UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

RICARDO ESTÉFANI FRANÇA ROCHA

Plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados fisiológicos

Ribeirão Preto – SP
2019

RICARDO ESTÉFANI FRANÇA ROCHA

Plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados fisiológicos

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Ciências, obtido no Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Mulato

Coorientadora: Prof.ª Dr.ª Michele Mazzaron de Castro

Ribeirão Preto – SP
2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ficha Catalográfica

França Rocha, Ricardo Estéfani
Plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados fisiológicos / Ricardo Estéfani França Rocha; orientador, Marcelo Mulato; coorientadora Michele Mazzaron de Castro. Ribeirão Preto, 2019.
Versão Corrigida

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

1. Biotelemetria. 2. Dispositivo implantável. 3. Pressão arterial. 4. Identificação por rádio frequência (RFID).

Nome: França Rocha, Ricardo Estéfani

Título: Plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados fisiológicos

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho a minha família, com amor e gratidão, por sua compreensão, carinho e presença. Em especial para minha mãe pelo incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

AGUADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me concedeu discernimento e sabedoria para conduzir este trabalho, e nos momentos de dificuldade esteve presente me auxiliando em todas as situações.

À minha mãe Rosira, que não media esforços para me ajudar no que fosse preciso. À minha irmã Rafaela, companheira de todas as manhãs nas viagens para a USP.

Aos meus familiares pela paciência e suporte durante minha trajetória no mestrado e no período de realização deste trabalho.

Ao meu professor e orientador, Marcelo Mulato, por todo apoio, compreensão, ensinamentos e mentoria.

À minha coorientadora Prof.ª Michele, aos seus alunos do laboratório, e à técnica Eliane, pela disponibilidade e auxílio.

Aos companheiros e amigos do laboratório SENSORMAT, pela ajuda, pelos momentos de descontração e conversas, e o ambiente de companheirismo no laboratório.

À FFCLRP pela oportunidade de realizar meu mestrado nesta instituição.

Aos professores, técnicos e funcionários do Departamento de Física pelo suporte durante a trajetória no mestrado.

À CAPES e a FAPESP pelo suporte financeiro.

RESUMO

FRANÇA ROCHA, Ricardo E. **Plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados fisiológicos**. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

Os avanços na indústria de semicondutores, assim como em outras áreas da ciência e engenharia, possibilitam a criação de cenários interdisciplinares. Nos quais, a convergência entre áreas distintas do conhecimento gera benefícios que não poderiam ser alcançados isoladamente. Nesse sentido, devido à natureza complexa das ciências médicas, a convergência da medicina com a microeletrônica e a inteligência artificial idealiza gerar sistemas mais eficientes, eficazes e acessíveis. O monitoramento contínuo de sinais fisiológicos tem papel de destaque nessa visão, podendo beneficiar usuários com a transição do modelo tradicional da medicina para uma medicina personalizada e preventiva. O sinal de pressão arterial é um dos principais sinais fisiológicos e elemento de diagnóstico da hipertensão arterial: individualmente o maior fator de risco modificável para doenças cardiovasculares e maior contribuinte para causas de mortalidade do mundo. Diante da demanda por um sistema de monitoramento, esse trabalho propôs dar os primeiros passos para o desenvolvimento de um dispositivo implantável para aquisição contínua do sinal de pressão arterial. Visionamos aplicação inicial em experimentação animal e concepção de um dispositivo de baixo custo, utilizando componentes disponíveis comercialmente e a tecnologia RFID para transmitir os dados de interesse para um hardware externo.

Palavras-chave: Biotelemetria. Dispositivo implantável. Pressão arterial. Identificação por rádio frequência (RFID).

ABSTRACT

FRANÇA ROCHA, Ricardo E. **Wireless implantable microelectronic platform for acquisition of physiological data**. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

Advances on semiconductor industry, as well as in other areas of science and engineering, enable the creation of interdisciplinary scenarios. In which, the convergence between distinct areas of knowledge generates benefits that could not be achieved in isolation. Therefore, due to the complex nature of the medical sciences, the convergence of medicine with microelectronics and artificial intelligence idealizes to generate more efficient, effective and accessible systems. The continuous monitoring of physiological signals has an outstanding role in this vision, enabling benefits for users with the transition from a traditional model of medicine to a personalized and preventive medicine. The blood pressure signal is one of the main physiological signs and element of the diagnosis of hypertension: individually the greatest modifiable risk factor for cardiovascular diseases and the major contributor to causes of mortality in the world. Faced with the demand for a monitoring system, this work proposed to take the first steps towards the development of an implantable device for continuous acquisition of the blood pressure signal. We aim initial application in animal experimentation and to design a low-cost device, by using commercially available components and RFID technology to transmit data of interest to an external hardware.

Keywords: Biotelemetry. Implantable device. Blood pressure. Radio frequency identification (RFID).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama simplificado do circuito eletrônico do dispositivo implantável. ..18

Figura 2 - Deslocamento total em mm aplicando uma força de 5N na direção Z da superfície do anel de silicone sem e com um anel interno rígido de ABS. 21

Figura 3 - Deslocamento máximo do diâmetro interno do anel de silicone sem e com o anel interno rígido de ABS em função da força aplicada.....22

Figura 4 - Diagrama de composição do conjunto anel de silicone, sensor de pressão e artéria. 23

Figura 5 - Deslocamento médio da superfície interna do anel de silicone ao ser aplicada uma pressão simulando a expansão da artéria para diferentes valores da parede lateral do anel de silicone. 23

Figura 6 - Deslocamento total em µm ao ser aplicada uma pressão de 20 mmHg no interior do anel de silicone: (a) perspectiva em 3D, (b) vista lateral e frontal da área interna e (c) vista lateral e frontal do anel. 24

Figura 7 - Tensão e Deslocamento no modelo 1 do anel interno rígido de ABS ao ser aplicada uma força de abertura. 25

Figura 8 - Tensão e Deslocamento no modelo 2 do anel interno rígido de ABS ao ser aplicada uma força de abertura. 26

Figura 9 - Primeira versão do molde do anel de silicone.....27

Figura 10 - Espessura do filme de silicone produzidos pelo processo de spin coating. 29

Figura 11 - Conjunto de moldes para fabricar o anel de silicone.....30

Figura 12 - Moldes do anel de silicone: (a) anel interno rígido e base superior e inferior produzidos por impressora 3D em ABS, (b) e (c) base superior e inferior produzidas por usinagem convencional e eletroerosão a fio. 31

Figura 13 - Disposição dos moldes para o processo final de fechamento do anel de silicone. 32

Figura 14 - Anel de silicone: (a) sensor e anel de silicone de 5 mm de diâmetro interno com bolhas de ar na lateral; (b) e (c) anel de silicone de 1 mm de diâmetro interno, (b) sem e (c) com bolhas na lateral. 32

Figura 15 - Curva característica do potencial elétrico de resposta do sensor MPXC2011DT1 em função da pressão. 34

Figura 16 - Diagrama funcional de uma aplicação típica do amplificador de instrumentação INA333. 35

Figura 17 - Curva característica do potencial elétrico de resposta do sensor MPXC2011DT1 em função da pressão após amplificação do sinal por um amplificador de instrumentação com ganho de aproximadamente 100 vezes. 36

Figura 18 - Dimensões em mm da antena de cobre para o chip RFID com frequência de atuação em 915 MHz. 37

Figura 19 - Processo de Etching da antena flexível. 38

Figura 20 - Composição e espessuras dos tecidos biológicos utilizados na simulação da antena. 39

Figura 21 - Padrão de radiação de campo distante para a antena simulada no ar. ..40

Figura 22 - Padrão de radiação de campo distante para a antena simulada sob uma camada de pele. 40

Figura 23 - Padrão de radiação de campo distante nos planos XZ e YZ para a antena simulada no ar. 41

Figura 24 - Padrão de radiação de campo distante nos planos XZ e YZ para a antena simulada sob uma camada de pele. 42

Figura 25 - Coeficiente de reflexão de potência da antena no ar e implantada. 43

Figura 26 - Imagem da antena fabricada por processo convencional de etching.....44

Figura 27 - Visão Geral do Sistema para Aquisição do Sinal de Pressão Arterial.....44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variáveis de controle da impressora 3D.....20

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizadas nas simulações. 20

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 12

2. MÉTODOS E MATERIAIS 16

2.1. Eletrônica 16

2.2. Anel de Silicone 18

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES 21

3.1. Anel de Silicone 21

3.2. Molde do Anel de Silicone 27

3.3. Sensor de Pressão 33

3.4. Comunicação do Dispositivo Implantável 36

4. CONCLUSÃO 45

REFERÊNCIAS 47

APÊNDICE A – Conjuntos de peças que compõem o molde para a fabricação do anel de silicone 50

APÊNDICE B – Relatório da simulação da antena do chip RFID sob uma camada de pele. 57

APÊNDICE C – Código principal do software de controle do periférico de conversão analógico-digital (A/D) do microcontrolador ARM Cortex M0+. 68

APÊNDICE D – Código principal do software de controle do periférico de comunicação I2C do microcontrolador ARM Cortex M0+ e do chip RFID UCODE I2C SL3S4011. 72

ANEXO A – Cotação de um Sistema de Telemetria para Monitoramento de Pressão Arterial 77

1. INTRODUÇÃO

A indústria de semicondutores vem com sucesso, ao longo dos últimos anos, miniaturizando e aumentando drasticamente a densidade de dispositivos eletrônicos como forma de reduzir os custos de fabricação e melhorar o desempenho. (1) Consequentemente, em conjunto com dispositivos semicondutores mais eficientes, em termos de consumo de energia, surgiram novas oportunidades na utilização destes dispositivos em diversas áreas e aplicações antes impraticáveis.

Nesse contexto, diante da sua natureza complexa, o setor de saúde em muito pode se beneficiar pela viabilidade da convergência da medicina com a microeletrônica, idealizando suprir a carência por sistemas mais eficazes e acessíveis.

A Internet das Coisas, uma visão tecnológica que almeja a integração de itens com a capacidade de comunicação e atuação autônoma, objetiva aplicações sofisticadas sem intervenção humana. (2) O setor de saúde é identificado nessa visão como um dos alvos de interesse, principalmente para aplicações de monitoramento contínuo de sinais fisiológicos, onde usuários se beneficiariam da transição do modelo tradicional da medicina para uma medicina preventiva. (3)

Os biossensores são componentes com papel de destaque essencial para atingir essa visão, que em conjunto com os avanços em nanotecnologia e em outras áreas da ciência e engenharia possibilitam a realização do conceito da Medicina P4: Preditiva, Preventiva, Personalizada e Participativa. (4)

Avanços no campo da Inteligência Artificial também vêm colaborando para realizar essa visão, proporcionando aplicações que auxiliam no diagnóstico e prognóstico de condições médicas com resultados que, em alguns casos, superam profissionais da saúde experientes. (5, 6) A identificação de indicadores de pneumonia em radiografias do tórax é um exemplo onde um algoritmo de aprendizado de máquina ultrapassou em sensibilidade e especificidade quatro radiologistas no diagnostico com precisão da doença. (7)

Entretanto, o treinamento dos modelos de inteligência artificial exige um elevado volume de dados para obter resultados com precisão significativa. Essa demanda pode ser suprida por hardwares de monitoramento contínuo de sinais fisiológicos e desta forma viabilizar os benefícios que essas novas tecnologias visionam trazer para a medicina.

Wearables, dispositivos utilizados como segunda pele, é uma classe de tecnologia que pretende integração com o corpo de usuários e monitoramento não-invasivo da saúde de indivíduos. (8) Essa área tem ganhado evidência na literatura e atraído atenção de gigantes da tecnologia, como a Samsung, Apple e Fitbit. Além disso, avanços na área de *epidermal electronics*, categoria da eletrônica que permite atingir "espessuras, módulo de elasticidade, flexão, e densidade de massa correspondentes à epiderme" (9), vem tornando possível uma integração uniforme de dispositivos com o corpo de usuários.

Recentemente publicado na literatura e demonstrando a viabilidade da tecnologia, foi apresentado um dispositivo *wearable* para análise da transpiração com monitoramento contínuo de glicose, lactato, sódio e potássio. Utilizado para medir o perfil detalhado do suor de usuários envolvidos em atividades físicas prolongadas e fazer uma avaliação em tempo real do estado fisiológico do indivíduo. (10)

No entanto, a natureza não-invasiva de dispositivos *wearables* restringe os sinais fisiológicos que podem ser adquiridos, inviabilizando o dispositivo para aplicações específicas. Nesse sentido, o próximo passo lógico é o desenvolvimento de dispositivos implantáveis para aquisição e monitoramento contínuo de sinais fisiológicos.

Uma startup de tecnologia médica, Quanttus, após arrecadar mais de 20 milhões de dólares em financiamento e anos de pesquisa, falhou em sua ambição de desenvolver um relógio de pulso *wearable* para aquisição contínua de pressão arterial. (11, 12) Isso demonstra a dificuldade de aquisição contínua de certos sinais de maneira não-invasiva e em meio externo ao ambiente médico habitual.

A pressão arterial, um dos principais sinais fisiológicos, elemento de diagnóstico da hipertensão arterial, caracterizada por valores elevados e persistentes de pressão arterial, é o componente mais importante de modelos de prognósticos de doenças cardiovasculares; e quando elevada o maior contribuinte individual para causas de morte no mundo. (13)

O aumento da pressão arterial é caracterizado por diversos fatores, que incluem o estilo de vida de indivíduos, alimentação, genética, elevado estresse mental, e envelhecimento. A hipertensão é assintomática e estudos mostram que uma porção considerável de hipertensos no mundo não tem conhecimento do seu estado patológico, não tratam ou tratam de forma imprópria. (13)

Recentemente, um estudo clínico propôs avaliar se a redução da pressão arterial sistólica possuía correlação com o declínio cognitivo de idosos no período de um ano de observação. (14) O estudo identificou que houve um declínio cognitivo, estatisticamente significativo, no grupo de pacientes com problemas complexos de saúde, que estavam em terapia anti-hipertensiva, e reduziram o valor de pressão arterial sistólica para abaixo de 130 mmHg. Nesse contexto, a aquisição contínua do sinal de pressão arterial pode ser de interesse, visionando aplicação no controle de casos de idosos hipertensos. Como uma possível administração farmacológica menos rígida, ou até deprescrevendo o medicamento, devido ao monitoramento contínuo e intervenção quando observado valores de pressão arterial perigosos.

A hidroclorotiazida é um dos medicamentos mais utilizados no tratamento de hipertensão. (15) Em 2018 o governo brasileiro gastou mais de 3,1 milhões na compra de hidroclorotiazida (16), medicamento na Relação Nacional de Medicamentos Essenciais (Rename) do Ministério da Saúde e distribuído no Sistema Único de Saúde (SUS). (17) Contudo, um estudo publicado recentemente associou o uso da hidroclorotiazida com câncer de pele não melanoma, além dele já ser previamente ligado ao câncer de boca. (18) Isso pode ressaltar a importância da pesquisa farmacológica para novos medicamentos no controle da hipertensão.

Nas pesquisas acadêmicas de farmacologia cardiovascular com experimentação animal, o método de cauda-manguito é utilizado por um número considerável de pesquisadores para medir o volume de pressão na cauda dos ratos, parâmetro correlacionado com a pressão arterial. O sistema consiste em acoplar um manguito e sensor de pressão na cauda do animal, que está imóvel em um cilindro, e adquirir dados de pressão arterial através das variações de volume causadas pelo fluxo sanguíneo na cauda. (19, 20) Esse método além de custoso em termos de tempo e inconveniência, ao preparar cada animal para o procedimento, também gera incertezas na medição em decorrência de que o animal é retirado do seu ambiente e imobilizado em um tubo cilíndrico, causando estresse e consequentemente alterações nas medidas. (21) Outra desvantagem está relacionada à inviabilidade de o pesquisador ter os dados continuamente sendo adquiridos, impossibilitando criar um mapa amplo dos sinais fisiológicos em função do tempo. Estão disponíveis no mercado sistemas de telemetria para aquisição contínua da pressão arterial através de cateteres, porém o alto custo de investimento dificulta a aplicação em grande parte das pesquisas. O anexo A apresenta uma cotação para um sistema de telemetria.

Com o intuito de superar esses desafios, CONG et al. (22) desenvolveram um sistema implantável para monitoramento contínuo da pressão arterial de ratos para pesquisa acadêmica. O dispositivo consiste em um anel (com um sensor no interior) colocado ao redor de uma artéria, eletrônica dedicada e sensor de pressão desenvolvidos especificamente para esse sistema. Porém, a comunicação do dispositivo implantado com um periférico externo ocorre apenas em distância inferior a poucos centímetros e o animal precisa ficar preso em uma gaiola de dimensões limitadas, 10 x 10 x 20 (cm). E o fato do sensor e eletrônica não estarem disponíveis comercialmente dificulta o escalonamento e disseminação do sistema.

VOLK et al. (23) propuseram um sistema diferente para a mesma finalidade. O sistema usa um cateter de pressão introduzido na artéria e eletrônica comercial, ambos disponíveis no mercado. Eles alcançaram um aumento na distância de transferência de dados entre o implante e o periférico externo e possibilidade de comunicação com mais de um implante, em animais distintos, na mesma área. Entretanto, não obtiveram medições consistentes por um período considerável devido a coagulação do sangue pelo uso de cateter.

Uma plataforma microeletrônica implantável de comunicação sem fio para aquisição de dados de sensores e que possibilita o monitoramento contínuo de sinais fisiológicos é de relevância para a área médica, e pode suprir a demanda para realizar as visões tecnológicas recentes. A plataforma pode ainda ser empregada nas pesquisas acadêmicas suprindo a carência por sistemas consistentes e acessíveis, visionando compreender melhor as correlações entre as variáveis de pesquisa.

Este trabalho visa dar os primeiros passos para suprir a demanda por um dispositivo implantável de comunicação sem fio, de baixo custo, para monitoramento contínuo e consistente de sinais fisiológicos, idealizando inicialmente a aquisição do sinal de pressão arterial em experimentação animal. O trabalho almeja ainda o desenvolvimento da plataforma com componentes disponíveis comercialmente, para tornar o sistema mais acessível e facilitar o escalonamento e sua disseminação. Os principais desafios na abordagem de um dispositivo implantável envolvem o consumo de energia; a dimensão do dispositivo; a biocompatibilidade do material de encapsulamento do implante para não haver toxicidade, nocividade e nem provocar rejeição imunológica; e a transmissão de dados do implante para um hardware externo.

2. MÉTODOS E MATERIAIS

Esta seção descreve em detalhes os métodos e materiais utilizados no decorrer do trabalho. São informados aqui os componentes eletrônicos que compõem o dispositivo implantável e os critérios adotados nas suas escolhas. Materiais e equipamentos utilizados também são detalhados, assim como os softwares usados para a elaboração do trabalho.

2.1. Eletrônica

Uma das dificuldades no desenvolvimento de um dispositivo implantável está relacionada ao consumo de energia. Ele deve ser necessariamente o mais eficiente possível para prolongar sua vida útil. O consumo de energia é fator primordial, por serem dispositivos geralmente alimentados por bateria interna das quais a substituição nem sempre é viável. A escolha dos componentes que farão parte do circuito eletrônico é crítica e deve imprescindivelmente atender a esta e outras restrições.

O circuito eletrônico é o responsável por adquirir, processar e transmitir os dados de interesse. O fluxo de trabalho básico de um dispositivo implantável é constituído de um sinal analógico de um sensor, que primeiro, passa por um amplificador, e depois, por um conversor analógico-digital (A/D). Em seguida, os dados, agora em formato digital, são armazenados localmente para depois serem transmitidos para um receptor externo conectado a um computador.

Visando atender essas especificações, o microcontrolador ARM Cortex-M0+ ultra-low-power STM32L071KZ da STMicroelectronics foi escolhido por possuir estrutura desenvolvida exclusivamente para aplicações que demandam alta eficiência no consumo de energia. O microcontrolador é quem realiza a aquisição e processamento dos dados do sensor e gerencia a comunicação com periféricos internos e externos ao dispositivo. Ele possui conversor A/D de 12 bits com 1,14 Mega amostras por segundo (Msps), periféricos I2C e SPI para interface de comunicação e memória de 192 Kbytes.

Para estender a capacidade de armazenamento do dispositivo e possibilitar a aquisição de mais dados, uma memória complementar precisa ser adicionada ao circuito. A memória não-volátil Excelon Ferroelectric-RAM (F-RAM) CY15B108QI-

20LPXIES da Cypress desenvolvida para atender aplicações portáteis com consumo de energia limitada foi escolhida. Ela possui memória de 8 Mbytes e interface de comunicação SPI compatível com o microcontrolador escolhido. O volume considerável de armazenamento pode possibilitar a aquisição de dados mesmo quando um link de transmissão não esteja disponível, criando uma maior flexibilidade na seleção do protocolo de monitoramento de sinais fisiológicos desejado.

O sensor piezoelétrico MPXC2011DT1 da NXP foi escolhido por possuir área de atuação, entre 0 e 10 kPa (0 e 75 mmHg), dentro das margens baixas esperadas do pulso de pressão resultante da pressão sanguínea exercida sobre a parede da artéria. O sensor possui sensibilidade de 2.5 mV/kPa e tensão de alimentação de 3V, o que viabiliza alimentação por bateria. Outro aspecto importante, o sensor possui dimensões reduzidas em comparação com outros sensores de pressão disponíveis, característica que visa atender uma restrição adicional dos dispositivos implantáveis.

Para aumentar a sensibilidade do dispositivo um amplificador pode ser adicionado na saída do sensor, amplificando o sinal em Volts da razão tensão/pressão gerado pelo sensor piezoelétrico. O amplificador de instrumentação de precisão INA333AIDGKR da Texas Instruments foi escolhido por atender as especificações de consumo de energia e baixa densidade de ruído, assim como, outras características elétricas.

A tecnologia de identificação por rádio frequência (RFID), de ultra alta frequência (UHF) e frequência central em 915 MHz (24), foi escolhida para a interface de comunicação entre o dispositivo implantável e um hardware externo por possibilitar a comunicação de diversos dispositivos, em uma mesma área, com apenas um receptor externo. Visando aplicação em pesquisas acadêmicas com experimentação animal, onde ratos ficam fechados em grupos de até cinco animais, a comunicação dos dispositivos implantáveis por esse sistema pode ser realizada sem a necessidade de separar os animais ou adquirir equipamentos extras, como ocorre em sistemas disponíveis atualmente.

O chip de comunicação RFID UHF escolhido para compor o circuito eletrônico foi o UCODE I2C SL3S4011 por possibilitar a comunicação com o microcontrolador através do protocolo I2C e possuir memória de usuário de 3328 bits. Também foi adquirido um leitor RFID, ThingMagic Sargas, com potência de saída de 1 W, e uma antena monoestática, 100.098 da Acura Global, com ganho de 6 dBi, para estabelecer

a comunicação com o chip. O software Universal Reader Assistant (URA) da Jadak é utilizado para controlar o leitor.

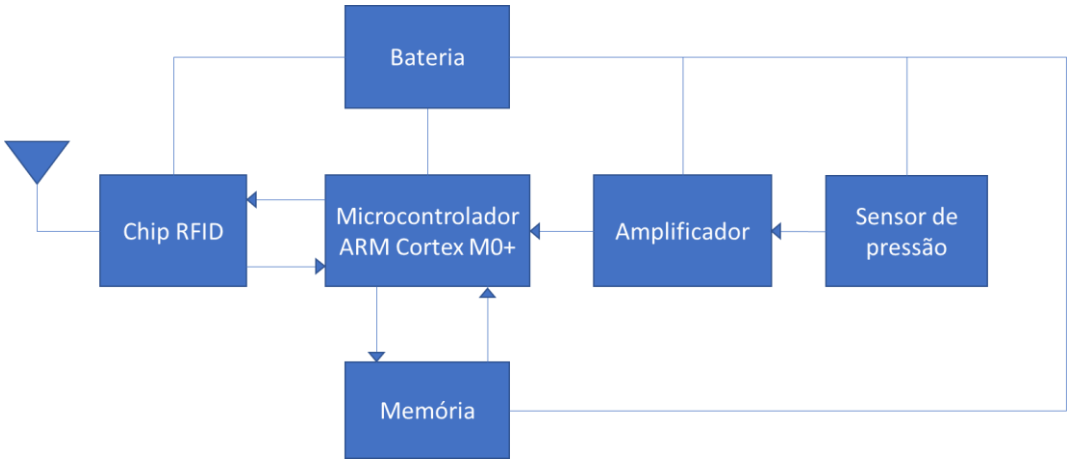
A linguagem de programação C é utilizada para programar o microcontrolador e controlar os periféricos de conversão A/D, comunicação I2C e SPI, processamento de dados e demais funções do componente.

O software uVision da Arm Keil Microcontroller Tools, um ambiente integrado de desenvolvimento (IDE) do microcontrolador, em conjunto com o software STM32CubeMx da STMicroelectronics, uma ferramenta para configurar e inicializar as funções do microcontrolador, são utilizados para criar um algoritmo de controle.

Para transferir o algoritmo criado para a memória do microcontrolador, foi preciso adquirir o kit de desenvolvimento STM32L053 Discovery da STMicroelectronics, que inclui o ST-LINK/V2-1 Embedded Debug Tool, ferramenta de programação e depuração do microcontrolador.

A figura 1 apresenta o diagrama simplificado com todos os componentes que compõem o circuito eletrônico.

Figura 1 - Diagrama simplificado do circuito eletrônico do dispositivo implantável.



