

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Curso de Engenharia

IMPLEMENTAÇÃO DE SISTEMA DE TELEMEDICINA PARA EXAMES DE ULTRASSOM À DISTÂNCIA

Autor: Turma E de PI1 do 2/2017
Orientador: Mariana C. Bernardes Matias

Gama, DF
2017



Turma E de PI1 do 2/2017

**IMPLEMENTAÇÃO DE SISTEMA DE TELEMEDICINA
PARA EXAMES DE ULTRASSOM À DISTÂNCIA:
PONTO DE CONTROLE 2**

Ponto de Controle 2 submetido como requisito parcial de avaliação da disciplina Projeto Integrador 1 para o Curso de Engenharia.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Mariana C. Bernardes Matias

Coorientador: Ricardo Ajax; Juliana Petrocchi Rodrigues; Arthur Bertoldi e Fábio Lisboa.

Gama, DF

2017

Turma E de PI1 do 2/2017

IMPLEMENTAÇÃO DE SISTEMA DE TELEMEDICINA PARA EXAMES DE ULTRASSOM À DISTÂNCIA

Ponto de Controle 2 submetido como requisito parcial de avaliação da disciplina Projeto Integrador 1 para o Curso de Engenharia.

Trabalho aprovado. Gama, DF, 20 de setembro de 2017

Mariana C. Bernardes Matias
Orientador

Ricardo Ajax
Co-Orientador

Juliana Petrocchi Rodrigues
Co-Orientadora

Arthur Bertoldi
Co-Orientador

Fábio Lisboa
Co-Orientador

Gama, DF
2017

Integrantes

(Nome/Matricula)

Gerentes:

Gerente geral: Débora Janini Campos Guedes	(15/0008619)
Gerente de Aeroespacial e Automotiva: Marcos Paulo M. Costa	(15/0139225)
Gerente de Eletrônica: Tiago Rodrigues Pereira	(16/0072620)
Gerente de Energia: Vinícius Alves da Silva	(14/0033041)

Demais integrantes:

Amanda Vieira Pires	(15/0004796)
Anderson Sales Pinto	(15/0117418)
Bruno Alves Ferreira Camargos	(15/0120117)
Bruno Mota de Souza	(14/0058745)
Caio Azevedo de Almeida	(16/0046211)
Davi Alves Bezerra	(15/0122837)
Felipe Osório de Oliveira	(14/0138676)
Fernanda Jesus de Souza Alves	(14/0019961)
Filipe de Souza Freitas	(14/0020161)
Guilherme dos Santos Ribeiro Sant'Ana	(14/0142193)
Haroldo Júnio dos Santos	(14/0041516)
Hugo da Silva de Freitas Catarino	(12/0060591)
Gustavo Henrique Yabuki Dubas	(15/0139403)
Igor Flávio de Moraes Lima	(15/0129939)
Jonatas Ribeiro Mangabeiro	(14/0169113)
Lucas Regis da M. S.	(15/0137443)
Luis Felipe Vieira Lahar	(15/0016263)
Marcos Vinicius Lima Raimundo	(15/0016956)
Margreicy Luise Marinho de Sousa	(15/0139403)
Matheus Carvalho de Sousa Dias	(13/0126284)

Mathews Leles Ferreira Santos	(14/0047948)
Marcelo Ferreira Magalhães Junior	(15/0138946)
Max Henrique Barbosa	(16/0047013)
Pedro Henrique Brito Checchia	(15/0044488)
Pedro Lucas Pinheiro de Souza	(13/0035581)
Roberto Martins de Nóbrega	(14/0065547)
Victor Correia de Moura	(15/0150792)
Vinicius Zschitschick de Oliveira	(14/0052828)
Vitor Carvalho de Almeida	(14/0165380)
Vitor Falcão Costa	(15/0151624)
Vitor Rangel de Aquino Silva	(17/0064107)
Wagner Clemente Coelho Batalha	(15/0023740)

Resumo

Este documento mostra o desenvolvimento do projeto de implementação de um sistema de telemedicina para exames de ultrassom a distância. Ele mostra o desenvolvimento tomado nos pontos estruturais, eletrônicos, energéticos e de software necessários e também explica as razões das escolhas tomadas, além de mostrar os desenhos do projeto.

Palavras-chaves: braço, arduino, energia e comunicação.

Abstract

This document shows the development of the project to implement a telemedicine system for remote ultrasound examinations. It shows the development taken at the structural, electronic, energy and software points needed and also explains the reasons for the choices made, in addition to showing the design drawings.

