Evandro Drigo da Silva

**Nova abordagem na transmissão de
energia transcutânea para dispositivos
de assistência ventricular implantáveis**

Tese apresentada ao Instituto Dante
Pazzanese de Cardiologia – Entidade
Associada à Universidade de São Paulo,
para obtenção do título de Doutor em
Ciências.

Programa de Medicina/Tecnologia e
Intervenção em Cardiologia.

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de
Andrade

Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 01 novembro de 2011. A
versão original está disponível na Biblioteca do IDPC.

São Paulo

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Preparada pela Biblioteca do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

©reprodução autorizada pelo autor

Silva, Evandro Drigo da

Nova abordagem na transmissão de energia transcutânea para dispositivos de assistência ventricular implantáveis / Evandro Drigo da Silva. -- São Paulo, 2018.

Tese(doutorado)--Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia Universidade de São Paulo
Área de Concentração: Medicina, Tecnologia e Intervenção em Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade

Descritores: 1. Dispositivos para Suporte Cardíaco. 2. Coração Artificial. 3. Transferência de Energia 4. Materiais Biocompatíveis. 5. Eletrodos Implantáveis. 6. Insuficiência Cardíaca.

USP/IDPC/Biblioteca/087/18

DEDICATÓRIA:

Dedico aos meus amados pais.

AGRADECIMENTOS

Eu agradeço à minha família por compreenderem os momentos em que estive ausente e por todo o carinho e incentivo.

Às companheiras no percurso da vida, Henriette Righi e Desireè Dela Mônica, por, cada qual à sua forma, contribuírem para que me torne uma pessoa melhor.

Aos amigos do CEAC/IDPC: Adriana Del Mônico, Bruno Utiyama, Jeison Fonseca, Sr. Pércio, Edir Leal, Rosa Correia e Gustavo Caravita, por todo o apoio, companheirismo, incentivo e amizade durante esses incríveis anos de convivência.

Aos amigos do ICB-USP: Giovana Fioravante, por ter auxiliado nos testes *in vitro*; à querida amiga Kamila, por nunca reclamar da minha bagunça em sua bancada e ao grande amigo de longa data, Wesley Fotoran, por todo o apoio e inspiração no meio científico. Assim como agradeço aos amigos, Livia e Requeijo, por sempre terem um cantinho pra mim na república.

Aos amigos e companheiros de pesquisas do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo: Breno Tachibana, Mariana Hernandez, Prof. Tarcísio Leão e Prof. Eduardo Bock, por todos os congressos, amizade e força nos momentos difíceis, perseverando nos princípios da “*The Academic Society*”.

Aos amigos do Instituto de Física: Alisson, Welington e Antônio Carlos Tromba pelo apoio e boa vontade nos momentos em que precisei; e, principalmente ao Prof. Nemitala Added, pela amizade e incentivo (e empréstimo de alguns equipamentos de pesquisa!).

Ao mais novo amigo, João Paulo Costalonga, pela boa vontade e empréstimo do equipamento de imagem térmica.

Às secretárias da Pós-graduação, nossos anjos da guarda, Janeide e Valquíria.

A todos os professores do programa de doutorado do IDPC, por compartilharem seu vasto conhecimento; citando nominalmente os dois que causaram grande impacto em minha trajetória: o saudoso Prof. Dr. Júlio César, com sua alma poética e o Prof. Dr. Denys Nicolosi, com seu carisma, pelo seu incentivo e exemplo.

E finalmente, expresso a minha mais profunda gratidão ao meu orientador, o Prof. Dr. Aron Andrade, pela paciência, amizade e exemplo acadêmico e de vida.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação.

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos: *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Referências: adaptado de *International Committe of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Sumário

Lista de figuras
Lista de gráficos
Lista de tabelas
Lista de símbolos
Lista de siglas
Resumo
Abstract

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	1
1.1 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	1
1.3 OUTRAS APLICAÇÕES DO TET NA ÁREA DA SAÚDE.....	13
1.3.1 TET PARA MARCA PASSO	13
1.3.2 TET EM IMPLANTE COCLEAR.....	13
1.3.3 TET UTILIZADO EM PRÓTESE DE RETINA.....	15
2. TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA POR ACOPLAMENTO CAPACITIVO	16
3. OBJETIVOS	20
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
4.1 CONCEPÇÃO DO TET CAPACITIVO.....	21
4.2. PROVA DE CONCEITO	25
4.3. MODELO DE ACOPLAMENTO PROPOSTO	27
4.3.1.1. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS	32
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	36
6. CONCLUSÕES	57
7. Anexo A – Transformadores Piezoelétricos	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62

Lista de figuras

Figura 1 – primeiro dispositivo de suporte circulatório mecânico: Liotta-Cooley artificial heart.	7
Figura 2 – Dispositivos de segunda e terceira geração: Debakey LVAD (a) e HeartWare (b).	8
Figura 3 – Modelo do primeiro marca-passos implantado nas Américas..	10
Figura 4 - Ilustração dos principais componentes do implante coclear.....	14
Figura 5- Ilustração dos componentes do implante de retina.	15
Figura 6 - Esquema básico de um sistema de transmissão de energia transcutânea.	21
Figura 11 - Circuito utilizando o transformador piezoelétrico.....	26
Figura 15 - Representação do componente ideal e real para um capacitor.....	29
Figura 18 – Circuito elétrico equivalente para simulação da transmissão de energia.	33
Figura 19 – Construção dos capacitores para o ensaio in vitro e ex vivo.	34
Figura 22 - Resultados da prova de conceito 3.....	37
Figura 23 – Formas de onda do circuito com o transformador FLCC.	38
Figura 24 – Circuito equivalente para simulação da transmissão bipolar por campo elétrico através da pele, para a frequência de 200 MHz.	45
Figura 25 – Circuito equivalente para simulação da transmissão monopolar por campo elétrico através da pele, para a frequência de 200 MHz.	50
Figura 26 – Arranjo experimental.....	51
Figura 27 – Medida da capacitância e R_s equivalentes.	52
Figura 28 – Imagem térmica das amostras.....	52
Figura 29 – Dissipação térmica nos componentes do circuito experimental.....	53
Figura 31 - Cristal piezoelétrico	59
Figura 32 – Diferença entre a polarização de um mono e um policristal. As setas representam a orientação do momento de dipolo elétrico.....	60
Figura 33 - Geração do efeito piezoelétrico pela polarização e aquecimento de material cerâmico	60
Figura 34- Modelos de transformadores piezoelétricos.....	61

Lista de gráficos

Gráfico 1 - Histórico do uso de DAVs segundo INTERMACS	6
Gráfico 2 - Pirâmides etárias absolutas (projeção futura).....	11
Gráfico 3 – Apresentação de diversos dielétricos e suas respectivas permissividades relativas	40
Gráfico 4 – Contribuições no valor de R_s para cada dielétrico.	40
Gráfico 5 – Dielétricos com as maiores permissividades relativas	41
Gráfico 6 – Dielétricos com as menores contribuições para R_s	41
Gráfico 7 – ϵ_r vs. R_s para o grupo de materiais com as maiores constantes dielétricas	42
Gráfico 8 – Variação de R_s com a frequência de trabalho do circuito	43
Gráfico 9 – Potência entregue à carga; cada cor representa um valor da resistência de carga em numa faixa de 1 a 100 Ω	46
Gráfico 10 – Potência dissipada em R_1 ; cada cor representa um valor da resistência de carga em numa faixa de 1 a 100 Ω	47
Gráfico 11 – Variação das potências, entregue e dissipada, em função da resistência de carga.....	48
Gráfico 12 – Variação das potências no circuito monopolar, em função da resistência de carga.....	50
Gráfico 13 – Viabilidade celular por grama de tecido.	54
Gráfico 14 – Viabilidade celular para a cultura de F10-B16.	54

Lista de tabelas

Tabela 1- Número de óbitos decorrentes de doenças do sistema circulatório no Brasil.	2
Tabela 2- Número de óbitos decorrentes de doenças do sistema circulatório na União Européia.	3
Tabela 3 - Dados do <i>link</i> de RF de alguns modelos de implante coclear comerciais.	14
Tabela 4 – Geometria escolhida para cálculo dos componentes do modelo de capacitor real.	39

Lista de símbolos

μH	micro Henri.
ϵ_r	permissividade relativa.
Hz	Hertz.
mA	mili Amperes.
$^{\circ}\text{C}$	graus Célsius.
F	Faraday.
ρ	resistividade.
$\text{Tg}\delta$	tangente delta ou fator de dissipação.
V	Volt.
W	Watt.
X_c	reatância capacitiva.
Ω	ohm.
ω	velocidade angular.

Lista de siglas

ACE	acoplamento por campo elétrico.
CAA	coração artificial auxiliar.
CCFL	sigla inglesa para “Lâmpada Fluorescente de Catodo Frio”.
CEC	circulação extracorpórea.
DAV	dispositivo de assistência ventricular.
EMI	sigla inglesa para “Interferência eletromagnética”.
EPUSP	Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
ESDA	Electrostatic Discharge Association.
HBC	sigla inglesa para “comunicação através do corpo humano”.
IDPC	Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.
INTERMACS	“Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support”.
RF	rádio frequência.
SPICE	Simulated Program with Integrated Circuits Emphasis.
SUS	Sistema Único de Saúde.
TET	transmissão de energia transcutânea.
XTT	tetrazolium.
ZVS	zero voltage switch.

Resumo

Silva, E. D.: Nova abordagem na transmissão de energia transcutânea para dispositivos de assistência ventricular implantáveis. Tese (Doutorado) – Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018.

Com a crescente demanda por dispositivos implantáveis de suporte cardíaco (vulgarmente chamados de Coração Artificial) no tratamento da insuficiência cardíaca, surge a demanda por sistemas de transmissão de energia transcutânea (TET) para recarregamento das baterias implantadas. Esses sistemas reduzem os riscos de infecções, por não terem cabos atravessando a pele para alimentar os implantes; evitando também intervenções cirúrgicas recorrentes para troca de baterias. Normalmente, são pesquisados e testados sistemas TET por acoplamento magnético (indutivo) entre bobinas através da pele. Este trabalho propõe um modelo para o acoplamento por meio do campo elétrico, através de um capacitor, cujo dielétrico é constituído por polímeros (materiais biocompatíveis) e tecido biológico vivo (pele humana). Provas de conceito para transmissão de energia pelo acoplamento capacitivo apresentaram a possibilidade de mitigar problemas relacionados ao alinhamento axial exigido pelo acoplamento indutivo. Simulações computacionais de circuitos elétricos equivalentes ao acoplamento capacitivo foram confrontadas com experimentos *in vitro* e *ex vivo*, com tecidos vivos, validando o modelo proposto e servindo de base para o desenvolvimento de uma nova tecnologia.

Descritores: Dispositivos para Suporte Cardíaco; Coração Artificial; Transferência de Energia; Materiais Biocompatíveis; Eletrodos Implantáveis; Insuficiência Cardíaca.

Abstract

Silva, E. D.: Nova abordagem na transmissão de energia transcutânea para dispositivos de assistência ventricular implantáveis. Tese (Doutorado) – Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

Heart failure (HF) is a complex syndrome and a problem in the world. Ventricular assistive devices (VADs) are being used as target therapy in the treatment of HF. In order to avoid infectious due to the driveline passing through the patients, transcutaneous energy transmission systems (TET) have been developed to VADs. These TETs usually act by magnetic coupling between coils. The present work proposes a modeling for capacitive coupling through a dielectric composed of polymer and human skin. Bench tests demonstrated advantages over the axial alignment required by inductive systems. Computational simulations of the equivalent electric circuit for capacitive coupling were compared with in vitro experiments and validated the proposed model.

Descriptors: VAD; HF; TET; capacitive coupling.