2.2. Anel de Silicone

Para a aquisição do sinal de pressão arterial vamos utilizar um mecanismo similar ao encontrado no trabalho de CONG et al. (22). O mecanismo de detecção consiste em um anel de silicone biocompatível ao redor de uma artéria que, em conjunto com um sensor de pressão piezoeléctrico, capta o pulso de pressão caracterizado pela expansão da artéria decorrendo da pressão que o sangue exerce

em suas paredes. O silicone escolhido para o desenvolvimento do anel foi o Dow Corning Silastic MDX4-4210 BioMedical Grade Elastomer, devido à sua propriedade biocompatível e elástica, o que proporciona um acoplamento justo com a artéria, permitindo a propagação da pressão sanguínea sobre as suas paredes até o sensor de pressão.

O silicone é fornecido em dois componentes em estado líquido: base com viscosidade de 115 Pa.s; e agente de cura com viscosidade semelhante a um óleo vegetal comum. A mistura de 1 parte com 10 partes por peso do agente de cura e da base, respectivamente, forma o elemento básico que dá origem ao silicone rígido. O processo de mistura dos dois componentes provoca o aprisionamento de bolhas de ar no material. Para remover o ar aprisionado é preciso expor o material à um vácuo de 710 mmHg por aproximadamente 1 hora, com ciclos repetidos de liberação do vácuo dentro desse período. Deixar o material em repouso por alguns minutos pode remover os últimos resíduos de ar. O estágio final de preparo do silicone é o processo de cura, que pode ser acelerado aplicando calor sobre o material: o tempo de cura para a temperatura ambiente, 40, 55, 75 e 100ºC é, respectivamente, 3 dias, 5 horas, 2 horas, 30 minutos e 15 minutos.

Um molde para acomodar o silicone durante o processo de cura é necessário para atribuir forma ao silicone e obter a geometria desejada. Incialmente, o molde foi fabricado utilizando uma técnica de manufatura aditiva, modelagem por deposição fundida (FDM) (25), caracterizada pela fusão de um material termoplástico depositado em camadas sucessivas. A impressora 3D Ultimaker 3 Extended com filamento de acrilonitrila butadieno estireno (ABS) foi utilizada para fabricar o molde em conjunto com os softwares SolidWorks, para o desenvolvimento do modelo digital do molde, e Ultimaker Cura, responsável por dividir o modelo digital em camadas e parametrizar as variáveis de controle da impressora 3D.

A tabela 1 apresenta os valores para as principais variáveis de controle da impressora 3D utilizados para fabricação do molde do anel de silicone.

Tabela 1 - Variáveis de controle da impressora 3D

Velocidade de impressão	45 mm/s
Aceleração da impressão	800 mm/s²
Altura da camada	0,1 mm
Espessura da parede	1 mm
Espessura superior/inferior	1 mm
Densidade de preenchimento	20%
Tipo de aderência da mesa de impressão	Brim
Gerar suporte	Não

O software Comsol Multiphysics também foi utilizado para realizar simulações e otimizar o design de determinadas fases do desenvolvimento do anel de silicone. A tabela 2 apresenta variáveis e valores de propriedades mecânicas para os materiais utilizados nas simulações.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizadas nas simulações.

Material	Densidade (g/cm³)	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Fontes
ABS	1,04	2020	0,37	(26, 27)
Silicone	1,11	1,142371732	0,49	(28, 29, 30)

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1. Anel de Silicone

O anel de silicone foi desenvolvido com base no trabalho de CONG et al. (22), mas sem a utilização de adesivos e de dois silicones, um elastômero para transmitir a expansão da artéria e outro rígido para proteção de forças externas. Idealizamos a substituição do silicone biocompátivel rígido por um anel rígido de ABS, impresso em impressora 3D, para otimizar o processo de fabricação e reduzir o custo. Validamos a substituição através de simulação numérica com o software COMSOL. A figura 2 apresenta o resultado do deslocamento em mm das paredes onde aplicamos uma força de 5 N na direção do eixo Z sobre a superfície externa do anel de silicone. Na esquerda sem e na direita com um anel interno rígido de ABS. A Figura 3 mostra o deslocamento máximo do diâmetro interno do anel de silicone sem e com o anel interno rígido de ABS em função da força externa aplicada.

Figura 2 - Deslocamento total em mm aplicando uma força de 5N na direção Z da superfície do anel de silicone sem e com um anel interno rígido de ABS.

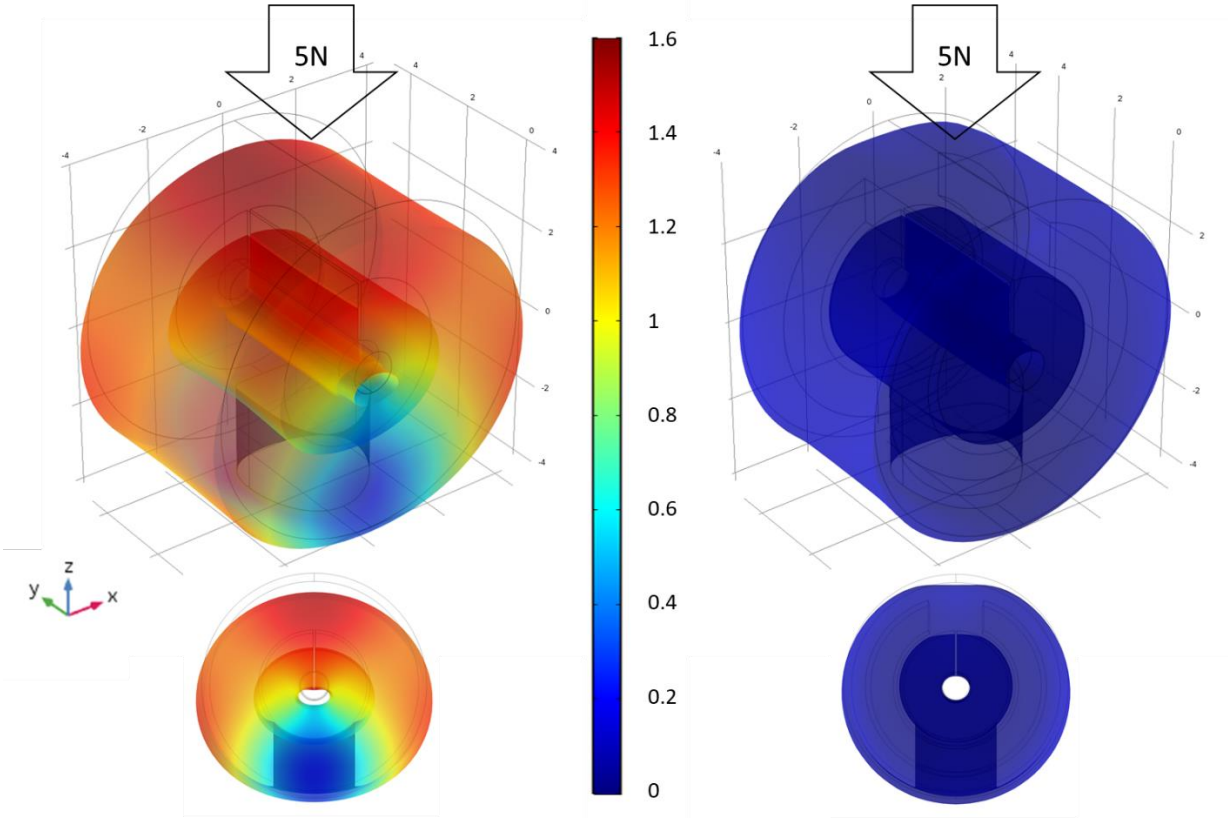
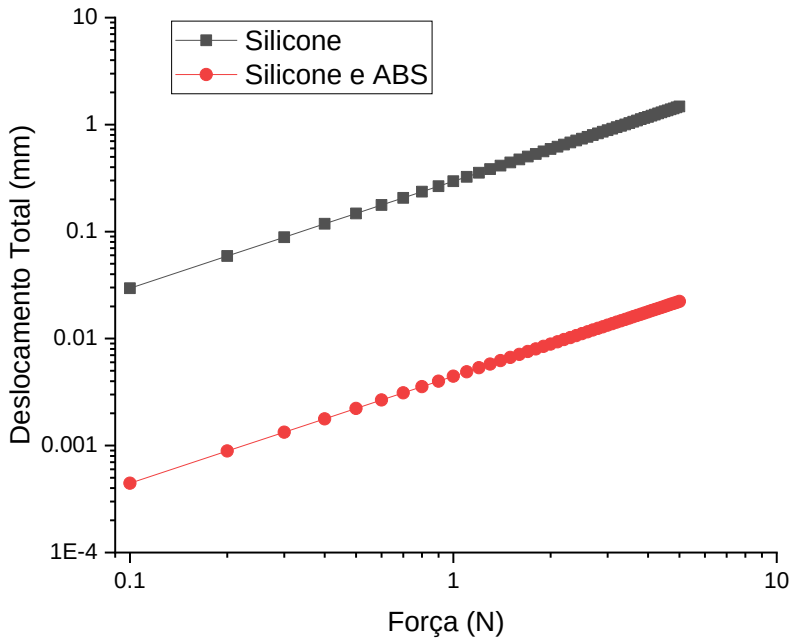


Figura 3 - Deslocamento máximo do diâmetro interno do anel de silicone sem e com o anel interno rígido de ABS em função da força aplicada.



Como pode ser observado em ambas as figuras 2 e 3, o anel interno rígido de ABS cumpre com excelência a função de proteção da parte interna do anel de silicone da influência de forças externas. Reduzindo o deslocamento da parede interna do anel de silicone em duas ordens de magnitude e excluindo a necessidade de utilizar outro silicone biocompatível (rígido) e facilitando o processo de fabricação.

A figura 4 apresenta o diagrama da composição do anel de silicone com o sensor de pressão e a artéria. Um óleo de silicone, injetado na cavidade indicada na figura através de uma seringa, é o responsável por transmitir a pressão exercida pela parede da artéria até o sensor de pressão. O anel de silicone e o sensor de pressão são unidos através de um adesivo selante biocompatível, Loctite 4902.

Para avaliar o comportamento do anel de silicone à pressão exercida pelas paredes da artéria, outra simulação foi produzida. A figura 5 apresenta o resultado do deslocamento médio ao ser aplicada uma pressão no interior do anel (filme de 40 µm de espessura), área de contato com artéria (figura 4), para diferentes valores de espessura da parede lateral do anel de 0,1, 0,3 e 0,5 mm. A espessura da parede lateral tem influência direta no deslocamento médio da superfície interna do anel.

Figura 4 - Diagrama de composição do conjunto anel de silicone, sensor de pressão e artéria.

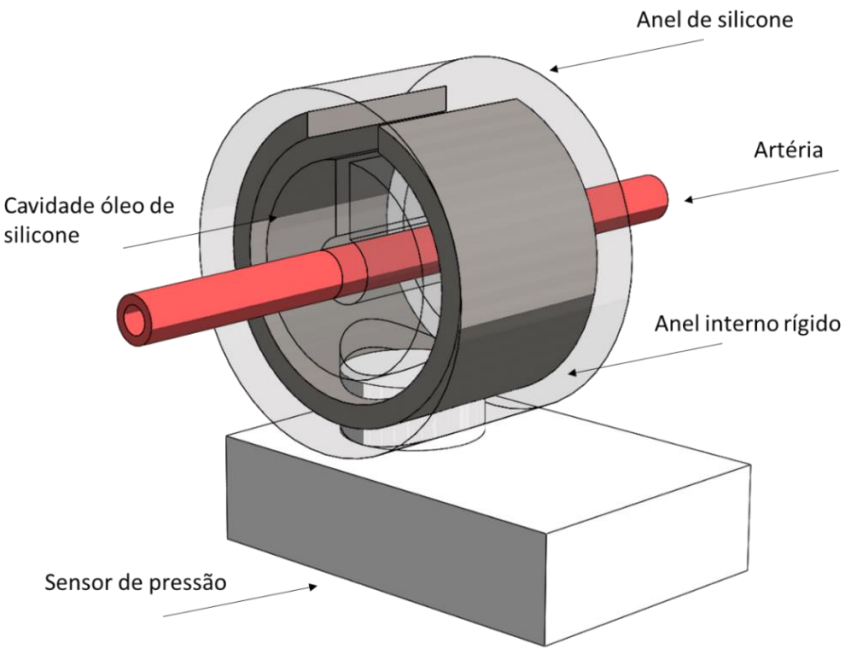
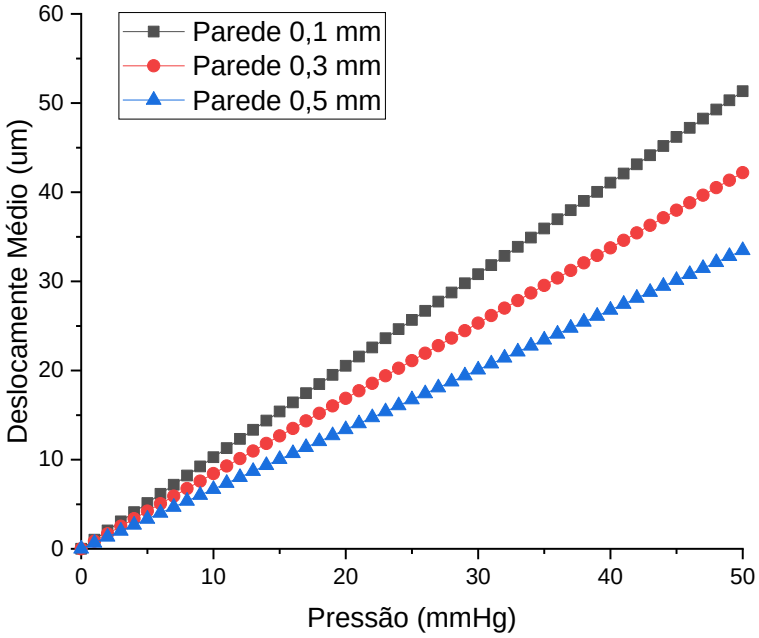


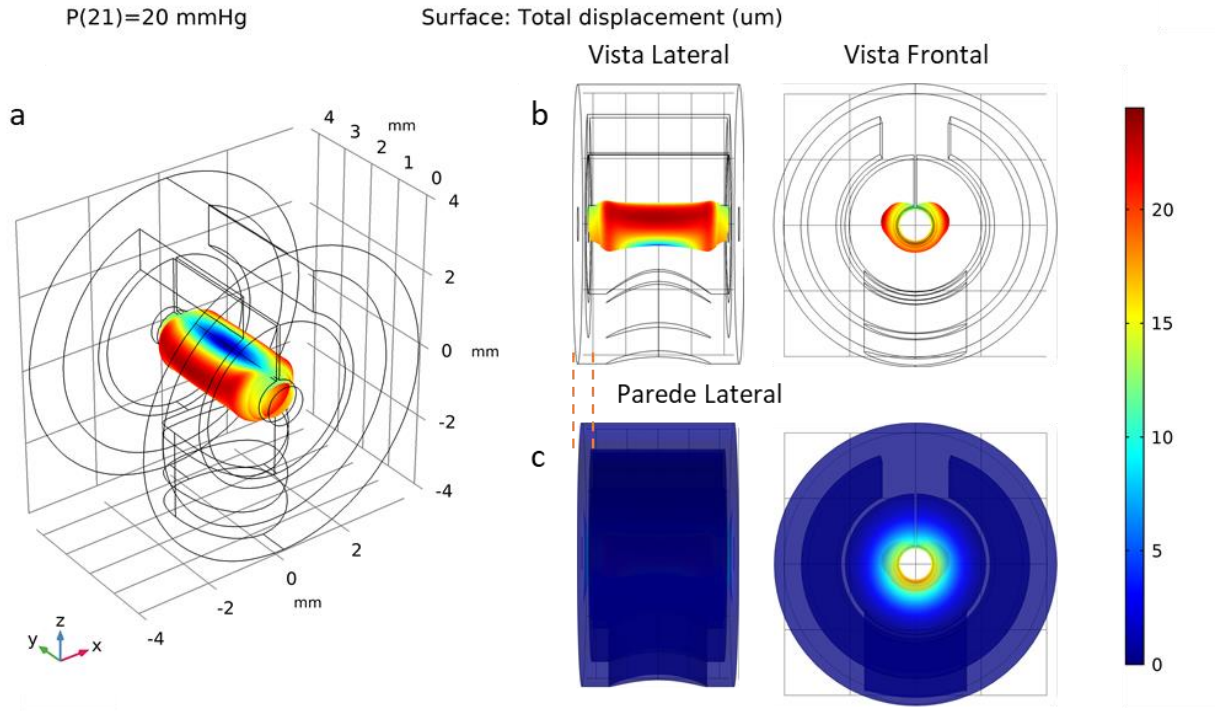
Figura 5 - Deslocamento médio da superfície interna do anel de silicone ao ser aplicada uma pressão simulando a expansão da artéria para diferentes valores da parede lateral do anel de silicone.



A figura 6 apresenta (a) a perspectiva em 3D da área interna, (b) e (c) as vistas laterais e frontais do anel com parede lateral de 0,3 mm de espessura, e o resultado do deslocamento total ao ser aplicada uma pressão de 20 mmHg no interior do anel

de silicone. Pode ser observado ainda que a deformação é irregular (vista frontal), sendo maior na linha horizontal ao centro.

Figura 6 - Deslocamento total em μm ao ser aplicada uma pressão de 20 mmHg no interior do anel de silicone: (a) perspectiva em 3D, (b) vista lateral e frontal da área interna e (c) vista lateral e frontal do anel.



Para avaliar abertura do anel de silicone no movimento de inserir a artéria no interior do anel e prevenir a ruptura do anel interno rígido de ABS, avaliamos o comportamento do material para diferentes forças aplicadas e a respectiva abertura resultante. A figura 7 e 8 apresenta o modelo 1 e 2, respectivamente, do desenvolvimento do anel rígido e os valores de tensão em MPa no volume do material e o deslocamento de abertura resultante da força aplicada.

O ABS impresso em impressora 3D possui limite elástico, tensão em que a deformação plástica irreversível inicia, de 32 MPa. (26) A tensão máxima resultante de 116 MPa no volume do modelo 1, aplicando uma força de abertura de 1 N, ultrapassa o limite elástico do ABS para obter uma abertura de aproximadamente 1 mm. Essa abertura é necessária para a entrada da artéria de um rato Wistar que em média possui uma aorta abdominal de aproximadamente 1 mm de diâmetro. (31) A cor magenta da figura 7 representa as áreas onde o limite elástico de 32 MPa do ABS é ultrapassado e onde uma provável ruptura pode acontecer.

Figura 7 - Tensão e Deslocamento no modelo 1 do anel interno rígido de ABS ao ser aplicada uma força de abertura.

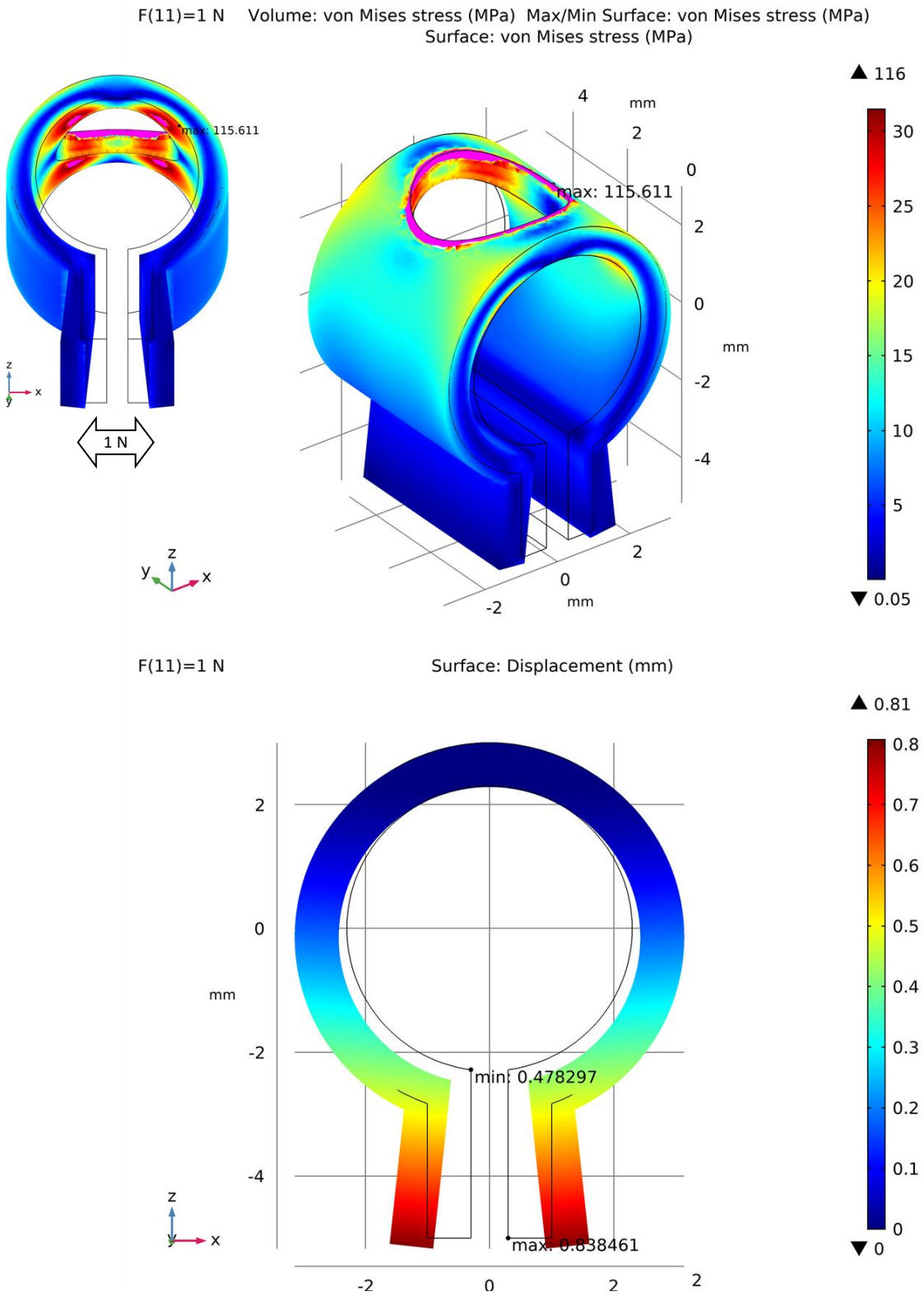
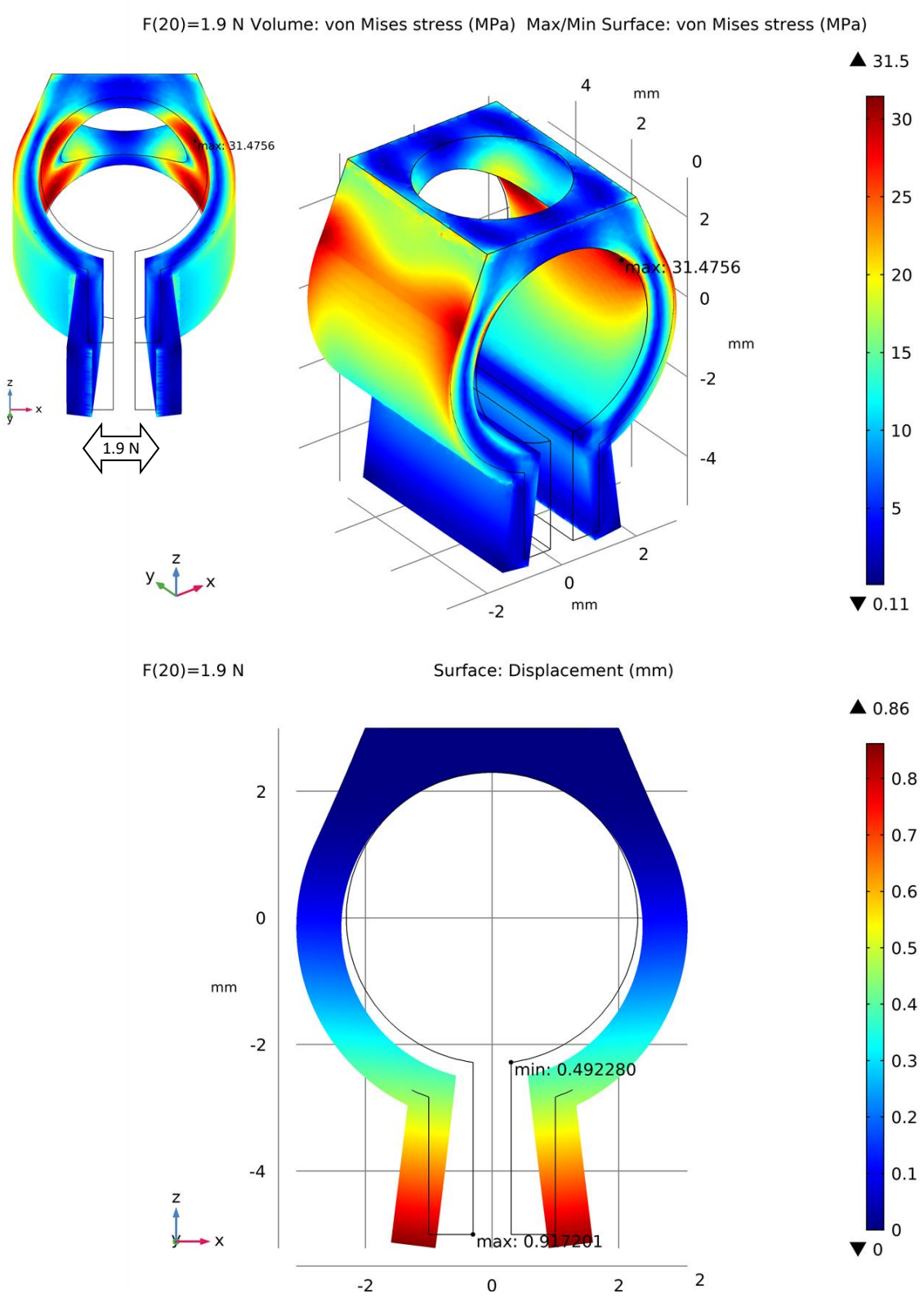


Figura 8 - Tensão e Deslocamento no modelo 2 do anel interno rígido de ABS ao ser aplicada uma força de abertura.