Key-words: arm, arduino, energy and communication.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	8
2	DESENVOLVIMENTO	11
2.1	O SISTEMA PRINCIPAL	11
2.2	O SISTEMA ESCRAVO	15
2.3	COMUNICAÇÃO ENTRE OS SISTEMAS	34
3	CONCLUSÃO	39
	REFERÊNCIAS	40

1 Introdução

O projeto proposto visa o desenvolvimento de um sistema de telemedicina para a realização a distância. Por sua vez, o exame de ultrassom consiste em um método de exame não invasivo, indolor e barato (quando comparado a outros tipos de exame); ele produz imagens em tempo real de estruturas e órgãos internos. O aparelho de ultrassom tem como base o efeito doppler e ele é feito ao deslizar um pequeno aparelho transdutor sobre a pele do paciente, o qual emite ondas sonoras de alta frequência (2 a 20 MHz), que são captadas novamente no próprio aparelho sob a forma de eco ([ABCDMED, 2012](#)).

Nesse contexto, o grupo visou desenvolver um braço para a movimentação automática do transdutor (sistema escravo) controlado a distância por uma estação de teleoperação (sistema principal). Dessa forma, considerando o Brasil como área de implementação do sistema, o braço controlado ficará em uma localidade brasileira onde não há grande disponibilidade de profissionais da saúde mas dispõe de internet cabeada de qualidade, como ocorre em grandes centros, permitindo assim, que uma população mais carente tenha acesso ao exame, sendo que o médico estará controlando o dispositivo a distância no próprio consultório.

Para atingir tal finalidade, a peça desenvolvida para a movimentação do transdutor deve reproduzir os movimentos que serão realizados pelas mãos do médico. Assim, a peça pensada é um braço robótico articulado, projetado e dimensionado para alcançar, com a movimentação do transdutor, uma área equivalente ao torso de uma pessoa.

Os transdutores que ele será capaz de segurar são o do aparelho de ultrassonografia Sonoscape A6, que suporta vários tipos de transdutores, o que será explicado mais à frente.

A aparência do braço é semelhante a descrita pela figura 1. O funcionamento (movimentação) ocorre a partir de seis graus de liberdade, os quais determinam as condições de movimento da peça no espaço bidimensional ou tridimensional ([CARRARA, 2011](#)).

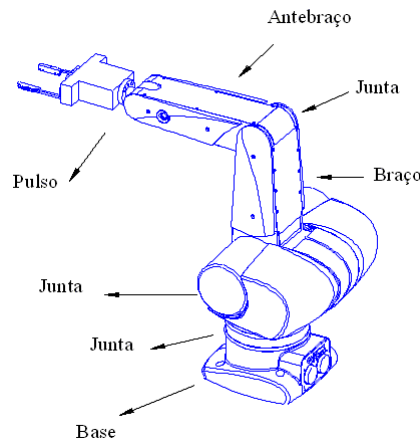
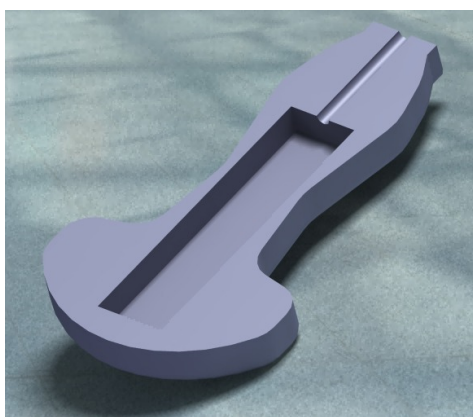


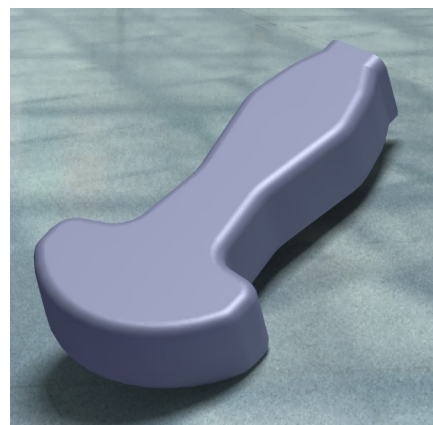
Figura 1 – Esquemática simples de um braço mecânico articulado ([CARRARA, 2011](#))

No sistema principal, a estação de teleoperação, é responsável pelo controle do movimento do braço, que será feito pelo médico. O médico terá em mãos um aparelho que simula um transdutor de ultrassonografia. A carcaça do aparelho terá o mesmo formato de um transdutor real, para a maior comodidade do operador. Dentro dessa carcaça será inserido um Arduino Nano juntamente com o módulo sensor inercial, escolhido para a captação dos movimentos do operador.

A carcaça é composta de duas partes iguais, que serão parafusadas uma contra a outra para comportar os componentes, que serão inseridos na cavidade retangular. A figura 2 a seguir mostra o modelo dessa carcaça.