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Este capítulo pretende explicar um panorama histórico sobre as doenças cardíacas e a crescente demanda por dispositivos implantáveis de auxílio circulatório, que estão sendo utilizados, cada vez mais, como terapia final (Berg, D. *et al*, 2018); o que traz consigo a necessidade de um sistema seguro e confortável para recarregamento das baterias implantáveis, que alimentam esses dispositivos. O mesmo sistema pode ser utilizado em outras áreas da saúde, proporcionando mais qualidade de vida aos usuários.

1.1 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

A insuficiência cardíaca (IC) é uma síndrome clínica complexa de variada etiologia e prognóstico. Para o escopo deste trabalho será considerado o segmento dessa síndrome que pode ser tratado por meio de dispositivos de assistência circulatória mecânica, segundo a Atualização da Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica – 2012. Seu texto discorre sobre dois estudos norte americanos, o REMATCH e o HeartMate II, que demonstraram incremento na sobrevida e qualidade de vida de pacientes com IC submetidos à tratamento com dispositivo de assistência mecânica implantável (Bocchi *et al*, 2012).

No Brasil, em janeiro de 2014, ocorreram por volta de 83 mil internações causadas por doenças do sistema cardiovascular, representando um ônus de mais de 47 milhões de reais (Leão, 2015).

Assim como apresentado na tabela 1, segundo o Ministério da Saúde (2017), ocorreram aproximadamente 350 mil mortes causadas por doenças do sistema cardiovascular em 2015.

Tabela 1- Número de óbitos decorrentes de doenças do sistema circulatório no Brasil.

Unidade da Federação	Óbitos
TOTAL	349.642
Acre	858
Alagoas	5.742
Amapá	575
Amazonas	3.075
Bahia	20.527
Ceará	15.082
Distrito Federal	3.884
Espírito Santo	6.497
Goiás	9.619
Maranhão	10.203
Mato Grosso	3.986
Mato Grosso do Sul	4.679
Minas Gerais	33.488
Pará	8.714
Paraíba	7.664
Paraná	20.449
Pernambuco	17.841
Piauí	6.651
Rio de Janeiro	38.300
Rio Grande do Norte	5.542
Rio Grande do Sul	22.575
Rondônia	1.942
Roraima	412
Santa Catarina	10.528
São Paulo	85.254
Sergipe	3.365
Tocantins	2.190

Fonte: MS/SVS/CGIAE - Sistema de Informações sobre Mortalidade - SIM

Ao analisar esses dados, destaca-se que apenas o Estado da São Paulo perfaz cerca de 24% dos registros nacionais, apresentando número de óbitos maior do que a maioria dos vinte e oito países integrantes da União Européia; inferior a apenas 7 deles, como pode ser verificado pela tabela 2.

Tabela 2- Número de óbitos decorrentes de doenças do sistema circulatório na União Européia.

EU-28	Óbitos
TOTAL	1.830.382
Bélgica	30.136
Bulgária	71.684
República	48.729
Checa	12.431
Dinamarca	339.348
Alemanha	8.258
Estónia	8.824
Irlanda	44.885
Grécia	116.557
Espanha	139.535
França	24.142
Croácia	219.218
Itália	1.873
Chipre	16.090
Letônia	22.461
Lituânia	1.188
Luxemburgo	62.665
Hungria	1.235
Malta	38.157
Países Baixos	33.290
Áustria	170.004

Tabela 2- Número de óbitos decorrentes de doenças do sistema circulatório na União Européia.

EU-28	Óbitos
Portugal	32.196
Roménia	149.258
Eslovênia	7.860
Eslováquia	23.020
Finlândia	19.623
Suécia	32.597
Reino Unido	155.118

Fonte: Adaptado de (Eurostat, 2014).

Outro fator que contribui para o elevado número de mortes é o tempo de espera na fila para um transplante cardíaco. Segundo Marinho (2004), dentre os problemas encontrados destacam-se a compatibilidade clínica entre o órgão e o receptor, a manutenção de potenciais doadores em UTIs (Unidades de Terapia Intensiva) e a logística de doação, extração, conservação do órgão e a realização do transplante propriamente dito.

A captação de órgãos enfrenta problemas sociais, culturais, religiosos e operacionais, como por exemplo: a grande sensibilidade do músculo cardíaco que suporta em média 4 horas desde sua retirada até o retorno de suas atividades sem isquemia (falta de suprimento de oxigênio para os tecidos) (Dinkhuysen, 2002).

Diante da dificuldade na realização de transplantes cardíacos e do grande número de pacientes, o desenvolvimento de dispositivos para o bombeamento de sangue em assistência à circulação sanguínea tem destacada importância. Diversos centros de pesquisa em cardiologia estão desenvolvendo desde bombas para circulação extracorpórea até dispositivos de assistência ventricular (DAV). Estes desenvolvimentos são multidisciplinares e dependem de análises clínicas criteriosas, de tecnologias

aplicadas com eficiência e de um elevado padrão de qualidade para que o dispositivo seja compatível com uma boa qualidade de vida do paciente.

A assistência circulatória pode ser classificada como (Andrade, 2010):

- (a) Suporte circulatório no pré-operatório. O equipamento é conectado ao paciente de forma paracorpórea via cânulas para mantê-lo vivo até uma tomada de decisão ou a realização de uma cirurgia cardíaca;
- (b) Circulação extracorpórea (CEC). O dispositivo é utilizado apenas durante a cirurgia para substituir as funções do coração e dos pulmões;
- (c) Ponte para recuperação no pós-operatório. O dispositivo facilita a recuperação do coração após a realização de uma cirurgia cardíaca;
- (d) Ponte para transplante. O dispositivo mantém o paciente vivo pelo tempo necessário até a realização de um transplante cardíaco;
- (e) Ponte para terapia. O dispositivo é utilizado para manter o paciente vivo enquanto métodos de tratamentos são realizados, por exemplo, com células-tronco;
- (f) Terapia de Destino. O dispositivo é implantado por tempo indeterminado como única opção, geralmente para pacientes não indicados ao transplante;
- (g) Substituição do coração. O dispositivo substitui completamente o coração doente do paciente (implante ortotópico).

Avaliações clínicas determinam o tipo de assistência recomendada para cada caso e dispositivos diferentes são necessários para cada aplicação específica.

Segundo INTERMACS (do inglês: *Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support*), que é o banco de dados de uso

de DAV na América do Norte, a utilização de DAVs como terapia de destino, ou seja, de maneira permanente, vem crescendo ao longo dos anos, como ilustra o gráfico 1, ultrapassando o uso de DAVs como ponte para transplante a partir de 2010.

Gráfico 1 - Histórico do uso de DAVs segundo INTERMACS.

Fonte: adaptado de Berg, D. et al, 2018.

Outra classificação destes dispositivos leva em consideração a ordem cronológica em que eles foram desenvolvidos e aplicados clinicamente; não se referindo a melhor ou mais avançada tecnologia. Nesse contexto, os dispositivos podem ser classificados como (Leão, 2017):

- (a) Primeira geração. Foram os primeiros a serem pesquisados. São dispositivos de fluxo pulsátil. Possuem diafragmas e válvulas para direcionar o fluxo;
- (b) Segunda geração. São dispositivos compostos por bombas de fluxo contínuo axial. São pequenos e operam em altas rotações. Não possuem válvulas;
- (c) Terceira geração. São dispositivos compostos por bombas de fluxo contínuo centrífugo. São maiores que as bombas axiais e operam

em rotações mais baixas. A rotação é um dos fatores que afetam a hemólise (rompimento das hemácias do sangue) causada pelo dispositivo.

O primeiro dispositivo de suporte circulatório mecânico foi implantado em humanos, pelo Dr. Domingos Liotta, figura 1. Esse primeiro implante ocorreu em 04 de abril de 1969 em um paciente de 47 anos de idade, com falha cardíaca grave, no *St. Luke's Texas Children's Hospital*, Houston, Texas. O paciente sobreviveu por três dias pós-implante enquanto aguardava por um doador de órgão; 32 horas após o transplante do coração compatível, ele morreu por infecção (Smithsonian's, 2018).

Figura 1 – primeiro dispositivo de suporte circulatório mecânico: Liotta-Cooley artificial heart.

Fonte: Smithsonian's, 2018.

Dispositivos representantes de segunda e terceira geração são mostrados na figura 2. O DeBakey LVAD de fluxo axial e o HeartWare, centrífugo.

Figura 2 – Dispositivos de segunda e terceira geração: Debakey LVAD (a) e HeartWare (b).

Fonte: (a) Behbahani, 2018 e (b) Carrel, 2013.

Considerando-se que o primeiro transplante cardíaco do mundo foi realizado em 1967 e o primeiro transplante brasileiro foi realizado em 1968 (Bock, 2011), verifica-se que o Brasil é reconhecido internacionalmente como um país que acompanha o desenvolvimento tecnológico da cardiologia, apresentando índices de mortalidade similares aos encontrados nos países Europeus ou nos Estados Unidos da América (ABTO, 2010).

As bombas centrífugas surgiram como uma ótima opção para a CEC, diminuindo a hemólise causada pelas bombas de roletes comumente utilizadas. Por outro lado, a utilização das bombas centrífugas como DAV representa um grande avanço das pesquisas nesta área, pois permitem: operar em rotações mais baixas que as bombas axiais; obter menores índices de hemólise; ter dimensões compatíveis com a implantabilidade total e alcançar vida útil estimada superior a dois anos (Nosé *et al*, 1999).

Em grande parte dos DAVs, os motores elétricos de corrente contínua sem escovas (BLDC, do inglês “Brushless Direct Current”) são utilizados como atuadores, produzindo o torque e o controle preciso da velocidade.

Um DAV de fluxo contínuo deve possuir algumas características importantes (Fonseca, 2012):

- necessita que a rotação da bomba seja bem controlada e não seja muito elevada para propiciar o correto funcionamento das válvulas naturais do coração;
- deve manter uma rotação mínima adequada para garantir que não haja fluxo reverso através da bomba;
- a assistência ventricular deve ser ajustada para que não ocorra o esvaziamento completo do ventrículo;
- pesquisas recentes estudam controladores inteligentes, que ajustam automaticamente a rotação da bomba para atender à demanda de sangue do organismo do paciente em diferentes condições clínicas e de exercício.

Nos DAVs, tanto o atuador quanto seu controlador necessitam de uma fonte de energia. Ainda hoje, esses dispositivos são energizados por meio de fios que transpassam a pele dos pacientes; o que pode incorrer em problemas de recursivas infecções e dificuldade de mobilidade pelo usuário.

Com o intuito de minimizar os potenciais riscos de infecções associadas às injúrias cutâneas causadas pela alimentação através de cabos elétricos, diversos centros de pesquisa desenvolvem e estudam a utilização de um sistema de transmissão de energia transcutânea (TET) (Dissanayake, 2009).

A importância de um TET foi constatada primeiramente com os implantes de marca-passos cardíacos, onde surgiu a necessidade de uma fonte de alimentação duradoura e que não precisasse de nova intervenção cirúrgica para sua reposição. Segundo Bronzino (1986), a primeira fonte de energia implantada era recarregada semanalmente, por meio de estimulação eletromagnética. Pode-se observar na figura 3, o primeiro marca-passo implantado nas Américas, por Orestes Fiandra, em 1960 no Uruguai; cujo modelo já contava com a tecnologia do TET. O tempo de recarga da bateria implantada durava 12 horas e o procedimento era repetido uma vez por

semana. Esse dispositivo funcionou por nove meses e meio em uma paciente de 40 anos de idade (Oliveira *et al*, 2017).

Figura 3 – Modelo do primeiro marca-passos implantado nas Américas. (a) O modelo utilizado por Orestes Fiandra, no Uruguai em 1960; o modelo era alimentado por uma bateria interna recarregável de níquel-cádmio. (b) Sistema TET com a caixa de baterias externas e a bobina excitatória circuncidando os marca-passos ao centro.

Fonte: Oliveira *et al*, 2017.