O valor alto de tensão para uma força de abertura no modelo 1 pode ser explicado devido a superfície de contato, onde o sensor de pressão e anel de silicone

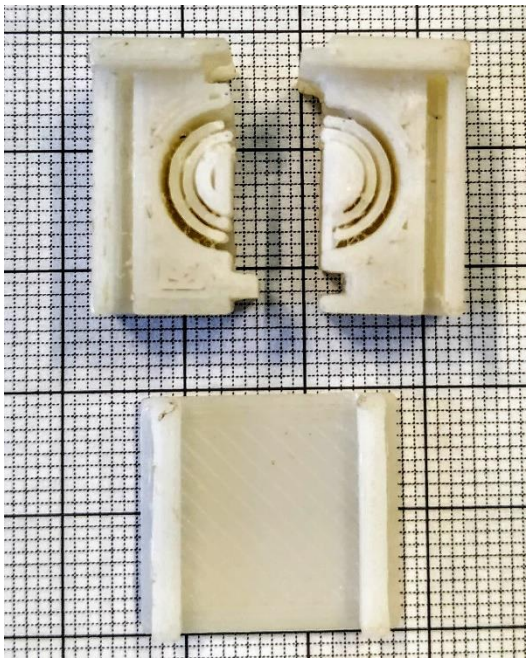
serão unidos e permanecem fixos, é muito pequena. Desse modo, aumentamos a superfície de fixação para o modelo 2 e como pode ser observado na figura 8, a tensão máxima é menor que o limite elástico para uma força de abertura de 1,9 N, obtendo a abertura desejada de aproximadamente 1 mm.

As abas de abertura das figuras 7 e 8 que divergem do modelo apresentado na figura 4 são o resultado de um experimento, no qual o anel de silicone foi implantado na aorta abdominal de um rato e chegamos à conclusão que o acréscimo das abas facilitaria a inserção da artéria no interior do anel e o seu respectivo fechamento.

3.2. Molde do Anel de Silicone

A primeira versão do molde foi idealizada para um processo de fabricação ágil e com apenas uma estrutura modular do molde, removendo etapas de junção com adesivo de partes do anel de silicone fabricadas isoladamente, estratégia adotada anteriormente por CONG et al. (22). A figura 9 apresenta uma imagem do primeiro molde modular desenvolvido e impresso em ABS pela impressora 3D.

Figura 9 - Primeira versão do molde do anel de silicone



Por apresentar dimensões pequenas, estruturas adjacentes não foram impressas com qualidade, ocasionando imperfeições e rebarbas de material. Além

disso, a retirada do silicone após a cura do molde se mostrou muito difícil. O silicone se fixava nessas imperfeições e não era possível retirar o anel sem danificá-lo. Ainda, as conexões modulares não cumpriram o propósito de guiar o encaixe das peças que completavam o conjunto e facilitar o desmolde, decorrente de divergências nas medidas do modelo digital e das peças físicas, e não foram inclusas nas versões futuras.

Após algumas séries de experimentos na busca de um processo de fabricação consistente e simplificado do anel de silicone, observamos que não era viável a construção de um molde com uma composição única. A impressora 3D não possui precisão suficiente para fabricar estruturas muito próximas, ocorrendo união de perfis adjacentes.

Diante desse contexto, mudamos a estratégia de desenvolvimento para fabricar um conjunto de moldes isolados que quando combinados atingiriam a geometria desejada. O elemento crítico do desenvolvimento do anel de silicone é a área que vai em contato com a artéria. Idealmente ela precisa ter uma espessura o mais fina possível, para não restringir a expansão das paredes da artéria exercida pelo pulso de pressão sanguínea.

Para garantir a uniformidade e uma espessura reduzida para a área de contato do anel de silicone com a artéria, fabricamos esse segmento isoladamente. Produzimos um filme fino de silicone através do processo de spin coating sobre uma fita flexível de poliimida de 65 µm de espessura, polímero de alta temperatura, para resistir ao processo de cura no forno e ser manuseado e moldado facilmente. A figura 10 apresenta as medidas de espessura do filme para diferentes valores de rotações por minuto (rpm) durante o processo de spin coating, com duração total de 1 minuto. As medidas foram obtidas com um micrômetro digital. É possível observar uma tendência exponencial decrescente da espessura do filme proporcional ao aumento da rpm.

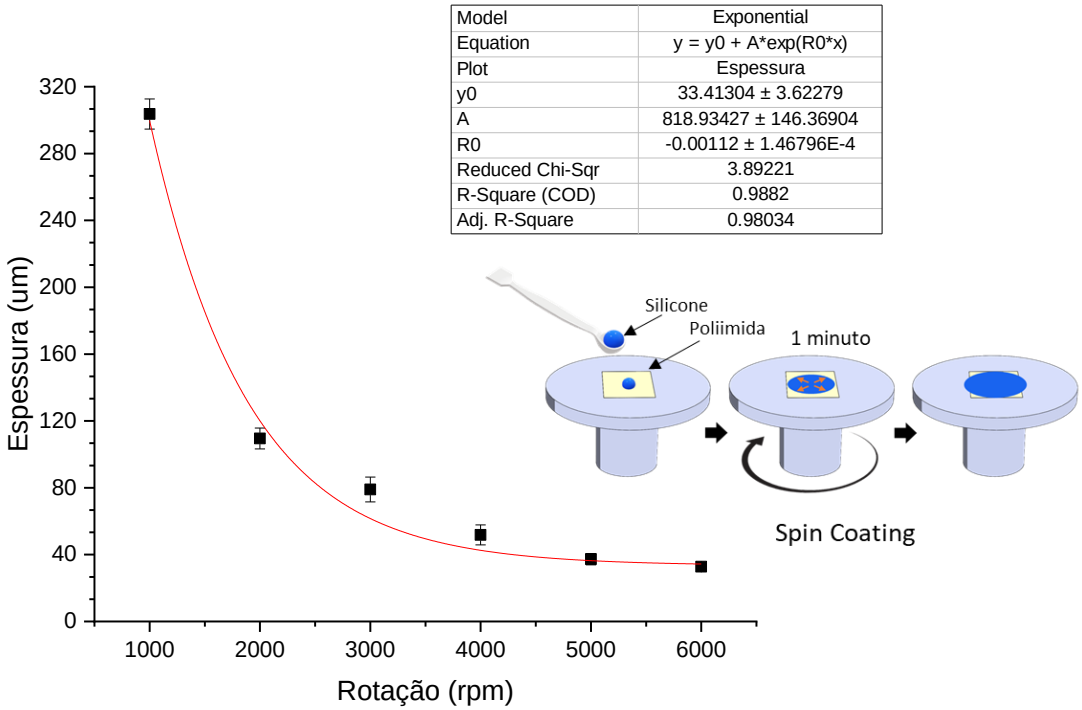
Escolhemos o filme produzido com 5000 rpm para ser aplicado no desenvolvimento, que tem espessura de aproximadamente 40 µm, por termos tido alguns problemas no manuseio do filme produzido com 6000 rpm e espessura de aproximadamente 30 µm. Ele se danificava no processo de desmolde.

A figura 11 apresenta o conjunto de moldes para fabricar o anel de silicone composto por 6 itens: filme de silicone, base inferior e superior do molde, anel interno rígido, e hastes de diâmetro de 0,8 e 3 mm. O apêndice A traz detalhes das dimensões

dos itens. Alguns detalhes que produziam ângulos e arestas foram substituídos por traços abaulados com raios para não irritar órgãos próximos ao anel quando fosse implantado.

O anel interno rígido e a base inferior e superior foram produzidos em ABS pela impressora 3D. A figura 12 (a) apresenta imagem das peças em ABS. Detalhes como furos e aberturas precisam ser retrabalhados por apresentar rebarbas e imperfeições divergentes da geometria desejada. Por exemplo, o furo do anel interno rígido foi produzido na impressora 3D com medida menor que a desejada: a medida desejada é de mais de 3 mm para conectar o sensor de pressão. Desse modo, é possível obter a qualidade e dimensões esperadas após retrabalho com uma micro-retífica. A micro-retífica é usada ainda para realizar um furo de 1 mm na lateral do anel interno rígido, por onde o óleo de silicone será injetado com uma agulha e seringa na cavidade do anel de silicone.

Figura 10 - Espessura do filme de silicone produzidos pelo processo de spin coating.

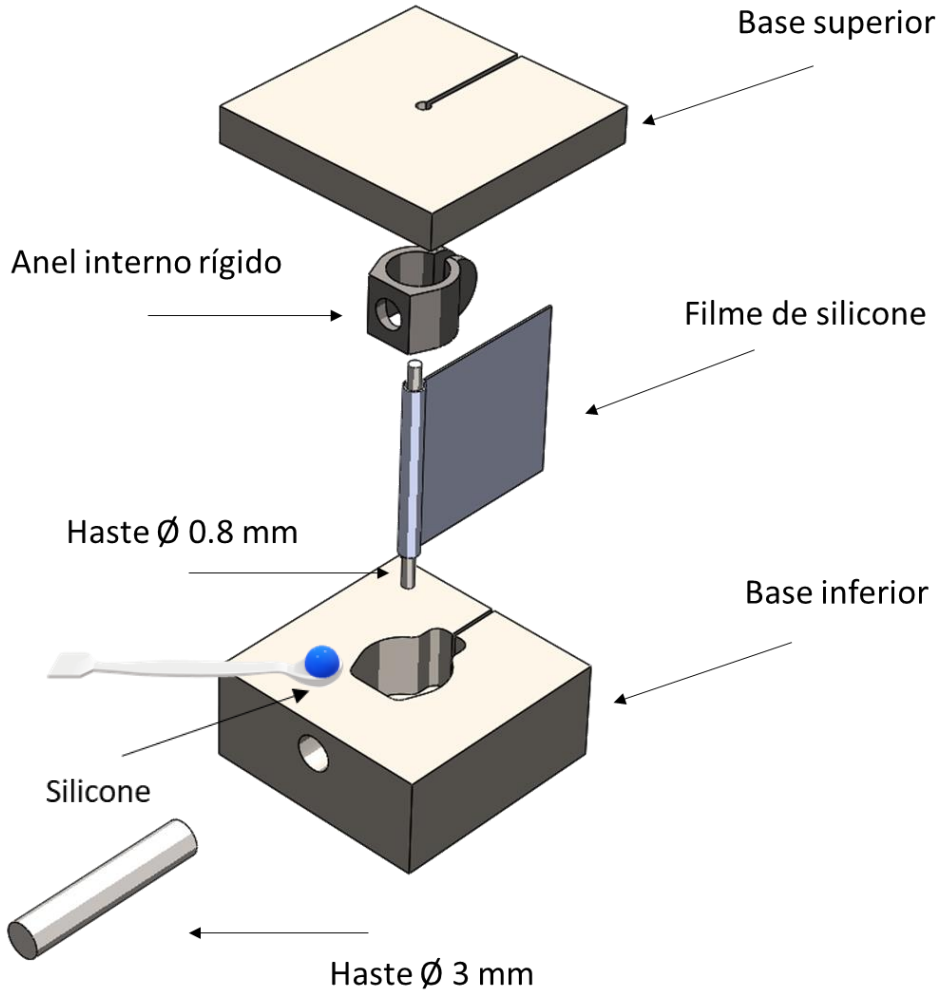


O objetivo inicial era fabricar o molde apenas pela impressão 3D. Entretanto, também produzimos a base inferior e superior em aço, por meio de usinagem convencional e eletroerosão a fio, para obter detalhes da geometria com maior precisão. A figura 12 (b) e (c) apresentam imagens das peças em aço. É possível observar que a base inferior foi dividida em duas peças, isso foi necessário para

realizar o processo de eletroerosão a fio da cavidade do molde. Os furos nas extremidades das peças têm o objetivo de guiar o encaixe do conjunto.

Moldes para fabricar um anel de silicone com diâmetro interno maior também foram produzidos, para avaliar o comportamento do anel e simular o acoplamento com a artéria emulada por um tubo de borracha de 5 mm de diâmetro. Imagens dos moldes fabricados em ABS e aço são apresentadas nas figuras 12 (a) e (b). As dimensões são apresentadas no apêndice A. A haste de diâmetro 0,8 mm do conjunto da figura 11 é substituída por uma de 4,8 mm na fabricação do anel de silicone maior. Todas as hastes foram adquiridas em aço inoxidável.

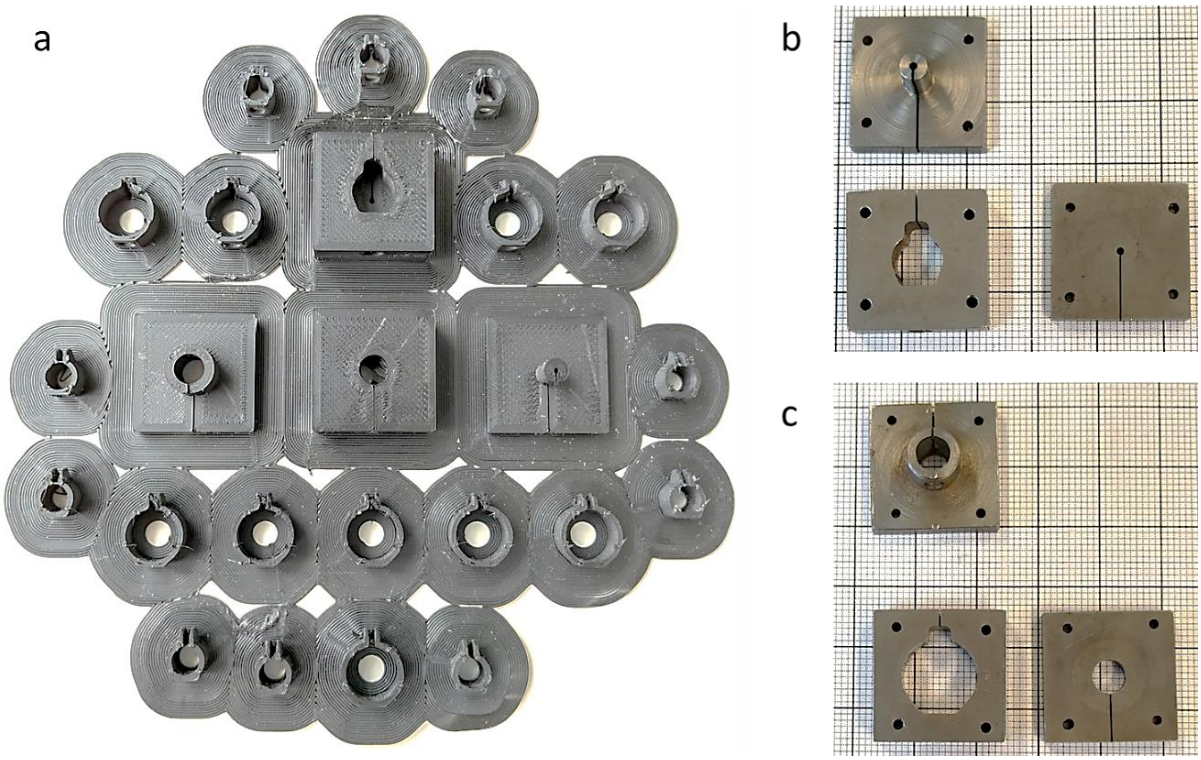
Figura 11 - Conjunto de moldes para fabricar o anel de silicone.



O processo de fabricação do anel de silicone consiste em envolver a fita de poliimida com o filme de silicone na haste como é exibido na figura 11 e atravessar a

base inferior na abertura central. Em seguida a cavidade da base inferior é preenchida com silicone e o anel interno rígido e a haste de 3 mm são encaixados seguindo o diagrama da figura. O conjunto então é exposto ao vácuo para retirar as bolhas de ar aprisionadas no silicone. O último passo é encaixar a base superior com o filme atravessando a abertura no centro da peça e colocar o conjunto no forno para o processo de cura. A cura do silicone ocorre em 15 minutos em uma temperatura de 100ºC.

Figura 12 - Moldes do anel de silicone: (a) anel interno rígido e base superior e inferior produzidos por impressora 3D em ABS, (b) e (c) base superior e inferior produzidas por usinagem convencional e eletroerosão a fio.



Após a cura, a base superior é removida cuidadosamente, deixando uma cavidade no anel de silicone onde o óleo de silicone irá ocupar mais tarde. O processo de desmolde pode ser facilitado com a ajuda de uma solução de 5 % de detergente neutro. Para finalizar, com a ajuda de um suporte, uma leve camada de silicone é aplicada na superfície plana da base superior, aproximadamente 0,3 mm, e colocada em contato com a cavidade da base inferior para fechar a lateral do anel. A Figura 13 apresenta a disposição dos moldes para esse procedimento. O conjunto então é

novamente levado ao forno para o processo de cura e em seguida o desmolde completo do anel.

Figura 13 - Disposição dos moldes para o processo final de fechamento do anel de silicone.

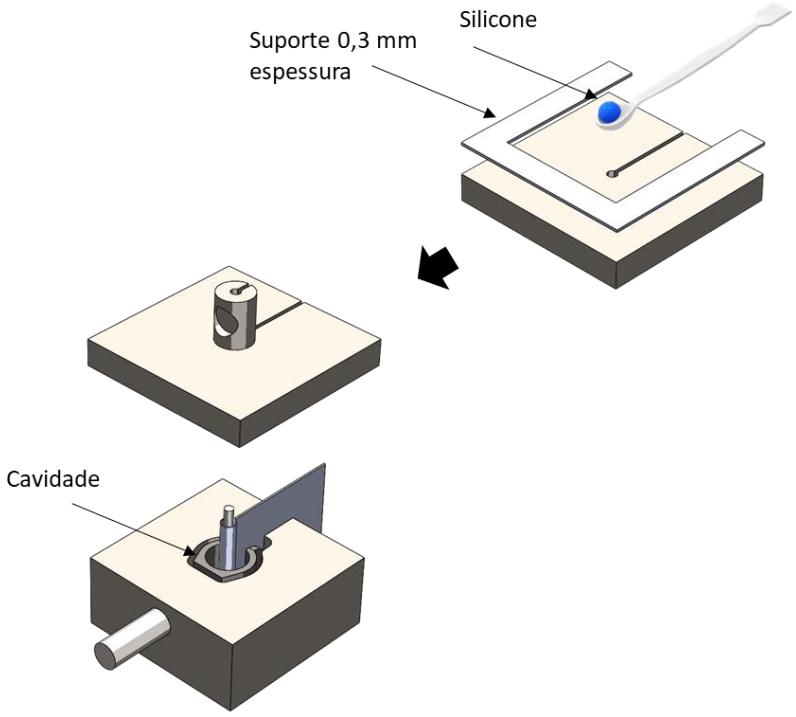
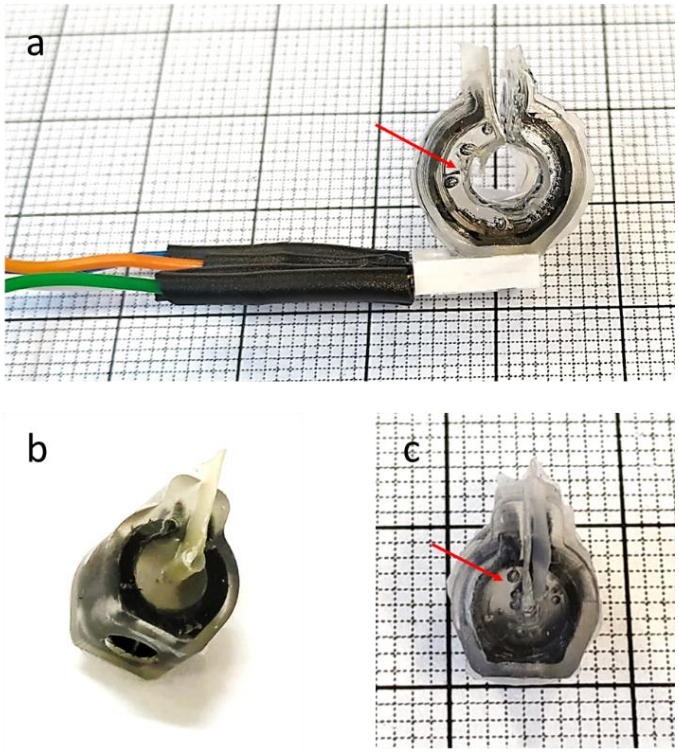


Figura 14 - Anel de silicone: (a) sensor e anel de silicone de 5 mm de diâmetro interno com bolhas de ar na lateral; (b) e (c) anel de silicone de 1 mm de diâmetro interno, (b) sem e (c) com bolhas na lateral.



Essa última etapa de fechamento da lateral do anel de silicone é ainda um obstáculo a ser superado. O surgimento de bolhas na lateral do anel, que tem espessura de aproximadamente 0,3mm, provoca vazamento quando injetamos o óleo de silicone na cavidade. A figura 14 exibe imagens do anel de silicone com diâmetro interno de 1 e 5 mm, as bolhas são marcadas com a seta. A figura 14 (b) mostra a imagem sem bolhas do anel da lateral oposta à lateral que é fechada pela última fase do processo de fabricação do anel. Indicando que as bolhas são decorrentes desse último estágio, figura 14 (c). Diante desse problema, ainda não obtivemos medidas consistentes com o sensor de pressão.

3.3. Sensor de Pressão

Para obter a curva característica de resposta, potencial elétrico em função da pressão, do sensor escolhido para o desenvolvimento do dispositivo implantável, utilizamos um segundo sensor para correlacionar as medidas. O sensor de pressão compensado, calibrado e amplificado da Honeywell, SSCMANN001PGAA5, com faixa de erro total de ± 2%, pressão de trabalho entre 0 e 1 psi, e tensão de alimentação de 5 V, foi usado.

A função de transferência apresentada pelo fabricante relaciona a tensão elétrica de saída ($V_{saída}$) com os valores da faixa de pressão, mínima(P_{min}) e máxima ($P_{máx}$),tensão de alimentação (V_{alim}) e pressão aplicada (P_{aplic}):

$$V_{saída} = \frac{0{,}8\, V_{alim}}{P_{máx} - P_{min}} \left(P_{aplic} - P_{min}\right) + 0{,}1\, V_{alim} \qquad (1)$$

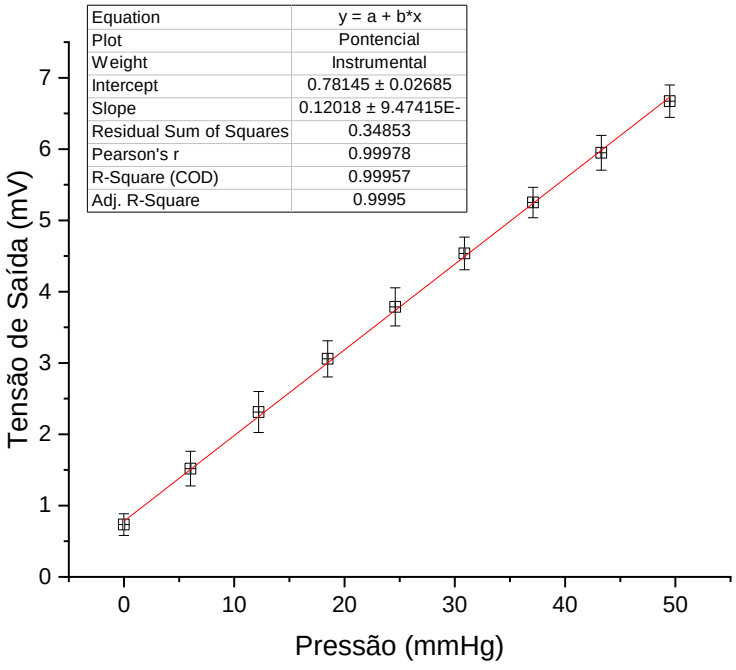
A partir da equação 1 e isolando a variável da pressão aplicada, obtemos uma equação direta para aplicar na conversão dos valores de tensão elétrica para pressão. Ao substituir na equação o valor de pressão máxima da faixa de trabalho do sensor de referência, em psi, para o equivalente em mmHg, obtemos também os valores na unidade desejada.

$$P_{aplic} = \frac{9\, P_{min}\, V_{alim} - 10\, P_{min}\, V_{saída} - P_{máx} V_{alim} + 10\, P_{máx} V_{saída}}{8\, V_{alim}} \qquad (2)$$

Utilizamos um conector em forma de “T”, com canal interno que liga 3 aberturas, para realizar a coleta das medidas dos sensores simultaneamente. Os sensores foram posicionados nas extremidades do conector e uma pressão variável foi aplicada na abertura central. As medidas foram coletadas observando a resposta do sensor de referência para valores de pressão que produziam um potencial elétrico de resposta em múltiplos de 0,5 V até 4,5 V. Depois os valores da resposta do sensor de referência foram convertidos em pressão utilizando a equação 2.

A figura 15 apresenta a curva característica do sensor principal com resposta linear e sensibilidade de aproximadamente 0,12 mV/mmHg. A sensibilidade do sensor em relação ao erro da medida é relativamente baixa, é possível observar no gráfico que a barra de erro ocupa uma faixa de valor considerável.

Figura 15 - Curva característica do potencial elétrico de resposta do sensor MPXC2011DT1 em função da pressão.