(a) Carcaça do controle partida



(b) Carcaça do controle completa

Figura 2 – Modelo CAD da carcaça

O sistema escravo, além de incluir o braço mecânico movimentado por motores de passo e um sistema de ultrassom portátil comercial descrito anteriormente, é supervisionado por um profissional capacitado. Ele tem a função de transportar o braço mecânico para o local escolhido, monta-lo e ligar os equipamentos eletrônicos ao notebook, conectado este notebook a rede de internet cabeada local e preparar o paciente no local para

realização do exame. Durante a realização do exame este profissional tem a função de supervisionar o exame e realizar controle de funções específicas, se necessário, no teclado do sistema de ultrassom que não seja possível remotamente realizado pelo médico.

A comunicação entre o sistema principal e o sistema escravo será feita por meio de transmissão de comandos e imagens entre as unidades, utilizando a arquitetura de soquetes de internet. Será aberta uma linha de comunicação entre duas unidades utilizando a biblioteca socket do python, que oferece todas as ferramentas para configurar e utilizar a arquitetura de soquetes.

Os comandos de controle gerados pelo médico serão enviados para o servidor re-direcionar a unidade de ultrassom através do canal de comunicação de soquete, que irá interpretar essa ordem e responderá de acordo. As imagens geradas pelo aparelho de ultrassom e a câmera ambiente também utilizarão desse canal para chegar a unidade de controle da forma mais rápida.

Dessa forma, a figura 3 a seguir exemplifica essa comunicação entre as unidades.

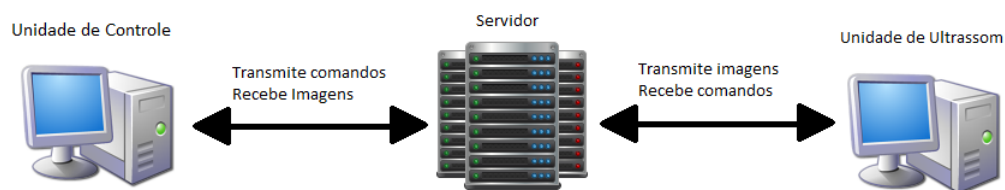


Figura 3 – Comunicação via soquete

Já a alimentação energética será feita por meio de tomadas de 110V ou de 220V de corrente alternada, tanto para a unidade principal, quanto para a unidade escrava. Entretanto como o arduino, que é o microcontrolador funciona com uma faixa de tensão de 6 a 20V com corrente contínua, há a necessidade de formas de proteção para o arduino, sendo elas um transformador de tensão e um circuito retificador de onda. Assim, o caminho que a energia deve percorrer até chegar ao microcontrolador é: tomada de 110V ou 220V → transformador → retificador de onda → arduino.

Entretanto, para segurança do paciente, foi pensada fontes energéticas secundárias, sendo elas uma bateria tanto para o sistema escravo, quanto para o principal e uma placa solar para o sistema escravo. A razão dessas escolhas e seus funcionamentos serão explicadas posteriormente.

2 Desenvolvimento

2.1 O SISTEMA PRINCIPAL

O sistema principal, como explicado anteriormente, é o responsável pelo controle do braço que movimentará o transdutor do aparelho de ultrassom. O controle será feito pelo médico, que terá em mãos a carcaça, como visto da figura 4, com arduino e módulo sensor inercial dentro. O desenho técnico com as medições da carcaça estão presentes na figura 4 a seguir.

