentos de simulação de uso: objetivam verificar se as especificações obtidas como resultados dos experimentos de otimização satisfazem as necessidades do sistema quando em uso pelos dois usuários típicos definidos na Seção 2.2.2. Análogo aos testes de usabilidade propostos na Seção 2.3.2.

3 Resultados

Este capítulo está subdividido em duas seções: a Seção 3.1 apresenta o modelo TTE escolhido e suas respectivas especificações, segundo a metodologia proposta na Seção 2.1. A Seção 3.2 apresenta os aparatos experimentais para a realização dos experimentos de otimização (testes cíclicos) e de simulação de uso (testes de usabilidade) para verificação do conceito de projeto desenvolvido no capítulo anterior. Também são apresentadas as respectivas simulações do modelo computacional proposto.

3.1 Especificação

O Quadro 2 sumariza as principais necessidades que o sistema TTE proposto deverá atender tendo como referência os elementos individuais do diagrama ilustrado na Figura 1, i.e. as necessidades foram organizadas em termos do transmissor (unidade externa), receptor (unidade implantável) e do *link* entre as unidades.

Quadro 2 – Tabela de Necessidades: as necessidades foram organizadas em três categorias, aquelas pertinentes ao transmissor (unidade transmissora), ao receptor (unidade remota) e ao *link* entre as respectivas unidades.

Elemento	Necessidade
<i>Link</i>	Capacidade de transmissão através de tecido biológico
	Capacidade de transmissão entre distâncias médias
	Eficiência de transmissão
	Causar pouca perturbação no meio
	Imune às perturbações do meio
Transmissor	Baixo consumo de potência
	Facilidade de manufatura
	Seguro
Receptor	Miniaturizável
	Biocompatibilidade
	Facilidade de manufatura

Baseando-se nas características das bombas de infusão de insulina disponíveis no mercado (Quadro 1), no conceito de sistema TTE apresentado na Seção 1.1 e nos requisitos que os SICIs devem cumprir para serem caracterizados como DMIs (Seção 1.2), completou-se a matriz de necessidades apresentada no Quadro 3. A matriz relaciona as necessidades (linhas) com um conjunto de métricas (colunas), de modo a expressá-las quantitativamente e assim obter os parâmetros técnicos do sistema TTE.

As métricas extraídas e suas relações qualitativas com a tabela de necessidades estão dispostas no Quadro 4. Adicionalmente, cada métrica tem uma unidade de medida

Quadro 3 – Matriz de Necessidades: as linhas da matriz são as entradas da Tabela de necessidades, Quadro 2, as colunas são as métricas definidas para o modelo geral de sistema TTE (Figura 1) e os elementos da matriz representam a relação qualitativa entre as necessidades e as métricas.

			Métricas																				
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18			
			Potência de entrada do transmissor	Potência de saída do transmissor	Frequência de operação	Distância entre o transmissor e o receptor	Perda por dissipação de calor	Interferência eletromagnética	Interferência acústica	Magnitude do ruído na frequência de operação	Acoplamento entre o transmissor e o meio	Topologia do elemento receptor	Dimensões do elemento transmissor	Dimensões do elemento receptor	Massa total do transmissor	Massa total do receptor	Ângulo de alinhamento horizontal	Ângulo de alinhamento vertical	Carga	Potência de saída do receptor			
Necessidades	Link	1	Capacidade de transmissão através de tecido biológico			•		•							•							•	
		2	Capacidade de transmissão entre distâncias médias		•	•								•					•	•			•
		3	Eficiência da transmissão		•		•	•					•	•	•								•
		4	Causar pouca perturbação no meio			•		•					•										
		5	Imune às perturbações do meio			•			•	•	•	•											
	Transmissor	6	Baixo consumo de potência	•	•																		
		7	Facilidade de manufatura			•								•		•							
		8	Seguro	•	•		•																
	Receptor	9	Miniaturizável										•		•		•						
		10	Biocompatibilidade			•		•					•		•		•						
		11	Facilidade de manufatura			•							•		•								

Quadro 4 – Tabela de Métricas: listam as métricas extraídas da Matriz de necessidades, Quadro 2. Cada métrica tem um número de identificação (ID) associado e os respectivos IDs das necessidades relacionadas. O peso é um multiplicador que varia de 1 a 3, proporcional à importância da métrica no projeto do sistema.

ID	Necessidades	Métrica	Unidade	Peso
1	6,8	Potência de entrada do transmissor	mW	1
2	2,3,6,8	Potência de saída do transmissor	mW	2
3	1,2,4,5,7,10,11	Frequência de operação	Hz	3
4	3,8	Distância entre o transmissor e o receptor	mm	1
5	1,3,4,10	Perda por dissipação de calor	mW	3
6	5	Interferência EM	dB	1
7	5	Interferência Acústica	dB	1
8	5	Magnitude do ruído na frequência de operação	dB	1
9	1,2,3,4,5	Acoplamento entre o transmissor e o meio	%	3
10	10,11	Topologia do elemento receptor	N/A	3
11	2,7,9	Dimensões do elemento transmissor	mm ³	1
12	10,11	Dimensões do elemento receptor	mm ³	3
13	7,9	Massa total do transmissor	kg	1
14	10	Massa total do receptor	kg	2
15	2,9	Ângulo de alinhamento horizontal	rad	1
16	2	Ângulo de alinhamento vertical	rad	1
17	N/A	Carga	Ω	0
18	1,2,3	Potência de saída do receptor	mW	0

associada e um peso que quantifica a importância da métrica no projeto do sistema, e.g. a métrica Frequência de operação (número de identificação, ou ID, igual a 2) tem peso 3 e está diretamente relacionada com as necessidades cujas IDs são 2, 3, 6 e 8, já a métrica Ângulo de alinhamento vertical (ID igual a 16) tem peso 1 e está relacionada com a necessidade, cuja ID é 2.

Dada a definição de sistemas TTE postulada na Seção 1.1 seis modelos de sistemas podem ser definidos dado o princípio físico utilizado para estabelecer a conexão entre a unidade externa e a unidade implantável (SCHUYLENBERGH; PUERS, 2009; PUERS, 2008). Uma lista destes mecanismos básicos está apresentada no Quadro 5.

Quadro 5 – Tabela de Modelos de sistemas TTE baseados no princípio físico utilizado para estabelecer a conexão entre o transmissor e o receptor.

Identificação	Modelo	Princípio físico
A	Indutivo	Campo magnético estacionário
B	Radiativo	Propagação de ondas EM
C	Ótico	Propagação de ondas EM
D	Acústico	Propagação de ondas mecânicas
E	Condutivo	Condutividade elétrica
F	Capacitivo	Campo elétrico estacionário

O modelo Radiativo baseia-se no princípio de transmissão de energia via propagação de ondas eletromagnéticas (EM). A frequência de operação está definida na faixa de RF (30 kHz a 300 GHz). Os *Links* óticos são um caso particular do modelo radiativo, onde a frequência de operação é selecionada na faixa compreendendo 10^{12} Hz (infravermelho) até 10^{17} Hz (ultravioleta). *links* acústicos por sua vez, baseiam-se na propagação de ondas mecânicas planas com frequências típicas de 10 kHz até 10 MHz.

Os demais modelos não estão associados com propagação de ondas, mas com a transmissão de informação através de campos elétricos (modelos Condutivo e Capacitivo) e magnéticos (modelo Indutivo) no regime quase estacionário. Especificamente, o modelo Condutivo baseia-se na condutividade elétrica dos materiais e faz uso dessa propriedade para estabelecer uma conexão galvânica através do meio de propagação, e.g. água, tecido biológico. O modelo Capacitivo é similar ao modelo condutivo, a diferença está na natureza do meio, que neste caso não é condutivo (impedância resistiva), i.e. a impedância entre o transmissor e o receptor é capacitiva. Finalmente, o modelo Indutivo baseia-se no acoplamento magnético de dois indutores (elemento transmissor e receptor) formando um transformador de tensão fracamente acoplado, sendo o mais utilizado para a construção de sistemas TTE (KIOURTI; NIKITA, 2014) dada sua alta eficiência na transmissão de energia (KURS et al., 2007).

A matriz de Pugh ilustrada no Quadro 6 foi utilizada para selecionar qual dos modelos presentes no Quadro 5 melhor se adequa às métricas listadas no Quadro 4. Utilizou-se o modelo Indutivo como modelo base para construção da matriz. As linhas da matriz são as entradas da Tabela de necessidades, Quadro 3, as colunas são os modelos listados no Quadro 5 e os elementos da matriz representam a relação qualitativa entre o modelo base (modelo A) com os demais modelos. Os pesos foram obtidos através da soma dos pesos das métricas associadas com cada uma das necessidades.

O modelo C foi o único que obteve pontuação superior ao modelo A, já os modelos B, D, E e F obtiveram pontuação bem inferior. Essa avaliação dos modelos através da matriz de Pugh, apesar de utilizar um critério quantitativo, tem natureza qualitativa. O resultado permite descartar os modelos B, D, E e F, no entanto, a diferença de apenas 1 ponto não confere a qualidade de melhor modelo ao modelo Acústico. A escolha entre os modelos A e C continua subjetiva e talvez o modelo A seria a solução mais adequada dado todo o banco de conhecimento sobre este modelo já difundido na literatura.

Dada a limitação da matriz de Pugh para a seleção do modelo, utilizou-se o método TRIZ para expandir os métodos de avaliação dos modelos do Quadro 5. Ao analisar os pesos do Quadro 6, nota-se que o critério que mais pesa positivamente na avaliação dos modelos é quão fácil é a manufatura do transmissor e do receptor. Já o critério que mais pesa negativamente é a baixa eficiência da transmissão de energia, ou sob a ótica de sistemas TTE, a baixa eficiência na transmissão de informação. O problema de aumentar

Quadro 6 – Matriz do Estado da Arte: as linhas da matriz são as entradas da Tabela de necessidades, Quadro 3, as colunas são os modelos listados no Quadro 5 e os elementos da matriz representam a relação qualitativa entre o modelo base (modelo A) com os demais modelos.

			Modelo						
			A	B	C	D	E	F	
			Peso	Indutivo	Óptico	Acústico	Condutivo	Capacitivo	Radiativo
Necessidades	<i>Link</i>	Capacidade de transmissão através de tecido biológico	9	S	-	-	--	--	S
		Capacidade de transmissão entre distâncias médias	11	S	+	-	--	--	++
		Eficiência da transmissão	9	S	--	--	--	--	-
		Causar pouca perturbação no meio	9	S	S	+	+	+	S
		Imune às perturbações do meio	9	S	-	S	+	+	S
	<i>Transmissor</i>	Baixo consumo de potência	3	S	-	-	-	-	-
		Facilidade de manufatura	5	S	++	++	+	++	-
		Seguro	4	S	S	S	-	-	-
	<i>Receptor</i>	Miniaturizável	9	S	++	+	++	+	-
		Biocompatibilidade	13	S	--	S	-	-	S
		Facilidade de manufatura	7	S	++	++	++	++	-
	SOMA (+)			0	53	42	55	51	22
SOMA (-)			0	-65	-41	-78	-78	-37	
TOTAL			0	-12	1	-23	-27	-15	

Legenda: '+' significa melhor e tem valor +1; '++' significa muito melhor e tem valor +2; '-' significa pior e tem valor -1; '--' significa muito pior e tem valor -2; 'S' significa igual e tem valor 0.

Quadro 7 – Matriz das Contradições: Sumarizam os resultados da aplicação do método TRIZ nas necessidades contraditórias identificadas. as linhas da matriz são os princípios inventivos relevantes mapeados do Quadro (8), as colunas são as necessidades conflitantes e os elementos da matriz representam quantas vezes um dos princípios foi sugerido como solução para uma determinada necessidade.

Princípio Inventivo	Quantas vezes sugerido como solução para					Total de Citações
	Capacidade de Transmissão	Imunizar às perturbações do meio	Causar Pouca perturbação no meio	Biocompatibilidade	Facilidade de Manufatura	
Vibração mecânica	1	2	1	3	1	8
Substituição dos meios mecânicos	1	2	2	2	0	7
Mudança de parâmetros e propriedades	1	3	3	1	0	8

a facilidade de manufatura sem diminuir a eficiência da transmissão de informação do sistema já foi mapeado pelo TRIZ. A matriz de contradição TRIZ propõe quatro possíveis soluções (ALTSHULLER et al., 1998): mudança de cor de uma das partes do sistema, a utilização de um processo intermediário, atenuação ou amplificação de um dos processos e a utilização de vibrações mecânicas.

A busca da “contradição máxima” pode, contudo, enviesar os resultados do TRIZ. A partir dos Quadros 3 e 6, foi possível mapear outros aspectos interessantes. Biocompatibilidade é isoladamente o fator mais relevante (peso 13 no Quadro 6) e pode ser expandida nos aspectos de massa, dimensões e topologia do receptor, frequência de operação e perdas por dissipação (Quadro 3). O mesmo raciocínio foi feito para as necessidades de “Capacidade de transmissão”, “Causar pouca perturbação” e “Imune à perturbações”. Facilidade de manufatura, por sua vez, abrange tanto a manufaturabilidade do sistema quanto a exatidão na confecção dos elementos projetados.

Os resultados do TRIZ são descritos no Quadro 8, vide Apêndice A. A Tabela 7 apresenta uma versão resumida contendo as informações mais relevantes providas no Quadro (7). O princípio físico de funcionamento do Modelo C (Quadro 5), vibração mecânica,

foi o mais citado para resolver diversas contradições, além de ser o único que é aplicado em todas as necessidades avaliadas. Desta forma, os resultados da Matriz de Pugh e do método de TRIZ fundamentam a escolha do modelo Acústico como conceito de projeto para o sistema TTE adequado aos SICIs implantáveis.

Tabela 4 – Tabela de Especificações: Associação das métricas com os valores ideais e aceitáveis para um sistema TTE baseado no Modelo Acústico.

Legenda: PP - Paralelepípedo. AD - A definir.

ID	Métrica	Unidade	Valor Ideal	Valor Marginal
1	Potência de entrada do transmissor	mW	< 235	< 480
2	Potência de saída do transmissor	mW	< 200	< 360
3	Frequência de operação	kHz	> 200	< 1000
4	Distância entre o transmissor e o receptor	mm	< 24	< 30
5	Perda por dissipação de calor	mW	< 20	< 72
6	Interferência Acústica	dB	00	< 1
7	Magnitude do ruído na frequência de operação	dB	00	< 1
8	Acoplamento entre o transmissor e o meio	%	> 80	> 60
9	Topologia do elemento receptor	N/A	PP	Disco
10	Dimensões do elemento transmissor	μm^3	707	> 95
11	Dimensões do elemento receptor	μm^3	95	< 707
12	Massa total do transmissor	g	AD	AD
13	Massa total do receptor	g	AD	AD
14	Ângulo de alinhamento horizontal	rad	00	< $\pi/6$
15	Ângulo de alinhamento vertical	rad	90	> $\pi/4$
16	Carga	Ω	50	> 20
17	Potência de saída do receptor	mW	> 143	> 112

De posse do modelo e da tabela de métricas, foram levantadas as especificações do sistema TTE, apresentadas na Tabela 4. O espectro de frequência analisado baseia-se em [Ozeri e Shmilovitz \(2010\)](#), onde recomenda-se uma frequência de operação entre 200 kHz-1 MHz, e que leva em consideração diversos fatores, dentre eles as dimensões dos elementos transdutores, atenuação acústica no tecido biológico e distância focal (região de melhor convergência de energia acústica). A faixa de distâncias consideradas estão em concordância com os dados levantados para o perfil de usuário 2 (refira-se à Figura 17). As dimensões dos elementos receptor e transmissor são as mesmas das cerâmicas PZT-5A em disco amplamente comercializadas ([DIGILECTRON, 2014](#)).