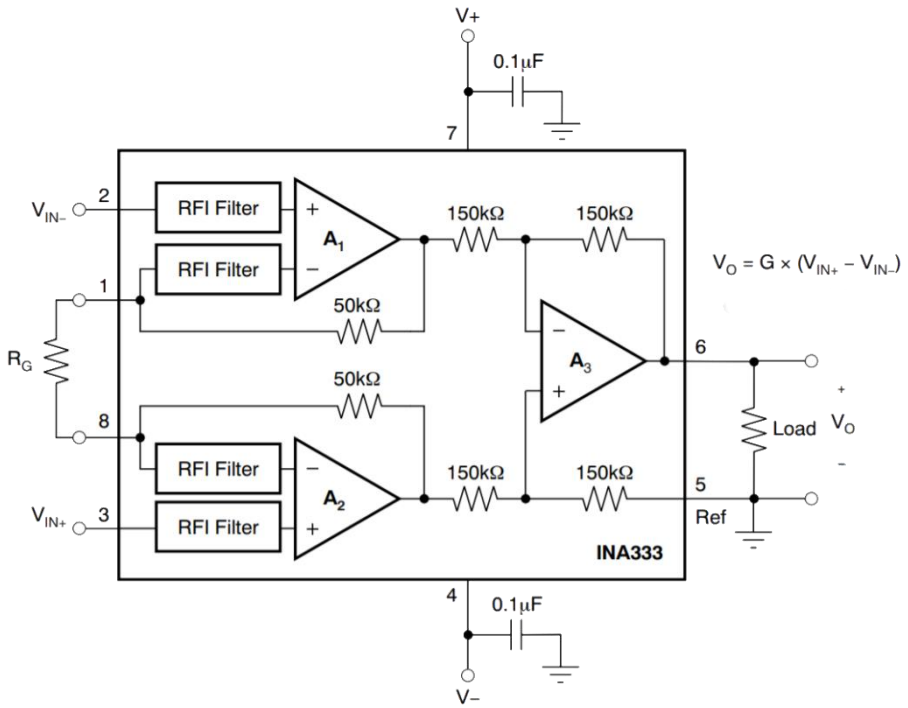


Para aumentar a amplitude do sinal e consequentemente a sensibilidade do sensor, assim como, tonar o circuito mais robusto às perturbações e ruídos, a saída do sensor principal foi conectada ao amplificador de instrumentação INA333. O ganho (G) do amplificador é definido por um resistor (R_G) conectado na entrado do componente e caracterizado pela equação:

$$G = 1 + \left(\frac{100K\ \Omega}{R_G}\right) \quad (3)$$

A figura 16 apresenta diagrama de aplicação típica do amplificador, com resistor de ganho (R_G) e capacitores de desacoplamento na fonte de alimentação. O amplificador de instrumentação conta ainda com filtros RC passivos internos, com frequência de corte de 8 MHz, para diminuir a suscetibilidade à interferência de rádio frequência. Alimentamos ambos, o amplificador e o sensor principal, com uma bateria de polímero de lítio de 3,7 V e utilizamos um resistor de 1K Ω para obter um ganho de aproximadamente 100 vezes.

Figura 16 - Diagrama funcional de uma aplicação típica do amplificador de instrumentação INA333.

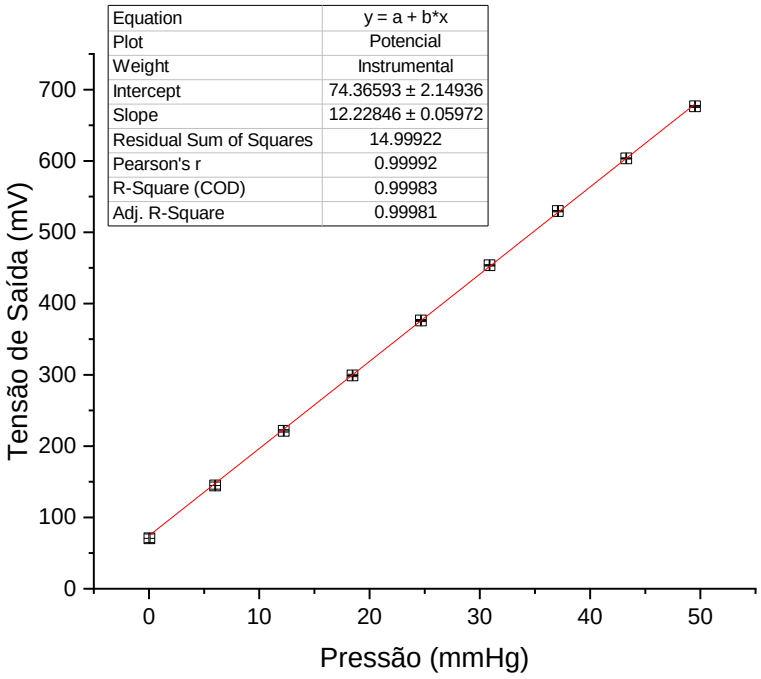


Fonte: (32)

A figura 17 apresenta o resultado do sensor principal conectado com o amplificador de instrumentação. A inclusão do amplificador no sistema não alterou a linearidade da resposta, nem provocou distorções no sinal. Como era esperado, obtivemos um aumento de amplitude do sinal do sensor e, consequentemente, um

aumento da sensibilidade do conjunto, que agora é de 12 mV/mmHg. Devido a variação da escala de amplitude do sinal, não é mais possível observar a barra de erro no gráfico, que na escala atual do eixo Y é muito pequena.

Figura 17 - Curva característica do potencial elétrico de resposta do sensor MPXC2011DT1 em função da pressão após amplificação do sinal por um amplificador de instrumentação com ganho de aproximadamente 100 vezes.

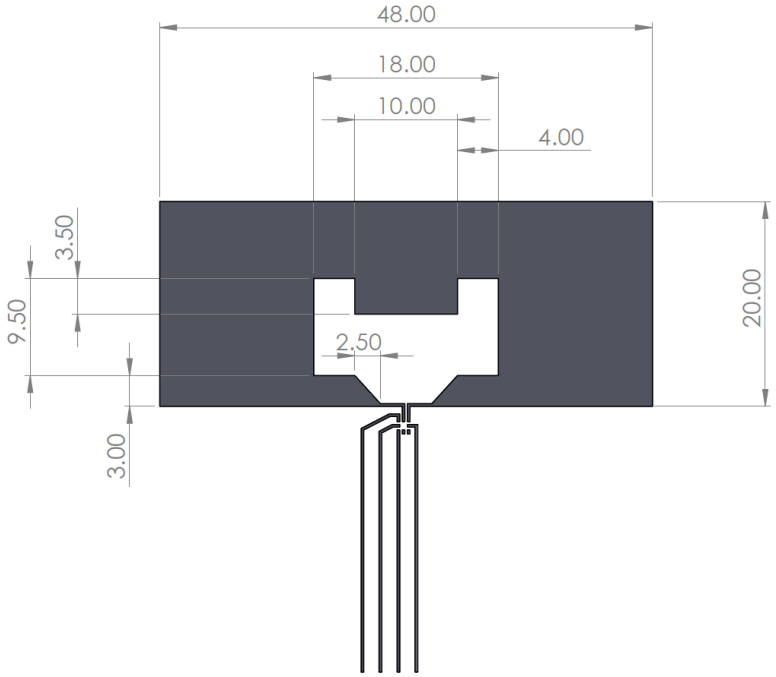


O ganho do amplificador de instrumentação pode ser explorado para obter a maior sensibilidade na faixa de pressão de trabalho do dispositivo implantável de monitoramento de sinais fisiológicos e tornar o sistema robusto e perceptível à pequenas variações de pressão arterial.

3.4. Comunicação do Dispositivo Implantável

Para estabelecer comunicação com o leitor, o chip RFID necessita de uma antena. O fabricante especifica referências para o design da antena do chip em função da frequência de operação do leitor e outros parâmetros. (33) A figura 18 apresenta diagrama com as dimensões de uma antena de cobre, seguindo as especificações do fabricante, compatível com a frequência de 915 MHz, valor dentro da faixa de atuação da tecnologia RFID no Brasil.

Figura 18 - Dimensões em mm da antena de cobre para o chip RFID com frequência de atuação em 915 MHz.

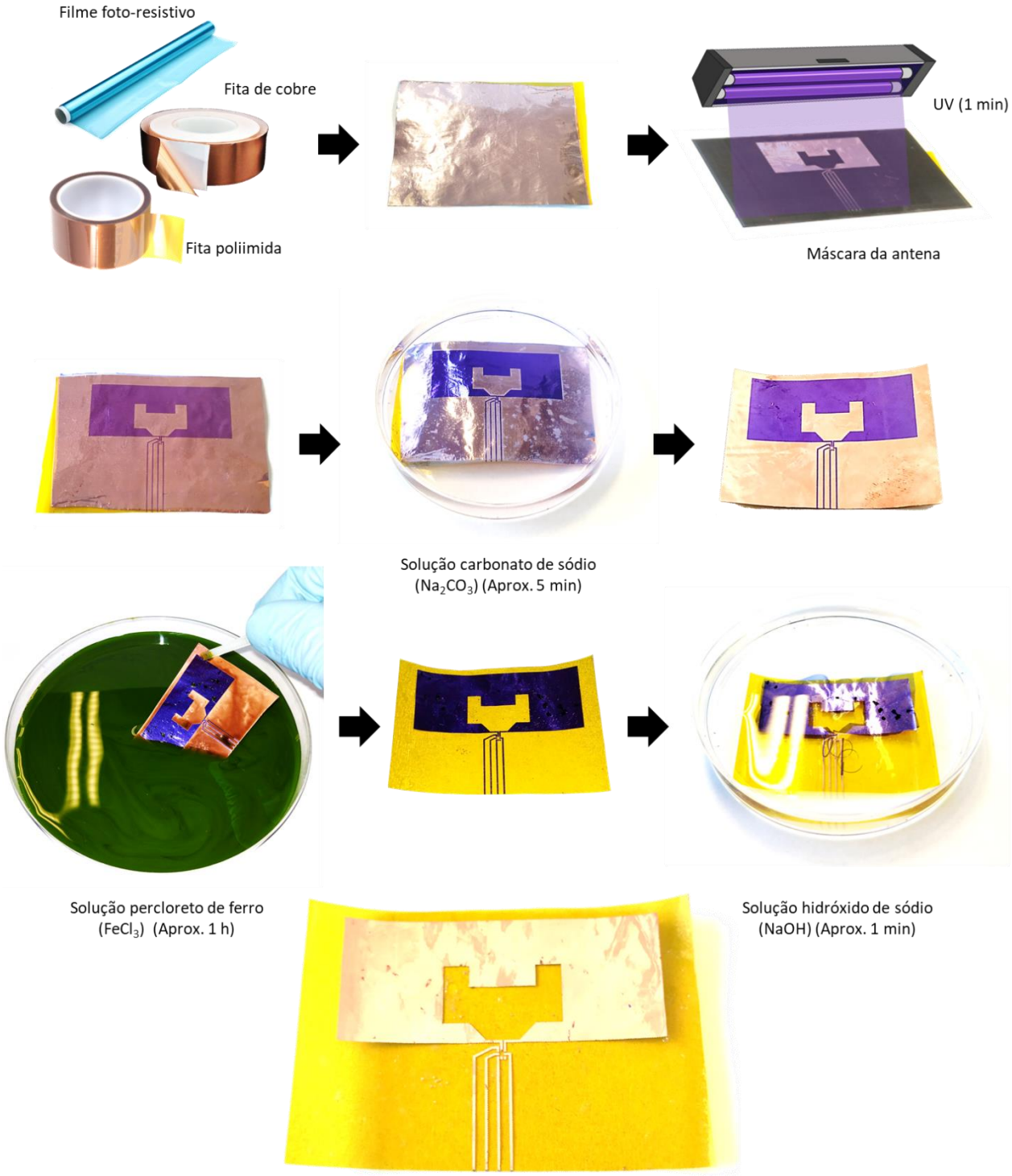


Diferentemente do design de desenvolvimento de CONG et al. (22) e VOLK et al. (23), que implantaram suas respectivas antenas profundamente dentro do corpo do animal e utilizaram comunicação com frequências menores. No design proposto nesse trabalho, em virtude da atenuação considerável do sinal que é proporcional a frequência de transmissão, elaboramos uma estratégia para lidar com o problema de atenuação. Ao invés de levar a antena para dentro do corpo do animal, desenvolvemos uma antena flexível de poliimida e cobre, com espessura de 0,06 e 0,065 mm, respectivamente, para ser implantada de maneira subcutânea, reduzindo os efeitos da atenuação.

A figura 19 apresenta o processo de etching da antena flexível. A primeira etapa consiste em fabricar um sanduíche de 3 camadas: fita de poliimida, fita de cobre e filme foto-resistivo. Em seguida o conjunto é colocado em uma laminadora para o filme foto-resistivo aderir sobre a superfície do cobre. O próximo passo é a impressão da máscara da antena em uma transparência, com uma impressora convencional, e expor o conjunto em luz UV por 1 minuto. Depois, com o padrão da antena transferido para o filme foto-resistivo, o conjunto é submerso em uma solução de carbonato de sódio (Na_2CO_3), 20 g para 1 L de água, por aproximadamente 5 minutos. A solução irá remover o filme foto-resistivo que não foi exposto à luz UV. Em seguida o conjunto

é submerso em uma solução de percloreto de ferro ($FeCl_3$), 250g para 0,6 L de água, por 1 hora para remover o cobre exposto. A última etapa é a remoção do filme foto-resistivo com uma solução de hidróxido de sódio (NaOH), 30 g para 1 L de água, que dura aproximadamente 1 minuto.

Figura 19 - Processo de Etching da antena flexível.



A poliimida é um material biocompatível (34), e um modelo da antena, encapsulado entre duas camadas de poliimida, foi implantado em um rato por uma semana sem provocar rejeição imunológica aparente.

Para avaliar o comportamento da antena no ar e implantada sob uma camada de pele, realizamos simulações no software Comsol Multiphysics. A figura 20 apresenta a composição e espessuras dos tecidos biológicos utilizados na simulação da antena implantada sob uma camada de pele. A antena foi simulada em uma placa de fenolite com cobre por conveniência. Os valores de condutividade elétrica, permeabilidade relativa e permissividade relativa para os tecidos biológicos usados no processamento da simulação foram obtidas do trabalho de CHRYSLER et al. (35).

As figuras 21 e 22 apresentam o padrão de radiação em 3D e as figuras 23 e 24 apresentam o padrão de radiação nos planos XZ e YZ da antena simulada no ar e simulada sob uma camada de pele, respectivamente. A partir da simulação podemos avaliar o desempenho da antena pelo coeficiente de reflexão de potência (36), que representa qual a fração da potência máxima disponível da antena não é fornecida para o chip de comunicação RFID. Quanto menor o valor do coeficiente, mais potência está disponível para o chip RFID.

Figura 20 - Composição e espessuras dos tecidos biológicos utilizados na simulação da antena.

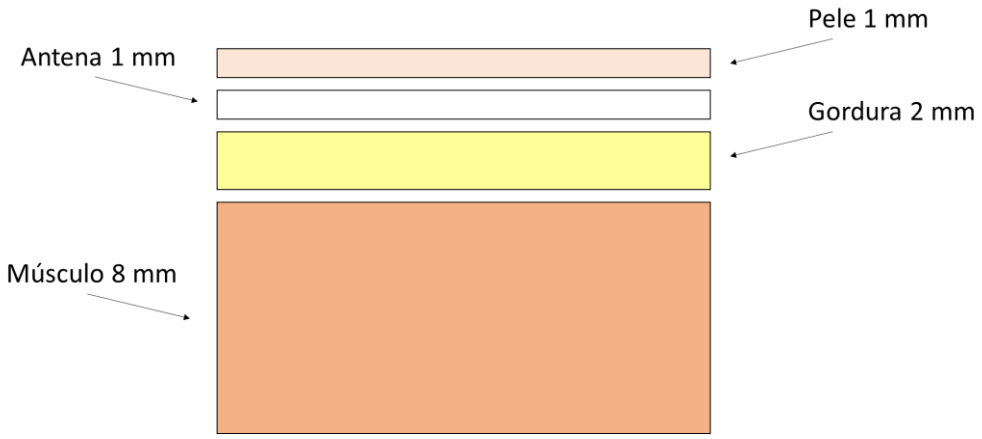


Figura 21 - Padrão de radiação de campo distante para a antena simulada no ar.

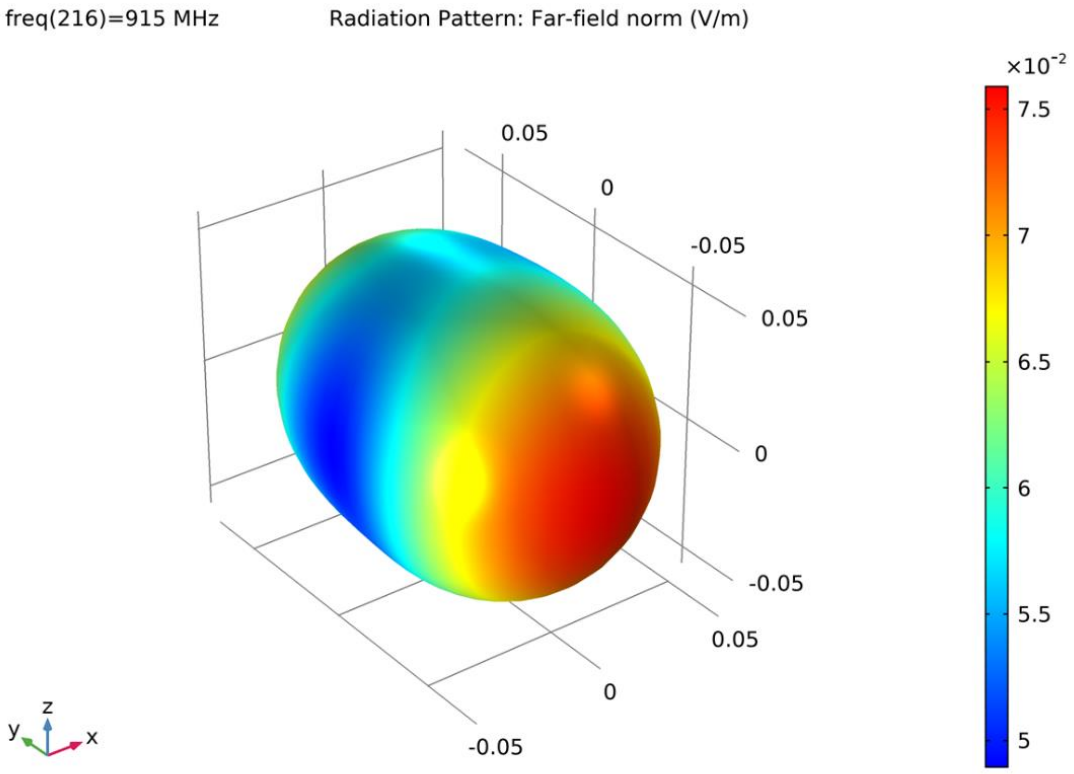


Figura 22 - Padrão de radiação de campo distante para a antena simulada sob uma camada de pele.

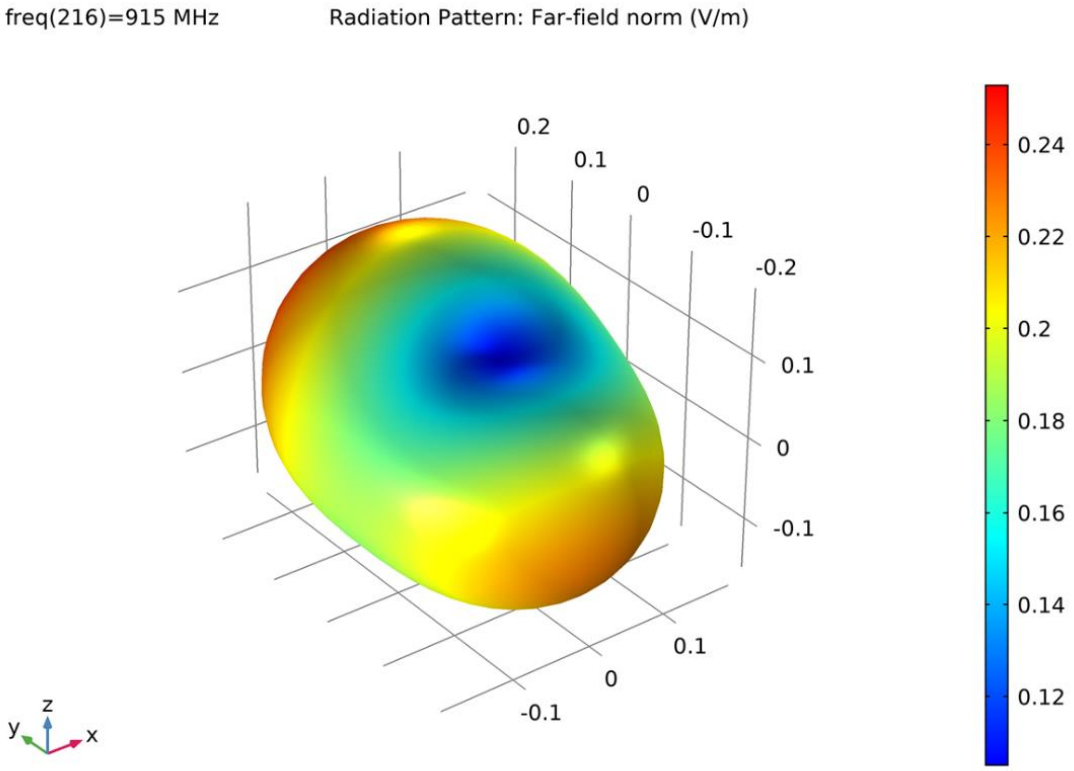


Figura 23 - Padrão de radiação de campo distante nos planos XZ e YZ para a antena simulada no ar.

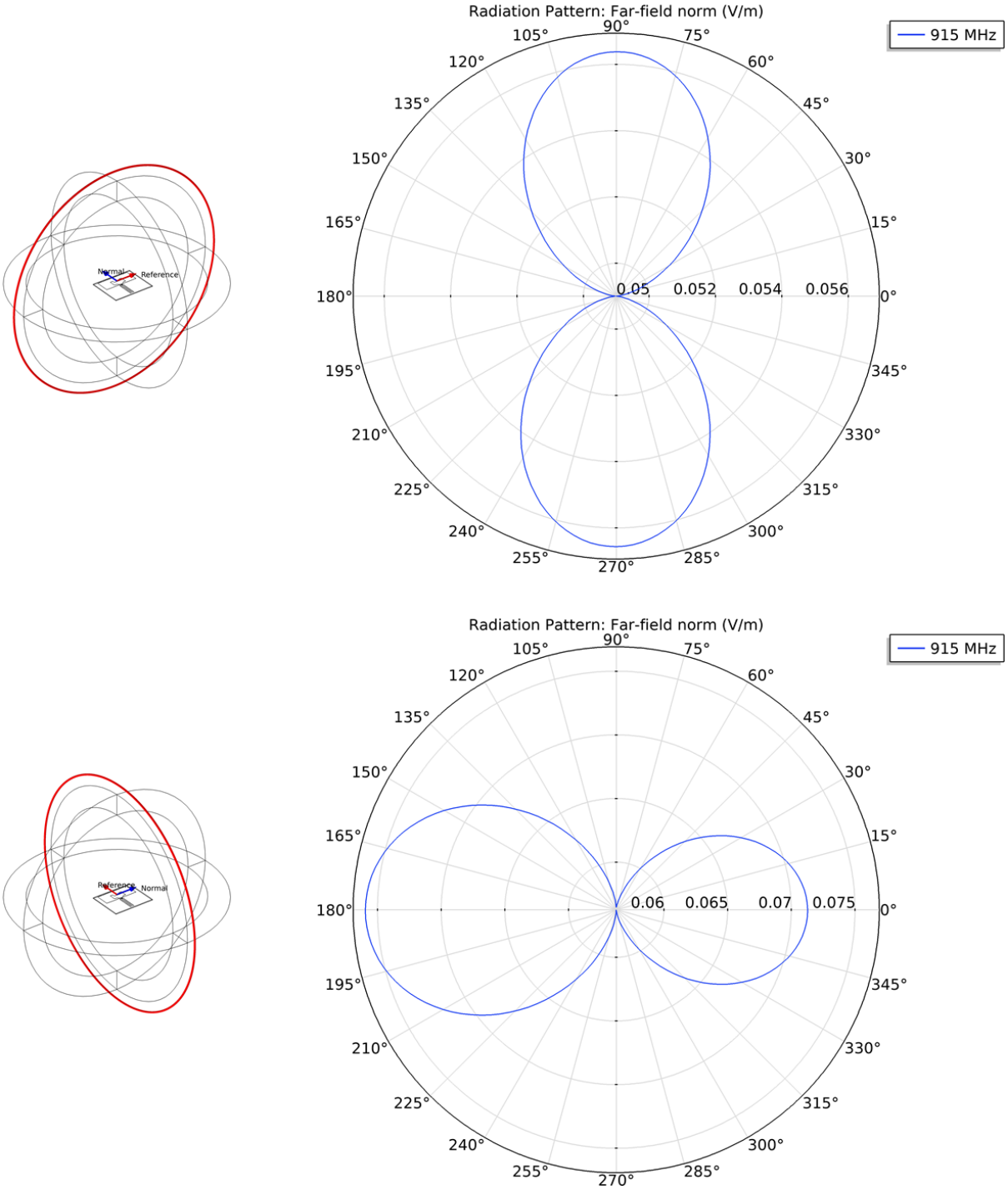
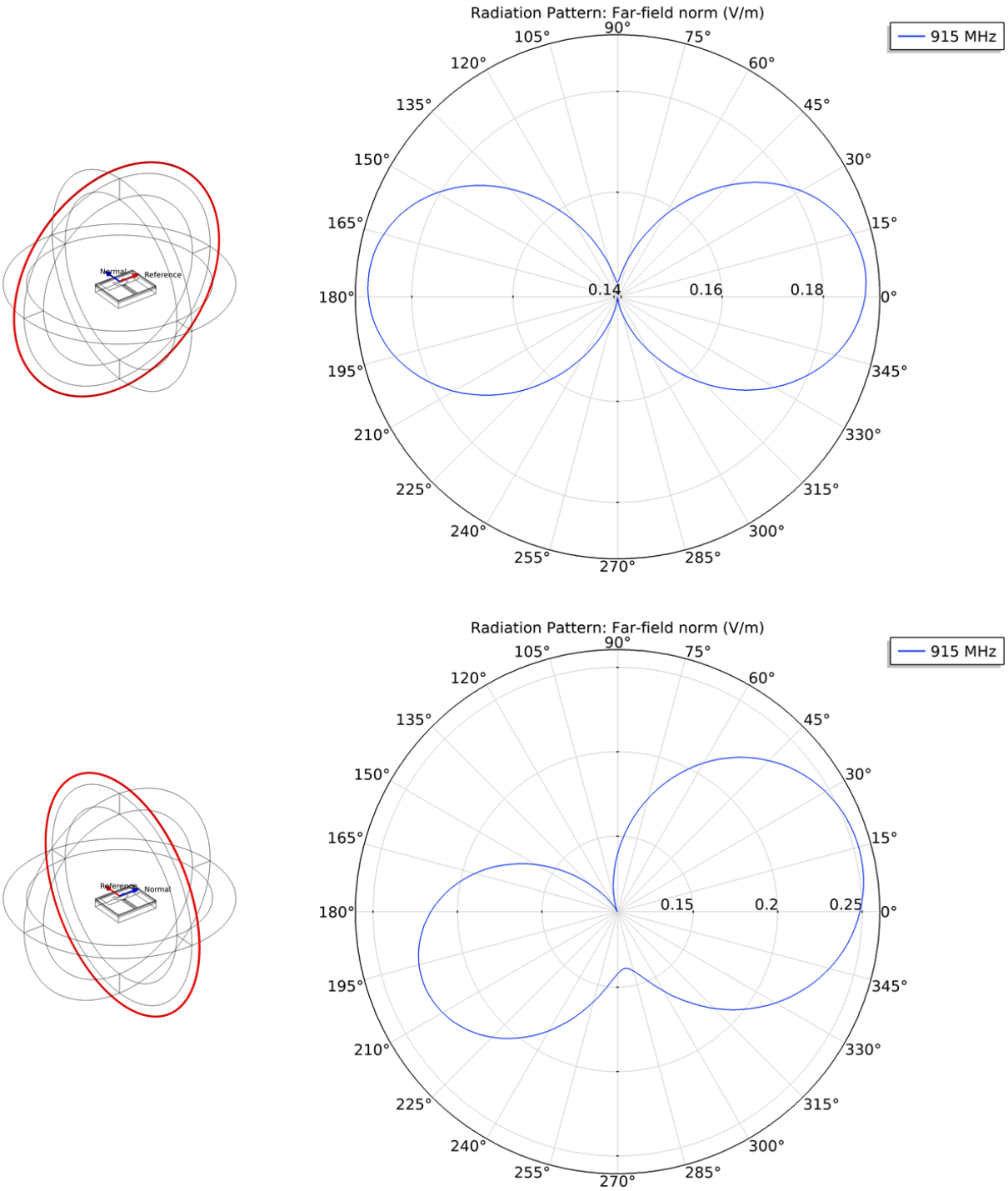


Figura 24 - Padrão de radiação de campo distante nos planos XZ e YZ para a antena simulada sob uma camada de pele.