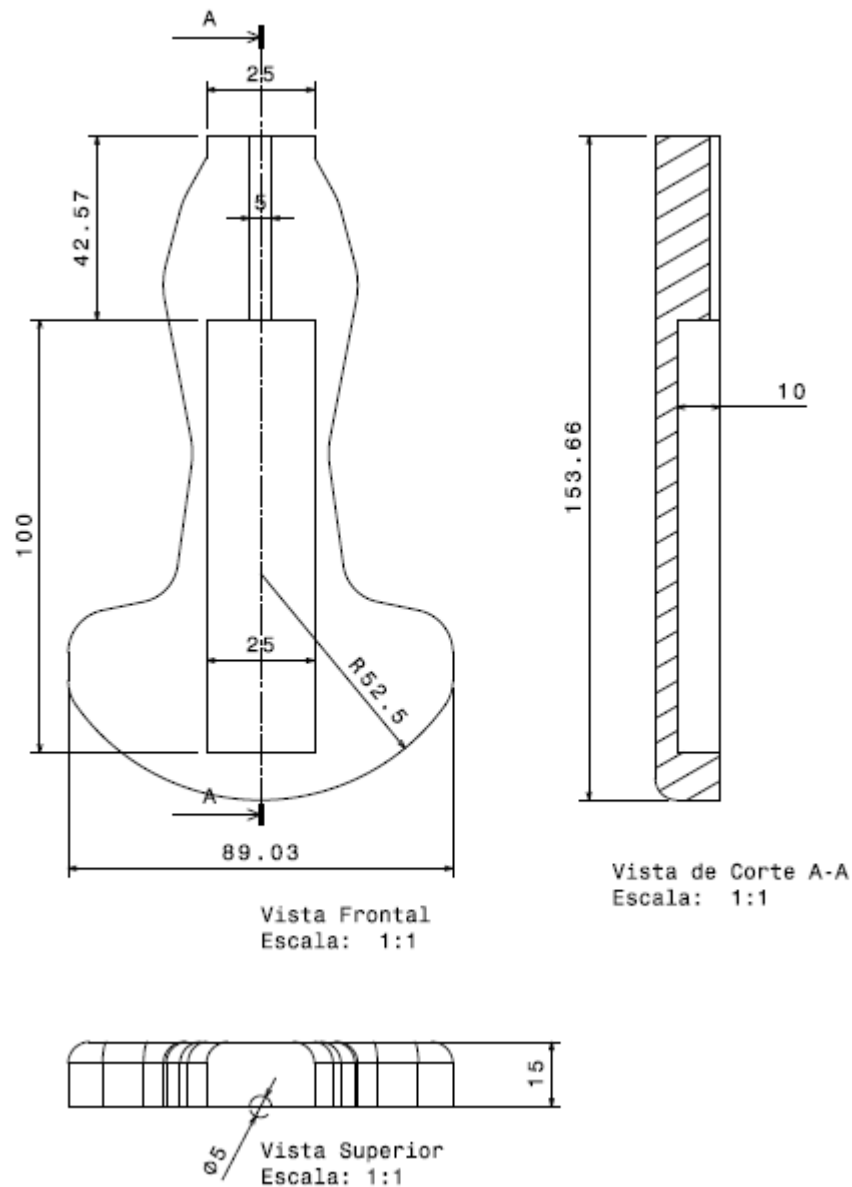


Figura 4 – Dimensões da carcaça do módulo de controle

Para fora da carcaça sairá apenas um cabo USB para a comunicação do Arduino com o computador da estação de controle. Os dados enviados do Arduino para o computador serão do tipo serial, assim, o programa no computador deve ler os dados seriais vindos da porta USB a qual o Arduino está conectado.

A escolha do sensor inercial ocorreu devido a proposta do produto ser o mais simples possível para a utilização do médico. Pressupondo que o médico especialista que realizará o exame possui experiência com aparelhos de ultrassom, o sistema de controle escolhido, facilita a utilização do produto, pois é semelhante a um transdutor real, sendo necessário apenas um breve tutorial de como o sistema funciona para a utilização do aparelho.

Esse sensor inercial envia ao Arduino 7 sinais:

- 3 eixos de acelerômetro (movimento de translação nos eixos x,y e z);
- 3 eixos de giroscópio (movimento de rotação nos eixos x, y e z);
- 1 sinal de temperatura do ambiente.

Sendo assim, é possível enviar estes pacotes de dados para os motores na estação de exame onde o paciente se encontra, fazendo com que a combinação dos 6 sinais de movimentação controle os motores do braço mecânico, sendo necessário realizar um processamento de sinais para enviar as informações corretas para cada motor existente nos eixos do braço mecânico. Para o módulo sensor inercial, têm-se como principal critérios de escolha o módulo ter giroscópio, acelerômetro e ser compatível com a plataforma Arduino ([BERGMÜLLER, 2015](#)). Com base nesse critério, foram selecionados os seguintes componentes:

- **MPU-6050**

- Tensão de Operação: 2,375 – 3,46V
- Faixa de Giroscópio: +/- 250, 500, 1000 e 2000 graus/segundo
- Faixa de Aceleração: +/- 2g, +/- 4g, +/- 8g, +/- 16g
- Dimensões: 16 mm x 21 mm
- Preço Médio: R\$ 20,00



Figura 5 – Módulo MPU-6050 (sensor inercial)

- **GY-80**

- Tensão de Operação: Mínima=3V , Máxima=5V
- Faixa de Giroscópio: +/- 250, 500 e 2000 graus/segundo
- Faixa de Aceleração: +/- 2g, +/- 4g, +/- 8g, +/- 16g
- Dimensões: 25.8 mm x 16.8 mm
- Preço Médio: R\$ 100,00



Figura 6 – Módulo GY-80 (sensor inercial)

Ao analisar as opções disponíveis e a suas especificações técnicas dos sensores acelerômetro e giroscópio, foi visto que ambos os módulos operam com critérios idênticos, ou muito próximos, entretanto, ao considerar dimensão, preço e tensão de operação, a melhor escolha é o MPU-6050, sendo assim, o escolhido como o módulo de sensor inercial.