Os ângulos de alinhamento foram definidos baseando-se nas recomendações para seleção de bombas de insulina proposta pela Associação Americana de Educadores em DM ([AADE, 2011](#)). A carga considerada é a impedância total vista pelo transmissor e os valores refletem a análise proposta em ([SHERRIT et al., 2005](#)). As especificações de potência e eficiência do sistema (métricas de ID 1, 2, 8 e 17) fundamentam-se no desempenho e

no acoplamento de sistemas similares ([DENISOV; YEATMAN, 2010](#); [OZERI; SHMILOVITZ, 2010](#); [ARRA et al., 2007](#); [SHERRIT et al., 2005](#)).

3.2 Aparatos Experimentais e Simulações

Nas Seção [2.3.2](#) foram definidos os programas de testes (testes cíclicos e testes de usabilidade) e as respectivas simulações (experimentos de otimização e de simulação de uso) a serem realizadas no sistema TTE, juntamente com a definição do método utilizado para elaboração dos protocolos de cada teste (método Taguchi) e simulação.

Nesta seção são apresentados os resultados das simulações dos experimentos de otimização (testes cíclicos) e de simulação de uso (testes de usabilidade) para os dois perfis de usuários definidos na Figura [18](#). O sistema foi otimizado para o usuário 2.

Configurações de *hardware* e *software* comuns a todas simulações realizadas:

- Processador Q9400 Intel Core i7-4500U CPU @ 1.8GHz com 8GB de memória RAM SODIMM DDR3 instalada.
- Sistema Operacional Linux Mint 16 Cinnamon 64-bit.
- *Software*: LTSpice/SwitcherCAD IV ([ENGELHARDT, 2011](#)).
- Linguagem de Programação: SPICE ([NAGEL; PEDERSON, 1973](#)).

E os aspectos operacionais gerais dos algoritmos utilizados:

- Método de Integração: Trapezoidal.
- Parâmetros de tolerância SPICE: Valores padrões.
- Modelo SPICE para os transdutores piezoelétricos: desenvolvido por [Deventer et al. \(2000\)](#) e adaptado para LTSpice por [Illich \(2011\)](#). Vide Anexo A.
- Modelo SPICE adaptado para as impedâncias acústicas: desenvolvido por [Illich \(2011\)](#). Vide Anexos B e C.

3.2.1 Experimentos de Otimização

A eficiência do sistema (razão entre os valores das métricas de ID 17 e 1) depende de diversos fatores como mostra o Quadro [3](#), sendo os mais significativos as impedâncias do tecido biológico e das camadas de acoplamento (cuja métrica principal é a de ID 5), a frequência de operação (métrica de ID 3), as dimensões das cerâmicas piezoelétricas (determinam as frequências de ressonância conforme a Equação [\(2.2\)](#), cujas métricas são as de ID 11 e 12) e a distância entre elas (métrica de ID 4). Destas listadas, as únicas passíveis de otimização significativa são as dimensões das cerâmicas e a frequência de operação, uma vez que a impedância acústica da barreira física e a distância entre as unidades dependem substancialmente da impedância e da espessura do tecido biológico.

Para a realização dos experimentos de otimização, as especificações de projeto

“frequência de operação” (fator A_1), “área de seção transversal do elemento receptor” (fator B_1) e “área de seção transversal do elemento transmissor” (fator C_1), foram escolhidas como fatores de controle. São apresentados quatro cenários¹:

- Cenário 1: variação fator A_1 , demais fatores fixos;
- Cenário 2: variação fator B_1 , demais fatores fixos;
- Cenário 3: variação fator C_1 , demais fatores fixos;
- Cenário 4: Variação de todos os fatores.

A Figura 22 ilustra os respectivos diagramas-P. Os números na figura identificam as especificações apresentadas na Tabela 4.

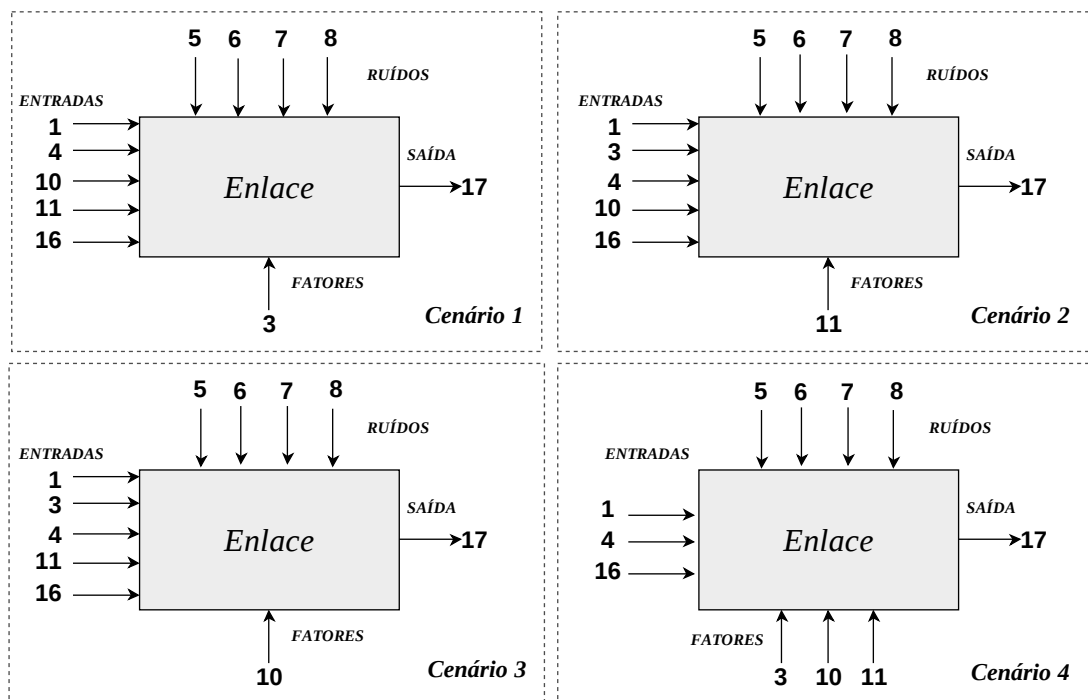


Figura 22 – Diagramas-P para os quatro cenários analisados durante os experimentos de otimização.

Cenário 1: o modelo computacional utilizado é o bloco *Enlace* da Figura 20 operacionalizado por diretivas SPICE. A Tabela 5 lista os valores dos fatores de controle utilizados. Os demais valores não listados foram retirados das Tabelas 1, 2 e 3 ou calculados utilizando as equações providenciadas na Seção 2.2.2. A carga equivalente da unidade remota adotada foi de 50Ω e a potência proveniente da saída da unidade transmissora foi de 235 mW. A espessura l_g do gel foi definida como um quarto do comprimento de onda e as espessuras das cerâmicas utilizadas como elementos transmissor e receptor foram de $1300\mu m$ e $500\mu m$, respectivamente. Utilizaram-se dois resistores pra representar as impedâncias acústicas de elementos de retaguarda, um em cada face traseira das cerâmicas, de modo a suprimir a reflexão das ondas no sentido inverso da transmissão. O material

¹ Os códigos dos esquemáticos para LTSpice (extensão .asc) encontram-se nos Apêndices B a E.

utilizado foi o latão amarelo (C_u 70%, Z_n 30%) de impedância $40.6M\Omega$, visto que este é comumente utilizado em PZTs-5A comerciais. Seu diâmetro foi considerado o mesmo do elemento transmissor, assim como os diâmetros das demais camadas do modelo.

Tabela 5 – Fatores de controle e respectivos níveis para o primeiro cenário dos experimentos de otimização.

Símbolo	Fatores	Níveis
A_1	Frequência de Operação [kHz]	200 a 1000
B_1	Área de seção transversal do elemento receptor [μm^3]	95
C_1	Área de seção transversal do elemento transmissor [μm^3]	707

Os resultados da simulação do cenário 1 encontram-se na Figura (23). Foi-se contabilizada a potência de saída do receptor para frequências de operação no intervalo [200kHz, 1MHz], com acréscimos de 1kHz, totalizando 800 iterações. Cada iteração consistiu da análise transiente da potência entregue à carga no intervalo de [0 μs , 300 μs] com passo de 6 μs . O tempo total de simulação foi de 40471.38 segundos.

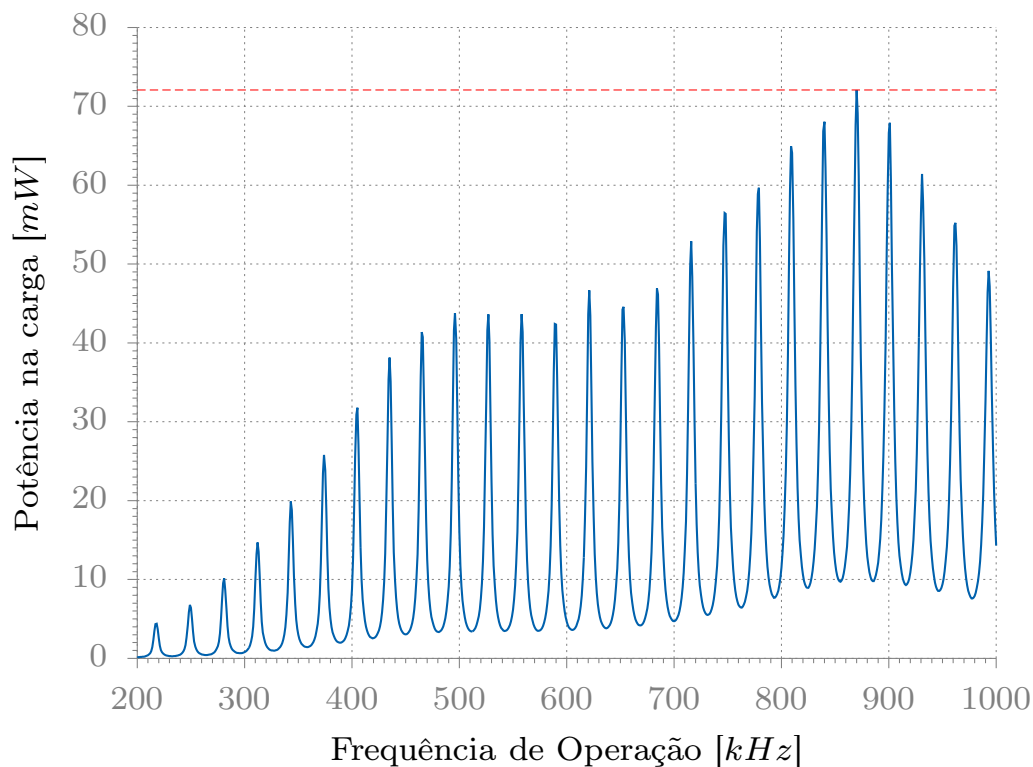


Figura 23 – Eficiência em função da frequência de operação (para elementos receptor e transmissor com 11 mm e 30 mm de diâmetro, respectivamente).

A frequência onde o sistema atingiu maior eficiência (72 mW, ou 30.64%) foi de 870 kHz, conforme indica a linha horizontal vermelha tracejada no gráfico. Observa-se a ocorrência de eventos de picos de potência em múltiplos de 30 kHz, intercalados por eventos de mínimos com mesma periodicidade. Nota-se também que as alturas dos picos

umentam com o aumento da frequência, até o patamar de 870 kHz, quando as magnitudes dos pontos de máximos de potência entram em declínio.

Cenários 2 e 3: a Tabela 6 lista as dimensões físicas das cerâmicas PZT-5A utilizadas e os respectivos fatores de controle dos cenários 2 e 3. Utilizou-se o mesmo modelo que o cenário anterior, exceto pela frequência de operação, que foi mantida em 870 kHz (em conformidade com os resultados do cenário 1). Os resultados das simulações encontram-se na Figura 24. Foi-se contabilizada a potência entregue à carga para as 7 amostras de PZT-5A, totalizando 14 iterações. Cada iteração consistiu da análise transiente da potência de saída do elemento receptor no intervalo de $[0\mu s, 300\mu s]$ com passo de $6\mu s$. O tempo total de simulação para os dois cenários foi de 1485.68 segundos.

Tabela 6 – Diâmetros e espessuras das cerâmicas PZT-5A em disco utilizadas e fatores de controle dos cenários 2 e 3.

Amostra	Diâmetro [mm]	Espessura [μm]	Cenário 2	
PZ1	11	500	Fator A_2	Nível 870 kHz
PZ2	14	700	Fator B_2	Níveis PZ1–PZ7
PZ3	20	950	Fator C_2	Nível PZ7
PZ4	22	1000	Cenário 3	
PZ5	24	1100	Fator A_3	Nível 870 kHz
PZ6	27	1200	Fator B_3	Nível PZ7
PZ7	30	1300	Fator C_3	Níveis PZ1–PZ7

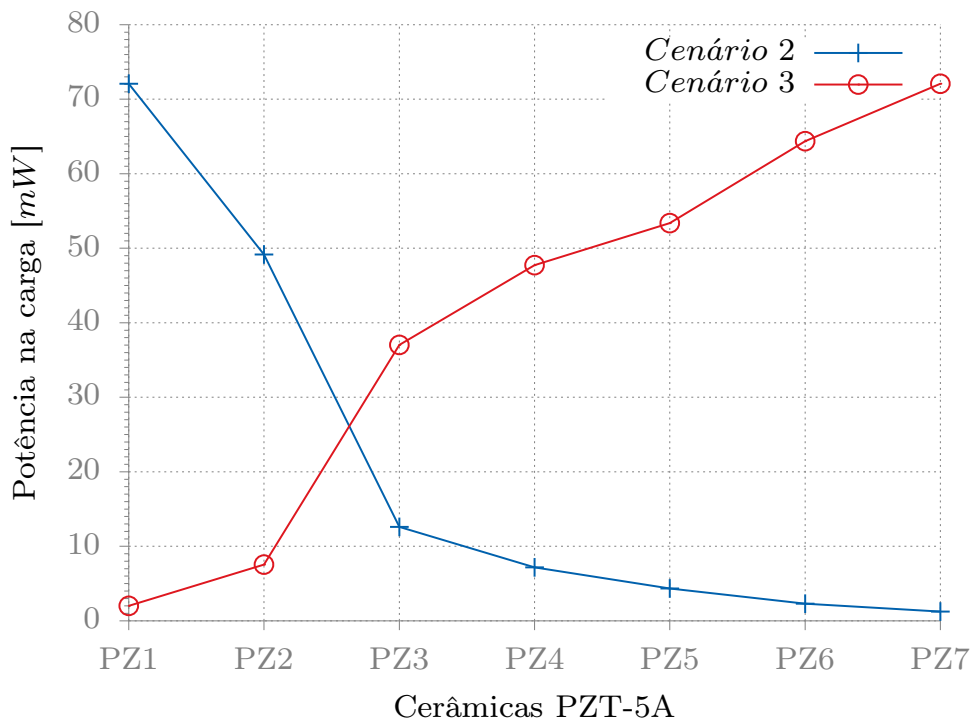


Figura 24 – Eficiência em função das dimensões físicas dos elementos receptor e transmissor (com frequência de operação mantida em 870 kHz).