Com o aumento da expectativa de vida no Brasil e levando-se em conta também a inversão da pirâmide etária como demonstra o gráfico 2, percebe-se uma crescente demanda para a utilização de DAVs como terapia destino que se beneficiará da tecnologia do TET, podendo incorrer em diminuição dos futuros gastos do SUS com intervenções pós-operatórias devido a infecções por causa de cabos atravessando a pele.

Gráfico 2 - Pirâmides etárias absolutas (projeção futura).

Fonte: IBGE - de 2013 até 2060.

1.2 Evolução do TET para Dispositivos de Assistência Circulatória

Em 1960, um grupo da Universidade de Missouri-Columbia propõe a teoria para um sistema de radiofrequência envolvendo acoplamento indutivo entre duas bobinas achatadas. Este dispositivo apresentou eficiência de 95 %, foi testado em cães e se tornou referência para o desenvolvimento dos TET (Ferreira, 2013).

Em 1965, foi patenteado um dispositivo com ímãs permanentes para garantir o correto posicionamento relativo entre as bobinas interna e externa ao corpo e, conseqüentemente, transferência de energia mais eficiente (Louis, 1965).

Em 1971, foi reportada a transmissão de 1 KW por 1 hora entre bobinas de 11 cm de diâmetro; a externa resfriada a água e a interna implantada em um cão de 31 Kg. (Schuder, 1971).

Em 1988, foi descrito um TET com acoplamento indutivo de baixa potência, não sendo capaz de suprir as necessidades de um DAV (Harrison, 1988).

Um sistema simplificado foi apresentado por Miller (1994) da Universidade de Ottawa, Canadá, atingindo 80 % de eficiência na transferência de energia. Outros pesquisadores implementaram circuitos auxiliares para telemetria e gerência de carga da bateria (Puers, 2001 *apud* Ferreira, 2013).

Para melhor acoplamento magnético entre as bobinas Miura, 2006, considerou o uso de núcleo de ferrite, porém obteve uma operação instável e dificuldade na dissipação de calor.

Um sistema híbrido, em que a bobina primária é montada com núcleo de ar e a secundária com ferrite, foi proposto por Okamoto (2009).

Os trabalhos que apresentaram técnicas alternativas como *energy harvesting* (coleta de energia) diretamente do ambiente interno ao corpo, aproveitando energia biomecânica (González, 2001) ou utilização de ondas acústicas para transmissão de energia (Ozeri, 2009), seriam aplicáveis apenas a dispositivos com baixa demanda de energia (na faixa de 10^{-3} W), como o uso sensores.

Em 2003, Dúlio Lopes Jr., em sua dissertação de mestrado, realizou uma pesquisa junto Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) e o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), onde apresentou o desenvolvimento de um TET alimentado por 22 V a 100 kHz, com acoplamento indutivo entre bobinas com núcleo de ar e distância entre elas de até 20 mm (Lopes, 2003 *apud* Ferreira, 2013).

O TET utilizado por Lopes, 2003, conseguiu suprir a energia necessária para o Coração Artificial Auxiliar (CAA), porém apresentou indesejável aquecimento da bobina de acoplamento externa. Para superação dessa dificuldade e de outras, como o exato alinhamento axial entre as bobinas, exigido pelos sistemas convencionais, a presente pesquisa propõe o estudo do acoplamento por campo elétrico (ACE).

Em 2013, em sua tese de doutorado junto à EPUSP, Daniela Wolter Ferreira demonstrou a utilização da técnica de elementos finitos por meio de ferramenta computacional para análise e projeto de um TET (Ferreira, 2013).

1.3 OUTRAS APLICAÇÕES DO TET NA ÁREA DA SAÚDE

1.3.1 TET PARA MARCA PASSO

Os marca passos cardíacos são usados quando há mau funcionamento no padrão de ativação elétrica do coração natural, resultando em batimentos cardíacos mais lentos ou dessincronizados. É implantado sob a pele dos pacientes e gera pulsos elétricos para estimular o coração. Um eletrodo é conectado ao coração e a um gerador de pulso. Este gerador contém os circuitos microeletrônicos e a bateria implantável usada para alimentar o dispositivo, que consome cerca de 30uW a 100uW (WEI e LIU, 2008).

Os marca passos são geralmente alimentados por baterias implantadas devido ao baixo consumo de energia. Apesar disso, há vários estudos para utilização do TET em alimentação das baterias recarregáveis, eliminando a necessidade de cirurgia devido ao esgotamento da bateria. O posicionamento do sistema TET neste caso é geralmente na fossa intraclavicular. A separação entre as bobinas primária e secundária é de aproximadamente 5 a 15 mm e o diâmetro é de cerca de 40 mm. A frequência de operação pode variar na ordem de centenas de quilohertz.

1.3.2 TET EM IMPLANTE COCLEAR

No sistema de implante coclear, o som é captado por um microfone e viaja para um processador de som externo; ele é processado e convertido em informação digital, que é enviada por meio do sistema de transmissão de energia transcutâneo para a parte do sistema implantada cirurgicamente. O implante conduz os sinais elétricos que se deslocam até uma matriz de eletrodos inserida na pequena orelha interna ou cóclea. Estes estimulam diretamente o nervo auditivo enviando informações sonoras para o cérebro.

Ignorando a orelha interna danificada, o implante coclear fornece um mecanismo totalmente novo para a audição (COCHLEAR LIMITED, 2017). A figura 4 apresenta a ilustração dos blocos descritos.

Figura 4 - Ilustração dos principais componentes do implante coclear.

Fonte: Adaptado de Mayo Clinic, 2017.

Em projeto apresentado por Zeng, 2011, o link de RF tem eficiência de aproximadamente 40% entregando de 20 a 40 mW de potência para a unidade interna, com separação entre as bobinas de 4 a 10 mm. Este mesmo trabalho faz a análise dos principais fabricantes de implantes e os respectivos dados referentes ao *link* de rádio frequência estão enumerados na tabela 3.

Tabela 3 - Dados do *link* de RF de alguns modelos de implante coclear comerciais.

Parâmetro		Modelos	
Nome	Nucleus Freedom	Clarion HiRes90k	MED-EL Maestro
Fabricante	Cochlear Freedom	Bionicear	Sonata Implant
Frequência da Portadora [MHz]	5	49	12
Taxa de transmissão [MB/s]	0,5	1,0	0,6
Corrente máxima [mA]	1,75	1,9	1,2

Fonte: Zeng, 2011.

1.3.3 TET UTILIZADO EM PRÓTESE DE RETINA

Em doenças da retina, como a degeneração macular relacionada à idade, o fotorreceptor na retina não funciona. Na prótese de retina, utiliza-se uma câmera de vídeo em miniatura e os óculos do paciente capturam uma imagem ou uma cena; o vídeo é enviado para uma unidade de processamento, onde é transformado em instruções que são enviadas de volta aos óculos através de um cabo externo. Essas instruções são transmitidas por meio de um TET; o sinal é então enviado para a retina artificial. Esta é uma matriz colocada sobre ou abaixo da superfície da retina, onde cada eletrodo dela tem menos de 100 μm de diâmetro. A luz do receptor atinge os eletrodos e os fótons são convertidos em impulsos elétricos, que não atuam sobre os fotorreceptores danificados e estimulam as células da retina remanescentes (KLAUKE, S., et al., 2011). Na figura 5, é possível verificar o posicionamento de cada um dos componentes descritos.

Figura 5- Ilustração dos componentes do implante de retina.

Fonte: Adaptado de Wang.

Este sistema pode trabalhar com até 250 mW e com separação entre bobinas de 7 a 15 mm. A transmissão de dados acontece em ambas as direções, do implante para a unidade externa e vice e versa (SIVAPRAKASAM, 2005). Wang, 2005, apresenta um sistema TET utilizando uma rede compensadora LC em paralelo no secundário (parte implantada); de acordo com esse estudo a limitação de espaço interno dificulta na confecção da bobina receptora com a quantidade de espiras necessárias, assim o circuito LC funciona como um “tanque ressonante” para amplificação da tensão necessária.

2. TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA POR ACOPLAMENTO CAPACITIVO

Ao longo do tempo surgiam pesquisas envolvendo a possibilidade de transferir energia entre sistemas, por meio da componente elétrica do campo eletromagnético. Trabalhos inspirados nas investigações de Nikola Tesla em meados de 1900, como Karalis (2007), onde se demonstrou o envio de uma potência elétrica de 60 W a uma distância de 2 m, assim como Leyh e Kennam (2008), que realizaram a transmissão sem fios de mais de 500 W por uma distância entre 5 e 20 m, utilizando circuitos ressonantes acoplados capacitivamente, destacam-se como motivadores para o presente trabalho. Mas, ainda, podem-se destacar, em uma sequência cronológica, os trabalhos seguintes por suas contribuições relacionadas ao modelamento matemático, técnicas de controle e aumento da potência e eficiência dos circuitos propostos.

Choi *et al* (2004), apresentam um modelo de análise e controle de um sistema de transferência de energia por acoplamento pelo campo elétrico, com simulação do circuito em SPICE (acrônimo em inglês para: Programa de Simulação com Ênfase em Circuitos Integrados).

Sodagar e Amiri (2009) apresentam uma solução para transferência de energia e dados para dispositivos biomédicos implantáveis de telemetria, por acoplamento capacitivo, utilizando modulação FSK (Modulação de Deslocamento de Frequência).

Em sua dissertação de mestrado, Kline (2010), discute a possibilidade de transferência de energia por acoplamento capacitivo, concluindo que a simplicidade, pequeno tamanho e baixa EMI (interferência eletromagnética) apresentava-se como uma atrativa solução para o carregamento de baterias de dispositivos móveis, como smartphones.

Liu e Hu (2010) apresentam a análise de estado estacionário de um sistema de transferência de energia por acoplamento de campo elétrico

(ACE), citando as vantagens desse sistema para transferência através de metais, demonstrando baixa perda e menor EMI. No ano seguinte, Liu *et al* apresentam a modelagem e análise de um sistema de transferência de energia por acoplamento capacitivo sem contato.

Para superar a desvantagem dos sistemas indutivos em relação ao desalinhamento axial, Funato *et al* (2010) propõem seu circuito de capacitância negativa por modo ativo de chaveamento, sem circuito LC ressonante, aumentando a eficiência de transmissão de energia.

Kline *et al* (2011), concluem que a realização de um ACE para pequenas capacitâncias de acoplamento é possível utilizando-se técnicas de ZVS (zero switching voltage), sintonia automática para conferir robustez perante mudanças na capacitância de acoplamento e ajuste de Duty Cycle, sem retroalimentação, para manter a eficiência em baixas cargas.

Fernandes *et al* (2012) confeccionam um protótipo de prova de conceito para confrontar sua teoria da dualidade entre a ressonância elétrica e a ressonância magnética em sistemas de transmissão de energia sem fios. E em 2015 apresentam um modelo analítico para combinação de ambos.

Theodoridis (2012) descreve um ACE capaz de transferir 25 W através de uma interface capacitiva de 100 pF, com eficiência superior a 80 %, trabalhando à frequência de 1 MHz.

Komaru e Akita (2013) acrescentam à lista de vantagens do ACE o menor aquecimento nos acopladores devido à transmissão de energia e realizam um estudo comparativo entre aquele e o acoplamento ressonante magnético utilizando o fator de acoplamento referente ao posicionamento dos acopladores; concluem que ambos os sistemas são semelhantes em relação ao distanciamento entre os acopladores, porém em relação ao desalinhamento axial, o capacitivo apresenta maior vantagem.

Kitabayashi *et al* (2014) propõem um modelo de análise para perdas em um sistema ACE sem malha LC ressonante.

Hannan *et al* (2014) descrevem varias abordagens para coleta de energia (Energy Harvest) para alimentação de dispositivos médicos implantáveis; descrevendo desde técnicas de transferência de energia por ultrassom, passando por acoplamento indutivo, até ACE.