Para a escolha do Arduino, os critérios avaliados foram: possuir uma entrada USB/mUSB para saída dos dados seriais, ter dimensões mínimas e possuir pinos para conexão do módulo sensor inercial escolhido, conforme a 7. Com base nestes critérios, optou-se pelo Arduino Nano como melhor escolha, visto que outros modelos ou tem USB integrado, mas são grandes, ou tem dimensões mínimas, mas não possui conexão USB para a comunicação serial com o computador. Sendos as especificações do Arduino Nano ([ARDUINO, 2017b](#)):

- Microcontrolador: ATmega328
- Tensão de operação (nível lógico): 5V
- Tensão de entrada (recomendada): 7-12V
- Tensão de entrada (limites): 6-20V
- Pinos digitais I/O: 14, dos quais 6 podem ser saídas PWM
- Pinos de entrada analógica: 8
- Corrente contínua no pino I/O: 40 mA
- Memória Flash: 16KB (dos quais 2KB são utilizados pelo bootloader)
- SRAM: 1KB
- EEPROM: 512 bytes
- Velocidade de clock : 16 MHz
- Dimensões: 18.5mm x 43.2mm

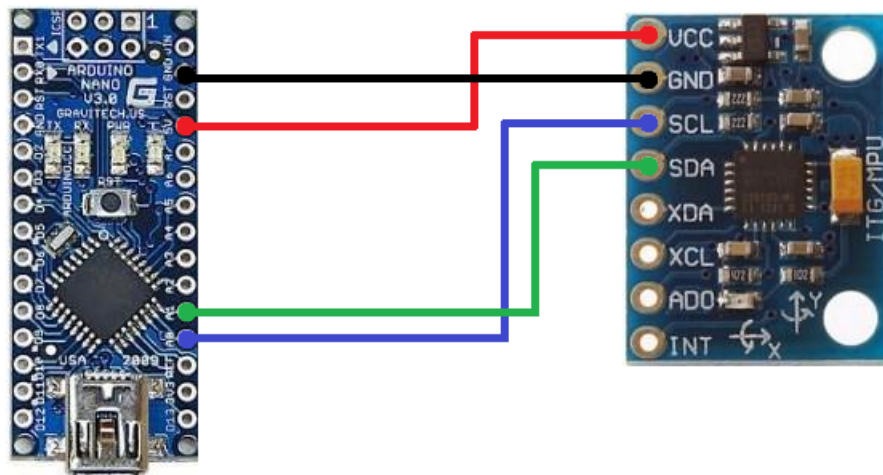


Figura 7 – Conexão entre Arduino Nano e Módulo MPU-6050

Para alimentar energeticamente os sistema principal, como foi descrito anteriormente, vai ser utilizada energia por meio de tomadas de 110V ou 220V, entretanto, funciona sob uma faixa de tensão de entrada de 6-20V com corrente contínua, entretanto trabalha em uma faixa recomendada de 7-12V; uma tensão abaixo de 7V pode ficar instável, já se for alimentado com tensões acima de 12V o regulador de tensão dentro do

arduino pode superaquecer e danificar a placa. Portanto, como o projeto será realizado com o uso das tomadas de corrente alternada, há a necessidade, como já dito, de proteger o arduino, para isso será utilizado um transformador que leve a tensão de 110V ou 220V para a faixa de tensão do arduino a fim de corrigir a alta tensão recebida da tomada e será utilizado também um circuito retificador de onda para deixar a corrente em forma de corrente contínua ([ALEXANDER, 2013](#)).

Entretanto, por segurança do médico e do paciente, caso ocorra algum erro na fonte energética principal, foi pensada uma segunda fonte energética para suprir o consumo energético do módulo principal, sendo essa fonte uma bateria. A bateria escolhida foi a Moura Nobreak VRLA 12MVA-7, pois a potência nominal suporta o arduino em funcionamento, possui um preço razoável para a execução do projeto, é segura e confiável, possui alto desempenho e eficiência e é indicada para equipamento médico-hospitalares.

Essa bateria é uma composta de chumbo ácido regulada por válvulas com 12V de tensão e capacidade nominal de 7ah/hora, possui dimensões de 9,4cm x 6,5cm x 15,10 cm (altura x largura x comprimento) e um circuito interno nobreak. O média de preço de 64,49 reais ([MOURA, 2016](#)).



Figura 8 – Bateria Moura chumbo ácido 12V

2.2 O SISTEMA ESCRAVO

O braço mecânico desenvolvido, semelhante ao esquema representado pela figura 1, constitui-se por uma base fixa posicionada ao centro, sobre a qual é fixada uma haste a partir de uma junta do tipo rotativa torcional, que permite a rotação da mesma em torno do seu próprio eixo. A segunda junta possui a configuração rotativa rotacional e é posicionada entre a haste fixa e o braço, permitindo que haja a rotação do braço de forma perpendicular ao eixo de rotação da junta. A terceira junta promove a ligação entre o braço e o punho (antebraço) e é também do tipo rotativa rotacional, pois permite a rotação do punho em relação ao eixo perpendicular de rotação da junta. Na ponta do punho está o pulso, no qual será posicionado o transdutor sob a ação de masi uma junta

rotativa rotacional e outra revolvente, esta última permite a rotação do transdutor em torno do eixo do pulso.

Em notação de robótica, o braço mecânico possui a configuração TRR:RV, em que “T” representa a junta rotacional torcional, “R” a junta rotativa rotacional e “V” a junta revolvente; o sinal “:” indica que em seguida está representada a junta que acompanha o pulso.