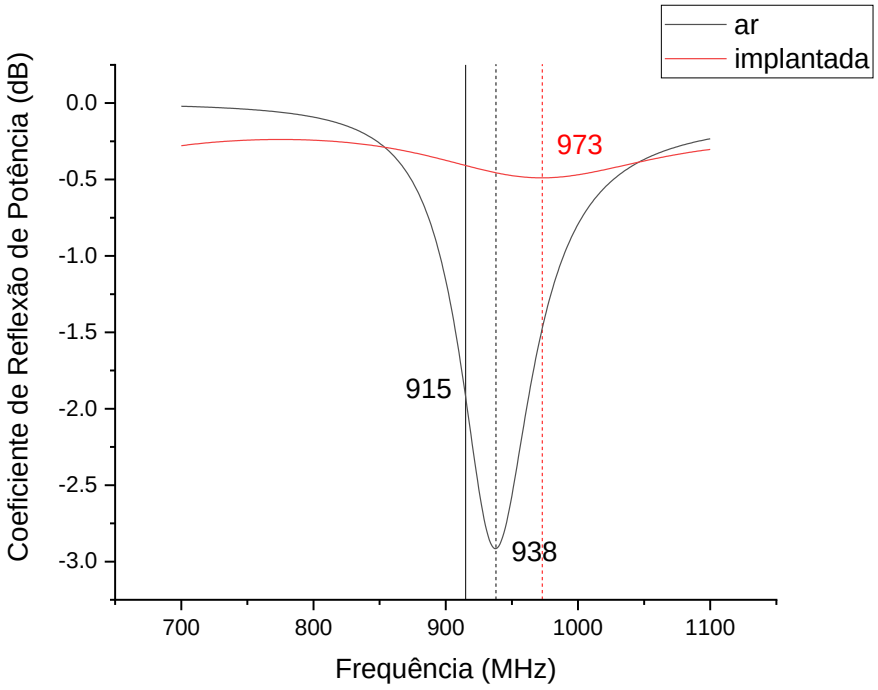


Como era esperado, o desempenho da antena implantada é menor que a antena trabalhando no ar livre. A figura 25 apresenta os valores do coeficiente de reflexão de potência para valores de frequência variados, dentro da faixa do espectro de frequência em que a tecnologia RFID UHF opera, 860 – 960 MHz. É possível observar ainda que o ponto onde o coeficiente de reflexão tem o menor valor foi

deslocado para a antena implantada, 973 MHz, se comparamos com a antena no ar, 938 MHz.

O desempenho inferior da antena implantada pode ser explicado pelo contraste do casamento de impedância do chip RFID e da antena. Ao ser implantada a impedância da antena se altera de (1,8392+j191,94) Ω no ar para (74,727+j12,819) Ω, valores obtidos nas simulações para a frequência de 915 MHz. A impedância ideal para a antena transferir o máximo de potência seria de (12,7+j199) Ω, ou seja, uma combinação perfeita do conjugado complexo da impedância do chip RFID.

Figura 25 - Coeficiente de reflexão de potência da antena no ar e implantada.

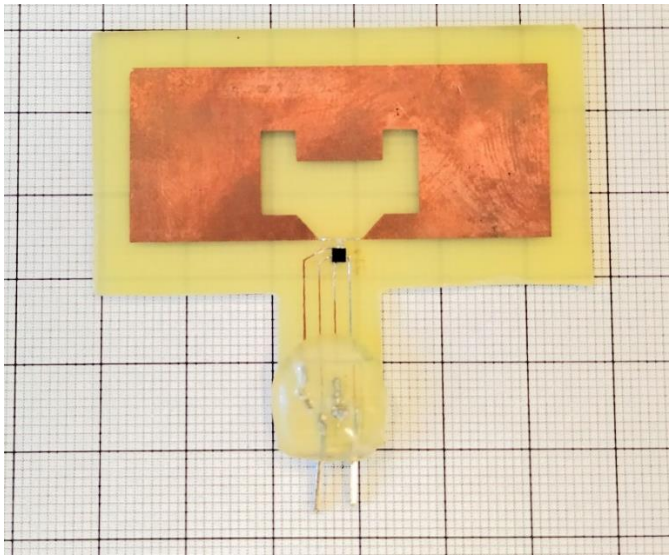


Para avaliar o desempenho real da antena com o chip RFID, fabricamos uma antena de cobre sobre uma placa de fenolite, utilizando os principais métodos de etching, com filme fotossensível e corrosão por percloreto de ferro. Método semelhante ao apresentado na figura 19. A figura 25 apresenta imagem da antena com o chip RFID soldado no centro.

Testamos o desempenho da antena no ar, livre de obstáculos, e em um cenário que simulava as condições de implante. No ar livre foi possível estabelecer comunicação do leitor RFID com o chip em uma distância de até 4 metros conectando o chip em uma bateria de 3V e 2 metros sem bateria. No cenário que simula as condições de implante, a antena foi inserida abaixo da pele, com espessura de

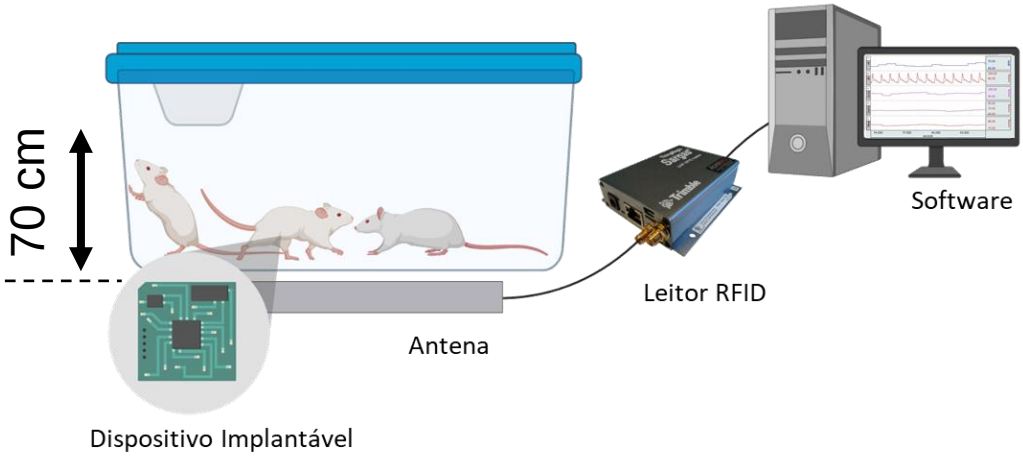
aproximadamente 2 mm, de uma peça de carne de porco. O desempenho da antena simulando o implante, com e sem bateria, não foi tão discrepante como no ar. As distâncias máximas entre a antena do leitor e a antena com o chip RFID foram 65 cm e 70 cm respectivamente.

Figura 26 - Imagem da antena fabricada por processo convencional de etching.



A distância de 70 cm é, a princípio, satisfatória para a aplicação que almejamos inicialmente de monitoramento de sinais em experimentação animal. A figura 27 apresenta a visão geral do sistema para aquisição do sinal de pressão arterial, onde a antena do leitor RFID seria posicionada abaixo da gaiola do animal. Entretanto, a dimensão da antena ainda precisa ser otimizada.

Figura 27 - Visão Geral do Sistema para Aquisição do Sinal de Pressão Arterial.



4. CONCLUSÃO

O monitoramento contínuo de sinais fisiológicos é uma importante ferramenta que pode ser empregada em diversos contextos, desde auxiliar diagnóstico e acompanhamento de doenças até pesquisas acadêmicas, trazendo benefícios como: diagnóstico e intervenção no estágio inicial do problema; melhor entendimento dos mecanismos da doença e consequentemente melhores tratamentos; dados quantitativos e qualitativos para apresentação de resultados e tomada de decisões.

No ambiente acadêmico os sistemas de telemetria para experimentação animal disponíveis atualmente funcionam de maneira isolada, exigindo que cada animal, além do implante, esteja separado dos demais e possua hardware externo individual para aquisição dos dados fisiológicos de interesse. Esses sistemas demandam investimento em equipamentos adicionais e maior área física para isolar cada animal e não causar interferências em sistemas adjacentes. O que impacta diretamente nos custos, impossibilitando sua aplicação em pesquisas com orçamento limitado.

Visando superar esses e outros desafios, e agregar benefícios mencionados anteriormente, esse trabalho propôs o desenvolvimento de um sistema utilizando a tecnologia RFID. Que possibilita identificar múltiplos dispositivos em um mesmo ambiente e em conjunto com um sistema embarcado, obter medições de sinais fisiológicos com apenas um hardware externo. Reduzindo custos com equipamentos, área física ocupada e necessidade de manuseio dos animais, que gera estresse e alterações nas medidas.

Nosso trabalho deu os primeiros passos para o desenvolvimento de um dispositivo implantável para aquisição contínua do sinal de pressão arterial. Frente as dificuldades com o vazamento de óleo, não obtivemos dados do sensor de pressão. Uma possível solução para esse problema é eliminar o último estágio para fechamento da cavidade do óleo de silicone e substituí-lo por um processo de fabricação do anel como um todo. Utilizando a impressora 3D e o álcool polivinílico (PVA), material solúvel na água, para imprimir o cilindro que ocupará o espaço da cavidade do óleo e após a cura, imergir o anel em água para eliminar o PVA e desobstruir a cavidade.

Diante da crescente disponibilidade de tecnologias complementares e popularidade de visões tecnológicas que almejam melhorar e simplificar o universo complexo da área médica, este trabalho propôs o desenvolvimento de uma solução nacional para um sistema acessível, utilizando componentes disponíveis

comercialmente para facilitar o escalonamento e a disseminação. Também discutimos alguns desafios relacionados ao design de um dispositivo implantável. O desenvolvimento de uma plataforma implantável é de interesse da comunidade e tem a propensão de suprir a crescente demanda por hardwares para a aquisição contínua de sinais fisiológicos.

Trabalhos futuros incluem estudo da interação da radiação eletromagnética, produzida pelo leitor RFID, com o material biológico e o efeito capacitivo que a antena implantada gera, afim de otimizar a comunicação do dispositivo implantável e reduzir a dimensão da antena, avaliando também possíveis alterações de geometria; desenvolvimento de software para automação do leitor RFID; utilizar material PVA em conjunto com a impressora 3D para tentar solucionar o problema de bolhas e vazamento no silicone; e desenvolver um sistema de transferência de energia sem fio para prolongar a vida útil do dispositivo implantável.

REFERÊNCIAS

1 GRAEF, M. W. M. Positioning More Than Moore Characterization Needs and Methods within the 2011 ITRS. In: **AIP Conference Proceedings 1395: Frontiers of Characterization and Metrology for Nanoelectronics, Grenoble, France, 23-26 May 2011.** American Institute of Physics, 2011.

2 ATZORI, Luigi; IERA, Antonio; MORABITO, Giacomo. The internet of things: A survey. **Computer networks**, v. 54, n. 15, p. 2787-2805, 2010.

3 SWAN, Melanie. Sensor mania! the internet of things, wearable computing, objective metrics, and the quantified self 2.0. **Journal of Sensor and Actuator Networks**, v. 1, n. 3, p. 217-253, 2012.

4 RODRIGUES JR, Jose F. et al. On the convergence of nanotechnology and Big Data analysis for computer-aided diagnosis. **Nanomedicine**, v. 11, n. 8, p. 959-982, 2016.

5 IEEE. AI vs. Doctors. **IEEE SPECTUM**. Disponível em: <https://spectrum.ieee.org/static/ai-vs-doctors>. Acesso em: 17 dez. 2018.

6 TOPOL, Eric J. High-performance medicine: the convergence of human and artificial intelligence. **Nature medicine**, v. 25, n. 1, p. 44, 2019.

7 RAJPURKAR, Pranav et al. Chexnet: Radiologist-level pneumonia detection on chest x-rays with deep learning. **arXiv preprint arXiv:1711.05225**, 2017.

8 TAKEI, Kuniharu et al. Toward Flexible and Wearable Human-Interactive Health-Monitoring Devices. **Advanced healthcare materials**, v. 4, n. 4, p. 487-500, 2015.

9 KIM, Dae-Hyeong et al. Epidermal electronics. **science**, v. 333, n. 6044, p. 838-843, 2011.

10 GAO, Wei et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. **Nature**, v. 529, n. 7587, p. 509-514, 2016.

11 METZ, Rachel. Health-Tracking Startup Fails to Deliver on Its Ambitions. **MIT Technology Review**, 15 Mar. 2016. Disponível em: <https://www.technologyreview.com/s/601029/health-tracking-startup-fails-to-deliver-on-its-ambitions/>. Acesso em: 22 ago. 2017.

12 FARR, Christina. The inside story of Quanttus, a failed health tech start-up whose alums are now health leaders at Apple, Amazon, Alphabet and other giants. **CNBC**, 10 NOV. 2018. Disponível em: <https://www.cnbc.com/2018/11/10/quanttus-blood-pressure-startup-alums-at-apple-amazon-verily-nike.html>. Acesso em: 17 dez. 2018.

13 OPARIL, S. et al. Hypertension. **Nature Reviews Disease Primers,** v. 4, p. 21, Mar 2018. ISSN 2056-676X.

14 STREIT, Sven et al. Systolic Blood Pressure and Cognitive Decline in Older Adults With Hypertension. **The Annals of Family Medicine**, v. 17, n. 2, p. 100-107, 2019.

15 MARTINS, Ana Luisa Trevisan et al. Análise do perfil dos usuários de hidroclorotiazida assistidos no Sistema Único de Saúde de um município de São Paulo-Brasil. **Rev. Bras. Farm**, v. 92, n. 4, p. 373-377, 2011.

16 MINISTÉRIO DA ECONOMIA. **Painel de Preços: Materiais**. Disponível em: <http://paineldeprecos.planejamento.gov.br/analise-materiais>. Acesso em: 12 jan. 2019.

17 MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Relação Nacional de Medicamentos Essenciais**. Disponível em: <https://saude.rs.gov.br/upload/arquivos/carga20181238/17153813-rename-2018-novembro.pdf>. Acesso em: 12 jan. 2019.

18 PEDERSEN, Sidsel Arnspang et al. Hydrochlorothiazide use and risk of nonmelanoma skin cancer: A nationwide case-control study from Denmark. **Journal of the American Academy of Dermatology**, v. 78, n. 4, p. 673-681. e9, 2018.

19 KENT SCIENTIFIC CORP. **CODA® High Throughput System**. Disponível em: <https://www.kentscientific.com/products/coda-high-throughput-system/>. Acesso em: 12 ago. 2016

20 FENG, Minjie et al. Validation of volume–pressure recording tail-cuff blood pressure measurements. **American journal of hypertension**, v. 21, n. 12, p. 1288-1291, 2008.

21 KURTZ, Theodore W. et al. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: part 2: blood pressure measurement in experimental animals. A statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. **Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology**, v. 25, n. 3, p. e22-e33, 2005.

22 CONG, Peng; KO, Wen H.; YOUNG, Darrin J. Wireless batteryless implantable blood pressure monitoring microsystem for small laboratory animals. **IEEE Sensors Journal**, v. 10, n. 2, p. 243-254, 2010.

23 VOLK, Tobias et al. RFID Technology for Continuous Monitoring of Physiological Signals in Small Animals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 62, n. 2, p. 618-626, 2015.

24 WANT, Roy. An introduction to RFID technology. **IEEE pervasive computing**, n. 1, p. 25-33, 2006.

25 NGO, Tuan D. et al. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. **Composites Part B: Engineering**, v. 143, p. 172-196, 2018.

26 CANTRELL, Jason T. et al. Experimental characterization of the mechanical properties of 3D-printed ABS and polycarbonate parts. **Rapid Prototyping Journal**, v. 23, n. 4, p. 811-824, 2017.

27 SIMPLIFY3D. **Filament Properties Table**. Disponível em: <https://www.simplify3d.com/support/materials-guide/properties-table/>. Acesso em: 13 jan. 2017.

28 MATWEB. **Multibase SILASTIC MDX4-4210 Dow-Corning Biomedical Grade Elastomer**. Disponível em: <http://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=47ee73a7d06a4d21a4f170e386bd092a>. Acesso em: 13 jan. 2017

29 LARSON, K. Can You Estimate Modulus From Durometer Hardness for Silicones. **Dow Corning Corporation**, 2016.

30 HENRY, D. Materials and coatings for medical devices: cardiovascular. **ASM International, Ohio, USA**, p. 151-186, 2009.

31 BEZIE, Yvonnick et al. Connection of smooth muscle cells to elastic lamellae in aorta of spontaneously hypertensive rats. **Hypertension**, v. 32, n. 1, p. 166-169, 1998.

32 TEXAS INSTRUMENTS. **Micro-Power (50µA), Zerø-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier datasheet (Rev. C)**
. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>. Acesso em: 18 jan. 2017.

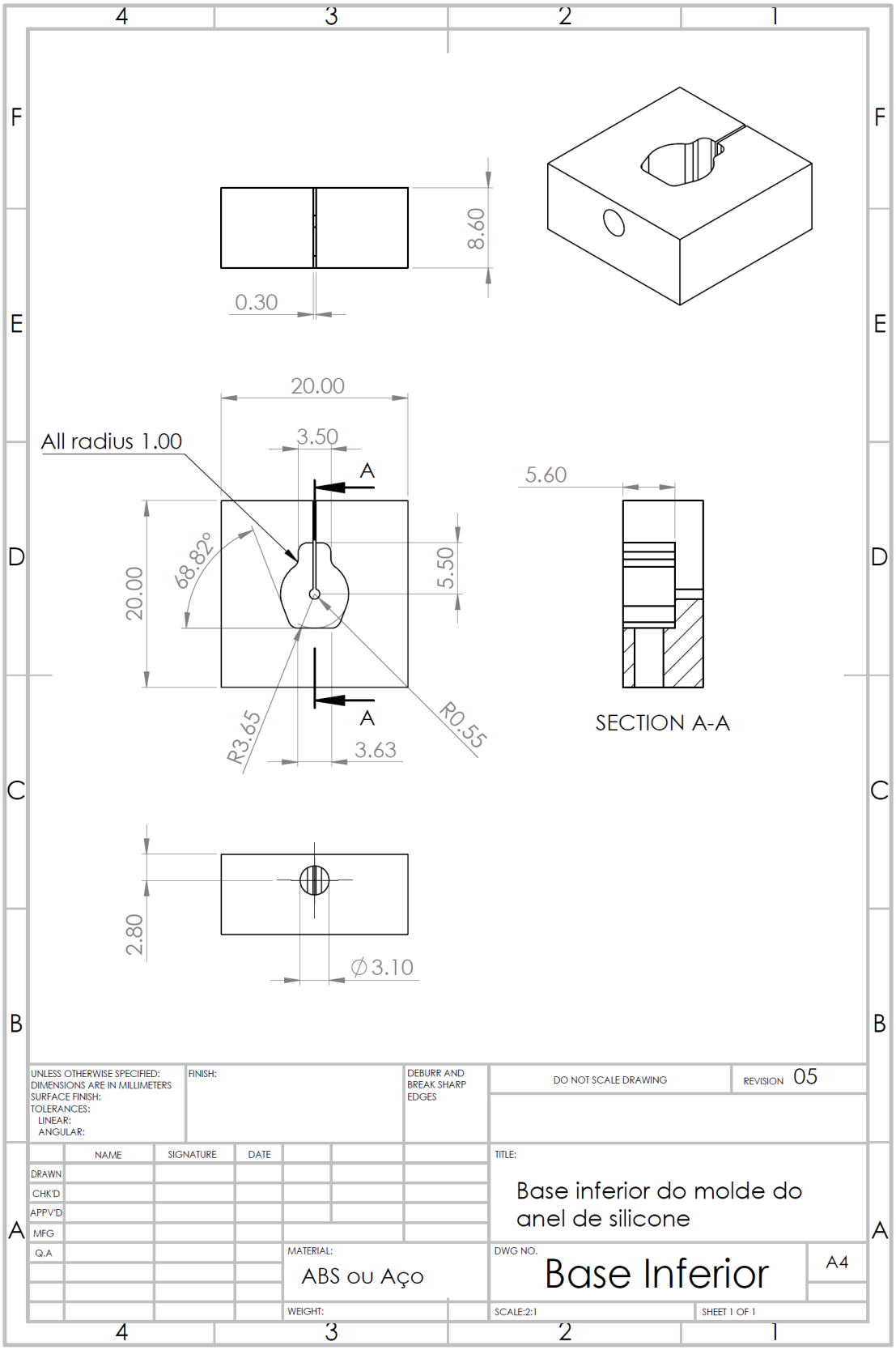
33 NXP SEMICONDUCTORS. **AN11180 UCODE I2C PCB antenna reference designs**. Disponível em: < https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN11180.pdf>. Acesso em: 6 dez. 2016.