Os resultados do cenário 2 mostram que a potência entregue à carga diminui com o aumento das dimensões do elemento receptor. Conseqüentemente, a maior eficiência observada foi de 30.64% (72 mW), quando utilizou-se a cerâmica PZ1. Em contraste, no cenário 3 observa-se que a potência entregue à carga aumenta com o aumento das dimensões do elemento transmissor. De fato, obteve-se a maior eficiência ao se utilizar a cerâmica PZ7.

Cenário 4: as três especificações de projeto analisadas ao longo desta seção, isto é, frequência de operação e as dimensões dos elementos transmissor e receptor, foram escolhidas como fatores de controle. Para cada fator três níveis foram selecionados com base nos resultados das simulações anteriores. Especificamente, os três valores que resultaram nas maiores eficiências em cada cenário foram selecionados e estão listados na Tabela (7).

Tabela 7 – Fatores de controle e respectivos níveis para o quarto cenário dos experimentos de otimização.

Símbolo	Fatores	Níveis		
		1	2	3
A_4	Frequência de Operação [kHz]	840	870	900
B_4	Dimensões físicas do elemento receptor	PZ1	PZ2	PZ3
C_4	Dimensões físicas do elemento transmissor	PZ5	PZ6	PZ7

Como foram considerados três fatores cada um com três níveis, um vetor ortogonal de Taguchi com quatro colunas e nove linhas (L_9) foi empregado. Este vetor tem oito graus de liberdade e é capaz de lidar com um planejamento fracionário de três níveis. A cada fator é assinalada uma coluna, resultando em nove combinações possíveis de fatores, ou nove ensaios necessários para cobrir todo o planejamento. O aparato experimental para os três fatores usando um vetor ortogonal L_9 está ilustrado na Tabela 8. Como o vetor L_9 possui quatro colunas uma foi deixada em branco; a ortogonalidade não é perdida ao se deixar uma das colunas do vetor vazia (PHADKE, 1995; TAGUCHI, 1986).

Tabela 8 – Aparato experimental para o experimento de otimização do cenário 4 utilizando um vetor ortogonal de Taguchi $L_9(3^4)$.

Nº Ensaio	Fatores e Níveis		
	A_4	B_4	C_4
1	840	PZ1	PZ5
2	840	PZ2	PZ6
3	840	PZ3	PZ7
4	870	PZ1	PZ7
5	870	PZ2	PZ5
6	870	PZ3	PZ6
7	900	PZ1	PZ6
8	900	PZ2	PZ7
9	900	PZ3	PZ5

Os resultados das simulações para cada ensaio encontram-se na Figura 25. Especificamente, foi-se contabilizada a potência de saída do receptor para os 9 ensaios propostos, onde cada iteração consistiu da análise transiente da potência entregue à carga no intervalo de $[0\mu s, 300\mu s]$, com passo de $6\mu s$. O tempo total de simulação foi de 1365.73 segundos.

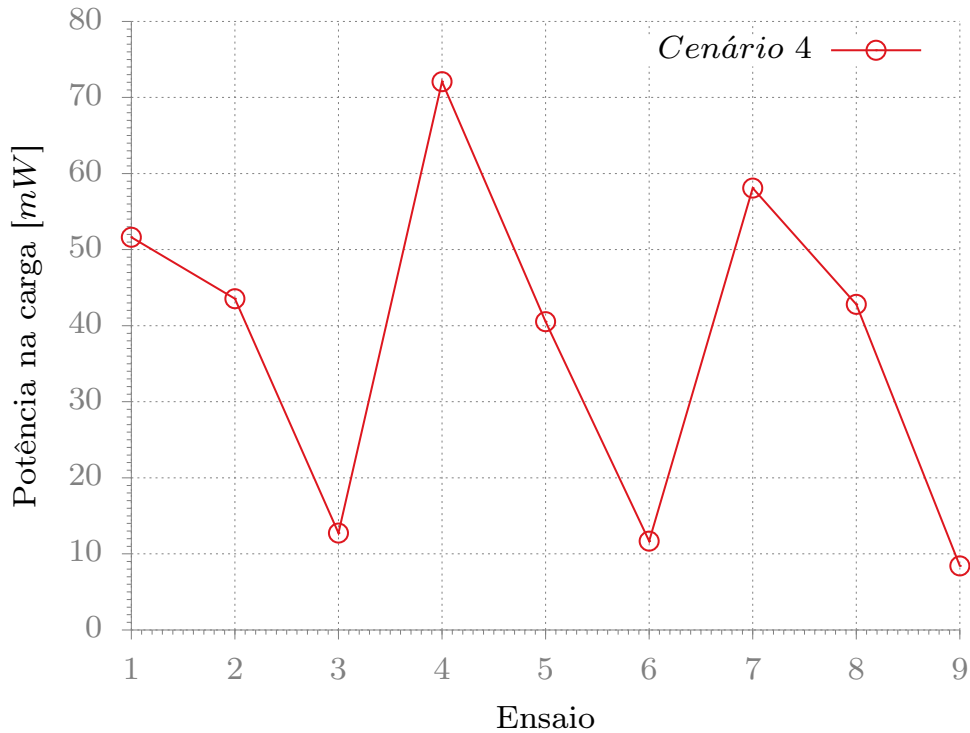


Figura 25 – Eficiência em função dos diversos ensaios da Tabela 7.

O ensaio de número 4 foi o que apresentou melhor resultado, 72 mW (30.64%). Neste ensaio a frequência de operação foi de 870 kHz, e as cerâmicas PZ1 e PZ7 foram os elementos receptor e transmissor, respectivamente. Esta é precisamente a mesma configuração que obteve a melhor eficiência durante as simulações dos cenários 1, 2 e 3. A forma de onda obtida assemelha-se à do gráfico da Figura 23 no intervalo $[840\text{kHz}, 920\text{kHz}]$, com três pontos de máximo, 51.5 mW, 72 mW e 57 mW nos ensaios 1, 4 e 7, respectivamente, e três de de mínimo, 14 mW, 13 mW e 8 mW nos ensaios 3, 6 e 9, respectivamente. Nota-se que para os ensaios 3, 6 e 9, o elemento receptor utilizado foi a cerâmica PZ3 e que nos ensaios 1, 4 e 7 as frequências de operação são as que obtiveram melhores eficiências nas simulações do cenário 1.

3.2.2 Experimentos de Simulação de Uso

Os experimentos de simulação de uso são orientados para verificar se os parâmetros de projeto definidos na seção anterior (a escolha da frequência de operação e das dimensões das cerâmicas piezoelétricas) satisfazem as necessidades de autonomia das bombas de insulina. Para isso, são realizados duas simulações de uso, uma para cada usuário típico.

Para a realização das simulações, escolheu-se a distância entre as unidades (espessura da camada de pele e espessura da camada de gordura) e a carga (métrica de ID 16) como os três fatores de controle, conforme ilustra a Figura 26.

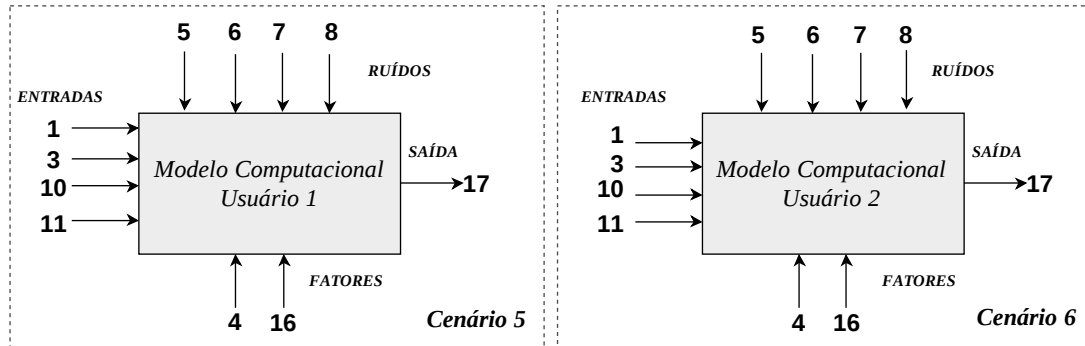


Figura 26 – Diagramas-P para os experimentos de simulação de uso.

O modelo computacional mantém-se o mesmo das simulações dos cenários anteriores. A Tabela 9 lista os níveis dos fatores de controle utilizados para ambos os usuários e a Tabela 10 os aparatos experimentais em termos de vetores ortogonais L_9 . Os códigos dos esquemáticos para LTSpice (extensão .asc) para os cenários 5 e 6 encontram-se nos Apêndices F e G, respectivamente.

Tabela 9 – Fatores de controle e respectivos níveis para o quinto e sexto cenário dos experimentos de simulação de uso.

Fatores	Cenário 5				Cenário 6			
	ID	Níveis			ID	Níveis		
		1	2	3		1	2	3
Espessura pele [mm]	A_5	1.69	1.83	1.97	A_6	1.89	1.99	2.09
Espessura gordura [mm]	B_5	11.70	13.06	14.42	B_6	19.53	21.26	22.99
Carga [Ω]	C_5	20	35	50	C_6	20	35	50

Tabela 10 – Aparato experimental para o experimento de simulação de uso dos cenários 5 (Usuário 1) e 6 (Usuário 2) utilizando dois vetores ortogonais de Taguchi $L_9(3^4)$.

Nº Ensaio	Cenário 5			Cenário 6		
	Fatores e Níveis			Fatores e Níveis		
	A_5	B_5	C_5	A_6	B_6	C_6
1	1.69	11.70	20	1.89	19.53	20
2	1.69	13.06	35	1.89	21.26	35
3	1.69	14.42	50	1.89	22.99	50
4	1.83	11.70	35	1.99	19.53	35
5	1.83	13.06	50	1.99	21.26	50
6	1.83	14.42	20	1.99	22.99	20
7	1.97	11.70	50	2.09	19.53	50
8	1.97	13.06	20	2.09	21.26	20
9	1.97	14.42	35	2.09	22.99	35

Conforme os resultados obtidos no cenário 4, a frequência de operação foi mantida em 870 kHz e as cerâmicas PZ7 e PZ1 como elementos transmissor e receptor, respectivamente. Os resultados das simulações encontram-se na Figura 27. Especificamente, foi-se contabilizada a potência entregue à carga para os 18 ensaios propostos, onde cada iteração consistiu da análise transiente da potência no intervalo de $[0\mu\text{s}, 300\mu\text{s}]$, com passo de $6\mu\text{s}$. O tempo total de simulação foi de 2552.20 segundos.

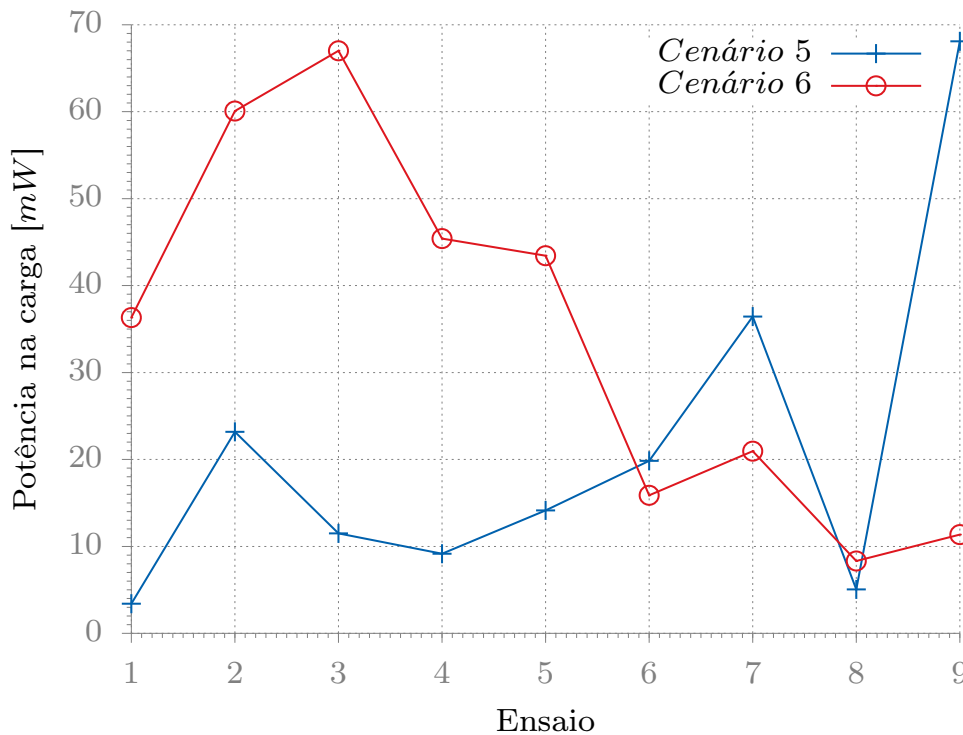


Figura 27 – Eficiência em função dos diversos ensaios da Tabela 9.

O desempenho do modelo envolvendo o usuário 2 é superior ao do usuário 1 na maioria dos ensaios realizados, exceto nos ensaios 6, 7 e 9. O melhor desempenho no cenário 6 ocorreu durante o ensaio 3, registrando 28.5% (67 mW) para uma carga de $50\ \Omega$ de eficiência, e no cenário 5 ocorreu durante o ensaio 9, atingindo a marca de 28.9% (68 mW) para uma carga de $35\ \Omega$.

3.2.3 Tempo de Autonomia

De posse dos resultados dos experimentos de otimização e simulação de uso, é possível contrastar os valores obtidos com os valores ideais e marginais apresentados na Tabela 4. O conjunto de especificações e resultados obtidos são apresentados na Tabela 11.

Visto que o modelo computacional adotado é unidimensional, não é possível mensurar as métricas relacionadas ao alinhamento (IDs 14 e 15) e perdas por dispersão espacial (IDs 6 e 7). Desta forma, todas as perdas no enlace foram contabilizadas como dissipação de calor (ID 5). As demais especificações refletem os resultados obtidos nos experimentos de otimização (IDs 1, 2, 3, 9, 10, 11, 16 e 17) e simulação de uso (IDs 4, 16 e 17).

Tabela 11 – Tabela de Especificações Completa: Associação das métricas com os valores ideais, aceitáveis e os valores obtidos nos experimentos de otimização e simulação de uso. **Legenda:** PP - Paralelepípedo. AD - A definir.

ID	Métrica	Unidade	Valor Ideal	Valor Marginal	Valor Obtido
1	Potência de entrada do transmissor	mW	< 235	< 480	300
2	Potência de saída do transmissor	mW	< 200	< 360	235
3	Frequência de operação	kHz	> 200	< 1000	870
4	Distância entre o transmissor e o receptor	mm	< 24	< 30	23
5	Perda por dissipação de calor	mW	< 20	< 72	158
6	Interferência Acústica	dB	00	< 1	N/A
7	Magnitude do ruído na frequência de operação	dB	00	< 1	N/A
8	Acoplamento entre o transmissor e o meio	%	> 80	> 60	32
9	Topologia do elemento receptor	N/A	PP	Disco	Disco
10	Dimensões do elemento transmissor	μm^3	707	> 95	707
11	Dimensões do elemento receptor	μm^3	95	< 707	95
12	Massa total do transmissor	g	AD	AD	N/A
13	Massa total do receptor	g	AD	AD	N/A
14	Ângulo de alinhamento horizontal	rad	00	< $\pi/6$	N/A
15	Ângulo de alinhamento vertical	rad	90	> $\pi/4$	N/A
16	Carga	Ω	50	> 20	50
17	Potência de saída do receptor	mW	> 143	> 112	72

Durante os experimentos de simulação de uso foi-se avaliado a viabilidade da integração de um sistema TTE às bombas SICIs implantáveis. Simulações confirmaram a efetividade do sistema para suprir as demandas energéticas típicas, atingindo uma eficiência de 30% com potência entregue de 72mW, utilizando cerâmicas piezoelétricas discoidais do tipo PZT-5A como transdutores de transmissão e recepção, com diâmetros de 30mm e 1mm, respectivamente, e operando em uma frequência de 870kHz.