O arranjo estrutural adotado constitui a configuração mais próxima possível do que seria um braço humano (braço, antebraço e pulso), além de ser o mais versátil dentre os braços robóticos pela maior possibilidade de movimentos em um espaço reduzido. Esse braço, modela a partir do software Catia V5R19, o braço mecânico e seus respectivos movimentos (em amarelo 1,2 e 3) de rotação, aonde 1 corresponde a junta rotativa torcional, 2 a rotacional do braço e 3 a rotacional do punho e pode ser visto na figura 9 a seguir.

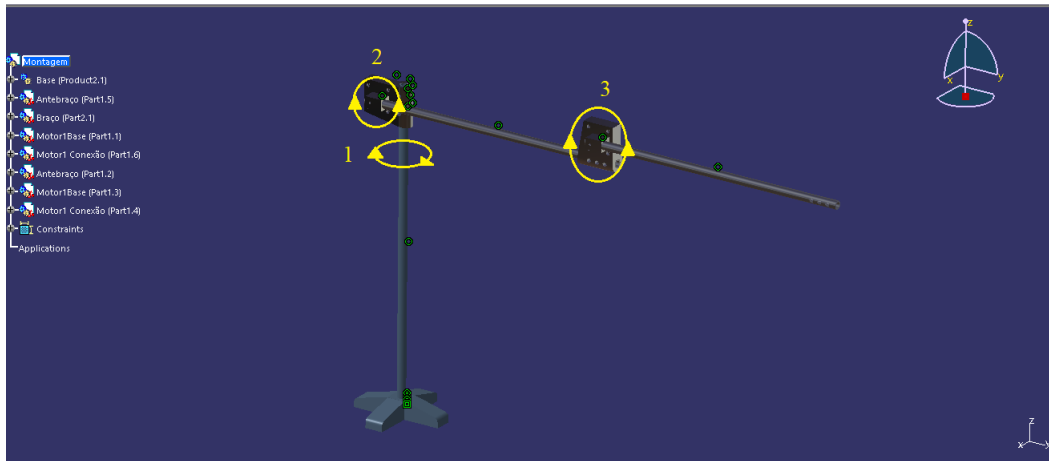


Figura 9 – Braço mecânico modelado a partir do software Catia V5R19.

As dimensões adotadas para o comprimento das hastes foram de 700 mm para a haste fixa à base, 300 mm para a haste que compõe o braço e 300 mm para a haste do antebraço. O diâmetro externo escolhido para a haste fixada à base foi de 19 mm e o diâmetro interno de 13 mm. Para o braço e o antebraço, as medidas dos diâmetros externo e interno permanecem iguais a da haste da base, para facilitar o encaixe nas juntas descritas anteriormente. Estas, na modelagem, foram construídas de tal forma que comportassem motores de passo Nema 23, responsáveis por exercer o movimento de rotação das hastes em cada junta. Uma imagem do encaixe modelado no mesmo software (Catia V5R19) pode ser visualizada na Figura 10 a seguir.

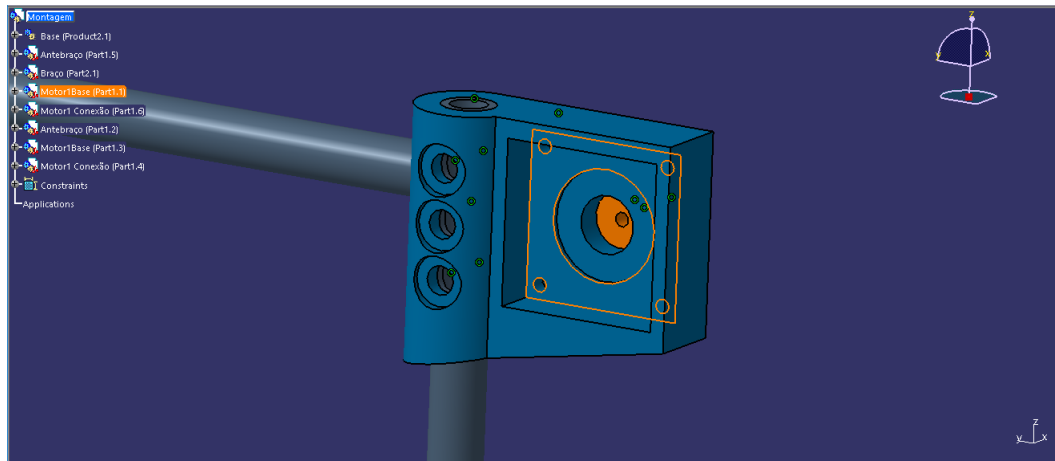


Figura 10 – Junta rotativa rotacional entre a haste fixa conectada à base e o braço. Na figura, está em evidência o encaixe modelado para um motor de passo Nema 23, responsável pelos movimentos de rotação. Em laranja, ao meio, está a conexão do motor com as hastes.