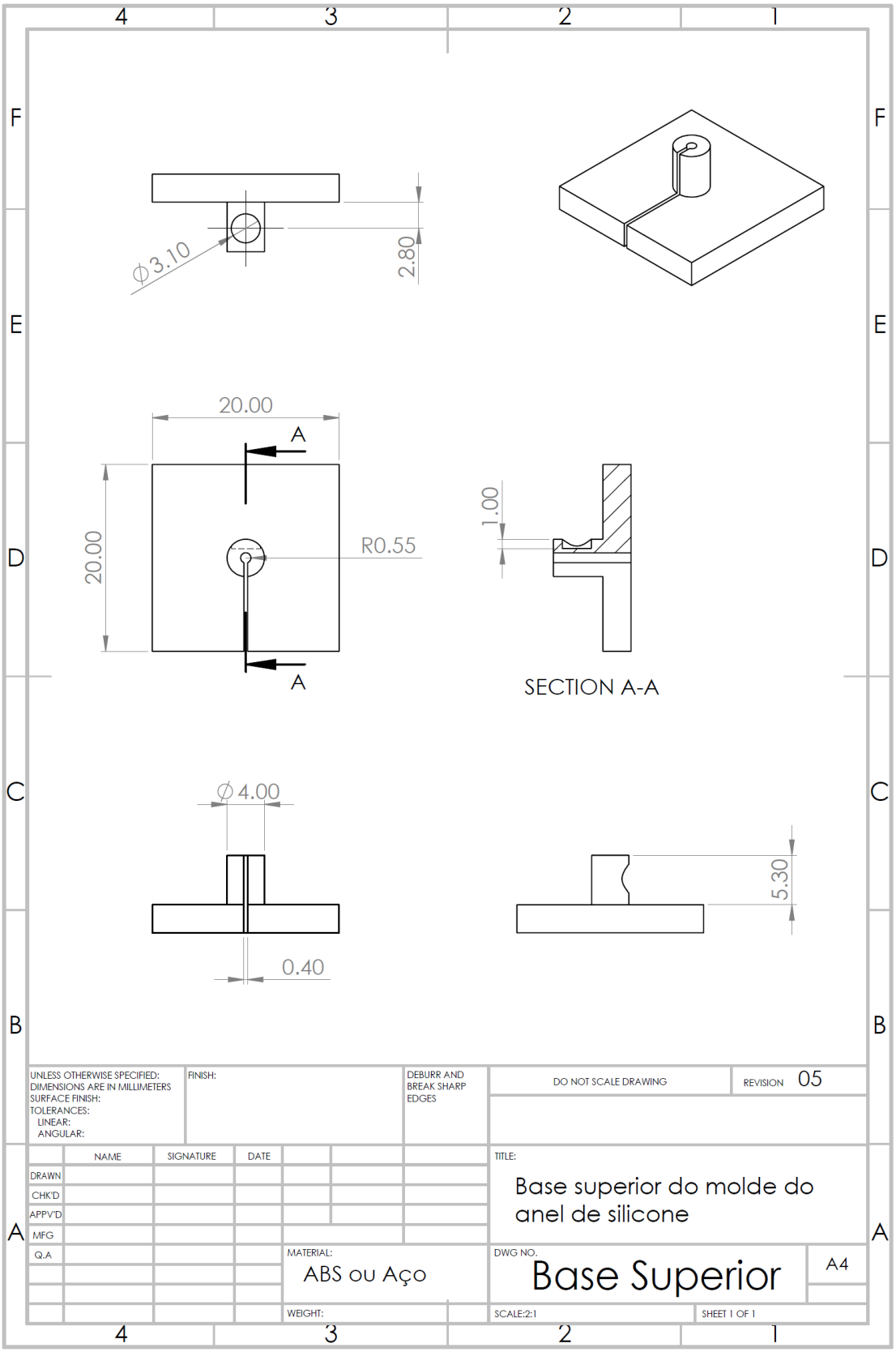
34 ROUSCHE, Patrick J. et al. Flexible polyimide-based intracortical electrode arrays with bioactive capability. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, v. 48, n. 3, p. 361-371, 2001.

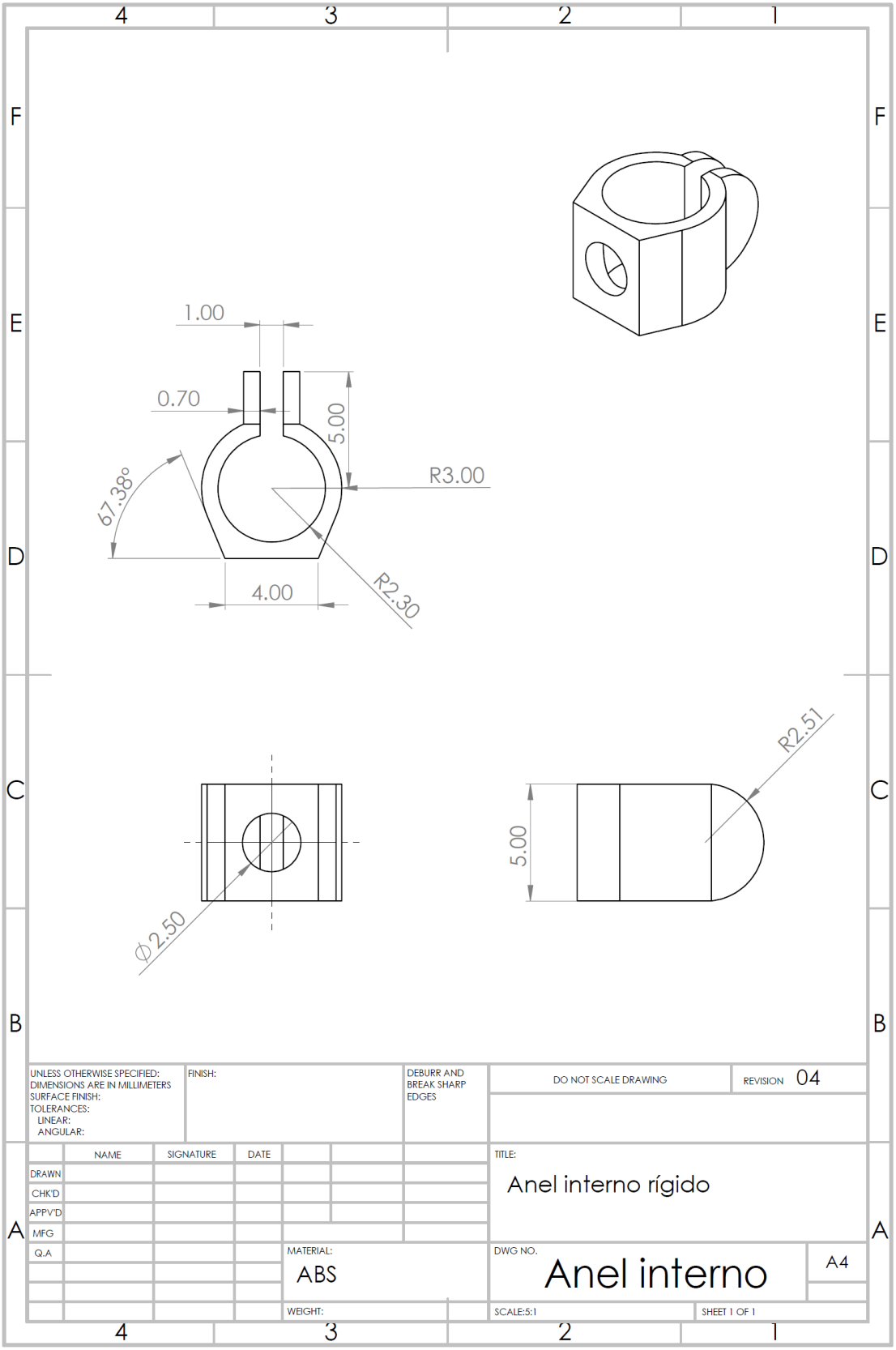
35 CHRYSLER, Andrew M. et al. Effect of material properties on a subdermal UHF RFID antenna. **IEEE Journal of Radio Frequency Identification**, v. 1, n. 4, p. 260-266, 2017.

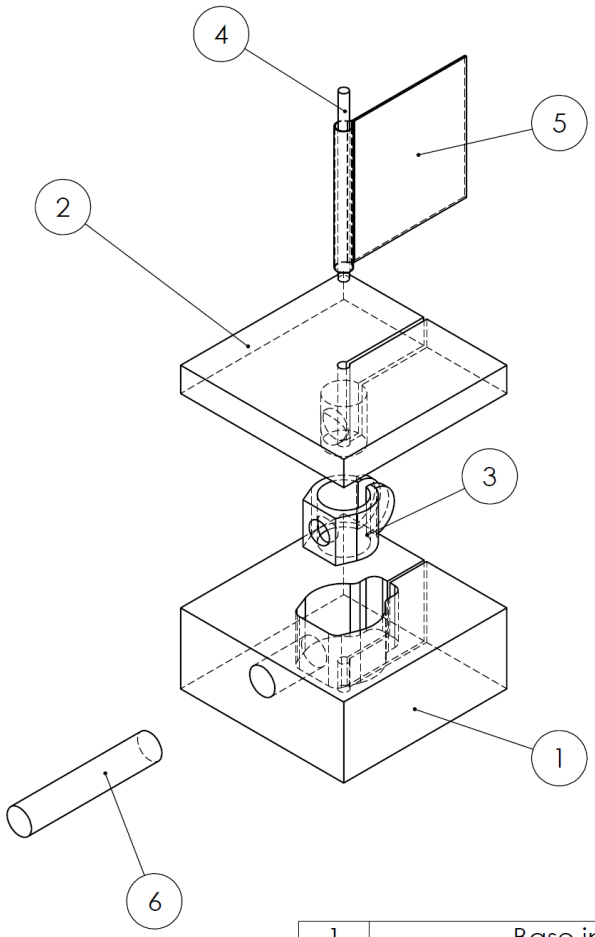
36 NIKITIN, Pavel V. et al. Power reflection coefficient analysis for complex impedances in RFID tag design. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, v. 53, n. 9, p. 2721-2725, 2005.

APÊNDICE A – Conjuntos de peças que compõem o molde para a fabricação do anel de silicone.




4
3
2
1
F
E
D
C
B
A
⌀3.10
2.80
20.00
A
20.00
R0.55
A
1.00
SECTION A-A
⌀4.00
0.40
5.30
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:
FINISH:
DEBURR AND BREAK SHARP EDGES
DO NOT SCALE DRAWING
REVISION 05
NAME
SIGNATURE
DATE
DRAWN
CHK'D
APPV'D
MFG
Q.A
TITLE:
Base superior do molde do anel de silicone
MATERIAL:
ABS ou Aço
DWG NO.
Base Superior
A4
WEIGHT:
SCALE:2:1
SHEET 1 OF 1


1.00
0.70
5.00
R3.00
67.38°
4.00
R2.30
R2.51
5.00
Ø2.50
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:
FINISH:
DEBURR AND BREAK SHARP EDGES
DO NOT SCALE DRAWING
REVISION 04
NAME
SIGNATURE
DATE
DRAWN
CHK'D
APPV'D
MFG
Q.A
TITLE:
Anel interno rígido
MATERIAL:
ABS
DWG NO.
Anel interno
A4
WEIGHT:
SCALE:5:1
SHEET 1 OF 1



1	Base inferior
2	Base superior
3	Anel interno rígido
4	Haste ∅ 0,8 mm
5	Filme de silicone
6	Haste ∅ 3 mm

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND BREAK SHARP EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION 05

	NAME	SIGNATURE	DATE
DRAWN			
CHK'D			
APPV'D			
MFG			
Q.A			

TITLE:

Conjunto de moldes para fabricação do anel de silicone

MATERIAL:

ABS ou Aço

DWG NO.

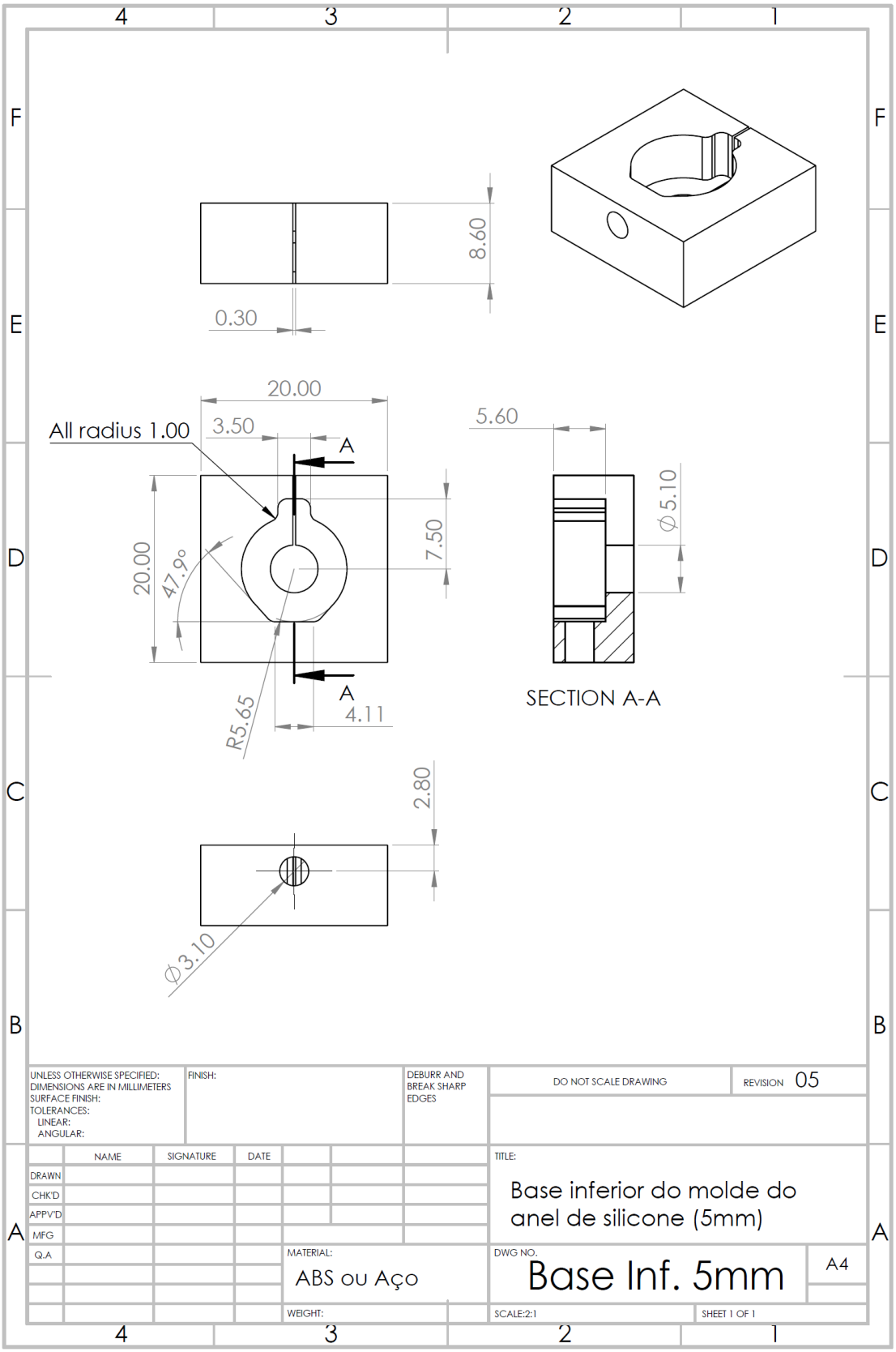
Conjunto

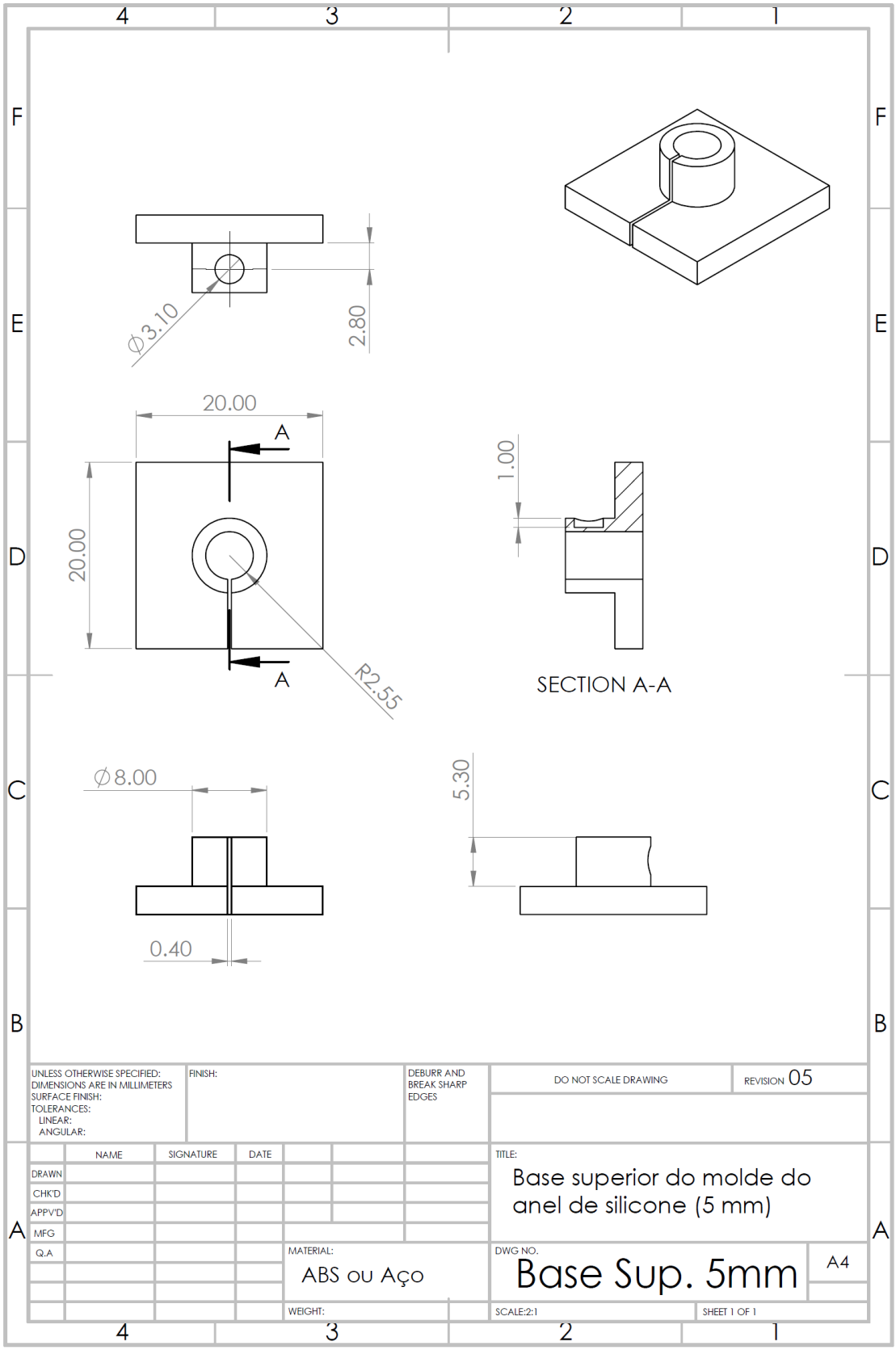
A4

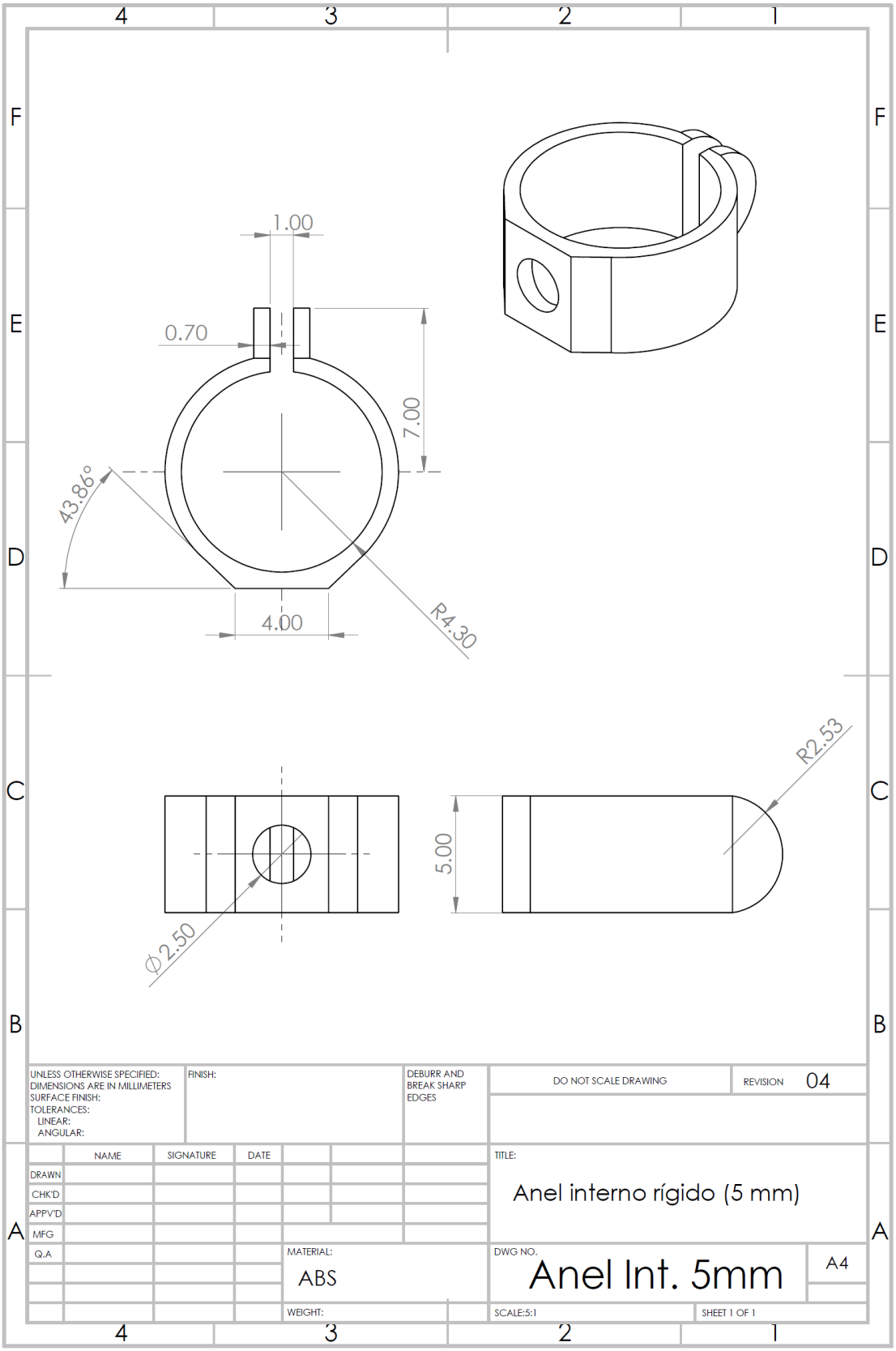
WEIGHT:

SCALE:2:1

SHEET 1 OF 1


8.60
0.30
20.00
All radius 1.00
3.50
A
5.60
Ø5.10
20.00
47.9°
7.50
A
4.11
R5.65
SECTION A-A
2.80
Ø3.10
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:
FINISH:
DEBURR AND BREAK SHARP EDGES
DO NOT SCALE DRAWING
REVISION 05
NAME
SIGNATURE
DATE
DRAWN
CHK'D
APPV'D
MFG
Q.A
TITLE:
Base inferior do molde do anel de silicone (5mm)
MATERIAL:
ABS ou Aço
DWG NO.
Base Inf. 5mm
A4
WEIGHT:
SCALE:2:1
SHEET 1 OF 1


Ø3.10
2.80
20.00
A
20.00
A
R2.55
1.00
SECTION A-A
Ø8.00
0.40
5.30
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:
FINISH:
DEBURR AND BREAK SHARP EDGES
DO NOT SCALE DRAWING
REVISION 05
NAME
SIGNATURE
DATE
DRAWN
CHK'D
APPV'D
MFG
Q.A
TITLE:
Base superior do molde do anel de silicone (5 mm)
MATERIAL:
ABS ou Aço
DWG NO.
Base Sup. 5mm
A4
WEIGHT:
SCALE:2:1
SHEET 1 OF 1


1.00
0.70
7.00
43.86°
4.00
R4.30
R2.53
5.00
Ø2.50
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:
FINISH:
DEBURR AND BREAK SHARP EDGES
DO NOT SCALE DRAWING
REVISION 04
NAME
SIGNATURE
DATE
DRAWN
CHK'D
APPV'D
MFG
Q.A
TITLE:
Anel interno rígido (5 mm)
MATERIAL:
ABS
DWG NO.
Anel Int. 5mm
A4
WEIGHT:
SCALE:5:1
SHEET 1 OF 1

APÊNDICE B – Relatório da simulação da antena do chip RFID sob uma camada de pele.