Huang *et al* (2014) comparam entre duas topologias de conversores de alta frequência utilizados para transmissão de energia por ACE, demonstrando vantagem na utilização de um circuito push-pull automático em relação ao inversor classe E, para compensar mudanças na capacitância de acoplamento do sistema. Ainda em 2015, Huang e Lu definem o coeficiente de acoplamento capacitivo para prover uma medida quantitativa do acoplamento entre as placas.

Dai *et al* (2014) apresentam simplificações para a implementação de um sistema por ACE para a faixa de Quilowatts, com circuitos de potência de chave única, baseados nas topologias tradicionais de fontes chaveadas Cuk, Zeta e Buck-Booster.

Sepahvand *et al* (2015) demonstram uma arquitetura para ACE, trabalhando à frequência de 100 MHz que apresentou uma eficiência de aproximadamente 90 % com alta densidade de energia (1.1 W/mm²).

Kumar *et al* (2015) propõem um modelo analítico e validam por análise de elementos finitos um sistema ACE com múltiplos capacitores de acoplamento. Em 2015, Dai e Ludois, também propõem um sistema de acoplamento de múltiplas capacitâncias inspirados em sistemas biológicos.

Também em 2015 a dupla, Dai e Ludois, realizam o carregamento das baterias de um veículo elétrico (Corbin Sparrow) por acoplamento capacitivo de 10 nF, pelo para-choque do mesmo; trabalhando à frequência de 540 kHz fornecendo cerca de 1 kW.

Sharma *et al* (2015) apresentam uma análise comparativa entre o acoplamento indutivo e o capacitivo para transmissão de energia e dados via USB.

Bartlett e Arsenault (2015) também demonstram a aplicação e segurança de um sistema ressonante capacitivo para carga de veículos elétricos.

Hyun (2015) cita as vantagens de um sistema ACE, como a simplicidade estrutural, baixa perda por dissipação de energia, menor interferência eletromagnética (EMI) e capacidade de transmitir energia através de obstáculos metálicos; demonstrou essas vantagens construindo um sistema a partir de um circuito inversor classe D, trabalhando a 6.78 MHz, com um filtro LC passa-baixas e transformadores elevadores no transmissor e abaixador, no receptor; constituindo um sistema de transmissão de 4 W para carga de dispositivos móveis (celulares, etc.).

Chang *et al* (2015) apresentam um sistema de transferência de energia por acoplamento capacitivo capaz de transferir 30 W entre placas metálicas de 5 cm x 5 cm espaçadas em 5 mm entre si, resultando em uma capacitância de acoplamento de 5.8 pF.

Hagen *et al* (2015) propõem a construção de um ACE a partir de um capacitor concêntrico contendo um fluido lubrificante como dielétrico, funcionando como rolamento hidrodinâmico para cargas rotativas ou pivotantes.

Zhang *et al* (2015) demonstram um sistema híbrido onde uma cápsula endoscópica é alimentada por acoplamento indutivo e a transmissão de dados é realizada por acoplamento capacitivo, técnica denominada HBC (do inglês: comunicação através do corpo humano); seu modelo é validado por testes com peças anatômicas de porco.

Ainda dentro dessa filosofia híbrida de acoplamento deve-se citar Duong *et al* (2015) que propõem uma linha de transmissão por acoplamento indutivo e capacitivo para alimentação de veículos elétricos em movimento, com controle de carga realizado pelo receptor.

Zhang *et al* (2016) utilizaram análise por elementos finitos para dimensionar o acoplamento capacitivo com topologia LCL de um sistema de

ACE capaz de transferir 1.87 kW com eficiência de 85.87 %, voltado para carga de veículos elétricos.

Outro sistema híbrido de acoplamento indutivo e capacitivo simultâneo é apresentado por Lu *et al* (2016) utilizando análise por elementos finitos para desenvolvimento do acoplamento e resultando em um protótipo trabalhando à taxa de 1MHz, com 94.5 % de eficiência, capaz de transferir 2.84 kW.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é testar a hipótese de que um sistema de transmissão de energia transcutânea (TET), a partir de um acoplamento por campo elétrico (ou acoplamento capacitivo), seja capaz alimentar de bombas de sangue implantáveis e seus circuitos de controle.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar o efeito do TET capacitivo sobre tecidos biológicos;
- Verificar quanta energia é possível transmitir e em quais condições;
- Obter um modelo físico do TET para realizar ensaios *In Vitro* e *Ex Vivo* em bancada para validar a proposta.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção, são apresentados os procedimentos executados para atingir os objetivos. A primeira etapa é avaliar concepção e modelamento de um TET capacitivo, incorporando técnicas de sistemas chaveados; a segunda etapa uma prova de conceito e a terceira, validação do modelo.

4.1 CONCEPÇÃO DO TET CAPACITIVO

O sistema é composto de um *hardware* que implementa as funcionalidades de transmissão e recepção de energia elétrica como demonstrado no esquema da Figura 6. Observa-se na figura 6 a possibilidade de se estabelecer uma comunicação bidirecional entre o ambiente externo e a parte implantada do sistema, representada pela linha tracejada; este canal de comunicação pode ser constituído tanto pelos acopladores, responsáveis pela transmissão/recepção de energia, quanto por circuitos de radiofrequência dedicados, via Bluetooth, WIFI, ou similares.

Figura 6 - Esquema básico de um sistema de transmissão de energia transcutânea.

Diferentemente dos trabalhos mencionados anteriormente, onde o acoplamento entre os circuitos, interno e externo, é realizado por meio do

campo magnético variante entre duas bobinas, esta pesquisa concentra-se no estudo do acoplamento entre circuitos ressonantes por meio do campo elétrico através das placas de capacitores formados por superfícies condutoras de ambos os lados (interno e externo) do corpo, tendo a pele como dielétrico. Um exemplo de TET indutivo e os maiores problemas relacionados ao alinhamento das bobinas podem ser vistos na figura 7.

Figura 7 – Sistema TET e seus componentes em (a); problemas de posicionamento das bobinas em (b).

Fonte: Próprio autor.

Na figura 7 a), o conjunto consumidor de energia, formado pelo Coração Artificial Auxiliar (CAA), seu controlador e a bateria, podem ser agrupados de maneira a representar uma resistência de carga (R_{carga} , potilhado verde na figura). Em 7 - b), estão representados os problemas relativos ao alinhamento das bobinas, que implicam em perda da capacidade transmissão.

Um esquema simplificado de acoplamento por campo elétrico entre circuitos ressoantes pode ser visto na figura 8.

Figura 8 - Simplificação do esquema de acoplamento capacitivo entre circuitos ressonantes.

Fonte: Próprio autor.

Nessa concepção, tem-se o circuito primário, formado pela malha ressonante C_4L_1 , acoplado através das capacitâncias variáveis C_1 e C_2 ao circuito ressonante secundário, representado pela malha C_3L_2 ; onde os capacitores C_1 e C_2 são constituídos por superfícies condutoras, externas ao usuário, e suas geometrias complementares, implantadas subcutaneamente. O dimensionamento desses componentes de acoplamento (C_1 e C_2) foi estudado e suas confecções podem ser executadas com modernas técnicas de manufatura de circuitos impressos flexíveis, de maneira a garantir mínima espessura, uma boa relação tamanho/peso e, conseqüente, usabilidade do sistema.

Pela simplicidade de construção (circuito inversor com chave simples) escolheu-se como metodologia de projeto explorar a topologia de conversores DC-DC Classe E^2 , como estudada por Aldhafer (2014), em sua tese de doutorado. O termo Classe E^2 implica o fato de tanto o inversor (no lado emissor), quanto o retificador (no lado receptor) serem dimensionados obedecendo às condições de um circuito chaveado Classe E; ou seja, respeitam as condições de ZVS (*zero voltage switch*) e ZDS (*zero derivative switch*). Nessas condições o circuito pode atingir maior eficiência na conversão de energia, em frequências mais elevadas, com baixos níveis de EMI (Aldhafer, 2014).

Considerando a Equação 1 para o ângulo de fase do sinal senoidal, com frequência f , em Hz e o tempo t , em s:

$$\theta = 2\pi ft = \omega t \quad \text{Eq. 1}$$

Para satisfazer as condições de ZVS e ZDS respectivamente seguem as equações 2 e 3.

$$v_s(2\pi) = 0 \quad \text{Eq. 2}$$

$$\frac{dv_s}{d\theta} \big|_{\theta=2\pi} = 0 \quad \text{Eq. 3}$$

A topologia, Classe E², proposta para o sistema TET por acoplamento capacitivo é esquematizada no diagrama da Figura 9.

Figura 9- Diagrama do circuito Classe E² para o TET por acoplamento capacitivo.

Fonte: Próprio autor.

Na Figura 9, o inversor é constituído pela fonte de energia (conjunto de baterias de 20V), um transistor de efeito de campo (como elemento chaveador) e o circuito ressonante formado pelo indutor L1 e o capacitor C1. O acoplamento entre o meio externo e interno (implantado no paciente) é feito através dos capacitores C3 e C4, cujo meio dielétrico é a pele. O retificador (a parte implantada do circuito) é formado pelo diodo D1 e o circuito ressoante e filtro formado pelo indutor L2 e os capacitores C2 e C5; RL representa a carga, ou seja, todos os circuitos implantados incluindo o DAV.

4.2. PROVA DE CONCEITO

Foram realizados alguns experimentos como prova de conceito da transmissão de energia por acoplamento capacitivo. O primeiro deles consistiu no chaveamento da corrente em um indutor. Como emissor foi utilizado um transistor de efeito de campo, IRF540, chaveando a corrente em um indutor de $158,6 \mu\text{H}$; fez-se derivação do nó do circuito entre o transistor e o indutor, ligada a um tecido condutor, como esquematizado na Figura 9. Como receptor, foi utilizado um circuito série formado por um indutor do mesmo modelo que do emissor, um capacitor de placas paralelas confeccionado com placa de circuito impresso de dimensões $46 \times 60 \text{ mm}$ e um led de alto brilho.

O receptor apresenta ressonância em 232 kHz e o acoplamento capacitivo se deu diretamente entre a superfície condutora do tecido através da parte isolante do tecido utilizado (dielétrico de algodão) e a superfície condutora do capacitor de placas paralelas do receptor. Ambos os diagramas elétricos de emissão e recepção estão representados na Figura 10.

Figura 10 - Circuito emissor, ligado à superfície condutora de tecido (a) e circuito receptor, onde uma das placas do capacitor c1 é excitada pelo emissor (b).

Fonte: Próprio autor.

No segundo experimento, foi utilizado um transformador piezoelétrico do tipo Rosen, no intuito de elevar o potencial elétrico na região de acoplamento entre os circuitos interno e externo; isso é desejável para aumentar a capacidade de transferir energia. Mais detalhes sobre esse componente são apresentados no Anexo A.

O circuito para esse ensaio pode ser visto na Figura 11, onde o transformador piezoelétrico, X1, é excitado por um gerador de sinais, fornecendo um alto potencial elétrico variante (tensão AC) ao capacitor de acoplamento C1; do outro lado do capacitor, tem-se um circuito retificador fornecendo uma tensão DC, capaz de alimentar um motor elétrico com escovas e simultaneamente carregar uma bateria de lítio 3,7 V.

Figura 71 - Circuito utilizando o transformador piezoelétrico.

Fonte: Próprio autor.

O terceiro experimento fez uso de um transformador de CCFL (da sigla inglesa para “Lâmpada Fluorescente de Catodo Frio”). Esses componentes apresentam elevada tensão de saída e uma banda de resposta em frequência mais larga que a dos transformadores piezoelétricos, facilitando o controle do dispositivo. Foi montado um circuito primário (emissor) de chave única e um circuito secundário (receptor) conforme o esquema na Figura 12.

Figura 12 - Circuito do TET com transformador de alta tensão e acoplamento capacitivo.

Fonte: Próprio autor.