Todas as dimensões foram determinadas de maneira prévia, com base na necessidade do braço em movimentar o transdutor de forma eficiente sobre uma área semelhante à compreendida pelo torso humano. A área foi calculada com base nos dados antropométricos da Tabela HDA (Henry Dreyfuss Associates, 2002) para a população norte-americana, por meio da qual considerou-se o percentil 97,5% da população masculina adulta (TILLEY, 2007). Para calcular uma área de alcance para o braço mecânico, foram tomadas as medidas da altura dos ombros em relação ao quadril (homem em pé), igual a 18,1” (aproximadamente 46 cm), e a largura entre os ombros (em pé), equivalente a 15,2” (aprox. 39 cm), constituindo um “retângulo de alcance” para o braço de proporções 46x39 cm.

As juntas associadas à cada haste, como fora descrito, comportam motores de passo Nema 23 e tornam possíveis os movimentos de rotação. Neste caso, consistem essencialmente na base para o motor e em suas conexões com as hastes. As medidas para cada uma delas são descritas pelas Figuras 11 e 12 a seguir.

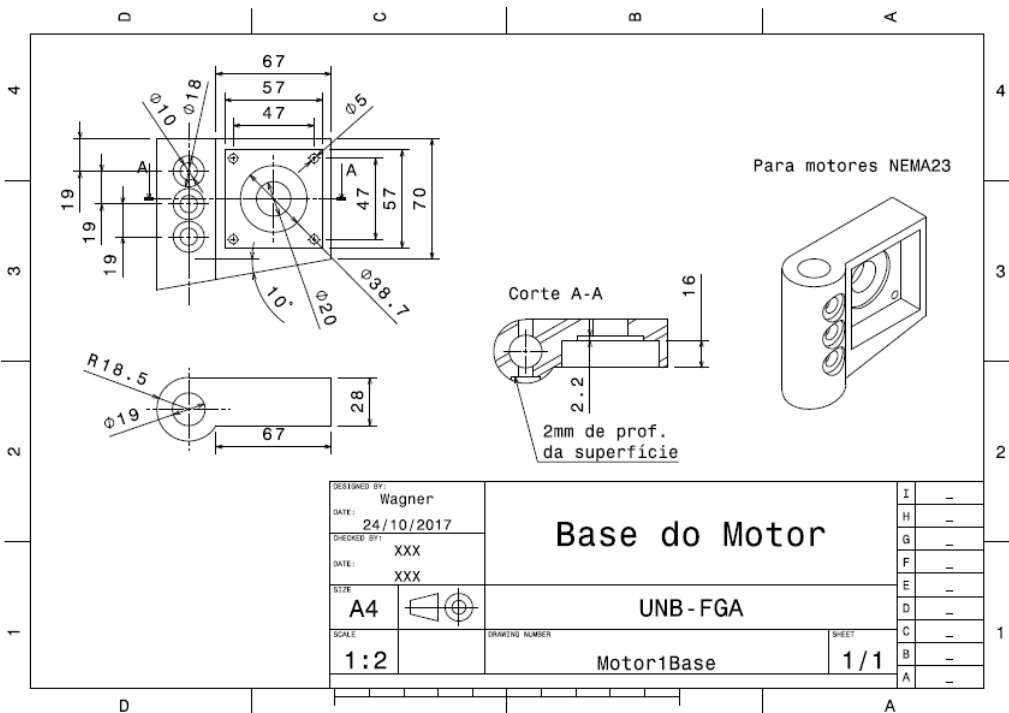


Figura 11 – Desenho técnico contendo as medidas da base do motor, uma das partes constituintes da junta