SIMULATION OF AN ANTENNA UNDER THE SKIN

1. GLOBAL DEFINITIONS

Used products

COMSOL Multiphysics
CAD Import Module
LiveLink™ for SOLIDWORKS®
RF Module

1.1. Parameters

Parameters 1

Name	Expression	Value	Description
Zc	12.7 - j*199 [ohm]	(12.7 − 199i) Ω	Chip Impedance

2. COMPONENT 1

2.1. Definitions

2.1.1. Variables

Variables 1

Selection

Geometric entity level	Entire model

Name	Expression	Unit	Description
Gamma	(emw.Zport_1 - conj(Zc)) / (emw.Zport_1 + Zc)		Reflection coefficient for complex impedance matching

2.1.2. Coordinate Systems

Boundary System 1

Coordinate system type	Boundary system
Tag	sys1

Coordinate names

First	Second	Third
t1	t2	n

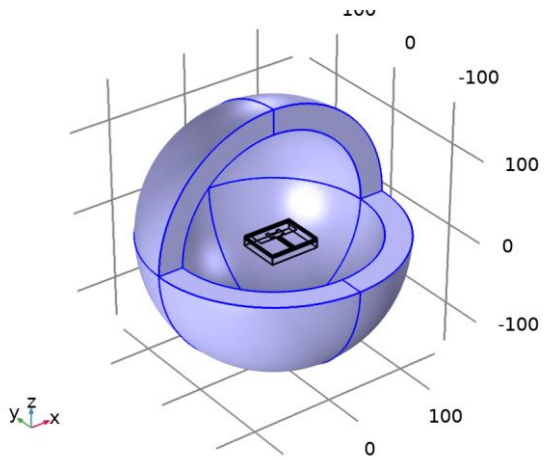
2.1.3. Domain Properties

Perfectly Matched Layer 1

Tag	pml1

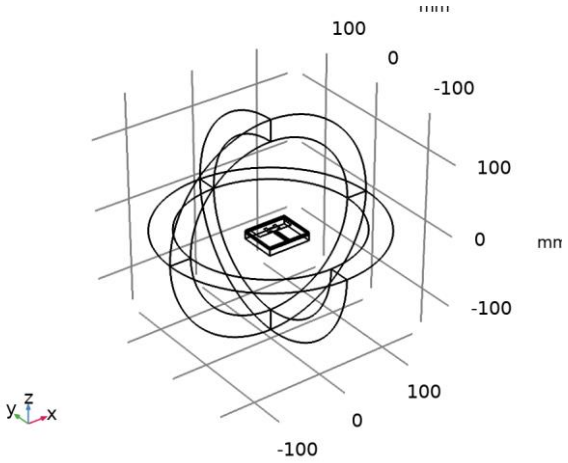
Selection

Geometric entity level	Domain
Selection	Domains 1–4, 10–13



Selection

2.2. Geometry 1



Geometry 1

Units

Length unit	mm
Angular unit	deg

2.2.1. LiveLink for SOLIDWORKS 1 (cad1)

Settings

Description	Value
Synchronize with	Specified document
Document	C:\Users\Ricardo\Desktop\Antenna_v5.SLDPRT
Configuration	Default
Display state	<Default>_Display State 1

2.2.2. Block 1 (blk1)

Position

Description	Value
Position	{0, -13, -0.5}
Base	Center

Axis

Description	Value
Axis type	z - axis

Size and shape

Description	Value
Width	60
Depth	50
Height	1

2.2.3. Copy 1 (copy1)

Settings

Description	Value
Keep input objects	On
x	0
y	0.25
z	0

2.2.4. Extrude 1 (ext1)

Settings

Description	Value
Extrude from	Faces

Distances

Distances (mm)
0.035

Scales

Scales xw	Scales yw
1	1

Displacements

Displacements xw (mm)	Displacements yw (mm)
0	0

Twist angles

Twist angles (deg)
0

2.2.5. Block 2 (blk2)

Position

Description	Value
Position	{0, -13, 0.5}
Base	Center

Axis

Description	Value
Axis type	z - axis

Size and shape

Description	Value
Width	60
Depth	50
Height	1

2.2.6. Block 3 (blk3)

Position

Description	Value
Position	{0, -13, -1 - 1}
Base	Center

Axis

Description	Value
Axis type	z - axis

Size and shape

Description	Value
Width	60
Depth	50
Height	2

2.2.7. Block 4 (blk4)

Position

Description	Value
Position	{0, -13, -1 - 2 - 4}
Base	Center

Axis

Description	Value
Axis type	z - axis

Size and shape

Description	Value
Width	60
Depth	50
Height	8

2.2.8. Sphere 1 (sph1)

Position

Description	Value
Position	{0, 0, 0}

Axis

Description	Value
Axis type	z - axis

Axis

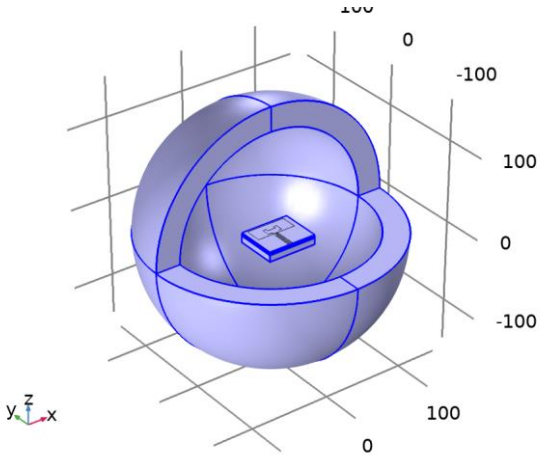
Layer name	Thickness (mm)
Layer 1	30

Size

Description	Value
Radius	150

2.3. Materials

2.3.1. Air



Air

Selection

Geometric entity level	Domain
Selection	Domains 1–5, 10–13

Basic Settings

Description	Value
Coefficient of thermal expansion	{{alpha_p(pA, T), 0, 0}, {0, alpha_p(pA, T), 0}, {0, 0, alpha_p(pA, T)}}
Mean molar mass	0.02897
Bulk viscosity	muB(T)
Relative permeability	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Relative permittivity	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Dynamic viscosity	eta(T)
Ratio of specific heats	1.4
Electrical conductivity	{{0[S/m], 0, 0}, {0, 0[S/m], 0}, {0, 0, 0[S/m]}}
Heat capacity at constant pressure	Cp(T)
Density	rho(pA, T)
Thermal conductivity	{{k(T), 0, 0}, {0, k(T), 0}, {0, 0, k(T)}}
Speed of sound	cs(T)

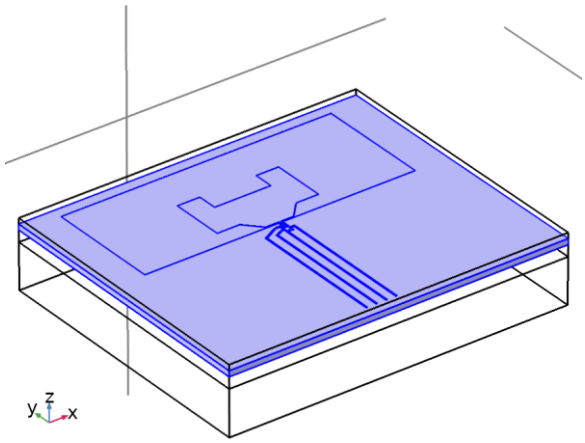
Refractive index Settings

Description	Value
Refractive index, real part	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Refractive index, imaginary part	{{0, 0, 0}, {0, 0, 0}, {0, 0, 0}}

Nonlinear model Settings

Description	Value
Parameter of nonlinearity	(def.gamma + 1)/2

2.3.2. FR4 (Circuit Board)



FR4 (Circuit Board)

Selection

Geometric entity level	Domain

Selection	Domain 8

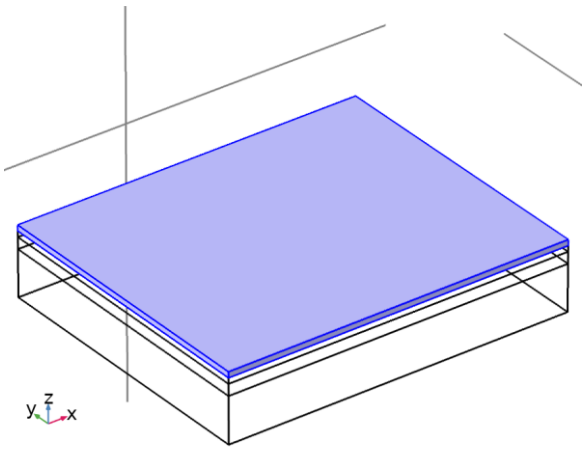
Basic Settings

Description	Value
Relative permeability	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Electrical conductivity	{{0.004[S/m], 0, 0}, {0, 0.004[S/m], 0}, {0, 0, 0.004[S/m]}}
Relative permittivity	{{4.5, 0, 0}, {0, 4.5, 0}, {0, 0, 4.5}}
Coefficient of thermal expansion	{{18e-6[1/K], 0, 0}, {0, 18e-6[1/K], 0}, {0, 0, 18e-6[1/K]}}
Heat capacity at constant pressure	1369[J/(kg*K)]
Density	1900[kg/m^3]
Thermal conductivity	{{0.3[W/(m*K)], 0, 0}, {0, 0.3[W/(m*K)], 0}, {0, 0, 0.3[W/(m*K)]}}

Young's modulus and Poisson's ratio Settings

Description	Value
Young's modulus	22e9[Pa]
Poisson's ratio	0.15

2.3.3. Skin



skin

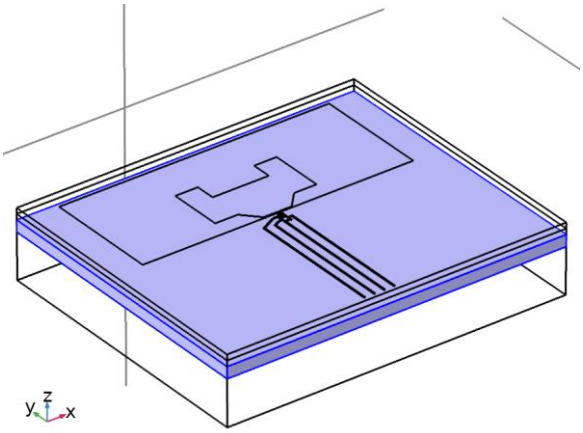
Selection

Geometric entity level	Domain
Selection	Domain 9

Basic Settings

Description	Value
Electrical conductivity	{{0.68, 0, 0}, {0, 0.68, 0}, {0, 0, 0.68}}
Relative permittivity	{{46.7, 0, 0}, {0, 46.7, 0}, {0, 0, 46.7}}
Relative permeability	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}

2.3.4. Fat



fat

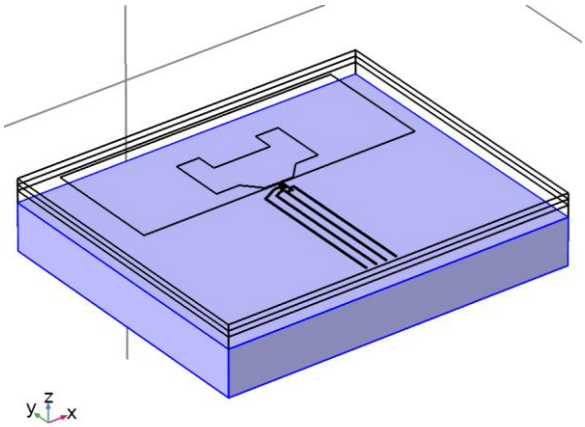
Selection

Geometric entity level	Domain
Selection	Domain 7

Basic Settings

Description	Value
Relative permeability	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Electrical conductivity	{{0.081, 0, 0}, {0, 0.081, 0}, {0, 0, 0.081}}
Relative permittivity	{{11.6, 0, 0}, {0, 11.6, 0}, {0, 0, 11.6}}

2.3.5. Muscle



muscle

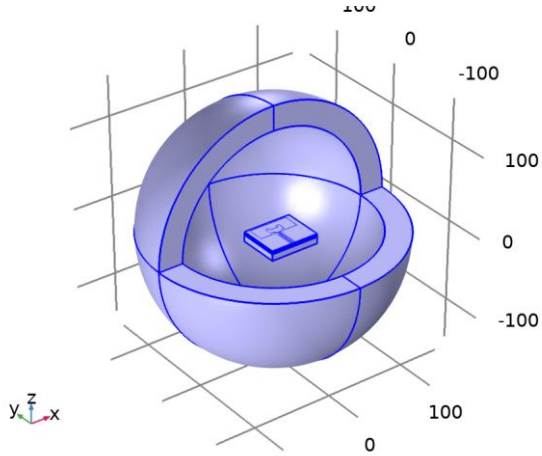
Selection

Geometric entity level	Domain
Selection	Domain 6

Basic Settings

Description	Value
Electrical conductivity	{{0.82, 0, 0}, {0, 0.82, 0}, {0, 0, 0.82}}
Relative permeability	{{1, 0, 0}, {0, 1, 0}, {0, 0, 1}}
Relative permittivity	{{57.9, 0, 0}, {0, 57.9, 0}, {0, 0, 57.9}}

2.4. Electromagnetic Waves, Frequency Domain



Electromagnetic Waves, Frequency Domain

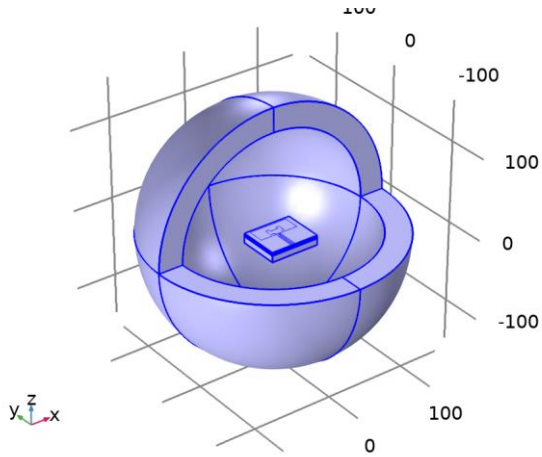
Equations

$$\nabla \times \mu_r^{-1}(\nabla \times \mathbf{E}) - k_0^2(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0})\mathbf{E} = \mathbf{0}$$

Features

Wave Equation, Electric 1
Perfect Electric Conductor 1
Initial Values 1
Perfect Electric Conductor 2
Lumped Port 1
Far-Field Domain 1

2.4.1. Wave Equation, Electric 1



Wave Equation, Electric 1

Equations

$$\nabla \times \mu_r^{-1}(\nabla \times \mathbf{E}) - k_0^2(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0})\mathbf{E} = \mathbf{0}$$

Electric displacement field

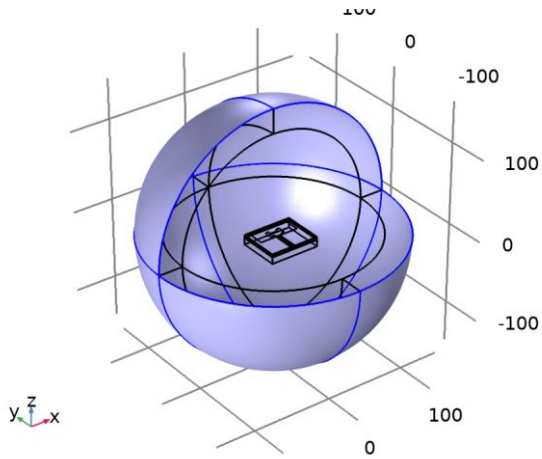
Settings

Description	Value
Electric displacement field model	Relative permittivity
Relative permittivity	From material
Constitutive relation	Relative permeability
Relative permeability	From material
Electrical conductivity	From material
Coordinate system	Global coordinate system
Temperature	User defined
Temperature	293.15[K]
Absolute pressure	User defined
Absolute pressure	1[atm]

Properties from material

Property	Material	Property group
Relative permittivity	Air	Basic
Relative permeability	Air	Basic
Electrical conductivity	Air	Basic
Relative permittivity	FR4 (Circuit Board)	Basic
Relative permeability	FR4 (Circuit Board)	Basic
Electrical conductivity	FR4 (Circuit Board)	Basic
Relative permittivity	skin	Basic
Relative permeability	skin	Basic
Electrical conductivity	skin	Basic
Relative permittivity	fat	Basic
Relative permeability	fat	Basic
Electrical conductivity	fat	Basic
Relative permittivity	muscle	Basic
Relative permeability	muscle	Basic
Electrical conductivity	muscle	Basic

2.4.2. Perfect Electric Conductor 1

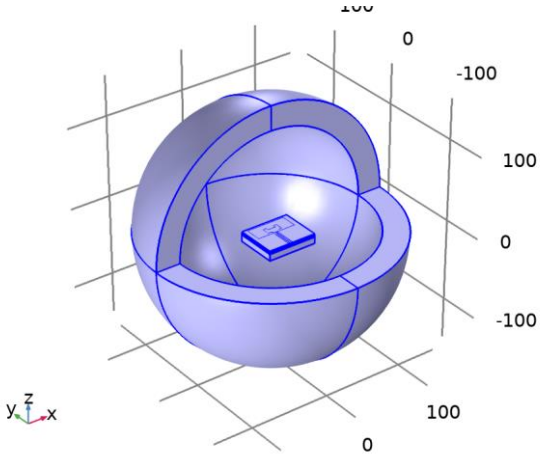


Perfect Electric Conductor 1

Equations

$\mathbf{n} \times \mathbf{E} = \mathbf{0}$

2.4.3. Initial Values 1



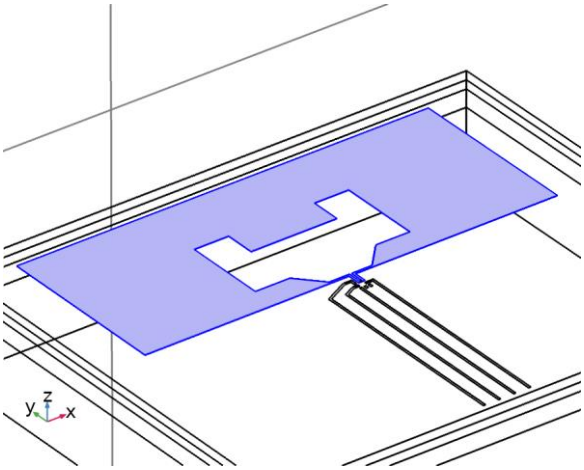
Initial Values 1

Coordinate system selection

Settings

Description	Value
Coordinate system	Global coordinate system

2.4.4. Perfect Electric Conductor 2

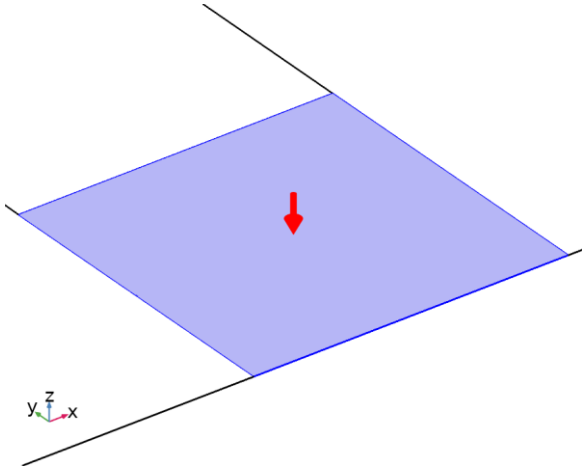


Perfect Electric Conductor 2

Equations

$$\mathbf{n} \times \mathbf{E} = \mathbf{0}$$

2.4.5. Lumped Port 1



Lumped Port 1

Equations

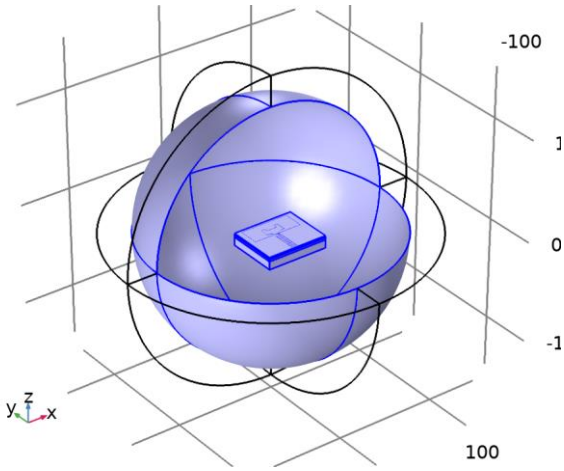
$$Z = \frac{V_1}{I_1}$$

Lumped port properties

Settings

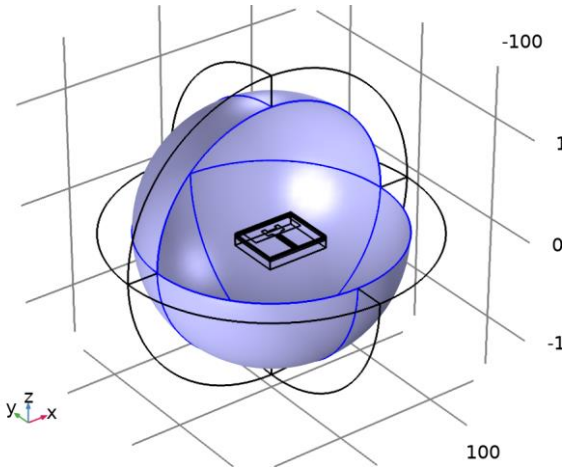
Description	Value
Lumped port name	1
Type of lumped port	Uniform
Terminal type	Cable
Wave excitation at this port	On
Voltage	1[V]
Port phase	0
Characteristic impedance	50[ohm]

2.4.6. Far-Field Domain 1



Far-Field Domain 1

Far-Field Calculation 1



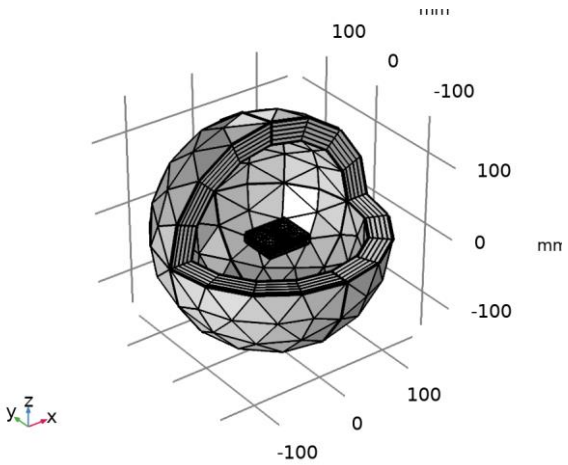
Far-Field Calculation 1

Far-field calculation

Settings

Description	Value
Far-field variable name	Efar
Symmetry in the x=0 plane	Off
Symmetry in the y=0 plane	Off
Symmetry in the z=0 plane	Off
Boundary relative to domain	Outside

2.5. Mesh 1



Mesh 1

2.5.1. Size (size)

Settings

Description	Value
Maximum element size	54.510
Minimum element size	1.6350
Resolution of narrow regions	0.1
Maximum element growth rate	2
Predefined size	Extremely coarse
Custom element size	Custom

3. STUDY 1

3.1. Frequency Domain

Frequencies (MHz)
range(700, 1, 1100)

Study settings

Description	Value
Include geometric nonlinearity	Off

Mesh selection

Geometry	Mesh
mesh1	mesh1

Physics and variables selection

Physics interface	Discretization
Electromagnetic Waves, Frequency Domain (emw)	physics

Mesh selection

Geometry	Mesh
Geometry 1 (geom1)	mesh1

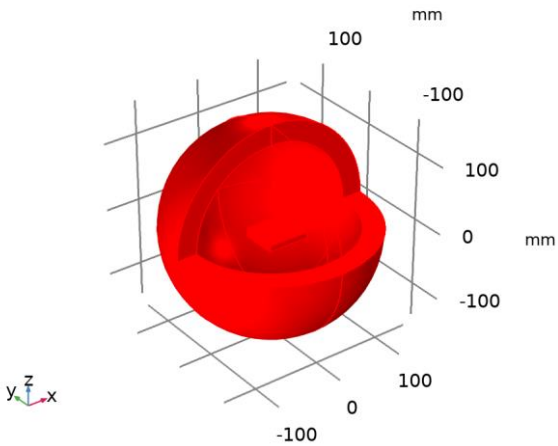
4. RESULTS

4.1. Data Sets

4.1.1. Study 1/Solution 1

Solution

Description	Value
Solution	Solution 1
Component	Save Point Geometry 1



Data set: Study 1/Solution 1

4.2. Derived Values

4.2.1. S-Parameter (emw)

Data

Description	Value
Data set	Study 1/Solution 1

Expressions

Expression	Unit	Description
emw.S11dB	1	S11

4.2.2. Impedance

Output

Evaluated in	Table 2

Data

Description	Value
Data set	Study 1/Solution 1

Expressions

Expression	Unit	Description
emw.Zport_1	Ω	Lumped port impedance

4.2.3. Power Reflection Coefficient

Output

Evaluated in	Table 3

Data

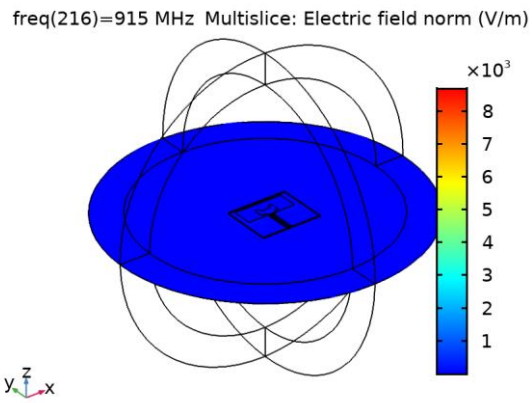
Description	Value
Data set	Study 1/Solution 1

Expressions

Expression	Unit	Description
20*log10(abs(Gamma))		

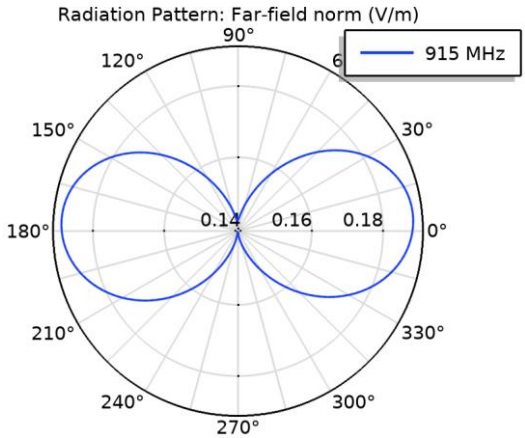
4.3 Plot Groups

4.3.1 Electric Field (emw)



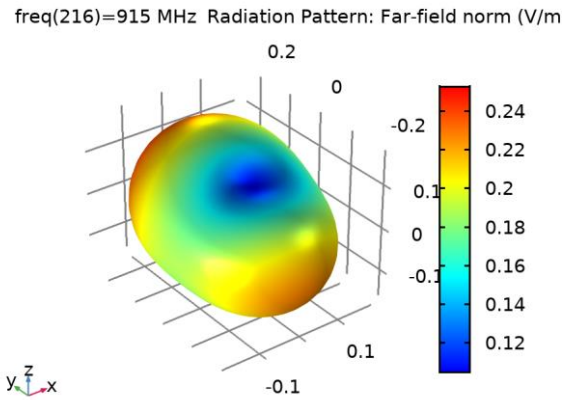
Multislice: Electric field norm (V/m)

4.3.2. 2D Far Field (emw)



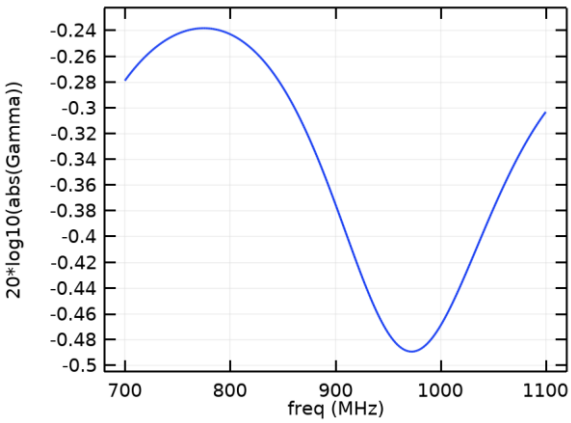
Radiation Pattern: Far-field norm (V/m)

4.3.3. 3D Far Field (emw)



Radiation Pattern: Far-field norm (V/m)

4.3.4. Power Reflection Coefficient



APÊNDICE C – Código principal do software de controle do periférico de conversão analógico-digital (A/D) do microcontrolador ARM Cortex M0+.