O transistor Q1 funciona como chave para o transformador de alta tensão T1, o qual excita uma das placas do capacitor de acoplamento (C2), as cargas superficiais na outra placa do capacitor seguem essa variação do campo elétrico entre as placas, que por sua vez, causa uma variação na corrente do transformador T2. Esse transformador tem a função de abaixar a tensão e o diodo Schottky (D1) retifica a tensão e carrega o capacitor de saída C1.

Uma vez demonstrada a capacidade de realizar a transferência de energia por meio do campo elétrico, foi necessário propor um modelo onde se pudesse incluir os tecidos biológicos como meio de transmissão.

4.3. MODELO DE ACOPLAMENTO PROPOSTO

Para a compreensão dos fenômenos envolvidos na transferência de energia através do acoplamento pelo campo elétrico podemos começar com uma abstração de comportamento elétrico mais simples possível, como mostrado na figura 13.

Figura 13 – Comportamento elétrico do componente de acoplamento.

Fonte: próprio autor.

Nessa abstração, temos um componente físico com dois terminais, constituído por um material, cujo comportamento elétrico regula a passagem de corrente elétrica; note-se que se a capacidade de oferecer resistência à passagem de corrente for muito baixa cairemos no caso de um TET convencional com *drive line* percutâneo, ou seja, fios (cuja resistência elétrica pode ser considerada igual a zero) atravessando a pele do paciente para alimentar os circuitos implantados. Isso é justamente o que se pretendia evitar, portanto o modelo evolui para um comportamento elétrico que não permita a condução de corrente diretamente pelo material constitutivo do componente, mas que permita que um de seus terminais influencie aquilo que ocorre no outro. O componente eletrônico com essas características, capaz influenciar um comportamento elétrico através de um isolante, ou mais precisamente, um dielétrico, é o capacitor. Ele atua pela influência do campo elétrico no meio constitutivo desse componente, conforme pode ser observado na figura 14.

Figura 14 – Capacitor de placas paralelas, com as linhas de campo elétrico e as linhas de campo magnético circulante.

Fonte: próprio autor.

Porém no mundo real os capacitores construídos apresentam comportamentos distintos do ideal, que podem ser representados por componentes associados, conhecidos como componentes parasitários; eles representam as perdas elétricas associadas ao componente real. Portanto o modelo, novamente, evolui do componente eletrônico ideal para o, real, como na figura 15.

Figura 85 - Representação do componente ideal e real para um capacitor.

Fonte: próprio autor.

Na figura 15, C é o valor da capacitância, R_p representa um efeito de corrente de fuga (cujo valor é desprezível para bons dielétricos) e R_s^1 representa as perdas ôhmicas dos materiais que constituem o componente. Essa última é característica do material; as anteriores dependem de características geométricas, além das características elétricas dos materiais que constituem o componente real, como mostrado na figura 16.

Figura 16 – Representação das características geométricas e elétricas do componente.

Fonte: próprio autor.

O cálculo da capacitância e de R_p seguem as equações 4 e 5, respectivamente.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{l} \quad \text{Eq. 4}$$

$$R_p = \rho \frac{l}{A} \quad \text{Eq.5}$$

Nas equações 4 e 5, A representa a área de seção transversal; l é a espessura do material; ρ é a resistividade do material; ϵ_r é a permissividade elétrica relativa do material e ϵ_0 é a constante de permissividade elétrica do vácuo ($8,854 \times 10^{-12}$ F/m).

Para o cálculo da resistência série, R_s pode-se utilizar uma característica do material denominada perda tangencial, fator de dissipação, ou simplesmente, $Tg\delta$, como segue das equações 6 e 7.

¹ Essa componente parasita (R_s) é mais comumente denominado por ESR (do inglês *Equivalent Series Resistance*).

$$Tg\delta = \frac{R_s}{x_c} \quad \text{Eq.6}$$

$$x_c = \frac{1}{2\pi fC} \quad \text{Eq.7}$$

Nessas equações X_c é a reatância capacitiva do componente, representando uma resistência à passagem da corrente elétrica em regime alternado; f é a frequência de trabalho do circuito e C é a capacitância do componente, calculada anteriormente.

Quando se tem um capacitor com mais de um dielétrico em sua composição, pelo princípio da superposição de efeitos, ele se comporta como uma associação de capacitores em série, como ilustrado na figura 17.

Figura 17 – Representação de um capacitor multicamadas e sua capacitância equivalente.

Fonte: próprio autor.

Para dimensionar o comportamento elétrico do capacitor real formado por um dielétrico composto por várias camadas de diferentes materiais (polímeros e tecidos biológicos), a partir das equações 4 a 7, foi necessário pesquisar todas as características elétricas envolvidas. Essas características

de permissividade, resistividade e $Tg\delta$, variam em função da frequência e para dimensionamento do comportamento do acoplamento pelo campo elétrico através da pele foi confeccionada uma planilha abrangendo a faixa de frequência de 10 Hz a 100 GHz, para calcular C , R_p e R_s para o modelo proposto. Os dados sobre as características elétricas variantes em frequência dos tecidos biológicos foram adquiridos do banco de dados disponibilizado pelo Instituto de Física Aplicada Nello Carrara, Florença, Itália.²

4.3.1 TESTE DO MODELO

Com base no modelo proposto foram realizados ensaios de simulação computacional de circuito elétrico e ensaios *in vitro* com células vivas em laboratório.

4.3.1.1. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS

Com os componentes do modelo calculados foi possível realizar a simulação do circuito elétrico equivalente para o acoplamento capacitivo através da pele e com isso fazer inferências sobre efeitos térmicos devido à dissipação de energia.

Foi utilizada a plataforma SPICE para realização de simulações dos circuitos equivalentes. O circuito elétrico equivalente ao acoplamento simulado pode ser visto na figura 18.

² O banco de dados está disponível no endereço eletrônico:
<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>

Figura 98 – Circuito elétrico equivalente para simulação da transmissão de energia.

Fonte: próprio autor.

4.3.1.2. TESTES *EX VIVO* E *IN VITRO*

Foram realizados testes em bancada com tecidos biológicos submetidos a campo elétrico em regime alternado, procurando primariamente por efeitos térmicos, que poderiam agredir as células.³

Levando-se em conta que os dados elétricos utilizados para cálculo dos circuitos equivalentes foram compilados de populações caucasianas, veio à tona uma questão fisiológica importante acerca da influência da quantidade de melanina nas células epiteliais (questão mais pertinente à etnia brasileira), sobre a proposta do presente trabalho. Com isso em mente, foram utilizadas no ensaio amostras de pele de camundongos da linhagem BALB/C (animais albinos) e da linhagem C57BL/6 (animal de alta composição de melanina). Amostras de cultura celular de melanoma F10-B16 (tecido rico em melanina de origem animal) também foram submetidas ao teste.

No ensaio *ex vivo*, amostras de pele dos camundongos foram acondicionadas na parte interna da tampa de placas de petri de 100 mm de diâmetro, contendo meio de cultura para manter as células vivas. Diretamente sobre cada cultura, foi colocada a placa de petri contendo um eletrodo de cobre; esses conjuntos foram colocados em cima de uma placa de cobre sobre a bancada. Essa montagem resultou em dois capacitores multicamadas (polímero da placa de petri, células epiteliais vivas + meio

³ Os experimentos foram realizados com a autorização da CEUA pg 70, ano 2017 ; sob responsabilidade do Dr. Wesley Fotoran, ICB-USP.

nutritivo e outra camada de polímero), como ilustrado na figura 19. Um ensaio *in vitro* foi realizado paralelamente, com a adição de um novo capacitor associado em paralelo aos outros dois, cuja constituição contém células murinas de melanoma (linhagem F10-B16) em meio de cultura. Esse circuito foi excitado por um amplificador de radio frequência (Kalmus Corp. modelo 201/1-60-252-001, Bothel, EUA) trabalhando à frequência de 200MHz e aplicando 10 W ao conjunto durante 1 h e 30 min, tempo muito inferior a um ciclo de divisão celular. Foram reservadas três amostras (BALB/C, C57BL/6 e C57BL/6), coletadas ao mesmo tempo em que as amostras teste e conservadas em meio de cultura, como controle do experimento.

Figura 109 – Construção dos capacitores para o ensaio *in vitro* e *ex vivo*.

Fonte: próprio autor.

Esses capacitores foram associados em paralelo, para que fossem submetidos à mesma diferença de potencial elétrico durante o procedimento e esse conjunto, associado a um resistor de $50\ \Omega$ / 20 W, funcionando como carga para o circuito elétrico, também demonstrado na figura 20.

Figura 20 – Circuito elétrico do ensaio *in vitro* e *ex vivo*, com tecidos vivos.

Fonte: próprio autor.

Nessas condições experimentais, as amostras e os componentes do circuito foram monitorados com uma câmera de imagem térmica modelo 279FC (FLUKE Corporation, Everett, Washington, EUA, 2018).

Após a aplicação do campo elétrico sobre as amostras de tecido vivo, foram realizados ensaios de viabilidade celular, denominados XTT, tanto nas amostras teste, quanto nos grupos controle. Os ensaios *ex vivo* foram realizados em triplicata, cujos coeficientes de correlação e os gráficos de viabilidade (normalizados por massa de tecido) foram calculados e gerados com o auxílio do programa Prism (GraphPad software Inc, 2018).

O XTT é um teste colorimétrico, cuja bioquímica está baseada na atividade de enzimas mitocondriais, o que cessa rapidamente após a morte celular. O sal tetrazolium (XTT) é aplicado em uma cultura celular e somente mitocôndrias de células vivas são capazes de reduzi-lo a uma forma de corante alaranjado solúvel, cuja concentração pode ser lida em um espectrofotômetro. A intensidade do corante é diretamente proporcional ao número de células metabolicamente ativas.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No primeiro experimento, descrito na seção 4.2, utilizando-se o tecido condutivo como constituinte do capacitor de acoplamento pôde-se observar grande grau de mobilidade sobre a superfície transmissora, o que é bastante conveniente para a aplicação da transmissão de energia sem fio, movimentando-se pela superfície flexível do dielétrico (tecido de algodão) sem perda de luminosidade, como é ilustrado na Figura 21 (c) e (d).

Figura 21 – Resultados da prova de conceito 1. Forma de onda de saída do emissor (a); circuito receptor (b); acoplamento através de superfície flexível, permitindo translado sobre toda a superfície (c) e (d).

Fonte: Próprio autor.

O segundo experimento, com o transformador piezoelétrico, mostrou-se capaz de alimentar um motor DC, mantendo uma rotação de aproximadamente 1700 rpm, ao mesmo tempo em que carregava uma bateria de lítio. Iniciando o processo com a bateria completamente descarregada, após 3 horas de funcionamento o gerador foi desligado e a bateria assumiu automaticamente a alimentação do motor, garantindo uma autonomia de 2 horas de funcionamento do motor sem queda aparente de rotação; após esse tempo ocorreu uma parada súbita do motor.

No terceiro ensaio, com os transformadores CCFL, foi possível controlar melhor a tensão de saída no retificador, devido à banda de resposta em frequência menos estreita destes componentes. O circuito demonstrou-se capaz de alimentar diferentes cargas reativas, como motores DC. Os circuitos construídos podem ser vistos na Figura 22.

Figura 112 - Resultados da prova de conceito 3. Em a) circuito inversor com a saída em uma das placas do capacitor de acoplamento C1; b) detalhe do inversor; c) circuito retificador com a entrada na outra placa do capacitor C1, d) detalhe do retificador e seu encapsulamento.

Fonte: Próprio autor.

As formas de onda da tensão e corrente do inversor, mostradas na figura 23, apresentam-se muito próximas ao funcionamento de um circuito classe E, ou seja, a condução de corrente pelo transistor se dá na condição de mínima tensão. Em amarelo está atenção sobre o transistor, por volta de 26 V de pico e em azul, a corrente no transistor, cerca de 70 mA. As componentes de alta frequência, que aparecem como ruído nas formas de onda, podem ser filtradas com circuitos de filtragem apropriados; o que não foi feito porque o foco do experimento recaiu sobre a capacidade de

transmissão de energia entre emissor e receptor e não sobre a otimização do circuito transmissor classe E.