No entanto, o objetivo primordial do sistema TTE é conferir autonomia aos SICIs e uma estimativa do tempo de autonomia é tão importante quanto determinar a eficiência global. Levando em consideração o gráfico de Ragone ilustrado na Figura 6, optou-se pela utilização de baterias de Lítio, em especial a bateria *Energizer® e2 Ultimate Lithium* do tipo AA (*Energizer Holdings, Inc., St. Louis, Missouri, United States*), e como o sistema transmissor proposto opera em 9V e com 300mW de potência nominal, utilizou-se como fonte de alimentação um arranjo de 6 células conectadas em série, demandando 50mW de cada unidade. Nesta configuração e levando em consideração as especificações de cada célula, é possível obter um tempo de autonomia de aproximadamente 4 dias.

4 Discussões e Conclusão

O objetivo primordial deste trabalho era mapear as necessidades que um sistema TTE deve satisfazer para suprir as demandas energéticas de SICIs, identificar as principais métricas correlacionadas e propor especificações que atendessem estas demandas. Em essência, a meta era prover uma metodologia para a seleção da arquitetura TTE baseando-se nos requisitos do sistema e só então, sob a luz desta escolha, tomar decisões conscientes para especificá-lo. O método proposto identificou o modelo acústico como a melhor arquitetura, em detrimento ao modelo indutivo, este vastamente utilizado em dispositivos implantáveis que fazem uso de TTE. No entanto, diversos estudos experimentais comparativos, como o realizado por [Denisov e Yeatman \(2010\)](#), fortalecem os resultados aqui obtidos, mostrando que o modelo acústico tem melhor performance que o modelo indutivo em se tratando de DMIs.

O método também foi capaz de identificar as métricas que mais influenciam no desempenho do sistema TTE. Os resultados dos experimentos de otimização confirmam que a eficiência global é mais sensível às variações na frequência de operação e nas dimensões dos elementos transdutores. Os resultados das simulações do cenário 1 mostram que pequenos deslocamentos na frequência provocam grandes variações na potência entregue à unidade remota. O mesmo efeito é observado nas simulações dos cenários 2 e 3, onde a diferença em eficiência entre as simulações utilizando as cerâmicas PZ2 e PZ3, que possuem uma diferença em diâmetro de somente 6 milímetros, provocaram uma queda de rendimento superior a 12%.

Os resultados das simulações do cenário 1 não só permitiram identificar as influências da frequência de operação na eficiência do sistema, como também possibilitaram determinar a natureza dessa relação. Por se tratar de uma onda estacionária, a potência é máxima em múltiplos da metade do comprimento de onda e mínima a cada três quartos; explicando os picos periódicos de potência obtidos, cujas flutuações em relação à potência eficaz foram de $\pm 30\%$. Essas variações diminuem à medida que a frequência aumenta, uma vez que o poder de penetração das ondas crescem. Esse comportamento continua até o patamar de 900 kHz, quando as perdas no tecido biológico se tornam muito elevadas. A potência máxima atingida foi de 72 mW, precisamente em 870 kHz, uma das frequências de ressonância do elemento transmissor (frequências de ressonância ocorrem quando múltiplos ímpares da metade comprimento de onda são confinados entre as paredes das cerâmicas). Ao operar nestas frequências, a pressão acústica das ondas emitidas são potencializadas, melhorando a qualidade da transmissão. Esta resposta em frequência também foi obtida no estudo realizado por [Ozeri e Shmilovitz \(2010\)](#), que utilizou condições de operação similares a deste trabalho.

Os resultados das simulações do cenário 2 vão contra o senso comum de que ao expandir as dimensões do elemento receptor a eficiência aumentará. Denisov e Yeatman (2010) reportaram resultados que de fato, conflitam com os obtidos aqui. Buscando entender a origem desta discrepância, comparou-se os modelos adotados nos dois estudos. A grande diferença foi que Denisov e Yeatman utilizaram o modelo de Mason para as cerâmicas piezoelétricas, enquanto neste estudo optou-se pelo modelo de Leach. Apesar do Modelo de Mason ser o mais qualificado quando comparado com as soluções analíticas, ele não leva em consideração as variações das correntes de deformação (velocidade de propagação) nas superfícies de contato entre a cerâmica e o tecido biológico. Como o elemento receptor está em contato direto com a camada de gordura, ao se aumentar a superfície de contato amplia-se o descasamento de impedâncias, elevando as perdas. Estas alterações são contabilizadas pelo modelo de Leach, e constitui uma possível explicação para a diferença nos resultados.

Já no cenário 3, os resultados mostraram que ao expandir as dimensões do elemento transmissor a eficiência aumentou. Este é um resultado natural, visto que a eficiência de conversão eletromecânica é proporcional à corrente de deformação, que por sua vez é intensificada com o aumento das dimensões do material piezoelétrico. Apesar das altas impedâncias resultantes, o elemento transmissor está em contato direto com a camada de acoplamento, que atenua os efeitos de reflexão acústica.

No cenário 4, o ensaio 4 foi o que apresentou melhor resultado. Os níveis dos fatores considerados são os mesmos que resultaram nas melhores eficiências nos cenários anteriores. Este é um indicativo de que os fatores são independentes, no que se refere a suas contribuições individuais para a eficiência total do sistema. Os resultados em Denisov e Yeatman (2010) também suportam esta conclusão. Os ensaios 3, 6 e 9 apresentaram os piores resultados. Os três utilizam a cerâmica PZ3 como elemento receptor, que obteve desempenho inferior às cerâmicas PZ1 e PZ2 nas simulações do cenário 2, justificando a baixo desempenho durante as simulações deste cenário. É também um indicativo da importância das dimensões do elemento receptor na maximização da eficiência.

Os experimentos de simulação de uso envolvendo o cenário 6 foram superiores aos do cenário 5 na maioria dos ensaios realizados. Isto ocorreu pois os experimentos de otimização foram baseados no perfil de usuário 2 e para uma carga de 50Ω ; como os fatores e níveis utilizados foram definidos conforme estas especificações, naturalmente eram esperados melhores eficiências. Nos ensaios 7 e 9, as espessuras da pele do usuário 2 (camada de maior reflexão) foram demasiadamente largas, aumentando consideravelmente as perdas por reflexão. Já no ensaio 6 utilizou-se uma carga de 20Ω , bem abaixo do valor ótimo. Os resultados em Sherrit et al. (2005) mostram que operar fora das condições de carga ideal significativamente deteriora a eficiência.

De modo geral, os resultados dos experimentos de simulação de uso para o usuário 2 estão dentro dos valores marginais das especificações, apresentando eficiência de 29% para frequência de 870 kHz, distância entre as unidade de 30 mm e diâmetro dos elementos transmissores e receptores de 30 mm e 11 mm, respectivamente. Já (ARRA et al., 2007) obteve eficiências entre 21%-35% para uma frequência de 840 kHz, distância entre as unidade entre 30–105 mm e diâmetro do elemento transmissor entre 25-30 mm. Os resultados para o usuário 1 foram aquém do esperado, mostrando mais uma vez a alta sensibilidade do sistema. Uma alternativa seria propor uma solução de compromisso entre os dois usuários, porém com o ônus de se reduzir a eficiência geral do sistema.

Ressalta-se que todas as análises e conclusões fornecidas neste trabalho são inteiramente baseadas em simulações, uma vez que os resultados não foram validados em experimentos físicos. Salienta-se também que, apesar do modelo proposto incorporar as perdas nas cerâmicas e as perdas por difração e reflexão no tecido biológico humano, ele é unidimensional e não leva em consideração as perdas por dispersão espacial, nem os efeitos do desalinhamento entre as unidades, que podem acarretar em quedas de eficiência da ordem de 90% (OZERI; SHMILOVITZ, 2010). Também não levou-se em consideração os efeitos de variação de temperatura que podem alterar significativamente as propriedades físicas das cerâmicas e do tecido biológico humano (KINO, 1987; D'SOUZA et al., 2001).

As motivações por trás do desenvolvimento do modelo computacional nasceram da necessidade de um modelo que compreendesse os diversos mecanismos de perdas envolvidos na propagação de ondas mecânicas, principalmente através de material biológico. Apesar dos primeiros esforços na transferência de energia utilizando a propagação de ondas acústicas terem se iniciado há mais de 25 anos, o estado da arte ainda é muito rudimentar no que se refere à modelagem, principalmente quando compara-se com outros mecanismos, como o indutivo. Visto que os rendimentos de sistemas TTE são demasiadamente sensíveis à aplicação, o levantamento de suas especificações geralmente são resultado de extensivos processos de calibração. É extremamente dispendioso realizar protocolos de testes para sistemas com tantas métricas. Uma modelagem precisa e robusta pode diminuir consideravelmente o tempo e os custos envolvidos no projeto.

Desta forma, a abordagem deste trabalho sofreu diversas mudanças ao longo de seu desenvolvimento. Primordialmente, a ideia era utilizar simulações para verificar se as especificações propostas atendiam às necessidades do sistema, não necessitando de uma compreensiva modelagem dos mecanismos de perda e transmissão envolvidos. Porém a gama de possibilidades para os fatores de controle e a extensão de seus níveis, fizeram o processo de especificação árduo e ineficiente. Decidiu-se então pela utilização das simulações para realização de triagem (experimentos de otimização). Nesta nova abordagem, substituiu-se o modelo de Mason, pelo de KLM e posteriormente pelo o de Leach. Similarmente, trocou-se o modelo de impedâncias complexas por linhas de transmissão com

perdas. As especificações antigas foram desafiadas pelas novas, que se mostraram mais concretas com relação aos resultados encontrados na literatura. O cronograma anterior que priorizava a realização de testes com aparatos físicos, foi redimensionado para contemplar o desenvolvimento de um modelo computacional robusto. A experimentação prática exerce papel fundamental no processo de desenvolvimento de um produto, contudo, acredito que se mais trabalhos forem direcionados à modelagem, a viabilidade prática da implementação de sistemas TTE se concretizará mais rapidamente.

A TTE é uma área relativamente nova e apresenta inúmeros aspectos passíveis de exploração. Seguindo a linha deste trabalho, esforços futuros no desenvolvimento de modelos computacionais que englobem as perdas por dispersão espacial e as variações de temperatura melhorariam consideravelmente a robustez das especificações levantadas através de experimentos de otimização. Além disso, a realização de experimentos práticos, como os testes cíclicos e de usabilidade, são de suma importância para a validação de sistemas TTE, além de constituir a melhor maneira de avaliar aspectos de usabilidade, como por exemplo as influências que o desalinhamento dos transdutores desempenham na eficiência global do sistema.

Grande parte da energia é perdida durante a transmissão, principalmente por refração e reflexão. O desenvolvimento de novos materiais piezoelétricos revestidos com camadas de acoplamento podem melhorar significativamente a propagação das ondas acústicas através do tecido biológico. Ainda neste segmento, o estudo da viabilidade da incorporação de artifícios utilizados para melhorar a propagação de ultra-som, como por exemplo o uso de lentes acústicas, podem gerar resultados frutíferos.

Sistemas TTE nada mais são que conversores DC/DC e mecanismos de consumo sustentáveis de energia são imprescindíveis para garantir altas eficiências. Deste modo, esforços devem ser realizados para a construção de sistemas de gerenciamento de energia que possibilitem a implementação de modos de hibernação e baixa potência, além da armazenagem de energia na unidade remota, por exemplo. A incorporação destes mecanismos citados podem aumentar consideravelmente o tempo de autonomia do sistema.

4.1 Conclusão

Foi avaliada a viabilidade da integração de um sistema TTE às bombas SICIs implantáveis. Diversos esquemas de transdução e diferentes arquiteturas de TTE foram investigadas através de uma análise metódica e sistemática das necessidades, métricas e especificações associadas. Foi proposto que um sistema TTE acoplado acusticamente constitui o melhor método para a energização das bombas. Simulações confirmaram a efetividade do sistema para suprir as demandas energéticas típicas, atingindo uma eficiência de 30% com potência entregue de 72mW. Os transdutores de transmissão e recepção

utilizados foram cerâmicas piezoelétricas discoidais do tipo PZT-5A com respectivos diâmetros de 30mm e 1mm, operando em uma frequência de 870kHz. Utilizou-se camadas de acoplamento acústico à base gel condutivo para ultra-som, com espessuras de até 2mm. Para essas configurações e utilizando as especificações de baterias *Energizer® e2 Ultimate Lithium* do tipo AA (*Energizer Holdings, Inc., St. Louis, Missouri, United States*) operando em 9V e suprindo 300mW de potência, estima-se um autonomia de 4 dias.

O sistema foi especificado e verificado utilizando um modelo computacional desenvolvido para possibilitar a simulação do sistema completo, desde a geração de ondas sonoras até a retificação da potência induzida. Em especial, o modelo foi estendido para incluir as perdas dielétricas, piezoelétricas e mecânicas, englobando as camadas de acoplamento utilizadas para o casamento de impedâncias acústicas. Os sistemas TTE prometem revolucionar a área de DMIs, e a constatação de que é possível suprir as demandas energéticas de SICIs, pelo menos teoricamente, constituiu mais um passo em direção à construção de um sistema artificial definitivo de controle de glicose.

Referências

- AADE. *Insulin Pump Therapy: Best practices in choosing and using infusion devices*. 2011. Disponível em <http://www.diabeteseducator.org/DiabetesEducation/position/White_Papers.html>. Citado na página 77.
- ADA. Standards of medical care in diabetes—2011. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 34, p. S11, 2011. Citado na página 28.
- ADA. Diagnosis and classification of diabetes mellitus. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 31, n. Supplement 1, p. S55–S60, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (BRASIL). *Manual de Tecnovigilância: abordagens de vigilância sanitária de produtos para a saúde comercializados no brasil*. Brasília, 2010. Citado na página 25.
- AKAO, Y. *Quality function deployment: integrating customer requirements into product design*. [S.l.]: Productivity Press, 2004. Citado na página 33.
- AKAO, Y.; MAZUR, G. H. The leading edge in qfd: past, present and future. *International Journal of Quality & Reliability Management*, MCB UP Ltd, v. 20, n. 1, p. 20–35, 2003. Citado na página 33.
- ALTSHULLER, G. et al. *40 principles: TRIZ keys to innovation*. [S.l.]: Technical Innovation Center, Inc., 1998. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 76.
- ALTSHULLER, G. S.; WILLIAMS, A. *Creativity as an exact science: The theory of the solution of inventive problems*. [S.l.: s.n.], 1984. Citado na página 36.
- ALWAN, A. et al. *Global status report on noncommunicable diseases 2010*. [S.l.]: World Health Organization, 2011. Citado na página 28.
- © ANIMAS CORP. *OneTouch® Ping®*. 2014. Disponível em <<http://www.animas.com/animas-insulin-pumps/onetouch-ping>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- APPANABOYINA, S.; PARTANEN, A.; HAEMMERICH, D. Non-invasive estimation of thermal tissue properties by high-intensity focused ultrasound. In: . [S.l.: s.n.], 2013. v. 8584. Cited By (since 1996)0. Citado na página 63.
- ARRA, S. et al. Ultrasonic power and data link for wireless implantable applications. In: IEEE. *Wireless Pervasive Computing, 2007. ISWPC'07. 2nd International Symposium on*. [S.l.], 2007. Citado 2 vezes nas páginas 78 e 89.
- © ASANTE SOLUTIONS. *Asante SNAP™*. 2014. Disponível em <<http://www.snappump.com/>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- ATKINS, D. Revolutionizing science and engineering through cyberinfrastructure: Report of the national science foundation blue-ribbon advisory panel on cyberinfrastructure. 2003. Citado na página 67.