K:\STM32\ADC_DMA\Src\main.c

```
1   /**
2     ******************************************************************************
3     * File Name          : main.c
4     * Description        : Main program body
5     ******************************************************************************
6     ** This notice applies to any and all portions of this file
7     * that are not between comment pairs USER CODE BEGIN and
8     * USER CODE END. Other portions of this file, whether
9     * inserted by the user or by software development tools
10    * are owned by their respective copyright owners.
11    *
12    * COPYRIGHT(c) 2017 STMicroelectronics
13    *
14    * Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification,
15    * are permitted provided that the following conditions are met:
16    *   1. Redistributions of source code must retain the above copyright notice,
17    *      this list of conditions and the following disclaimer.
18    *   2. Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice,
19    *      this list of conditions and the following disclaimer in the documentation
20    *      and/or other materials provided with the distribution.
21    *   3. Neither the name of STMicroelectronics nor the names of its contributors
22    *      may be used to endorse or promote products derived from this software
23    *      without specific prior written permission.
24    *
25    * THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS"
26    * AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE
27    * IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE
28    * DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT HOLDER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE
29    * FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL
30    * DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR
31    * SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER
32    * CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY,
33    * OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE
34    * OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.
35    *
36    ******************************************************************************
37    */
38  /* Includes ------------------------------------------------------------------*/
39  #include "main.h"
40  #include "stm32l0xx_hal.h"
41
42  /* USER CODE BEGIN Includes */
43
44  /* USER CODE END Includes */
45
46  /* Private variables ---------------------------------------------------------*/
47  ADC_HandleTypeDef hadc;
48  DMA_HandleTypeDef hdma_adc;
49
50  /* USER CODE BEGIN PV */
51  /* Private variables ---------------------------------------------------------*/
52  uint16_t adc_data[1];
53
54  /* USER CODE END PV */
55
56  /* Private function prototypes -----------------------------------------------*/
57  void SystemClock_Config(void);
58  static void MX_GPIO_Init(void);
59  static void MX_DMA_Init(void);
60  static void MX_ADC_Init(void);
61
62  /* USER CODE BEGIN PFP */
63  /* Private function prototypes -----------------------------------------------*/
64
65  /* USER CODE END PFP */
66
67  /* USER CODE BEGIN 0 */
68  void HAL_ADC_ConvCpltCallback(ADC_HandleTypeDef* hadc)
69  {
70    __NOP();
71  }
72  /* USER CODE END 0 */
73
74  int main(void)
75  {
76
77    /* USER CODE BEGIN 1 */
```

Page 1

```
  78
  79    /* USER CODE END 1 */
  80
  81    /* MCU Configuration--------------------------------------------------------*/
  82
  83    /* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the Systick. */
  84    HAL_Init();
  85
  86    /* USER CODE BEGIN Init */
  87
  88    /* USER CODE END Init */
  89
  90    /* Configure the system clock */
  91    SystemClock_Config();
  92
  93    /* USER CODE BEGIN SysInit */
  94
  95    /* USER CODE END SysInit */
  96
  97    /* Initialize all configured peripherals */
  98    MX_GPIO_Init();
  99    MX_DMA_Init();
 100    MX_ADC_Init();
 101
 102    /* USER CODE BEGIN 2 */
 103    HAL_ADC_Start_DMA(&hadc, (uint32_t*)&adc_data, 1);
 104
 105    /* USER CODE END 2 */
 106
 107    /* Infinite loop */
 108    /* USER CODE BEGIN WHILE */
 109    while (1)
 110    {
 111    /* USER CODE END WHILE */
 112
 113    /* USER CODE BEGIN 3 */
 114
 115    }
 116    /* USER CODE END 3 */
 117
 118  }
 119
 120  /** System Clock Configuration
 121  */
 122  void SystemClock_Config(void)
 123  {
 124
 125    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct;
 126    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct;
 127
 128      /**Configure the main internal regulator output voltage
 129      */
 130    __HAL_PWR_VOLTAGESCALING_CONFIG(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1);
 131
 132      /**Initializes the CPU, AHB and APB busses clocks
 133      */
 134    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_MSI;
 135    RCC_OscInitStruct.MSIState = RCC_MSI_ON;
 136    RCC_OscInitStruct.MSICalibrationValue = 0;
 137    RCC_OscInitStruct.MSIClockRange = RCC_MSIRANGE_5;
 138    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_NONE;
 139    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
 140    {
 141      _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
 142    }
 143
 144      /**Initializes the CPU, AHB and APB busses clocks
 145      */
 146    RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
 147                                |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;
 148    RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_MSI;
 149    RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
 150    RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
 151    RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV2;
 152
 153    if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_0) != HAL_OK)
 154    {
```

```
155       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
156     }
157
158       /**Configure the Systick interrupt time
159       */
160     HAL_SYSTICK_Config(HAL_RCC_GetHCLKFreq()/1000);
161
162       /**Configure the Systick
163       */
164     HAL_SYSTICK_CLKSourceConfig(SYSTICK_CLKSOURCE_HCLK);
165
166     /* SysTick_IRQn interrupt configuration */
167     HAL_NVIC_SetPriority(SysTick_IRQn, 0, 0);
168   }
169
170   /* ADC init function */
171   static void MX_ADC_Init(void)
172   {
173
174     ADC_ChannelConfTypeDef sConfig;
175
176       /**Configure the global features of the ADC (Clock, Resolution, Data Alignment and number of
      conversion)
177       */
178     hadc.Instance = ADC1;
179     hadc.Init.OversamplingMode = DISABLE;
180     hadc.Init.ClockPrescaler = ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV4;
181     hadc.Init.Resolution = ADC_RESOLUTION_12B;
182     hadc.Init.SamplingTime = ADC_SAMPLETIME_1CYCLE_5;
183     hadc.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_DIRECTION_FORWARD;
184     hadc.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
185     hadc.Init.ContinuousConvMode = ENABLE;
186     hadc.Init.DiscontinuousConvMode = DISABLE;
187     hadc.Init.ExternalTrigConvEdge = ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
188     hadc.Init.ExternalTrigConv = ADC_SOFTWARE_START;
189     hadc.Init.DMAContinuousRequests = ENABLE;
190     hadc.Init.EOCSelection = ADC_EOC_SINGLE_CONV;
191     hadc.Init.Overrun = ADC_OVR_DATA_PRESERVED;
192     hadc.Init.LowPowerAutoWait = DISABLE;
193     hadc.Init.LowPowerFrequencyMode = DISABLE;
194     hadc.Init.LowPowerAutoPowerOff = DISABLE;
195     if (HAL_ADC_Init(&hadc) != HAL_OK)
196     {
197       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
198     }
199
200       /**Configure for the selected ADC regular channel to be converted.
201       */
202     sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_0;
203     sConfig.Rank = ADC_RANK_CHANNEL_NUMBER;
204     if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc, &sConfig) != HAL_OK)
205     {
206       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
207     }
208
209   }
210
211   /**
212     * Enable DMA controller clock
213     */
214   static void MX_DMA_Init(void)
215   {
216     /* DMA controller clock enable */
217     __HAL_RCC_DMA1_CLK_ENABLE();
218
219     /* DMA interrupt init */
220     /* DMA1_Channel1_IRQn interrupt configuration */
221     HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel1_IRQn, 0, 0);
222     HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel1_IRQn);
223
224   }
225
226   /** Pinout Configuration
227   */
228   static void MX_GPIO_Init(void)
229   {
230
```

```
  /* GPIO Ports Clock Enable */
  __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();

}

/* USER CODE BEGIN 4 */

/* USER CODE END 4 */

/**
  * @brief  This function is executed in case of error occurrence.
  * @param  None
  * @retval None
  */
void _Error_Handler(char * file, int line)
{
  /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */
  /* User can add his own implementation to report the HAL error return state */
  while(1)
  {
  }
  /* USER CODE END Error_Handler_Debug */
}

#ifdef USE_FULL_ASSERT

/**
   * @brief Reports the name of the source file and the source line number
   * where the assert_param error has occurred.
   * @param file: pointer to the source file name
   * @param line: assert_param error line source number
   * @retval None
   */
void assert_failed(uint8_t* file, uint32_t line)
{
  /* USER CODE BEGIN 6 */
  /* User can add his own implementation to report the file name and line number,
    ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file, line) */
  /* USER CODE END 6 */

}

#endif

/**
  * @}
  */

/**
  * @}
*/

/************************ (C) COPYRIGHT STMicroelectronics *****END OF FILE****/
```

APÊNDICE D – Código principal do software de controle do periférico de comunicação I2C do microcontrolador ARM Cortex M0+ e do chip RFID UCODE I2C SL3S4011.

K:\STM32\I2C\Src\main.c

```
1   /**
2     ******************************************************************************
3     * File Name          : main.c
4     * Description        : Main program body
5     ******************************************************************************
6     ** This notice applies to any and all portions of this file
7     * that are not between comment pairs USER CODE BEGIN and
8     * USER CODE END. Other portions of this file, whether
9     * inserted by the user or by software development tools
10    * are owned by their respective copyright owners.
11    *
12    * COPYRIGHT(c) 2018 STMicroelectronics
13    *
14    * Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification,
15    * are permitted provided that the following conditions are met:
16    *   1. Redistributions of source code must retain the above copyright notice,
17    *      this list of conditions and the following disclaimer.
18    *   2. Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice,
19    *      this list of conditions and the following disclaimer in the documentation
20    *      and/or other materials provided with the distribution.
21    *   3. Neither the name of STMicroelectronics nor the names of its contributors
22    *      may be used to endorse or promote products derived from this software
23    *      without specific prior written permission.
24    *
25    * THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS"
26    * AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE
27    * IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE
28    * DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT HOLDER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE
29    * FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL
30    * DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR
31    * SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER
32    * CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY,
33    * OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE
34    * OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.
35    *
36    ******************************************************************************
37    */
38  /* Includes ------------------------------------------------------------------*/
39  #include "main.h"
40  #include "stm32l0xx_hal.h"
41
42  /* USER CODE BEGIN Includes */
43
44  /* USER CODE END Includes */
45
46  /* Private variables ---------------------------------------------------------*/
47  ADC_HandleTypeDef hadc;
48  DMA_HandleTypeDef hdma_adc;
49
50  I2C_HandleTypeDef hi2c1;
51
52  /* USER CODE BEGIN PV */
53  /* Private variables ---------------------------------------------------------*/
54  uint8_t data_tx[20] = {0};//{1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20};
55  uint8_t data_rx[25];
56  uint16_t i;
57
58
59
60  /* USER CODE END PV */
61
62  /* Private function prototypes -----------------------------------------------*/
63  void SystemClock_Config(void);
64  static void MX_GPIO_Init(void);
65  static void MX_DMA_Init(void);
66  static void MX_I2C1_Init(void);
67  static void MX_ADC_Init(void);
68
69  /* USER CODE BEGIN PFP */
70  /* Private function prototypes -----------------------------------------------*/
71
72  /* USER CODE END PFP */
73
74  /* USER CODE BEGIN 0 */
75
76  /* USER CODE END 0 */
77
```

Page 1

```
 78   int main(void)
 79   {
 80
 81     /* USER CODE BEGIN 1 */
 82
 83     /* USER CODE END 1 */
 84
 85     /* MCU Configuration--------------------------------------------------------*/
 86
 87     /* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the Systick. */
 88     HAL_Init();
 89
 90     /* USER CODE BEGIN Init */
 91
 92     /* USER CODE END Init */
 93
 94     /* Configure the system clock */
 95     SystemClock_Config();
 96
 97     /* USER CODE BEGIN SysInit */
 98
 99     /* USER CODE END SysInit */
100
101     /* Initialize all configured peripherals */
102     MX_GPIO_Init();
103     MX_DMA_Init();
104     MX_I2C1_Init();
105     MX_ADC_Init();
106
107     /* USER CODE BEGIN 2 */
108     HAL_Delay(100);
109
110     for (i=0; i<20; i=i+4){
111       HAL_I2C_Mem_Write(&hi2c1, 0x51<<1, 0x6000+i, 2, data_tx+i, 4, 1000);
112       HAL_Delay(2);
113     }
114
115     HAL_I2C_Mem_Read(&hi2c1, 0x51<<1, 0x6000, 2, data_rx, 25, 1000);
116     HAL_Delay(10);
117
118
119     /* USER CODE END 2 */
120
121     /* Infinite loop */
122     /* USER CODE BEGIN WHILE */
123     while (1)
124     {
125     /* USER CODE END WHILE */
126
127     /* USER CODE BEGIN 3 */
128
129     }
130     /* USER CODE END 3 */
131
132   }
133
134   /** System Clock Configuration
135   */
136   void SystemClock_Config(void)
137   {
138
139     RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct;
140     RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct;
141     RCC_PeriphCLKInitTypeDef PeriphClkInit;
142
143       /**Configure the main internal regulator output voltage
144       */
145     __HAL_PWR_VOLTAGESCALING_CONFIG(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1);
146
147       /**Initializes the CPU, AHB and APB busses clocks
148       */
149     RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_MSI;
150     RCC_OscInitStruct.MSIState = RCC_MSI_ON;
151     RCC_OscInitStruct.MSICalibrationValue = 0;
152     RCC_OscInitStruct.MSIClockRange = RCC_MSIRANGE_5;
153     RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_NONE;
154     if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
```

```
155     {
156       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
157     }
158
159       /**Initializes the CPU, AHB and APB busses clocks
160       */
161     RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
162                                   |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;
163     RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_MSI;
164     RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
165     RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
166     RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
167
168     if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_0) != HAL_OK)
169     {
170       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
171     }
172
173     PeriphClkInit.PeriphClockSelection = RCC_PERIPHCLK_I2C1;
174     PeriphClkInit.I2c1ClockSelection = RCC_I2C1CLKSOURCE_PCLK1;
175     if (HAL_RCCEx_PeriphCLKConfig(&PeriphClkInit) != HAL_OK)
176     {
177       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
178     }
179
180       /**Configure the Systick interrupt time
181       */
182     HAL_SYSTICK_Config(HAL_RCC_GetHCLKFreq()/1000);
183
184       /**Configure the Systick
185       */
186     HAL_SYSTICK_CLKSourceConfig(SYSTICK_CLKSOURCE_HCLK);
187
188     /* SysTick_IRQn interrupt configuration */
189     HAL_NVIC_SetPriority(SysTick_IRQn, 0, 0);
190   }
191
192   /* ADC init function */
193   static void MX_ADC_Init(void)
194   {
195
196     ADC_ChannelConfTypeDef sConfig;
197
198       /**Configure the global features of the ADC (Clock, Resolution, Data Alignment and number of
      conversion)
199       */
200     hadc.Instance = ADC1;
201     hadc.Init.OversamplingMode = DISABLE;
202     hadc.Init.ClockPrescaler = ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV1;
203     hadc.Init.Resolution = ADC_RESOLUTION_12B;
204     hadc.Init.SamplingTime = ADC_SAMPLETIME_1CYCLE_5;
205     hadc.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_DIRECTION_FORWARD;
206     hadc.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
207     hadc.Init.ContinuousConvMode = DISABLE;
208     hadc.Init.DiscontinuousConvMode = DISABLE;
209     hadc.Init.ExternalTrigConvEdge = ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
210     hadc.Init.ExternalTrigConv = ADC_SOFTWARE_START;
211     hadc.Init.DMAContinuousRequests = DISABLE;
212     hadc.Init.EOCSelection = ADC_EOC_SINGLE_CONV;
213     hadc.Init.Overrun = ADC_OVR_DATA_PRESERVED;
214     hadc.Init.LowPowerAutoWait = DISABLE;
215     hadc.Init.LowPowerFrequencyMode = DISABLE;
216     hadc.Init.LowPowerAutoPowerOff = DISABLE;
217     if (HAL_ADC_Init(&hadc) != HAL_OK)
218     {
219       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
220     }
221
222       /**Configure for the selected ADC regular channel to be converted.
223       */
224     sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_0;
225     sConfig.Rank = ADC_RANK_CHANNEL_NUMBER;
226     if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc, &sConfig) != HAL_OK)
227     {
228       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
229     }
230
```

```
231   }
232
233   /* I2C1 init function */
234   static void MX_I2C1_Init(void)
235   {
236
237     hi2c1.Instance = I2C1;
238     hi2c1.Init.Timing = 0x00000708;
239     hi2c1.Init.OwnAddress1 = 20;
240     hi2c1.Init.AddressingMode = I2C_ADDRESSINGMODE_7BIT;
241     hi2c1.Init.DualAddressMode = I2C_DUALADDRESS_DISABLE;
242     hi2c1.Init.OwnAddress2 = 0;
243     hi2c1.Init.OwnAddress2Masks = I2C_OA2_NOMASK;
244     hi2c1.Init.GeneralCallMode = I2C_GENERALCALL_DISABLE;
245     hi2c1.Init.NoStretchMode = I2C_NOSTRETCH_DISABLE;
246     if (HAL_I2C_Init(&hi2c1) != HAL_OK)
247     {
248       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
249     }
250
251       /**Configure Analogue filter
252       */
253     if (HAL_I2CEx_ConfigAnalogFilter(&hi2c1, I2C_ANALOGFILTER_ENABLE) != HAL_OK)
254     {
255       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
256     }
257
258       /**Configure Digital filter
259       */
260     if (HAL_I2CEx_ConfigDigitalFilter(&hi2c1, 0) != HAL_OK)
261     {
262       _Error_Handler(__FILE__, __LINE__);
263     }
264
265   }
266
267   /**
268     * Enable DMA controller clock
269     */
270   static void MX_DMA_Init(void)
271   {
272     /* DMA controller clock enable */
273     __HAL_RCC_DMA1_CLK_ENABLE();
274
275     /* DMA interrupt init */
276     /* DMA1_Channel1_IRQn interrupt configuration */
277     HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel1_IRQn, 0, 0);
278     HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel1_IRQn);
279
280   }
281
282   /** Configure pins as
283           * Analog
284           * Input
285           * Output
286           * EVENT_OUT
287           * EXTI
288   */
289   static void MX_GPIO_Init(void)
290   {
291
292     /* GPIO Ports Clock Enable */
293     __HAL_RCC_GPIOH_CLK_ENABLE();
294     __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
295     __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();
296
297   }
298
299   /* USER CODE BEGIN 4 */
300
301   /* USER CODE END 4 */
302
303   /**
304     * @brief  This function is executed in case of error occurrence.
305     * @param  None
306     * @retval None
307     */
```

```
308   void _Error_Handler(char * file, int line)
309   {
310     /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */
311     /* User can add his own implementation to report the HAL error return state */
312     while(1)
313     {
314     }
315     /* USER CODE END Error_Handler_Debug */
316   }
317
318   #ifdef USE_FULL_ASSERT
319
320   /**
321      * @brief Reports the name of the source file and the source line number
322      * where the assert_param error has occurred.
323      * @param file: pointer to the source file name
324      * @param line: assert_param error line source number
325      * @retval None
326      */
327   void assert_failed(uint8_t* file, uint32_t line)
328   {
329     /* USER CODE BEGIN 6 */
330     /* User can add his own implementation to report the file name and line number,
331       ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file, line) */
332     /* USER CODE END 6 */
333
334   }
335
336   #endif
337
338   /**
339     * @}
340     */
341
342   /**
343     * @}
344   */
345
346   /************************ (C) COPYRIGHT STMicroelectronics *****END OF FILE****/
347
```

ANEXO A – Cotação de um Sistema de Telemetria para Monitoramento de Pressão Arterial.

ADINSTRUMENTS

Cotação

Quote Reference	Q17-70221	Created Date	18/04/2017
Expiration Date	18/05/2017		
Prepared By	Gabrielle Leite	Email	g.leite@adinstruments.com
Phone	+55 (11) 3266 2393		
Account Name	Universidade de São Paulo	Mailing Address	Avenida Bandeirantes, 3900 Ribeirão Preto, São Paulo 14040-901 Brazil
Contact Name	Ricardo Estefani França Rocha		

Itens da cotação

Product Code	Product	Long Description	Quantity	Unit Price	Total Price
RSBDSI002-ACA	Pressure Telemetry Foundation System (ACA)	For ACADEMIC RESEARCH ONLY. This foundation research system uses the PhysioTel technology, which allows a range of simultaneous telemetry recordings from up to 2 implants (purchase separately) that are implanted in small animals (i.e. mice, guinea pigs and rats), housed in plastic cages. Depending on the implant types, combinations of either pressure, biopotential, temperature and locomotor activity, are recorded and analyse in LabChart and LabChart Pro Software via the PhysioTel CONNECT Device Enabler Software (for Windows ONLY). The bundled hardware includes a MX2, SG200-08P PoE Switch, APR-1 Ambient Pressure Reference Monitor, E2S-1 Ethernet to Serial Converter, RV130 VPN Router, and two RPC-1 Single Receivers. If required, this system supports up to 8 receivers and corresponding implants (all purchased separately).	1,00	USD 22.295,00	USD 22.295,00
DSI20102-ACA	HD-S10 Small Implant (PTA, 100/6, ACA)	This Hybrid Digital (HD) small 455kHz frequency implant is designed to be implanted in small animals (> 175g) for ACADEMIC RESEARCH ONLY. It allows simultaneous recordings of one pressure (-20 to 300mmHg), one temperature and one locomotor activity, when used with additional hardware and software (all purchased separately). The implant has a 100mm long pressure catheter with 6mm tip length. Other specifications include a suture rib, a body volume of 3.1ml, and about 4.4g weight. It ideally operates for a typical cage size of 42x42x18cm, from 34 to 41 degrees Celsius, has a warranted battery life of 5 months, when switched on, and a year shelf life.	2,00	USD 3.545,00	USD 7.090,00
DSI00421	HD-S Implant Starter Kit	A starter kit which conveniently contains the necessary and complementary accessories to ensure a successful telemetry implantation. It contains 4x practice catheters, PhysioTel Implant On/Off Magnet, 455kHz Radio, HD Getting Started guide, 2x each hypodermic needle (14, 20 and 22 gauge), Suture Kit, rodent Trocar & sleeve, HD-S21 Surgical Video and a PhysioTel Tissue Adhesive (3mL).	1,00	USD 180,00	USD 180,00

Total

Total Price	USD 29.565,00
Freight Cost	USD 0,00
Handling	USD 350,00
Total Amount	USD 29.915,00

ADInstruments do Brasil

Address	Rua Payaguas, 10 Aclimação, São Paulo 04109-080 Brazil	Fax	+55 (11) 3266 2392 www.adinstruments.com

Cotação

Pagamento e termos de Embarque

Product Availability	90 days from date of order	Shipment Method	Air Freight forward
Payment Terms	Prepayment	Shipment Terms	EXW ADInstruments

Ordem de Compra

Para Ordem de Compra por favor encaminhar email para sales.br@adinstruments.com ou fax para +55 11 3266 2392

Termos e Condições

CONFIDENCIAL:
Os preços contidos nesta cotação são confidenciais entre ADInstrumenst e cliente, e não poderá ser aberto para qualquer outra empresa sem permissão expressa da ADInstruments.

Impostos e Taxas: Custos de impostos e taxas locais NÃO estão inclusos no preço.
Frete: O preço do frete sofrerá acrescimo (R$500) quando for escolhido FCA como incoterm.
Será cobrado um custo adicional de frete quando aplicável.
Mercadorias Perigosas: Esta fatura não contém bens ou produtos perigosos.

TODOS AS VENDAS SÃO FINAIS para instrumentos, Produtos de Terceiros, Transdutores, Acessórios, interfaces, software, atualizaçoes de software, e peças de reposição.

Garantia

Os termos de garantia podem sofrer mudanças com o passar do tempo. Informações adicionais podem ser obtidas através do site de suporte adinstruments.com.

• Produtos da ADInstruments que possuem garantia por 5 anos:

1. Sistema para Aquisição de Dados: PowerLab série 35 com prefixo PL;
2. Front-ends: Condicionadores de Sinal e Amplificadores com o prefixo FE.

• Produtos da ADInstruments que possuem garantia por 3 anos:

1. Registradores de Dados: Todos os PowerLab da série 26 com prefix ML.
2. Front-end Signal Conditioners: Toda a linha de Condicionadores de Sinal e Amplificadores de alta precisão com prefixo ML.
3. Pod Signal Conditioners: Toda a linha de Condicionadores de Sinal e Amplificadores, exceto ML320E, ML320F, ML325AC, ML325AW e ML330, que possuem garantia de 1 ano.

• Produtos da ADInstruments que possuem garantia por 1 ano:

ML191 Blood Flow Meter, ML206 Gas Analyzer, ML175 STH Pump Controller

• Garantia de Produtos de Terceiros: Produtos não fabricados pela ADInstruments possuem a garantia da empresa fabricante.

• Outros produtos: Acessórios, consumíveis e alguns transdutores não possuem nenhum tipo de garantia.

ADInstruments do Brasil

Address	Rua Payaguas, 10 Aclimação, São Paulo 04109-080 Brazil	Fax	+55 (11) 3266 2392 www.adinstruments.com