Figura 123 – Formas de onda do circuito com o transformador FLCC.

Fonte: próprio autor.

Esses três ensaios demonstraram a capacidade de transferência de energia, pelo campo elétrico, através de diferentes dielétricos. Na sequência foi proposto um modelo elétrico que contemplasse as características dos tecidos biológicos. Seguindo o modelo de um capacitor real, cujos componentes elétricos puderam ser dimensionados, como descrito no capítulo 4 deste trabalho, foi definida arbitrariamente uma geometria considerada realizável na prática, cuja limitação recairia sobre a parte implantável do capacitor de acoplamento. As dimensões estabelecidas podem ser vistas na tabela 4.

Tabela 4 – Geometria escolhida para cálculo dos componentes do modelo de capacitor real.

Diâmetro [m]	Material	Espessura [m]
1,20E-1	Epiderme	1,00E-03
	Derme	4,20E-03
	Tecido adiposo	5,00E-03
	Sangue	2,00E-06
	Dielétrico sintético	1,60E-05
	Total	1,02E-02

Fonte: Próprio autor

Pela constituição do modelo de capacitor multicamadas, entende-se que o valor da capacitância é determinado pelo material de menor permissividade relativa; portanto o único material construtivo que se pode escolher, denominado na tabela 3 como dielétrico sintético, deve apresentar a maior constante dielétrica (ϵ_r) possível, ao mesmo tempo em que deve apresentar a menor contribuição para dissipação de energia (R_s). Foram pesquisados alguns materiais (a maioria polímeros) com essas características, utilizados comercialmente; os gráficos 3 e 4 apresentam os valores para ϵ_r e R_s desses materiais, respectivamente.

Gráfico 3 – Apresentação de diversos dielétricos e suas respectivas permissividades relativas.

Fonte: Próprio autor.

Gráfico 4 – Contribuições no valor de Rs para cada dielétrico.

Fonte: Próprio autor.

Por uma questão de escala, no gráfico 4 foram retirados os três materiais com valores para ϵ_r muito superiores aos outros dielétricos; eles são apresentados no gráfico 5.

Gráfico 5 – Dielétricos com as maiores permissividades relativas.

Fonte: Próprio autor.

Também para uma melhor avaliação, foram retirados os dielétricos com as maiores contribuições para o valor de R_s do gráfico 4 e os dados são reapresentados no gráfico 6

Gráfico 6 – Dielétricos com as menores contribuições para R_s .

Fonte: Próprio autor.

Para otimizar a escolha do dielétrico, ou seja, maximizar ϵ_r e minimizar R_s , ambos os dados dos materiais com as maiores permissividades relativas estão representados no gráfico 7.

Gráfico 7 – ϵ_r vs. R_s para o grupo de materiais com as maiores constantes dielétricas.

Fonte: Próprio autor.

Ao analisar o gráfico 7, percebe-se que o material com as características ótimas procurado, foi o Nylon 6,12. Portanto, com o polímero escolhido foi possível calcular os componentes (C , R_p e R_s) do modelo de comportamento elétrico discutido no capítulo 5. Com isso pôde-se verificar a variação de R_s com a frequência de trabalho do sinal elétrico aplicado, como mostrado no gráfico 8.

Estão representadas as contribuições parciais, para R_s , dos diferentes tecidos biológicos e do valor total resultante da construção de um capacitor real com esses tecidos e duas camadas do polímero (uma na parte implantada e outra na parte externa).

Gráfico 8 – Variação de R_s com a frequência de trabalho do circuito.

Fonte: Próprio autor.

Ainda no gráfico 8, destaca-se que R_s total é a somatória das contribuições das várias camadas de tecido, onde foi excluída a contribuição da camada de tecido adiposo. Isso diminuiu o valor de R_s , ou seja, as perdas no acoplamento. Essa exclusão é aceitável do ponto de vista anatômico, pois o implante pode ser realizado entre a derme e a camada de gordura, ou ainda, realizado em regiões onde a camada de gordura pode ser considerada desprezível, como no couro cabeludo. Desta forma a análise do gráfico 8 demonstra que a camada limitante para o valor de R_s é a derme, a curva vermelha no gráfico e componente de maior contribuição ao valor de R_s . Observa-se, ainda, um comportamento assintótico para R_s a partir de aproximadamente 200 MHz; o que sugere que para conseguir-se a menor perda possível no dielétrico, será necessário trabalhar em frequências maiores do que essa frequência limite.

Com a geometria estabelecida e o cálculo dos componentes do modelo, foi possível estimar a perda de energia (e possível aquecimento) no dielétrico, constituído pelo tecido biológico, utilizando-se a ferramenta computacional de simulação de circuitos eletrônicos SPICE.

O esquema elétrico do circuito equivalente para o modelo de transmissão bipolar pode ser visto na figura 24, dimensionado para a frequência de trabalho em 200 MHz. Neste circuito foram utilizadas duas fonte de tensão alternada, simétricas em relação ao terra do circuito (potencial de referência, 0 V), fornecendo uma tensão de 40 V pico a pico. Os capacitores de acoplamento foram considerados idênticos e por trabalharem na faixa de centenas de MHz, fez-se necessário a adição de indutâncias parasitas ao modelo de componente real, representadas por L3 e L5 para o capacitor C1 e, L2 e L4 para, C2; essas indutâncias de devem às conexões e cabos que se ligam ao capacitor. Como carga do circuito, foi utilizado um resistor, R5, para consumir a energia entregue; seu valor foi variado em uma faixa de valores de 1 a 100 Ω , em uma análise paramétrica, para inferência da influência do valor da carga enxergada pelo circuito de acoplamento.

Figura 134 – Circuito equivalente para simulação da transmissão bipolar por campo elétrico através da pele, para a frequência de 200 MHz.

Fonte: próprio autor.

A análise paramétrica permitiu o cálculo da potência consumida pelo resistor de carga (R5) e a potência dissipada pelo dielétrico (R1, para C1 e R2, para C2). Essas potências estão representadas nos gráficos 9 e 10, respectivamente. Neles, estão destacados os pontos de máxima potência entregue à carga e máxima dissipação no dielétrico para mesmo valor de resistência de carga.

Deve-se notar que o pico de potência de 27,82 W em uma carga de 10 Ω faz com que sejam dissipados 4,26 W no dielétrico; porém escolhendo-se uma carga de 32 Ω , tem-se uma potência de 19,34 W, apresentando uma dissipação no dielétrico de aproximadamente 1 W.

Gráfico 9 – Potência entregue à carga; cada cor representa um valor da resistência de carga em numa faixa de 1 a 100Ω.

AVG(RMS(V(R5:2,R5:1))*RMS(I(R5)))

Fonte: Próprio autor.

Gráfico 10 – Potência dissipada em R1; cada cor representa um valor da resistência de carga em numa faixa de 1 a 100Ω.

Fonte: Próprio autor.

Para uma melhor visualização do comportamento do sistema, o gráfico 11 demonstra a variação das potências, entregue e dissipada, em função da resistência de carga do circuito.

Gráfico 11 – Variação das potências, entregue e dissipada, em função da resistência de carga.

Fonte: Próprio autor.

Percebe-se que com o incremento da resistência de carga, a potência máxima entregue a R_c (cerca de 27 W) atinge um pico entre os valores de 7 à 11 Ω , porém nessas condições a potência dissipada no dielétrico apresenta valores por volta de 4 W, considerado elevado para o uso proposto; sendo então necessário a escolha de uma resistência de carga, cuja dissipação no dielétrico seja inferior a 1 W e ainda consiga entregar a potência necessária ao consumo da carga. Essa condição pode ser atingida para os valores de carga acima de 30 Ω ; como indicado pela linha verde pontilhada no gráfico 11. Para cada frequência de trabalho existe uma resistência de carga ótima, capaz de receber a potência necessária. Enfatiza-se ainda que tanto a potência entregue, quanto a dissipada são diretamente proporcionais ao valor da tensão aplicada ao circuito.

Para as simulações com o circuito equivalente de transmissão monopolar (com apenas um capacitor de acoplamento), que pode ser visto na figura 25, fez-se necessário utilizar o modelo de capacitância apresentada ao toque do corpo humano em um circuito elétrico (padronização da ESDA – Electrostatic Discharge Association), criando um caminho para terra. Porém para atingir uma faixa aceitável de potência sobre a carga a amplitude da tensão aplicada ao capacitor de acoplamento deve ser elevada a centenas de volts.

Figura 145 – Circuito equivalente para simulação da transmissão monopolar por campo elétrico através da pele, para a frequência de 200 MHz.

Fonte: próprio autor.

Outra análise paramétrica também foi realizada para verificar a influência da resistência de carga; assim como no circuito anterior, existe uma resistência ótima (que permite a maior potência recebida) e esse comportamento pode ser visto no gráfico 12.

Gráfico 12 – Variação das potências no circuito monopolar, em função da resistência de carga.

Fonte: Próprio autor.

O comportamento apresentado no gráfico 12, demonstra que faixa de potência dissipada no dielétrico está abaixo de 1 W, com um pico para uma resistência de carga por volta de 2000 Ω .

Com o comportamento elétrico caracterizado pelas simulações computacionais, o passo seguinte foi realizar experimentos *in vitro* e *ex vivo* com tecidos biológicos. Fotos das amostras de pele e do arranjo experimental descrito no item 4.4.2, podem ser vistas na figura 26.

Figura 156 – Arranjo experimental. Amostras de pele em (a) e arranjo experimental em (b).

Fonte: próprio autor.

Faz-se necessário comentar que na foto da figura 25 (b) não aparece o capacitor com a amostra do tecido de Balb/C, que será mostrado nas fotos tomadas com a câmera térmica. E ainda na amostra de cultura das células de melanoma murino só poderia se ver à olho nu o meio de cultura de coloração rósea utilizado em todas as amostras de tecido.

A capacitância total e o R_s da associação das três amostras foram medidos com um dispositivo de medição calibrado previamente com um medidor RLC (modelo HP 4261A, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, Ca, EUA), com acurácia de 3%. Os valores lidos foram $C = 934,5$ nF e ESR de 130 Ω ; ilustrados na figura 27.

Figura 167 – Medida da capacitância e Rs equivalentes.

Fonte: próprio autor.

A figura 28 demonstra as imagens térmicas dos três capacitores contendo as respectivas amostras, no início do experimento em (a) e ao final, em (b).

Figura 178 – Imagem térmica das amostras. Pele no início do experimento em (a) e ao final, em (b).

Fonte: próprio autor.

A temperatura, mostrada em graus Fahrenheit nas figuras (configuração padrão do aparelho), foram adquiridas sobre os pontos marcados por uma pequena cruz nas imagens térmicas. Convertendo essas medidas para graus Celsius e levando-se em conta a acurácia de 5% do

dispositivo de medida, verifica-se que todas as amostras encontravam-se a uma temperatura média de 25 °C, ao início do experimento e atingiram uma temperatura média de 27 °C ao final do período de 1 h e 30 min da aplicação do campo elétrico variante. Na figura 29, é apresentada a imagem térmica do resistor de 50 Ω utilizado como carga, ao final do experimento.

Figura 189 – Dissipação térmica nos componentes do circuito experimental.

Fonte: próprio autor.

Ao final do ensaio a resistência de carga atingiu uma temperatura de 33°C e o amplificador, 68,8°C.

Na sequência foram realizados os ensaios de viabilidade celular (XTT) e os dados representados nos gráficos 13 e 14, para as amostras de pele e de melanoma respectivamente, demonstram que, apesar do acréscimo de 2°C na temperatura das amostras, não foi possível detectar algum efeito deletério sobre as mesmas.

Gráfico 13 – Viabilidade celular por grama de tecido.

Como indicado no gráfico não há diferença significativa entre o resultado da viabilidade celular para as amostras de pele dos camundongos Balb/c e C57BL/6.