- AZHARI, H. Appendix a: Typical acoustic properties of tissues. In: _____. *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*. John Wiley & Sons, Inc., 2010. p. 313–314. ISBN 9780470561478. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1002/9780470561478.app1>>. Citado na página 57.
- AZHIM, A.; KINOUCI, Y.; AKUTAGAWA, M. Biomedical telemetry: Technology and applications. In: BARCULO, D.; DANIELS, J. (Ed.). *Telemetry: Research, Technology and Applications*. New York: Nova Science Publishers, 2009. cap. 1. Citado na página 25.
- BALLATO, A. Modeling piezoelectric and piezomagnetic devices and structures via equivalent networks. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 48, n. 5, p. 1189–1240, Sept 2001. ISSN 0885-3010. Citado 3 vezes nas páginas 48, 50 e 53.
- BARROS, B.; SCARMINIO, I.; BRUNS, R. Como fazer experimentos. *Pesquisa e desenvolvimento na ciência e na indústria, Editora da UNICAP, Campinas*, 2010. Citado na página 65.
- BENDELL, A.; PRIDMORE, W.; DISNEY, J. *Taguchi methods*. [S.l.]: Springer-Verlag, 1989. Citado na página 65.
- BOX, G. E.; HUNTER, W. G.; HUNTER, J. S. Statistics for experimenters: an introduction to design, data analysis, and model building. John Wiley & Sons, 1978. Citado na página 65.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L.; MONSSEN, F. *Electronic devices and circuit theory*. [S.l.]: Pearson Prentice Hall, 2004. 567–585 p. Citado na página 58.
- BROWN, W. C. The history of power transmission by radio waves. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, v. 32, n. 9, p. 1230–1242, Sep 1984. ISSN 0018-9480. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.
- BROWNE, J. et al. Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms. *Ultrasound in medicine & biology*, Elsevier, v. 29, n. 7, p. 1053–1060, 2003. Citado na página 63.
- BUCHANAN, R. C. *Ceramic materials for electronics*. [S.l.]: CRC press, 2004. Citado na página 55.
- BURGE, S. "Matrix Diagram" from the *Systems Thinking Tool Box*. 2006. Disponível em <www.Burgehugheswalsh.co.uk>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 35.
- CADY, W. G. Piezoelectricity: an introduction to the theory and applications of electromechanical phenomena in crystals. Dover New York, 1964. Citado na página 47.
- CARTA, R.; PUERS, R. Wireless power and data transmission for robotic capsule endoscopes. In: *Communications and Vehicular Technology in the Benelux (SCVT), 2011 18th IEEE Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–6. Citado na página 40.

- CARVALHO, M. A. de; BACK, N. *TRIZ (Teoria da Solução Inventiva de Problemas)*. 2004. Disponível em <http://www.numa.org.br/conhecimentos/conhecimentos_port/pag_conhec/triz_numa.html>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 36.
- CASCIARO, S. et al. Full experimental modelling of a liver tissue mimicking phantom for medical ultrasound studies employing different hydrogels. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Springer, v. 20, n. 4, p. 983–989, 2009. Citado na página 63.
- CHAN, L.-K.; WU, M.-L. Quality function deployment: a literature review. *European Journal of Operational Research*, Elsevier, v. 143, n. 3, p. 463–497, 2002. Citado na página 33.
- CHENG, D. K. *Field and wave electromagnetics*. [S.l.]: Addison-Wesley New York, 1989. Citado na página 49.
- CHENG, L. C.; FILHO, L. M. Gestão de desenvolvimento de produtos (gdp) eo método de desdobramento da função qualidade (qfd). *CHENG, LC; MELO FILHO, LDR QFD: desdobramento da função qualidade na gestão de desenvolvimento de produtos*. São Paulo: Editora Blücher, p. 1–35, 2007. Citado na página 35.
- CHRISTEN, T.; CARLEN, M. W. Theory of ragnone plots. *Journal of power sources*, Elsevier, v. 91, n. 2, p. 210–216, 2000. Citado na página 39.
- COHEN, L. *Quality function deployment: how to make QFD work for you*. [S.l.]: Addison-Wesley Reading, MA, 1995. Citado na página 34.
- CRIPPS, S. C. *RF Power Amplifiers for Wireless Communications*. [S.l.]: Artech House, Inc., 2006. Citado na página 40.
- CULJAT, M. O. et al. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound in medicine & biology*, Elsevier, v. 36, n. 6, p. 861–873, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 63 e 64.
- CURIE, J.; CURIE, P. Development by pressure of polar electricity in hemihedral crystals with inclined faces. *Bull. soc. min. de France*, v. 3, p. 90, 1880. Citado na página 47.
- DANEMAN, D. Type 1 diabetes. *Lancet*, v. 367, n. 9513, p. 847–858, Mar 2006. Citado na página 29.
- DCCT. The effect of intensive treatment of diabetes on the development and progression of long-term complications in insulin-dependent diabetes mellitus. The Diabetes Control and Complications Trial Research Group. *N. Engl. J. Med.*, v. 329, n. 14, p. 977–986, Sep 1993. Citado na página 29.
- DELL, R. M.; RAND, D. A. J. *Understanding batteries*. [S.l.]: Royal Society of Chemistry, 2001. Citado na página 37.
- DENISOV, A.; YEATMAN, E. Ultrasonic vs. inductive power delivery for miniature biomedical implants. In: IEEE. *Body Sensor Networks (BSN), 2010 International Conference on*. [S.l.], 2010. p. 84–89. Citado 3 vezes nas páginas 78, 87 e 88.

- DERRAIK, J. G. et al. Effects of age, gender, bmi, and anatomical site on skin thickness in children and adults with diabetes. *PloS one*, Public Library of Science, v. 9, n. 1, p. e86637, 2014. Citado na página 57.
- DEVENTER, J. van et al. Pspice simulation of ultrasonic systems. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 47, n. 4, p. 1014–1024, 2000. Citado na página 78.
- DIGILECTRON. *Microelectron Sistemas Eléctricos*. 2014. Disponível em <http://www.digilectron.com.br/loja/categoria/15/Buzzer__Piezoeletricos>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 77.
- DOITPOMS. *Batteries, DoITPoMS Teaching and Learning Packages*. 2005. Disponível em <<http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/batteries/index.php>>. Citado na página 38.
- DONALDSON, N. d. N. Voltage regulators for implants powered by coupled coils. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 21, n. 6, p. 756–761, 1983. Citado na página 59.
- D’SOUZA, W. D. et al. Tissue mimicking materials for a multi-imaging modality prostate phantom. *Medical physics*, v. 28, p. 688, 2001. Citado 2 vezes nas páginas 57 e 89.
- EBERT, J.; KAZIMIERCZUK, M. Class e high-efficiency tuned power oscillator. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, v. 16, n. 2, p. 62–66, 1981. ISSN 0018-9200. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.
- ELLENBOGEN, K. A.; WOOD, M. A. *Cardiac pacing and ICDs*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008. Citado na página 25.
- ENGELHARDT, M. Ltspice/switchercad iv. *Linear Technology Corporation*, 2011. Citado na página 78.
- EUDEY, T. L. *Designing Experiments for Validation of Quantitative Methods*. [S.l.]: CRC Press, 2007. 1–46 p. Citado na página 65.
- FRIES, R. C. *Reliable design of medical devices*. [S.l.]: CRC Press, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 64 e 65.
- GALLEGO-JUAREZ, J. Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, IOP Publishing, v. 22, n. 10, p. 804, 1989. Citado na página 47.
- GAO, J. et al. Simultaneous measurement of thermophysical properties of tissue-mimicking phantoms for high intensity focused ultrasound (hifu) exposures. *International Journal of Thermophysics*, Springer, v. 33, n. 3, p. 495–504, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 63 e 64.
- GHOSHAL, G.; OELZE, M. Use of quantitative ultrasound to detect temperature variations in biological phantoms due to heating. In: *Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1780–1783. ISSN 1948-5719. Citado na página 63.

- GIBNEY, M. A. et al. Skin and subcutaneous adipose layer thickness in adults with diabetes at sites used for insulin injections: implications for needle length recommendations. *Current Medical Research & Opinion*, Informa UK Ltd UK, v. 26, n. 6, p. 1519–1530, 2010. Citado na página 57.
- GIVEN IMAGING. *PillCam ESO*. 2006. Disponível em <<http://www.givenimaging.com/en-us/Innovative-Solutions/Capsule-Endoscopy/Pillcam-ESO/Pages/default.aspx>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 26.
- HANSEN, T.; YAGHJIAN, A. D. *Plane-wave theory of time-domain fields: near-field scanning applications*. [S.l.]: IEEE Press New York, 1999. Citado na página 48.
- HARRIS, T. S. *What Is A Hernia?* 2014. Disponível em <<http://www.californiaherniaspecialists.com/what-is-a-hernia.html>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 56.
- HOSHINO, M. et al. Recent progress in mechanical artificial pancreas. *J Artif Organs*, v. 12, n. 3, p. 141–149, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 30.
- HOVORKA, R. Continuous glucose monitoring and closed-loop systems. *Diabetic medicine*, Wiley Online Library, v. 23, n. 1, p. 1–12, 2006. Citado na página 25.
- HYNYNEN, K. Mrihifu: A tool for image-guided therapeutics. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Wiley Online Library, v. 34, n. 3, p. 482–493, 2011. Citado na página 63.
- IDF. *IDF Diabetes Atlas*. Brussels, Belgium, 2013. Disponível em: <<http://www.idf.org/diabetesatlas>>. Citado na página 28.
- IEEE Std 176. Ieee standard on piezoelectricity. *ANSI/IEEE Std 176-1987*, 1987. Citado na página 48.
- IKEDA, T. *Fundamentals of piezoelectricity*. [S.l.]: Oxford university press Oxford, 1990. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 51.
- ILLICH, K. V. *PSpice simulation of ultrasonic systems*. 2011. Disponível em <<http://www.youspice.com/ys/en/project/electroacoustic-echo-system-of-an-ultrasonic-piezoelectric-transducer.3sp>>. Citado na página 78.
- © INSULET CORP. *OmniPod® Insulin Management System*. 2014. Disponível em <<https://www.myomnipod.com/>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- JAFFE, H.; BERLINCOURT, D. Piezoelectric transducer materials. *Proceedings of the IEEE*, v. 53, n. 10, p. 1372–1386, Oct 1965. ISSN 0018-9219. Citado na página 47.
- JEAN-MISTRAL, C.; BASROUR, S.; CHAILLOUT, J. Comparison of electroactive polymers for energy scavenging applications. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 19, n. 8, p. 085012, 2010. Citado na página 47.
- JEITLER, K. et al. Continuous subcutaneous insulin infusion versus multiple daily insulin injections in patients with diabetes mellitus: systematic review and meta-analysis. *Diabetologia*, v. 51, n. 6, p. 941–951, Jun 2008. Citado na página 30.

- JENNE, J. W.; PREUSSER, T.; GÜNTHER, M. High-intensity focused ultrasound: principles, therapy guidance, simulations and applications. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, Elsevier, 2012. Citado na página [63](#).
- JOHANNESSEN, E. et al. Biocompatibility of a lab-on-a-pill sensor in artificial gastrointestinal environments. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 53, n. 11, p. 2333–2340, Nov 2006. ISSN 0018-9294. Citado na página [25](#).
- JUNG, W. G. Cookbook, ic timer. *Published by Howard W. Sams & Co., Inc. ISBN: 0-672-21932-8*, 1974. Citado na página [45](#).
- KAZIMIERCZUK, M.; PUCZKO, K. Exact analysis of class e tuned power amplifier at any q and switch duty cycle. *Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, v. 34, n. 2, p. 149–159, 1987. ISSN 0098-4094. Citado 3 vezes nas páginas [41](#), [46](#) e [47](#).
- KING, R. et al. Development and characterization of a tissue-mimicking material for high-intensity focused ultrasound. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 58, n. 7, p. 1397–1405, 2011. ISSN 0885-3010. Citado na página [63](#).
- KINO, G. S. *Acoustic waves: devices, imaging, and analog signal processing*. [S.l.]: Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ, 1987. Citado 3 vezes nas páginas [55](#), [56](#) e [89](#).
- KINSLER, L. E. et al. Fundamentals of acoustics. *Fundamentals of Acoustics, 4th Edition, by Lawrence E. Kinsler, Austin R. Frey, Alan B. Coppens, James V. Sanders, pp. 560. ISBN 0-471-84789-5. Wiley-VCH, December 1999.*, v. 1, 1999. Citado 3 vezes nas páginas [49](#), [54](#) e [57](#).
- KIOURTI, A.; NIKITA, K. A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions [wireless corner]. *Antennas and Propagation Magazine, IEEE*, v. 54, n. 3, p. 210–228, June 2012. ISSN 1045-9243. Citado na página [25](#).
- KIOURTI, A.; NIKITA, K. Implantable antennas: A tutorial on design, fabrication, and in vitro/in vivo testing. *Microwave Magazine, IEEE*, v. 15, n. 4, p. 77–91, June 2014. ISSN 1527-3342. Citado 2 vezes nas páginas [25](#) e [74](#).
- KLEIJNEN, J. P. *Design and analysis of simulation experiments*. [S.l.]: Springer, 2007. Citado na página [67](#).
- KORFF, M. V. et al. Work disability among individuals with diabetes. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 28, n. 6, p. 1326–1332, 2005. Citado na página [28](#).
- KRIMHOLTZ, R.; LEEDOM, D.; MATTHAEI, G. K. New equivalent circuits for elementary piezoelectric transducers. *Electronics Letters*, v. 6, n. 13, p. 398–399, June 1970. ISSN 0013-5194. Citado 2 vezes nas páginas [48](#) e [51](#).
- KURS, A. et al. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances. *science*, American Association for the Advancement of Science, v. 317, n. 5834, p. 83–86, 2007. Citado na página [74](#).
- LAI, Y. Power supplies. In: RASHID, M. H. (Ed.). *Power electronics handbook*. [S.l.]: Academic Pr, 2011. cap. 23, p. 601–626. Citado na página [59](#).