Gráfico 14 – Viabilidade celular para a cultura de F10-B16.

Com a viabilidade das células de melanoma murino muito próxima a 100% apresentada no gráfico 14, ou seja, impossível detectar morte celular para a amostra de maneira semelhante às outras duas populações (C57BL/6 e Balb/c) pode-se inferir que a aplicação do campo elétrico não impactou o metabolismo celular, nas condições do experimento. Ainda, ao analisar o conjunto dos gráficos 13 e 14, os resultados parecem sugerir uma maior resistência a danos para as populações celulares ricas em melanina.

Com as medidas de temperatura realizadas pôde-se estimar a quantidade de energia necessária para causar a elevação da temperatura do resistor de carga de 25°C para 33°C, no período de 90 minutos do experimento, seguindo a equação 8; onde Q é a quantidade de energia necessária, m é a massa do corpo, c é o calor específico do material e ΔT a diferença de temperatura.

$$Q = mc\Delta T \quad \text{Eq.8}$$

Considerando que a temperatura foi medida no dissipador de alumínio da resistência de carga e que o conjunto todo da resistência apresenta uma massa de 300 g. Ao considerar o calor específico do alumínio como 900 J/kg.K, encontramos um consumo de energia de 2160 J; o que no período de 90 minutos representa uma potência de aproximadamente 0,4 W. Pôde-se confrontar essa informação com o modelo de acoplamento proposto. Para simulação do circuito foi utilizado um único capacitor equivalente para o acoplamento, resultante da associação em paralelo dos três capacitores utilizados no experimento (Balb/c, C57BL/6 e F10-B16), utilizando os valores medidos no experimento ($c = 934,5 \text{ nF}$ e $R_s = 130 \text{ } \Omega$) como mostrado no circuito equivalente da figura 30. O valor de $R_p = 8,15 \times 10^{17} \text{ } \Omega$ foi calculado utilizando-se a planilha de cálculo dos componentes equivalentes.

Figura 30 – Circuito equivalente para o acoplamento realizado no experimento.

Fonte: próprio autor.

Na simulação do circuito da figura 30, chegou-se ao valor de 435 mW dissipados pelo resistor de carga; demonstrando boa conformação entre o modelo proposto e o experimento.

É necessário destacar que o experimento teve o intuito de verificar na prática a possibilidade de transmitir energia, confirmada pelo aquecimento do R de carga; porém, sem a preocupação da otimização dessa transferência. Portanto, por uma questão de praticidade, utilizou-se materiais (como as placas de Petri) que não eram ideais para confecção dos capacitores de acoplamento, o que explica o elevado valor de $R_s = 130\Omega$.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho testou e confirmou a hipótese de que é possível realizar a transmissão de energia através de tecido biológico vivo, por meio da aplicação de campo elétrico variante no tempo. O modelo de circuito eletrônico equivalente apresentou implicações sobre a faixa de frequência de trabalho (sub-gigahertz) e sobre o implante subcutâneo do eletrodo de acoplamento, que deve ser alocado entre a derme e a camada de tecido adiposo, pois este último possui alto índice de absorção e dissipação da energia do campo elétrico aplicado.

Nas simulações computacionais, os dois modos de transmissão previstos pelo modelo (bipolar e monopolar), ou seja, com dois ou com um capacitor de acoplamento, demonstraram a possibilidade de transmissão de energia. No modo monopolar apresentar menor dissipação no dielétrico, paga-se o preço de ter que trabalhar com tensões mais elevadas (da ordem de centenas de volts).

As provas de conceito demonstram a mitigação do problema de alinhamento axial exigido nos sistemas TET por acoplamento indutivo (por campo magnético entre bobinas) e apontam a possibilidade de construção de elementos acopladores flexíveis (como tecidos condutores), mais finos, leves e anatômicos que as tradicionais bobinas.

Outros dispositivos implantáveis ativos, de menor demanda de energia do que uma bomba de sangue (como implantes cocleares, por exemplo), poderão se beneficiar desta técnica de transmissão, com implantes menos invasivos.

Os experimentos com tecidos vivos não apontaram danos ao metabolismo celular e parecem corroborar o modelo. Porém, se entende como necessário, como futuros trabalhos complementares ao desenvolvimento dessa tecnologia, aprofundar as pesquisas sobre efeitos não térmicos do campo elétrico sobre o tecido vivo, na faixa de trabalho aqui sugerida. Também se sugere, para confecção do implante, o desenvolvimento de materiais dielétricos, que além de possuir as

características elétricas exigidas, também sejam biocompatíveis. E com as bases teóricas estabelecidas pode-se trabalhar no projeto e confecção de circuitos chaveados de alto rendimento para desenvolvimento da tecnologia dos TETs.

7. Anexo A – Transformadores Piezoelétricos

A propriedade de se tornarem eletricamente carregados quando submetidos a uma tensão mecânica e vice versa apresentada por alguns materiais é denominada piezoelectricidade (do grego “piezo”, que significa pressão). O efeito piezoelétrico é encontrado em cristais que não têm centro de simetria, como o quartzo. Este efeito, de maneira simplificada, se caracteriza como uma distorção na estrutura da célula unitária do composto piezoelétrico.

Quando a célula está neutra (sem tensão mecânica), a posição espacial do centro de cargas negativas é a mesma do centro de cargas positivas. Porém, quando aplicamos uma tensão mecânica, a célula unitária sofre uma deformação deslocando a posição do centro de cargas negativas e criando uma diferença de potencial na célula unitária; este efeito é ilustrado na Figura 31.

Figura 191 - Cristal piezoelétrico; em a) célula cristalina neutra; em b) força de compressão aplicada à célula, gerando diferença de potencial (ddp).

Fonte: adaptado de (Gaiotto, 2012).

Um monocristal apresenta um único eixo de polarização, enquanto um domínio policristalino apresenta uma distribuição aleatória dos eixos de polarização, como na Figura 32.

Figura 202 – Diferença entre a polarização de um mono e um policristal. As setas representam a orientação do momento de dipolo elétrico; em a) estrutura monocristalina; em b) estrutura policristalina.

Fonte: adaptado de (Bhuin, 2016).

Para produzir o efeito piezoelétrico nesses policristais faz-se com que sejam submetidos ao calor enquanto aplica-se-lhes um forte campo elétrico. O aquecimento permite o movimento parcial das moléculas, cujos eixos de polarização tendem a alinhar-se com a direção do campo elétrico aplicado, permanecendo após o resfriamento, uma polarização residual, como ilustrado na Figura 33.

Figura 213 - Geração do efeito piezoelétrico pela polarização e aquecimento de material cerâmico; a) material com domínios polares aleatórios; b) aquecimento e aplicação de potencial elétrico; c) polarização permanente após resfriamento.

Fonte: adaptado de (Bhuin, 2016).

Os transformadores piezoelétricos utilizam um arranjo desses materiais e podem ser classificados, segundo o modo de vibração mais comum dos elementos piezoelétricos, como:

- Transformador Rosen: o primário vibra em modo transversal e o secundário, no modo longitudinal, apresentando alto ganho de tensão elétrica;
- Transformador de modo de espessura: ambos, primário e secundário vibrando em modo longitudinal;
- Transformadores de modo radial: ambos, primário e secundário vibrando em modo transversal.

Esses modelos de transformadores são ilustrados na Figura 34.

Figura 224 - Modelos de transformadores piezoelétricos; T e P representam, respectivamente, tensão mecânica e a polarização; a) tipo Rosen; b) modo de espessura e c) modo radial.

Fonte: adaptado de (Gaiotto, 2012).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABTO – Associação Brasileira de Transplante de Órgãos, Registro Brasileiro de Transplantes 2010, São Paulo, Ano XVI, nº4, 2010. Disponível em: <www.abto.org.br>. Acesso em: 08 de agosto de 2017.

Aldhafer, S. Design and Optimization of Switched-Mode Circuits for Inductive Links. PhD Thesis. Cranfield University. School of Engineering Division. January, 2014.

Andrade, A.; et al. Introdução ao Projeto Temático. 1º Encontro sobre Sistemas Propulsores Eletromagnéticos Implantáveis para Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular ou Coração Artificial. 29 de abril, São Paulo, 2010.

Barlett, A.; Arsenault, P. Wireless Power for Vehicle Lightweighting, Reducing Costs, and Improving Manufacturing Efficiencies: An Analysis of Resonant Capacitive Coupling and its Ability to Reduce Vehicle Weight and the Cost of Vehicle Manufacturing and Maintenance. Vehicular Technology Conference (VTC Fall). IEEE 82nd, 2015.

Behbahani, M. Aachen University of Applied Sciences. Computational Analysis of Technical Systems. Disponível em: <http://www.cats.rwth-aachen.de:8080/~mb/f-pic-debakey.jpg> . Acesso em: 08 de agosto de 2017.

Bhuin, S. Piezoelectric effect (in non-traditional machining). Publicada na seção: Engenharia, 27 de abr de 2016. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/SoumyajitBhuin/piezoelectric-effect-in-nontraditional-machining/4> . Acessado em: 15 de janeiro, 2018.

Bocchi E.A., Marcondes-Braga F.G., Bacal F., Ferraz A.S., Albuquerque D., Rodrigues D. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Atualização da Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica - 2012. Arq Bras Cardiol 2012; 98(1 supl. 1): 1-33

Bock, E. Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue Centrífuga Implantável, Campinas, (Tese de Doutorado – Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP), 2011.

Bronzino, J. D. Biomedical Engineering and Instrumentation. PWS Publishers, Wadsworth Inc., ISBN: 0-534-06492-2, USA, 1986.

Carrel, T.; Englbergera, L.; Kadnera, A.; Mohacsi, P. . Multimedia Manual of Cardio-Thoracic Surgery. Published by MMCTS on behalf of the European

- Association for Cardio-Thoracic Surgery 2013. Disponível em: <http://mmcts.org/tutorial/35>
- Chang, CK.;Da Silva, G. G.; Kumar, A.; Pervaiz, S.; Afridi, K. K. 30 W Capacitive Wireless Power Transfer System with 5.8 pF Coupling Capacitance. WPTC. May 13, 2015.
- Chang, CK.;Da Silva, G. G.; Kumar, A.; Pervaiz, S.; Afridi, K. K. 30 W Capacitive Wireless Power Transfer System with 5.8 pF Coupling Capacitance. WPTC. May 13, 2015.
- Choi, B.;Nho, J.; Cha,H.;Ahn, T.;Choi, S. “Design and implementation of low-profile contactless battery charger using planar printed circuit board windings as energy transfer device.” IEEE Trans.Industrial Electronics, vol. 51(1): pp. 140-147, 2004.
- COCHLEAR LIMITED. Disponível em: cochlear.com/wps/wcm/connect/intl/home/discover/cochlear-implants/nucleus-6/how-it-works”. Acessado em 05/2017.
- Dai, J.; Ludois, D. C. Biologically Inspired Coupling Pixilation for Position Independence in Capacitive Power Transfer Surfaces. in Proc. IEEE 30th Annu. Appl. Power Electron. Conf. Expo., 2015.
- Dai, J.; Ludois, D. C. Single Active Switch Power Electronics for Kilowatt Scale Capacitive Power Transfer. IEEE JOURNAL OF EMERGING AND SELECTED TOPICS IN POWER ELECTRONICS, VOL. 3, NO. 1, MARCH 2015.
- Dai, J.; Ludois, D. C. Wireless Electric Vehicle Charging via Capacitive Power Transfer Through a Conformal Bumper. in Proc. IEEE 30th Annu.Appl. Power Electron. Conf. Expo., 2015.
- Berg, D.; Vaduganathan, M.; Upadhyay, G.; Singh, J.; Mehra, M.; Stewart, G. Cardiac Implantable electronic Devices inPatients with Left Ventricular Assist Systems. Journal of the American College of Cardiology. Vol. 71, Issue 13, April 2018.
- Dinkhuysen, J. Porque o número de transplantes cardíacos não tem crescido no Brasil?. ABTO, 2002.
- Dissanayake, T.; Budgett, D.; Hu, A.P.; Malpas, S. and Bennet, L. Transcutaneous Energy Transfer System for Powering Implantable Biomedical Devices, Chwee Teck Lim, James C.H. Goh (Eds.): ICBME 2008, Proceedings 23, pp. 235–239, 2009.
- Duong, QT.; Maekawa, T.; Higashino, T.; Okada, M. Dynamic charging using parallel line feeder whith hybrid inductive-capacitive coupling and receiver-

side load control. IEICE Electronics Express, Vol. 12, No. 23, 1-10. November, 2015.