- LASKOVSKI, A.; YUCE, M. Class-e oscillators as wireless power transmitters for biomedical implants. In: *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1–5. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.
- LAZZI, G. Thermal effects of bioimplants. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, v. 24, n. 5, p. 75–81, 2005. ISSN 0739-5175. Citado na página 40.
- LEACH W.M., J. Controlled-source analogous circuits and spice models for piezoelectric transducers. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 41, n. 1, p. 60–66, Jan 1994. ISSN 0885-3010. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 52.
- LINDEN, D.; REDDY, T. *Handbook of Batteries*. [S.l.]: McGraw-Hill Professional, 2002. Citado na página 38.
- LOGTENBERG, S. J. et al. Improved glycemic control with intraperitoneal versus subcutaneous insulin in type 1 diabetes a randomized controlled trial. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 32, n. 8, p. 1372–1377, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 56.
- MADSEN, E. L.; FRANK, G. R.; DONG, F. Liquid or solid ultrasonically tissue-mimicking materials with very low scatter. *Ultrasound in medicine & biology*, Elsevier, v. 24, n. 4, p. 535–542, 1998. Citado na página 63.
- MASON, W. P. *Electromechanical transducers and wave filters*. [S.l.]: Van Nostrand Reinhold, 1946. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 50.
- MAST, T. D. Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues. *Acoustics Research Letters Online*, v. 1, n. 2, p. 37–42, 2000. Disponível em: <<http://scitation.aip.org/content/asa/journal/arlo/1/2/10.1121/1.1336896>>. Citado na página 57.
- MASWOOD, A. I. The power diode. In: RASHID, M. H. (Ed.). *Power electronics handbook*. [S.l.]: Academic Pr, 2011. cap. 2, p. 17–27. Citado 2 vezes nas páginas 58 e 59.
- © MEDTRONIC INC. *MiniMed Paradigm® REAL-Time Revel™ System*. 2014. Disponível em <<http://professional.medtronicdiabetes.com/paradigm-revel-real-time>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- © MEDTRONIC INC. *MiniMed® 530G with Enlite®*. 2014. Disponível em <<http://www.medtronicdiabetes.com/treatment-and-products/minimed-530g-diabetes-system-with-enlite>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- MINICUCCI, W. et al. O papel da bomba de insulina nas estratégias de tratamento do diabetes. posicionamento oficial sbd 2007 nº 6. *Rev Bras Med*, n. s6, 2007. Citado na página 29.
- MOURA, S. J. *Techniques for battery health conscious power management via electrochemical modeling and optimal control*. Tese (Doutorado) — Pennsylvania State University, 2011. Citado na página 39.
- NAGEL, L. W.; PEDERSON, D. O. *SPICE: Simulation program with integrated circuit emphasis*. [S.l.]: Electronics Research Laboratory, College of Engineering, University of California, 1973. Citado na página 78.

- NATHAN, D. M. et al. Intensive diabetes treatment and cardiovascular disease in patients with type 1 diabetes. *N. Engl. J. Med.*, v. 353, n. 25, p. 2643–2653, Dec 2005. Citado na página 29.
- NETO, G. N. N. et al. Sistemas implantáveis de estimulação elétrica funcional para controle artificial de movimentos funcionais:[revisão]. *Rev. bras. eng. biomed*, v. 26, n. 2, p. 121–142, 2010. Citado na página 25.
- OLYMPUS OPTICAL CO. *EndoCapsule System EC-1*. 2004. Disponível em <http://www.olympus.nl/medical/en/medical_systems/products_services/product_details/product_details_17984.jsp>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 26.
- ONKAMO, P. et al. Worldwide increase in incidence of Type I diabetes—the analysis of the data on published incidence trends. *Diabetologia*, v. 42, n. 12, p. 1395–1403, Dec 1999. Citado na página 28.
- OZERI, S.; SHMILOVITZ, D. Ultrasonic transcutaneous energy transfer for powering implanted devices. *Ultrasonics*, Elsevier, v. 50, n. 6, p. 556–566, 2010. Citado 4 vezes nas páginas 77, 78, 87 e 89.
- PETROFSKY, J. S. et al. Skin heat dissipation: the influence of diabetes, skin thickness, and subcutaneous fat thickness. *Diabetes technology & therapeutics*, Mary Ann Liebert, Inc. 140 Huguenot Street, 3rd Floor New Rochelle, NY 10801-5215 USA, v. 10, n. 6, p. 487–493, 2008. Citado na página 57.
- PHADKE, M. S. *Quality engineering using robust design*. [S.l.]: Prentice Hall PTR, 1995. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 82.
- PICHARDO, S. et al. Suitability of a tumour-mimicking material for the evaluation of high-intensity focused ultrasound ablation under magnetic resonance guidance. *Physics in Medicine and Biology*, v. 58, n. 7, p. 2163–2183, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado na página 63.
- PICKUP, J.; KEEN, H. Continuous subcutaneous insulin infusion at 25 years: evidence base for the expanding use of insulin pump therapy in type 1 diabetes. *Diabetes Care*, v. 25, n. 3, p. 593–598, Mar 2012. Citado na página 30.
- PUERS, R. *Omnidirectional inductive powering for biomedical implants*. [S.l.]: Springer, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 58 e 73.
- PUGH, S. *Total design: integrated methods for successful product engineering*. [S.l.]: Addison-Wesley Wokingham, 1991. Citado na página 35.
- PUGH, S. The systems engineering tool box. 2009. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- RAAB, F. Idealized operation of the class e tuned power amplifier. *Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, v. 24, n. 12, p. 725–735, 1977. Citado 3 vezes nas páginas 40, 42 e 46.
- RAAB, F. Effects of circuit variations on the class e tuned power amplifier. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, v. 13, n. 2, p. 239–247, 1978. ISSN 0018-9200. Citado na página 42.

RAGONE, D. V. *Review of battery systems for electrically powered vehicles*. [S.l.], 1968. Citado na página 39.

RAMADAN, K. S.; SAMEOTO, D.; EVOY, S. A review of piezoelectric polymers as functional materials for electromechanical transducers. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 23, n. 3, p. 033001, 2014. Citado na página 47.

RETNAKARAN, R. et al. Continuous subcutaneous insulin infusion versus multiple daily injections: the impact of baseline A1c. *Diabetes Care*, v. 27, n. 11, p. 2590–2596, Nov 2004. Citado na página 30.

© ROCHE DIAGNOSTICS. *Accu-Chek® Combo*. 2014. Disponível em <<https://www.accu-check.com.br/br/produtos/sic/combo.html>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.

ROES, M. G. L. et al. Acoustic energy transfer: A review. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, v. 60, n. 1, p. 242–248, Jan 2013. ISSN 0278-0046. Citado na página 52.

ROOT, M. *The TAB Battery Book: An In-depth Guide to Construction, Design, and Use*. [S.l.]: McGraw Hill Professional, 2010. Citado na página 38.

ROTELLA, F.; MANNUCCI, E. Meta-analysis depression as a risk factor for diabetes: A meta-analysis of longitudinal studies. *J Clin Psychiatry*, v. 74, n. 1, p. 31–37, 2013. Citado na página 28.

SACHS, H. G.; GABEL, V.-P. Retinal replacement—the development of microelectronic retinal prostheses—experience with subretinal implants and new aspects. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, Springer, v. 242, n. 8, p. 717–723, 2004. Citado na página 25.

SAWYER, D. et al. An introduction to human factors in medical devices. *US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health*, 1996. Citado na página 66.

SBD. *Diagnóstico e Tratamento do diabetes tipo 1*. 2012. Posicionamento Oficial SBD no 1 – 2012. Citado 3 vezes nas páginas 28, 29 e 30.

SBD. *Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes: 2013-2014*. Sao Paulo: AC Farmacêutica, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.

SCHLESINGER, S. et al. Terminology for model credibility. *Simulation*, SIMULATION COUNCILS INC PO BOX 17900, SAN DIEGO, CA 92117, v. 32, n. 3, p. 103–104, 1979. Citado na página 68.

SCHUYLENBERGH, K. V.; PUERS, R. *Inductive Powering: Basic Theory and Application to Biomedical Systems*. [S.l.]: Springer, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 73.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. *Microelectronic Circuits*. Sixth edition. [S.l.]: Oxford University Press, Inc., 2010. Citado 2 vezes nas páginas 43 e 44.

- SHERRIT, S. et al. Efficient electromechanical network model for wireless acoustic-electric feed-throughs. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *Smart Structures and Materials*. [S.l.], 2005. p. 362–372. Citado 4 vezes nas páginas 61, 77, 78 e 88.
- SHERRIT, S. et al. Comparison of the mason and klm equivalent circuits for piezoelectric resonators in the thickness mode. In: *Ultrasonics Symposium, 1999. Proceedings. 1999 IEEE*. [S.l.: s.n.], 1999. v. 2, p. 921–926 vol.2. ISSN 1051-0117. Citado na página 48.
- SINGHAL, A. K. Key elements of verification and validation of cfd software. *American Institute of Aeronautics and Astronautics, AIAA*, p. 98–2639, 1998. Citado na página 67.
- SOKAL, N. Class-e switching-mode high-efficiency tuned rf/microwave power amplifier: improved design equations. In: *Microwave Symposium Digest. 2000 IEEE MTT-S International*. [S.l.: s.n.], 2000. v. 2, p. 779–782 vol.2. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 47.
- SOKAL, N.; SOKAL, A. Class e-a new class of high-efficiency tuned single-ended switching power amplifiers. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, v. 10, n. 3, p. 168–176, 1975. Citado 3 vezes nas páginas 40, 41 e 42.
- SOKAL, N. O. Class-e rf power amplifiers. *QEX Commun. Quart*, n. 204, p. 9–20, 2001. Citado 3 vezes nas páginas 40, 41 e 47.
- © SOOIL DEVELOP. *Dana Diabecare IIS*. 2014. Disponível em <http://www.sooil.com/new/eng/m3_02_7.html>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- SPRAWLS, P. *Physical principles of medical imaging*. [S.l.]: Medical Physics Pub., 1995. Citado na página 57.
- SUN, C. et al. The speed of sound and attenuation of an iec agar-based tissue-mimicking material for high frequency ultrasound applications. *Ultrasound in medicine & biology*, Elsevier, v. 38, n. 7, p. 1262–1270, 2012. Citado na página 63.
- TAGUCHI, G. *Introduction to quality engineering: designing quality into products and processes*. [S.l.: s.n.], 1986. Citado 3 vezes nas páginas 65, 66 e 82.
- © TANDEM CARE. *t:slim® Insulin Pump*. 2013. Disponível em <<http://www.tandemdiabetes.com/Products/t-slim-Insulin-Pump/>>. Acessado em 3 de dezembro de 2014. Citado na página 31.
- TESLA, N. *Apparatus for transmitting electrical energy*. [S.l.]: Google Patents, 1914. US Patent 1,119,732. Citado na página 26.
- Texas Instruments. *LM555 Timer*. 2013. Disponível em <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm555.pdf>>. Citado na página 45.
- TROYK, P. et al. Development of bion trade; technology for functional electrical stimulation: bidirectional telemetry. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2001. v. 2, p. 1317–1320 vol.2. ISSN 1094-687X. Citado na página 40.

- TROYK, P.; SCHWAN, M. Closed-loop class e transcutaneous power and data link for microimplants. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 39, n. 6, p. 589–599, 1992. ISSN 0018-9294. Citado 2 vezes nas páginas [42](#) e [43](#).
- VALDASTRI, P. et al. An implantable telemetry platform system for in vivo monitoring of physiological parameters. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, v. 8, n. 3, p. 271–278, Sept 2004. ISSN 1089-7771. Citado na página [25](#).
- VALLA, V. Therapeutics of diabetes mellitus: focus on insulin analogues and insulin pumps. *Experimental diabetes research*, Hindawi Publishing Corporation, v. 2010, 2010. Citado na página [29](#).
- WANG, G. et al. Design and analysis of an adaptive transcutaneous power telemetry for biomedical implants. *Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on*, v. 52, n. 10, p. 2109–2117, 2005. ISSN 1549-8328. Citado na página [42](#).
- WILSON, B. S.; DORMAN, M. F. Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. *Hearing research*, Elsevier, v. 242, n. 1, p. 3–21, 2008. Citado na página [25](#).
- XIANG, S.; ZHANG, Y. Matching layer optimization between ultrasound transducer and human tissues. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*. [S.l.: s.n.], 1995. v. 1, p. 623–624 vol.1. Citado na página [55](#).
- XU, Q. et al. Batteries not included: A mat-based wireless power transfer system for implantable medical devices as a moving target. *Microwave Magazine, IEEE*, v. 14, n. 2, p. 63–72, March 2013. ISSN 1527-3342. Citado na página [26](#).
- YUCE, M.; DISSANAYAKE, T. Easy-to-swallow wireless telemetry. *Microwave Magazine, IEEE*, v. 13, n. 6, p. 90–101, Sept 2012. ISSN 1527-3342. Citado na página [25](#).
- ZEIGLER, B. P.; PRAEHOFER, H.; KIM, T. G. *Theory of modeling and simulation: integrating discrete event and continuous complex dynamic systems*. [S.l.]: Academic press, 2000. Citado na página [67](#).
- ZELL, K. et al. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Physics in medicine and biology*, IOP Publishing, v. 52, n. 20, p. N475, 2007. Citado 2 vezes nas páginas [63](#) e [64](#).
- ZENIOS, S.; MAKOWER, J.; YOCK, P. *Biodesign: the process of innovating medical technologies*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2010. Citado 2 vezes nas páginas [64](#) e [65](#).
- ZIAIE, B. et al. A self-oscillating detuning-insensitive class-e transmitter for implantable microsystems. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 48, n. 3, p. 397–400, 2001. ISSN 0018-9294. Citado na página [43](#).
- ZIERHOFER, C.; HOCHMAIR, E. S. High-efficiency coupling-insensitive transcutaneous power and data transmission via an inductive link. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 37, n. 7, p. 716–722, 1990. ISSN 0018-9294. Citado na página [40](#).
- ZISSER, H. C. The OmniPod Insulin Management System: the latest innovation in insulin pump therapy. *Diabetes Ther*, v. 1, n. 1, p. 10–24, Aug 2010. Citado 2 vezes nas páginas [29](#) e [32](#).

Apêndices

APÊNDICE A – Quadro de contradição TRIZ aplicado ao sistema TTE

Quadro 8 – Quadro de contradição TRIZ. As linhas identificam as necessidades conflitantes e as colunas as contradições técnicas.

Contrações técnicas a serem resolvidas mapeadas nos termos da Matriz de Contrações		Princípios Inventivos sugeridos pela Matriz de Contrações		
				<i>Melhorar</i>
Capacidade de transmissão	Força (Intensidade)	Velocidade ou taxa de uma ação no tempo	12	Equipotencialidade
	Medida da interação entre sistemas. Qualquer interação prevista para mudar as condições do objeto. Neste caso em particular, envolve os acoplamentos entre transmissor e meio.	Aqui usado como um equivalente da frequência de operação	13	Inversão
			15	Dinamização
			28	Substituição dos meios mecânicos
			Força (Intensidade)	Potência
	Medida da interação entre sistemas. Qualquer interação prevista para mudar as condições do objeto. Neste caso em particular, envolve os acoplamentos entre transmissor e meio.	Neste caso, potência consumida pelo sistema como um todo.	19	Ação periódica
			35	Mudança de parâmetros e propriedades
			37	Expansão térmica
Perda de energia	Força (Intensidade)	36	Mudança de fase	
Uso de energia que não contribui para a tarefa sendo feita, neste caso em particular, a TTE.	Medida da interação entre sistemas. Qualquer interação prevista para mudar as condições do objeto. Neste caso em particular, envolve os acoplamentos entre transmissor e meio.	38	Uso de oxidantes fortes	

Continuação do Quadro 8.