Eurostat. Cardiovascular diseases statistics. Causes of death – disease of circulatory system reidents, 2014. Disponível em : ec.europa.eu/Eurostat/statistics-explained/index.php/Cardiovascular_diseases_statistics . Acesso em : 02 jan, 2018.

Fernandes, R.D.; Matos, J. N.; Carvalho, N. B. Constructive combination of resonant magnetic coupling and resonant electrical coupling. in Proc. Wireless Power Transfer Conf., Boulder, CO, USA, pp. 1–3, May 2015.

Fernandes, R.D.; Matos, J. N.; Carvalho, N. B. Resonant electrical coupling: circuit model and first experimental results. FCT - Fundação para a Ciência e a Tecnologia (grant SFRH/BD/69392/2010 and Project EXCL/EEITEL/0067/2012 - CREATION) and also by the COST action IC1301 WiPE - Wireless power transmission for sustainable electronics, 2012.

Ferreira, Daniela Wolter. *Topics in design and analysis of transcutaneous energy transfer to ventricular assist devices*. 232 p. São Paulo, 2013.

Fonseca, J. W., Silva, B.U., Andrade, A.J.P., Jatene, A. D., Lucchi, J.C., Continuous Versus Pulsatile Flow for Left Ventricle Assist Devices: Performance Evaluation in a Hybrid Cardiovascular Simulator. ASAIO Journal (1992), v. 58, p. 14, 2012.

Funato, H.; Chiku, Y.; Harakawa, K. “Wireless power distribution with capacitive coupling excited by switched mode active negative capacitor,” in Proc. Int. Conf. Electr. Mach. Syst., Oct. 10–13, pp. 117–122, 2010.

Gaiotto, J. F. Dissertação de mestrado em Física: DESIGN DE TRANSFORMADORES CERÂMICOS PIEZOELÉTRICOS E APLICAÇÕES. Universidade Estadual de Maringá. Junho, 2012.

González, J.-L.; Rubio, A., Moll,F. A prospect on the use of piezoelectric effect to supply power to wearable electronic devices, in: Fourth Int. Conf. Mater. Eng. Resources, ICMR, pp. 202–206, Oct., 2001.

Hagen, S.; Knippel, R.; Dai, J.; Ludois, D. C. Capacitive Coupling Through a Hydrodynamic Journal Bearing to Power Rotating Electrical Loads Without Contact. IEEE WPTC, 2015.

Hannan, M. A.; Mutashar, S.; Samad, S. A.; Hussain, A. Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges. doi:10.1186/1475-925X-13-79. BioMedical Engineering OnLine 2014 13:79.

Harrison, James M.; Seligman, Peter M. Cochlear PTY. LTD, University Melbourne. Power transfer for implanted prostheses. U. S. 4.741.339, Oct. 21, 1985, May 3, 1988.

Huang, L.; Hu, A. P., Swain, A.; Di, X. Comparison of Two High Frequency Converters for Capacitive Power Transfer. Proc. IEEE Energy Convers. Congr. Expo., pp. 5437-5443, Pittsburgh, Sept. 2014.

Huang, L.; Hu, A. P., Swain, A.; Di, X. Comparison of Two High Frequency Converters for Capacitive Power Transfer. Proc. IEEE Energy Convers. Congr. Expo., pp. 5437-5443, Pittsburgh, Sept. 2014.

Huang, L.; Hu, A.P. Defining the mutual coupling of capacitive power transfer for wireless power transfer. ELECTRONICS LETTERS. 22nd Vol. 51 No. 22 pp. 1806–1807. October, 2015.

Huang, L.; Hu, A.P. Defining the mutual coupling of capacitive power transfer for wireless power transfer. ELECTRONICS LETTERS. 22nd Vol. 51 No. 22 pp. 1806–1807. October, 2015.

Hyun, K., Y. 6.78MHz Capacitive Coupling Wireless Power Transfer System. Journal of Power Electronics, Vol. 15, No. 4, pp. 987-993, July 2015.

Hyun, K., Y. 6.78MHz Capacitive Coupling Wireless Power Transfer System. Journal of Power Electronics, Vol. 15, No. 4, pp. 987-993, July 2015.

Karalis, Aristeidis; J.D. Joannopoulos, Marin Soljačić, "Efficient wireless non-radiative mid-range energy transfer". November, 2006. Annals of Physics 323 (2008) 34–48. Disponível em: < http://www.mit.edu/~soljacic/wireless-power_AoP.pdf>, Acesso em: 05/08/2014 às 15h30.

Kitabayashi, T.; Funato, H.; Kobayashi, ; Yamaichi, K. "Experimental Verification of Capacitive Power Transfer Using One Pulse Switching Active Capacitor for Practical Use," Proc. IEEE Int. Power Electron. Conf.(IPEC), pp. 2517-2522, Hiroshima, May 2014.

KLAUKE, S. Stimulation with a Wireless Intraocular Epiretinal Implant Elicits Visual Percepts in Blind Humans, IOVS, Vol.52, n°1, Janeiro, 2011.

Kline, M. Capacitive Power Transfer. Electrical Engineering and Computer Sciences University of California at Berkeley. Technical Report No. UCB/EECS-2010-155. This material is based on work supported by the Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) (Contract No. W31P4Q-10-1-0002) and the Berkeley Sensor and Actuator Center (BSAC). December, 2010.

Kline, M. Capacitive Power Transfer. Electrical Engineering and Computer Sciences University of California at Berkeley. Technical Report No.

- UCB/EECS-2010-155. This material is based on work supported by the Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) (Contract No. W31P4Q-10-1-0002) and the Berkeley Sensor and Actuator Center (BSAC). December, 2010.
- Kline, M.; Izyumin, I.; Boser, B.; Sanders, S. "Capacitive Power Transfer for Contactless Charging" IEEE, pp. 1398-1404. 2011.
- Komaru, T.; Akita, H. "Positional Characteristics of Capacitive Power Transfer as a Resonance Coupling System," Proc. IEEE Wireless Power Transfer Conf. pp. 218-221, 2013.
- Komaru, T.; Akita, H. "Positional Characteristics of Capacitive Power Transfer as a Resonance Coupling System," Proc. IEEE Wireless Power Transfer Conf. pp. 218-221, 2013.
- Kumar, A.; Perivaiz, S.; Chang, C.K.; Korhummel, S.; Popovic, Z.; Afridi, K. K. Investigation of Power Transfer Density Enhancement in Large Air-Gap Capacitive Wireless Power Transfer Systems. Proc. IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC), 1-4, Boulder, May 2015.
- Leão, T. F. Técnica de controle automático da rotação de bombas de assistência ventricular. Tese (doutorado) – Instituto Dante Pazzanese de cardiologia/Universidade de São Paulo. São Paulo, 2015.
- Leyh, G. E.; Kennan, M. D. Efficient Wireless Transmission of Power Using Resonators with Coupled Electric Fields. Nevada Lightning Laboratory, USA, 2008.
- Louis C. Waller. Power supply for body implanted instruments. U. S. Pat. 3.195.540, Mar. 29, 1963, July 20, 1965.
- Marinho, Alexandre. Um estudo sobre as filas para internações e para transplantes no sistema único de saúde brasileiro. ABTO, Rio de Janeiro, 2004.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. DataSus, 2017. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/obt10uf.def>. Acesso em: 29 dez. 2017.
- Miura, H. Improvement of the transcutaneous energy transmission system utilizing ferrite cored coils for artificial hearts. IEEE Transactions on Magnetics, New York, v. 42, n. 10, p. 3578-3580. Oct., 2006.
- NOSÉ, Y., MD, PhD, Kin-ichi Nakata, MD, PhD, Masaharu Yoshikawa, MD, PhD, George V. Letsou, MD, Akira Fujisawaa, Ernst Wolner, MD, Heinrich Schima, PhD. Development of a totally implantable biventricular

- bypass centrifugal blood pump system. *Ann Thorac Surg*; 68:775-779, 1999.
- Oliveira, D. V. R.; Ayoub, A. C.; Kobayashi, R. M.; Simonetti, S. H. Marca-Passo: competências clínicas para enfermeiros. Rio de Janeiro: Atheneu, 2017. ISBN:978-85-388-0782-7.
- Ozeri, S.; Shmilovitz, D. Ultrasonic transcutaneous energy transfer for powering implanted devices. School of Electrical Engineering, Tel-Aviv University, Tel-Aviv 69978, Israel, Elsevier B.V., 2009.
- Puers, R.; Vandevoorde, G. Recent progress on transcutaneous energy transfer for total artificial heart systems. *Artificial Organs*, Hoboken, v. 25, n. 5, p. 400-405, 2001.
- Sepahvand, A.; Kumar, A.; Afridi, K.; Maksimovic, D. High Power Transfer Density and High Efficiency 100 MHz Capacitive Wireless Power Transfer System. *Proceedings of the Sixteenth IEEE Workshop on Control and Modeling for Power Electronics (COMPEL 2015)*, Vancouver, Canada, Juli 12-15, 2015.
- Schuder; Gold; Stephenson Jr. An Inductively Coupled RE System for the Transmission of 1 kW of Power Through the Skin. *Iwee Transactions On Bio-Medical Engineering*, vol. BME-18, no. 4, July, 1971.
- Sharma, P.; Pande, J.; Singh, A. Comparative Implication and Analysis of Inductive & Capacitive Wireless Power and Data Transfer in USB. *International Journal of Innovative Research in Advanced Engineering (IJIRAE)*. ISSN: 2349-2163, Issue 1, Volume 2. January, 2015.
- SIVAPRAKASAM M. A variable range bi Pasic current stimulus driver circuitry for an implantable retinal prosthetic device, 763-771, 2005.
- Smithsonian's National Museum of American History. Disponível em: <https://newsdesk.si.edu/snapshot/liotta-cooley-artificial-heart>. Acesso em: 30 de janeiro, 2018.
- Sodagar, A. M.; Amiri, P. "Capacitive coupling for power and datatelemetry to implantable biomedical microsystems," in *Proc. 4th Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng.*, Apr. 29–May 2, pp. 411–414, 2009.
- Theodoridis, M. P. Effective Capacitive Power Transfer. *IEEE Trans. Power Electron.*, vol. 27, no. 12, pp. 4906–4913, Dec. 2012.
- Wang, G. High Efficiency wireless Power transmission with display Configurable Stimulation Voltage for Retinal Prothesis, *IEEE EMBS Conference ou neural Engeneering*, pp 16-19, Mar 2005.

WEI, X., J. LIU, *Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices*. Frontiers of Energy and Power Engineering in China. pp 1-13, 2008.

ZENG, F. G. Cochlear implants: System Design, integration and Evaluation, IEEE Rev Biomed Eng, pp 115-142, Janeiro, 2011.

Zhang, H.; Hofmann, H.; Liu, W.; Mi, C. A Large Air-Gap Capacitive Power Transfer System with a 4-Plate Capacitive Coupler Structure for Electric Vehicle Charging Applications. DOI: 10.1109/APEC.2016.7468040. Conference: IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition. March 2016.

Zhang, R.; Liu, H.; Shao, Q.; Li, G.; Fang, X.; Li, H. Effects of Wireless Power Transfer on Capacitive Coupling Human Body Communication. IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 20, NO. 3, JUNE 2015.