Contradições técnicas a serem resolvidas mapeadas nos termos da Matriz de Contradições		Princípios Inventivos sugeridos pela Matriz de Contradições		
		Melhorar	Sem piorar	
Causar pouca perturbação no meio	Fatores indesejados causados pelo objeto Fator que reduz a eficiência ou a qualidade do funcionamento do objeto/sistema gerados por este mesmo como parte de sua operação.	Força (Intensidade) Medida da interação entre sistemas. Qualquer interação prevista para mudar as condições do objeto. Neste caso em particular, envolve os acoplamentos entre transmissor e meio.	1 28 35 40	Segmentação ou fragmentação Substituição dos meios mecânicos Mudança de parâmetros e propriedades Uso de materiais compostos
	Fatores indesejados causados pelo objeto Fator que reduz a eficiência ou a qualidade do funcionamento do objeto/sistema gerados por este mesmo como parte de sua operação.	Perda de informação Perda de dados ou acesso a dados de/por um sistema, seja parcial ou completa, permanente ou temporária. Neste caso, a informação é a energia sendo transmitida pelo enlace.	10 21 29	Ação prévia Aceleração Construção hidráulica ou pneumática
	Fatores indesejados causados pelo objeto Fator que reduz a eficiência ou a qualidade do funcionamento do objeto/sistema gerados por este mesmo como parte de sua operação.	Velocidade ou taxa de uma ação no tempo Aqui usado como um equivalente da frequência de operação	3 23 28 35	Quantidade localizada Retroalimentação Substituição dos meios mecânicos Mudança de parâmetros e propriedades
	Fatores indesejados causados pelo objeto Fator que reduz a eficiência ou a qualidade do funcionamento do objeto/sistema gerados por este mesmo como parte de sua operação.	Perda de energia Uso de energia que não contribui para a tarefa sendo feita, neste caso em particular, a TTE.	2 21 22 35	Remoção ou extração Aceleração Transformação de prejuízo em lucro Mudança de parâmetros e propriedades
	Fatores indesejados causados pelo objeto Fator que reduz a eficiência ou a qualidade do funcionamento do objeto/sistema gerados por este mesmo como parte de sua operação.	Uso da energia pelo objeto estacionário Energia necessária para realizar determinada tarefa, neste caso, a TTE. Inclui o uso da energia fornecida ao sistema.	18 19 22	Vibração mecânica Ação periódica Transformação de prejuízo em lucro
	Imunidade à fatores externos Susceptibilidade do sistema a fatores indesejados gerados externamente.	Exatidão de manufatura Grau em que as características reais do sistema ou objeto reproduzem as características teóricas especificadas.	10 18 26 28	Ação prévia Vibração mecânica Cópia Substituição dos meios mecânicos
	Imunidade à fatores externos Susceptibilidade do sistema a fatores indesejados gerados externamente.	Manufaturabilidade Grau de facilidade ou conforto na manufatura ou fabricação do objeto ou sistema	2 24 35	Remoção ou extração Mediação Mudança de parâmetros e propriedades
Imune às perturbações do meio	Imunidade à fatores externos Susceptibilidade do sistema a fatores indesejados gerados externamente.	Força (Intensidade) Medida da interação entre sistemas. Qualquer interação prevista para mudar as condições do objeto. Neste caso em particular, envolve os acoplamentos entre transmissor e meio.	13 18 35 39	Inversão Vibração mecânica Mudança de parâmetros e propriedades Uso de atmosferas inertes
	Imunidade à fatores externos Susceptibilidade do sistema a fatores indesejados gerados externamente.	Velocidade ou taxa de uma ação no tempo Aqui usado como um equivalente da frequência de operação	21 22 28 35	Aceleração Transformação de prejuízo em lucro Substituição dos meios mecânicos Mudança de parâmetros e propriedades

Continuação do Quadro 8.

		Contrações técnicas a serem resolvidas mapeadas nos termos da Matriz de Contrações		Princípios Inventivos sugeridos pela Matriz de	
		<i>Melhorar</i>	<i>Sem piorar</i>	Contrações	
Facilidade de manufatura	Manufaturabilidade		Perda de informação	16	Ação parcial ou suplementar
	Grau de facilidade ou conforto na manufatura ou fabricação do objeto ou sistema		Perda de dados ou acesso a dados de/por um sistema, seja parcial ou completa, permanente ou temporária. Neste caso, é considerada como informação a energia sendo transmitida pelo enlace.	18 24 32	Vibração mecânica Elemento mediador ou portador Mudança de cor
Facilidade de manufatura	Exatidão de manufatura		Perda de informação		sem sugestões
	Grau em que as características reais do sistema ou objeto reproduzem as características teóricas especificadas.		Perda de dados ou acesso a dados de/por um sistema, seja parcial ou completa, permanente ou temporária. Neste caso, é considerada como informação a energia sendo transmitida pelo enlace.		
Biocompatibilidade	Forma		Velocidade ou taxa de uma ação no tempo	15	Dinamização
	Contornos externos, aparência do sistema. Aqui usada como uma medida geral das dimensões e topologia do objeto.		Aqui usado como um equivalente da frequência de operação	18 34 35	Vibração mecânica Descarte e regeneração Mudança de parâmetros e propriedades
	Forma		Perda de energia	3	Quantidade localizada
	Contornos externos, aparência do sistema. Aqui usada como uma medida geral das dimensões e topologia do objeto.		Uso de energia que não contribui para a tarefa sendo feita, neste caso em particular, a TTE.	10 15 16	Ação prévia Dinamização Ação parcial ou suplementar
	Forma		Peso estacionário		
	Contornos externos, aparência do sistema. Aqui usada como uma medida geral das dimensões e topologia do objeto.		Massa do objeto	14	Resistência
	Peso estacionário		Velocidade ou taxa de uma ação no tempo		
	Massa do objeto		Aqui usado como um equivalente da frequência de operação		sem sugestões
	Peso estacionário		Uso da energia pelo objeto estacionário	1	Segmentação ou fragmentação
	Massa do objeto		Energia necessária para realizar determinada tarefa, neste caso, a TTE. Inclui o uso da energia fornecida ao sistema.	18 19 28	Vibração mecânica Ação periódica Substituição dos meios mecânicos
Peso estacionário		Perda de energia	15	Dinamização	
Massa do objeto		Uso de energia que não contribui para a tarefa sendo feita, neste caso em particular, a TTE.	18 19 28	Vibração mecânica Ação periódica Substituição dos meios mecânicos	

APÊNDICE B – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 1

```

Version 4
SHEET 1 996 760
WIRE -1232 224 -1296 224
WIRE -1088 224 -1152 224
5 WIRE -912 224 -1088 224
WIRE -800 224 -848 224
WIRE 432 224 400 224
WIRE 624 224 496 224
WIRE 672 224 624 224
10 WIRE -800 240 -800 224
WIRE 400 240 400 224
WIRE 672 256 672 224
WIRE -1296 288 -1296 224
WIRE -912 288 -960 288
15 WIRE -784 288 -848 288
WIRE -960 352 -960 288
WIRE -960 352 -992 352
WIRE -784 352 -784 288
WIRE -688 352 -784 352
20 WIRE -336 352 -608 352
WIRE -64 352 -256 352
WIRE 240 352 16 352
WIRE 432 352 432 288
WIRE 432 352 320 352
25 WIRE 496 352 496 288
WIRE 528 352 496 352
WIRE 672 400 672 336
WIRE -1296 416 -1296 368
WIRE 0 0 0 0
30 FLAG -1296 416 0
FLAG 672 400 0
FLAG 400 240 0
FLAG 624 224 Vout
FLAG -1088 224 Vin
35 FLAG -800 240 0
SYMBOL PiezoElement -880 256 R0
SYMATTR Value L=1300u S=7.07e-4
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1248 240 R270
40 WINDOW 0 32 56 VTop 2
WINDOW 3 0 56 VBottom 2

```

```

SYMATTR InstName R1
SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -1040 352 R180
45 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1296 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
50 WINDOW 39 0 0 Left 2
SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -640 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
55 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 464 256 M0
SYMATTR Value L=500u S=0.95e-4
60 SYMATTR InstName X3
SYMBOL res 656 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value 50
SYMBOL SubstInf 576 352 R0
65 SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L=2m S=7.07e-4
70 SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin -16 352 R0
SYMATTR Value L=22m S=7.07e-4
75 SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 288 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
80 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT -1192 504 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -664 616 Left 2 !.step param f 200K 1Meg 1K
85 TEXT -656 680 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
TEXT -1080 280 Left 2 ;Latao
TEXT -688 272 Left 2 ;Gel
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele

```

```
TEXT -72 280 Left 2 ;Gordura
90 TEXT 256 272 Left 2 ;Gel
TEXT 536 272 Left 2 ;Latao
TEXT -912 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 432 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT -656 744 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
```

APÊNDICE C – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 2

```

Version 4
SHEET 1 996 760
WIRE -1216 224 -1280 224
WIRE -1072 224 -1136 224
5 WIRE -896 224 -1072 224
WIRE -784 224 -832 224
WIRE 512 224 480 224
WIRE 704 224 576 224
WIRE 752 224 704 224
10 WIRE -784 240 -784 224
WIRE 480 240 480 224
WIRE 752 256 752 224
WIRE -1280 288 -1280 224
WIRE -896 288 -944 288
15 WIRE -768 288 -832 288
WIRE -944 352 -944 288
WIRE -944 352 -976 352
WIRE -768 352 -768 288
WIRE -672 352 -768 352
20 WIRE -336 352 -592 352
WIRE -32 352 -256 352
WIRE 320 352 48 352
WIRE 512 352 512 288
WIRE 512 352 400 352
25 WIRE 576 352 576 288
WIRE 608 352 576 352
WIRE 752 400 752 336
WIRE -1280 416 -1280 368
WIRE 0 0 0 0
30 FLAG -1280 416 0
FLAG 752 400 0
FLAG 480 240 0
FLAG 704 224 Vout
FLAG -1072 224 Vin
35 FLAG -784 240 0
SYMBOL PiezoElement -864 256 R0
SYMATTR Value L=1300u S=7.07e-4
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1232 240 R270
40 WINDOW 0 32 56 VTop 2
WINDOW 3 0 56 VBottom 2

```

```

SYMATTR InstName R1
SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -1024 352 R180
45 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1280 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
50 WINDOW 39 0 0 Left 2
SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -624 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
55 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 544 256 M0
SYMATTR Value L={LR} S={SR}
60 SYMATTR InstName X3
SYMBOL res 736 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value 50
SYMBOL SubstInf 656 352 R0
65 SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L=2m S=7.07e-4
70 SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin 16 352 R0
SYMATTR Value L=22m S=7.07e-4
75 SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 368 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
80 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT -1192 504 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -664 616 Left 2 !.param SR= table(X,1, 95u,2, 150u,3, 314u,4,
      380u,5, 450u,6, 573u,7, 707u )
85 TEXT -656 680 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
TEXT -1064 280 Left 2 ;Latao
TEXT -672 272 Left 2 ;Gel

```

```
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele
TEXT -40 272 Left 2 ;Gordura
90 TEXT 336 272 Left 2 ;Gel
TEXT 616 272 Left 2 ;Latao
TEXT -896 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 512 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT -656 744 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
95 TEXT -656 576 Left 2 !.param f 870K
TEXT -656 648 Left 2 !.param LR =table(X,1,500u,2, 700u,3, 950u,4,
    1000u,5, 1100u,6, 1200u,7, 1300u)
TEXT 184 560 Left 2 !.step param X list 1 2 3 4 5 6 7
```

APÊNDICE D – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 3

```

Version 4
SHEET 1 996 760
WIRE -1088 224 -1152 224
WIRE -944 224 -1008 224
5 WIRE -768 224 -944 224
WIRE -656 224 -704 224
WIRE 320 224 288 224
WIRE 512 224 384 224
WIRE 560 224 512 224
10 WIRE -656 240 -656 224
WIRE 288 240 288 224
WIRE 560 256 560 224
WIRE -1152 288 -1152 224
WIRE -768 288 -816 288
15 WIRE -640 288 -704 288
WIRE -816 352 -816 288
WIRE -816 352 -848 352
WIRE -640 352 -640 288
WIRE -544 352 -640 352
20 WIRE -336 352 -464 352
WIRE -112 352 -256 352
WIRE 128 352 -32 352
WIRE 320 352 320 288
WIRE 320 352 208 352
25 WIRE 384 352 384 288
WIRE 416 352 384 352
WIRE 560 400 560 336
WIRE -1152 416 -1152 368
FLAG -1152 416 0
30 FLAG 560 400 0
FLAG 288 240 0
FLAG 512 224 Vout
FLAG -944 224 Vin
FLAG -656 240 0
35 SYMBOL PiezoElement -736 256 R0
SYMATTR Value L=1300u S=7.07e-4
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1104 240 R270
WINDOW 0 32 56 VTop 2
40 WINDOW 3 0 56 VBottom 2
SYMATTR InstName R1

```

```

SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -896 352 R180
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
45 SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1152 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
WINDOW 39 0 0 Left 2
50 SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -496 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
55 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 352 256 M0
SYMATTR Value L={LR} S={SR}
SYMATTR InstName X3
60 SYMBOL res 544 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value 50
SYMBOL SubstInf 464 352 R0
SYMATTR Value S=7.07e-4
65 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L=2m S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
70 SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin -64 352 R0
SYMATTR Value L=22m S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
75 SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 176 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
80 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT -1192 504 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -664 616 Left 2 !.param SR= table(X,1, 95u,2, 150u,3, 314u,4,
      380u,5, 450u,6, 573u,7, 707u )
TEXT -656 680 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
85 TEXT -936 280 Left 2 ;Latao
TEXT -544 272 Left 2 ;Gel
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele

```

```
TEXT -120 272 Left 2 ;Gordura
TEXT 144 272 Left 2 ;Gel
90 TEXT 424 272 Left 2 ;Latao
TEXT -768 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 320 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT -656 744 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
TEXT -656 576 Left 2 !.param f 870K
95 TEXT -656 648 Left 2 !.param LR =table(X,1,500u,2, 700u,3, 950u,4,
    1000u,5, 1100u,6, 1200u,7, 1300u)
TEXT 184 560 Left 2 !.step param X list 1 2 3 4 5 6 7
```

APÊNDICE E – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 4

```

Version 4
SHEET 1 996 952
WIRE -1200 224 -1264 224
WIRE -1056 224 -1120 224
5 WIRE -880 224 -1056 224
WIRE -768 224 -816 224
WIRE 464 224 432 224
WIRE 656 224 528 224
WIRE 704 224 656 224
10 WIRE -768 240 -768 224
WIRE 432 240 432 224
WIRE 704 256 704 224
WIRE -1264 288 -1264 224
WIRE -880 288 -928 288
15 WIRE -752 288 -816 288
WIRE -928 352 -928 288
WIRE -928 352 -960 352
WIRE -752 352 -752 288
WIRE -656 352 -752 352
20 WIRE -336 352 -576 352
WIRE -16 352 -256 352
WIRE 272 352 64 352
WIRE 464 352 464 288
WIRE 464 352 352 352
25 WIRE 528 352 528 288
WIRE 560 352 528 352
WIRE 704 400 704 336
WIRE -1264 416 -1264 368
FLAG -1264 416 0
30 FLAG 704 400 0
FLAG 432 240 0
FLAG 656 224 Vout
FLAG -1056 224 Vin
FLAG -768 240 0
35 SYMBOL PiezoElement -848 256 R0
SYMATTR Value L={LT} S={ST}
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1216 240 R270
WINDOW 0 32 56 VTop 2
40 WINDOW 3 0 56 VBottom 2
SYMATTR InstName R1

```

```

SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -1008 352 R180
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
45 SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1264 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
WINDOW 39 0 0 Left 2
50 SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -608 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S={ST}
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
55 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 496 256 M0
SYMATTR Value L={LR} S={SR}
SYMATTR InstName X3
60 SYMBOL res 688 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value 50
SYMBOL SubstInf 608 352 R0
SYMATTR Value S=7.07e-4
65 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L=2m S={ST}
SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
70 SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin 32 352 R0
SYMATTR Value L=22m S={ST}
SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
75 SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 320 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S={ST}
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
80 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT 200 664 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -1048 592 Left 2 !.param SR= table(X,1, 95u,2, 150u,3, 314u,4,
      95u,5, 150u,6, 314u,7, 95u ,8, 150u,9,314u)
TEXT 176 600 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
85 TEXT -1048 280 Left 2 ;Latao
TEXT -656 272 Left 2 ;Gel
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele

```

```
TEXT -120 272 Left 2 ;Gordura
TEXT 288 272 Left 2 ;Gel
90 TEXT 568 272 Left 2 ;Latao
TEXT -880 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 464 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT 184 632 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
TEXT -1048 632 Left 2 !.param LR= table(X,1, 500u,2, 700u,3, 950u
,4, 500u,5, 700u,6, 950u,7, 500u ,8, 700u,9,950u)
95 TEXT 184 560 Left 2 !.step param X list 1 2 3 4 5 6 7 8 9
TEXT -1040 552 Left 2 !.param f= table(X,1, 840K,2, 840K,3, 840K,4,
870K,5, 870K,6, 870K,7, 900K,8,900K,9,900K)
TEXT -1040 664 Left 2 !.param ST= table(X,1, 450u,2, 573u,3, 707u
,4, 707u,5, 450u,6, 573u,7, 573u ,8, 707u,9,450u)
TEXT -1032 696 Left 2 !.param LT= table(X,1, 1100u,2, 1200u,3, 1300
u,4, 1300u,5, 1100u,6, 1200u,7, 1200u ,8, 1300u,9,1100u)
```

APÊNDICE F – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 5

```

Version 4
SHEET 1 996 760
WIRE -1200 224 -1264 224
WIRE -1056 224 -1120 224
5 WIRE -880 224 -1056 224
WIRE -768 224 -816 224
WIRE 496 224 464 224
WIRE 688 224 560 224
WIRE 736 224 688 224
10 WIRE -768 240 -768 224
WIRE 464 240 464 224
WIRE 736 256 736 224
WIRE -1264 288 -1264 224
WIRE -880 288 -928 288
15 WIRE -752 288 -816 288
WIRE -928 352 -928 288
WIRE -928 352 -960 352
WIRE -752 352 -752 288
WIRE -656 352 -752 352
20 WIRE -336 352 -576 352
WIRE -32 352 -256 352
WIRE 304 352 48 352
WIRE 496 352 496 288
WIRE 496 352 384 352
25 WIRE 560 352 560 288
WIRE 592 352 560 352
WIRE 736 400 736 336
WIRE -1264 416 -1264 368
FLAG -1264 416 0
30 FLAG 736 400 0
FLAG 464 240 0
FLAG 688 224 Vout
FLAG -1056 224 Vin
FLAG -768 240 0
35 SYMBOL PiezoElement -848 256 R0
SYMATTR Value L=1300u S=7.07e-4
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1216 240 R270
WINDOW 0 32 56 VTop 2
40 WINDOW 3 0 56 VBottom 2
SYMATTR InstName R1

```

```

SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -1008 352 R180
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
45 SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1264 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
WINDOW 39 0 0 Left 2
50 SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -608 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
55 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 528 256 M0
SYMATTR Value L=500u S=0.95e-4
SYMATTR InstName X3
60 SYMBOL res 720 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value {r}
SYMBOL SubstInf 640 352 R0
SYMATTR Value S=7.07e-4
65 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L={s} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
70 SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin 16 352 R0
SYMATTR Value L={g} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
75 SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 352 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
80 SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT -1192 504 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -1192 552 Left 2 !.param f 870K
TEXT -1200 608 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
85 TEXT -1048 280 Left 2 ;Latao
TEXT -656 272 Left 2 ;Gel
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele
TEXT -32 280 Left 2 ;Gordura

```

```
TEXT 320 272 Left 2 ;Gel
90 TEXT 600 272 Left 2 ;Latao
TEXT -880 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 496 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT -1176 656 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
TEXT -624 528 Left 2 !.param s= table(X,1,1.69m,2,1.69m,3,1.69m
,4,1.83m,5,1.83m,6,1.83m,7,1.97m,8,1.97m,9,1.97m)
95 TEXT -624 576 Left 2 !.param g= table(X,1,11.70m,2,13.06m,3,14.42m
,4,11.70m,5,13.06m,6,14.42m,7, 11.70m,8,13.06m,9,14.42m)
TEXT -624 608 Left 2 !.param r=table(X,1,20,2,35,3,
50,4,35,5,50,6,20,7,50,8,20,9,35)
TEXT -608 664 Left 2 !.step param X list 1 2 3 4 5 6 7 8 9
```

APÊNDICE G – Esquemático em código LTSpice para o Cenário 6

```

Version 4
SHEET 1 996 760
WIRE -1200 224 -1264 224
WIRE -1056 224 -1120 224
5 WIRE -880 224 -1056 224
WIRE -768 224 -816 224
WIRE 496 224 464 224
WIRE 688 224 560 224
WIRE 736 224 688 224
10 WIRE -768 240 -768 224
WIRE 464 240 464 224
WIRE 736 256 736 224
WIRE -1264 288 -1264 224
WIRE -880 288 -928 288
15 WIRE -752 288 -816 288
WIRE -928 352 -928 288
WIRE -928 352 -960 352
WIRE -752 352 -752 288
WIRE -656 352 -752 352
20 WIRE -336 352 -576 352
WIRE -32 352 -256 352
WIRE 304 352 48 352
WIRE 496 352 496 288
WIRE 496 352 384 352
25 WIRE 560 352 560 288
WIRE 592 352 560 352
WIRE 736 400 736 336
WIRE -1264 416 -1264 368
WIRE 0 0 0 0
30 FLAG -1264 416 0
FLAG 736 400 0
FLAG 464 240 0
FLAG 688 224 Vout
FLAG -1056 224 Vin
35 FLAG -768 240 0
SYMBOL PiezoElement -848 256 R0
SYMATTR Value L=1300u S=7.07e-4
SYMATTR InstName X1
SYMBOL res -1216 240 R270
40 WINDOW 0 32 56 VTop 2
WINDOW 3 0 56 VBottom 2

```

```

SYMATTR InstName R1
SYMATTR Value 100
SYMBOL SubstInf -1008 352 R180
45 SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X2
SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMBOL Misc\\signal -1264 272 R0
WINDOW 123 24 132 Left 2
50 WINDOW 39 0 0 Left 2
SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value SINE(0 30 {f})
SYMBOL SubstFin -608 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
55 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X7
SYMBOL PiezoElement 528 256 M0
SYMATTR Value L=500u S=0.95e-4
60 SYMATTR InstName X3
SYMBOL res 720 240 R0
SYMATTR InstName R2
SYMATTR Value {r}
SYMBOL SubstInf 640 352 R0
65 SYMATTR Value S=7.07e-4
SYMATTR Value2 d=8.64K V=4.7K
SYMATTR InstName X8
SYMBOL SubstFin -288 352 R0
SYMATTR Value L={s} S=7.07e-4
70 SYMATTR Value2 d=1.09K V=1.73K
SYMATTR SpiceLine At=(4.02e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X4
SYMBOL SubstFin 16 352 R0
SYMATTR Value L={g} S=7.07e-4
75 SYMATTR Value2 d=0.95K V=1.48K
SYMATTR SpiceLine At=(5.3e-6)*{f} F={f}
SYMATTR InstName X5
SYMBOL SubstFin 352 352 R0
SYMATTR Value L=(1.62K*0.25)/{f} S=7.07e-4
80 SYMATTR Value2 d=1.04K V=1.62K
SYMATTR SpiceLine Nv=1.15m F={f}
SYMATTR InstName X6
TEXT -1192 504 Left 2 !.tran 0 300u 0
TEXT -1192 552 Left 2 !.param f 870K
85 TEXT -1200 608 Left 2 !.meas VOUT RMS V(Vout)
TEXT -1048 280 Left 2 ;Latao
TEXT -656 272 Left 2 ;Gel
TEXT -328 272 Left 2 ;Pele

```

```
TEXT -32 280 Left 2 ;Gordura
90 TEXT 320 272 Left 2 ;Gel
TEXT 600 272 Left 2 ;Latao
TEXT -880 136 Left 2 ;PZT-5A TX
TEXT 496 144 Left 2 ;PZT-5A RX
TEXT -1176 656 Left 2 !.meas IOUT RMS I(R2)
95 TEXT -624 528 Left 2 !.param s= table(X,1,1.89m,2,1.89m,3,1.89m
,4,1.99m,5,1.99m,6,1.99m,7,2.09m,8,2.09m,9,2.09m)
TEXT -624 576 Left 2 !.param g= table(X,1,19.53m,2,21.26m,3,22.99m
,4,19.53m,5,21.26m,6,22.99m,7, 19.53m,8,21.26m,9,22.99m)
TEXT -624 608 Left 2 !.param r=table(X
,1,20,2,35,3,50,4,35,5,50,6,20,7,50,8,20,9,35)
TEXT -608 664 Left 2 !.step param X list 1 2 3 4 5 6 7 8 9
```

Anexos

ANEXO A – Esquemático em código LTSpice para PZT-5A

```

Version 4
SHEET 1 1424 680
WIRE 352 -96 48 -96
WIRE 544 -96 448 -96
5 WIRE 352 -64 320 -64
WIRE 480 -64 448 -64
WIRE 320 -16 320 -64
WIRE 400 -16 320 -16
WIRE 480 -16 480 -64
10 WIRE 480 -16 400 -16
WIRE 400 16 400 -16
WIRE 400 16 384 16
WIRE 128 32 64 32
WIRE 224 32 176 32
15 WIRE 592 32 480 32
WIRE 128 80 128 32
WIRE 224 80 224 32
WIRE 400 80 400 16
WIRE 480 80 480 32
20 WIRE 128 208 128 160
WIRE 480 208 480 160
WIRE 480 208 128 208
WIRE 224 224 224 160
WIRE 304 224 224 224
25 WIRE 352 224 304 224
WIRE 128 240 128 208
WIRE 224 240 224 224
WIRE 304 240 304 224
WIRE 400 240 400 160
30 WIRE 352 256 352 224
WIRE 128 336 128 304
WIRE 128 336 64 336
WIRE 176 336 176 32
WIRE 176 336 128 336
35 WIRE 224 336 224 320
WIRE 224 336 176 336
WIRE 304 336 304 304
WIRE 304 336 224 336
WIRE 352 336 352 304
40 WIRE 352 336 304 336
WIRE 592 336 592 32

```

```
WIRE 592 336 352 336
WIRE 400 368 400 320
FLAG 48 -96 B
45 IOPIN 48 -96 BiDir
FLAG 544 -96 F
IOPIN 544 -96 BiDir
FLAG 64 32 E+
IOPIN 64 32 BiDir
50 FLAG 64 336 E-
IOPIN 64 336 BiDir
FLAG 384 16 i_deform
FLAG 400 368 0
SYMBOL e 400 224 R0
55 WINDOW 0 6 9 Left 0
WINDOW 3 10 98 Left 0
SYMATTR InstName E1
SYMATTR Value 1
SYMBOL cap 112 240 R0
60 WINDOW 0 12 10 Right 0
WINDOW 3 12 51 Right 0
SYMATTR InstName C0
SYMATTR Value {C0}
SYMBOL res 208 224 R0
65 SYMATTR InstName R1
SYMATTR Value 1K
SYMBOL cap 288 240 R0
WINDOW 0 19 13 Left 0
WINDOW 3 23 54 Left 0
70 SYMATTR InstName C1
SYMATTR Value 1
SYMBOL ltline 400 -80 R0
SYMATTR InstName O1
SYMATTR Value Tpzt
75 SYMBOL f 224 80 R0
WINDOW 0 8 -3 Left 0
WINDOW 3 10 86 Left 0
SYMATTR InstName F2
SYMATTR Value V2 {h2}
80 SYMBOL voltage 128 64 R0
WINDOW 0 -6 14 Right 0
WINDOW 3 -3 101 Right 0
WINDOW 123 0 0 Left 0
WINDOW 39 0 0 Left 0
85 SYMATTR InstName V2
SYMATTR Value 0
SYMBOL voltage 400 64 R0
WINDOW 0 -3 13 Right 0
```

```
WINDOW 3 -3 101 Right 0
90 WINDOW 123 0 0 Left 0
WINDOW 39 0 0 Left 0
SYMATTR InstName V1
SYMATTR Value 0
SYMBOL f 480 80 R0
95 WINDOW 0 8 -3 Left 0
WINDOW 3 10 85 Left 0
SYMATTR InstName F1
SYMATTR Value V1 {h1}
TEXT 40 -144 Left 0 !.model Tpztl LTRA(len={L} R={Rt} L={Lt} C={Ct})
100 TEXT 896 0 Left 0 !* PZT-5A\n.param d=7750; (Kg/m3)\n.param Q=75\n.
    param V=4350; (m/s)\n.param eS=7.35e-9; (C2/Nm2)\n.param e33
    =15.8; (C/m2)
TEXT 616 120 Left 0 !* Model\n.param C0=eS*S/L; (F)\n.param Lt=d*S;
    (H) \n.param Ct=1/(V**2*Lt); (F)\n.param f0=V/(2*L); (Hz)\n.
    param Rt=2*Pi*f0*Lt/Q; (Ohm)\n.param h1=e33/eS \n.param h2=h1*C0
TEXT 672 -40 Left 0 !.params L=435u S=1.267e-4
RECTANGLE Normal 320 192 80 48 2
RECTANGLE Normal 576 192 352 48 2
```

ANEXO B – Esquemático em código LTSpice para o Latão

```
Version 4
SHEET 1 1424 680
WIRE 320 -96 288 -96
WIRE 320 -80 320 -96
5 WIRE 320 16 320 0
FLAG 288 -96 B
IOPIN 288 -96 BiDir
FLAG 320 16 0
SYMBOL res 304 -96 R0
10 SYMATTR InstName R1
SYMATTR Value {Z}
TEXT 416 -80 Left 2 !* Latao\n.param d=1000; (Kg/m3)\n.param V
    =1500; (m/s)
TEXT 416 8 Left 2 !* Model\n.param Z=V*d*S; (Ohm)
TEXT 416 -112 Left 2 !.param S=1e-4; (m2)
```

ANEXO C – Esquemático em código LTSpice para o Gel/Gordura/Pele

```

Version 4
SHEET 1 1424 680
WIRE 256 -96 240 -96
WIRE 368 -96 352 -96
5 WIRE 256 -64 240 -64
WIRE 368 -64 352 -64
WIRE 240 -32 240 -64
WIRE 368 -32 368 -64
FLAG 240 -96 B
10 IOPIN 240 -96 BiDir
FLAG 368 -96 F
IOPIN 368 -96 BiDir
FLAG 240 -32 0
FLAG 368 -32 0
15 SYMBOL ltline 304 -80 R0
SYMATTR InstName Load
SYMATTR Value Tload
TEXT 184 -152 Left 2 !.model Tload LTRA(len={L} R={Rt} L={Lt} C={Ct
  })
TEXT 456 -48 Left 2 !* Gel - Gordura - Pele\n.param d=1000; (Kg/m3)
  \n.param V=1500; (m/s)\n.param Nv=1e-3; Viscosity(Pas)
20 TEXT 176 32 Left 2 !* Model\n.param Lt=d*S; (H) \n.param Ct=1/(V
  **2*Lt); (F)\n.param Af2=8*Pi**2*Nv/(3*d*V**3); (Neper/m/Hz2)\n.
  param At=Af2*F**2; (Neper/m)\n.param Rt=2*V*d*S*At; (Ohm)
TEXT 456 -112 Left 2 !.params L=10m S=1e-4 \n.param F=1Meg

```