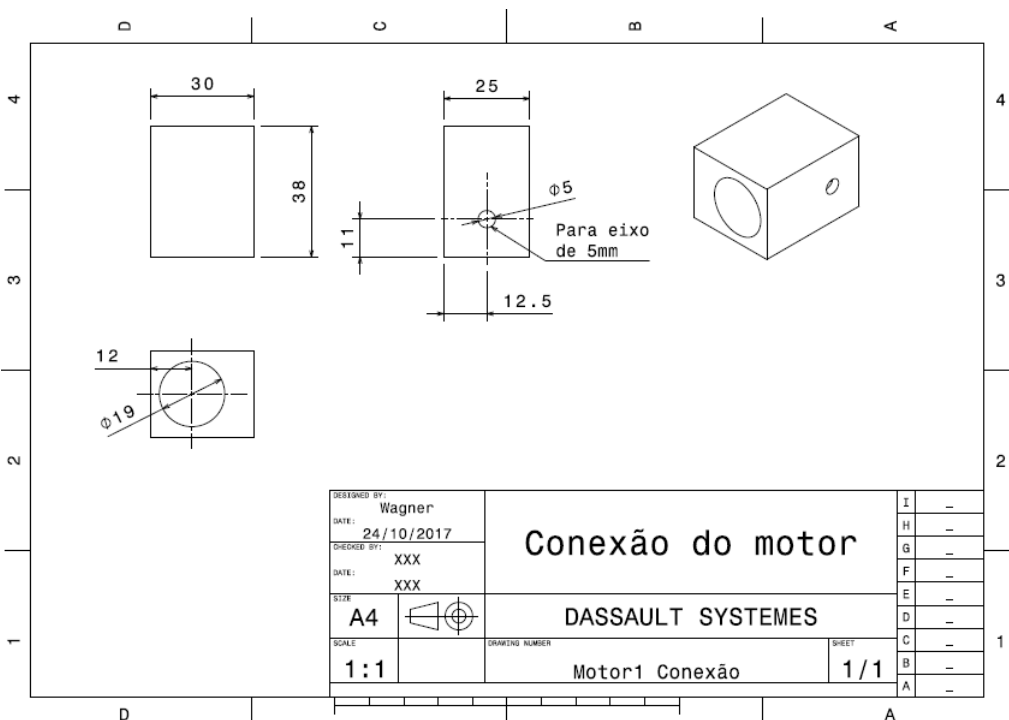


Figura 12 – Desenho técnico contendo as medidas da conexão do motor com as hastes, onde serão produzidos os movimentos de rotação na junta

A base da estrutura, no caso, é composta por duas peças posicionadas de forma perpendicular uma sobre a outra, fixas por meio de um ajuste forçado. A estrutura contém um furo ao centro que permite a fixação da haste vertical, também acoplada pelo uso de

um ajuste forçado. Este formato para a base foi escolhido pela facilidade de fabricação, simplicidade e grande inércia de rotação em todas as direções, além de possuir pouca massa e possibilitar o uso do mesmo material em que são construídas as juntas (NUNES, 2015). As medidas referentes às duas peças que formam a base estão indicadas na Figura 13 a seguir.

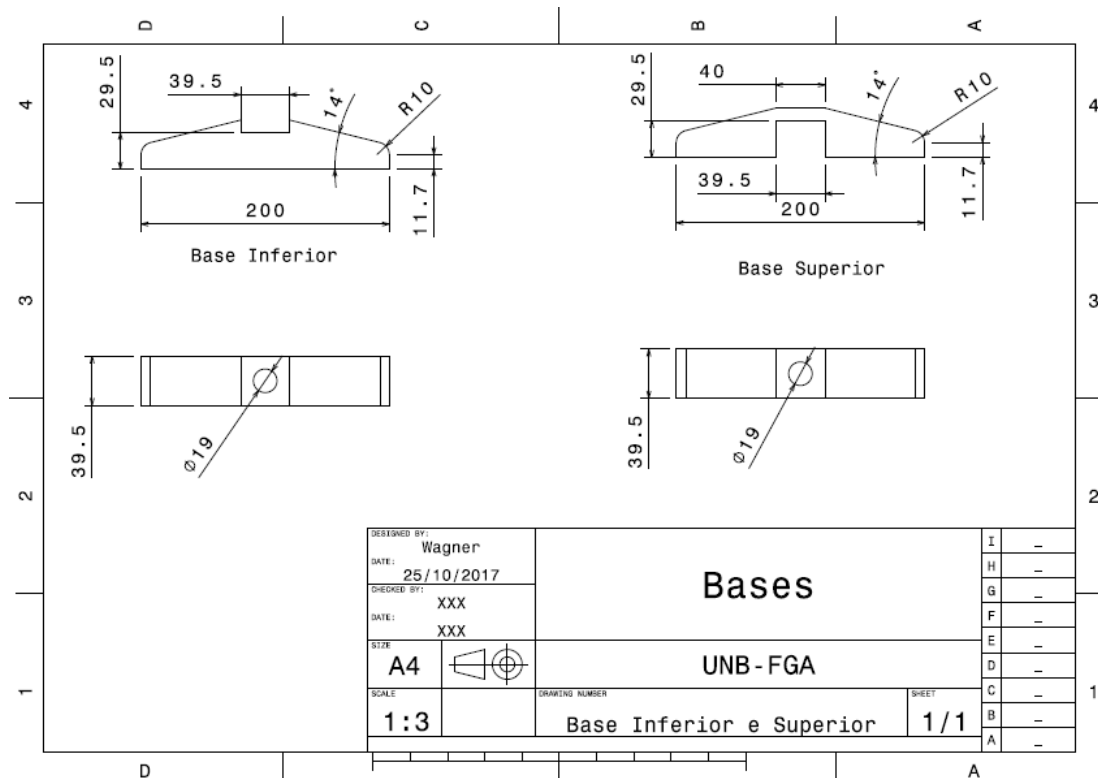


Figura 13 – Desenho técnico contendo as medidas das peças que constituem a base do braço.

A montagem final do braço mecânico consiste na integração entre a base fixa, as 3 hastes rígidas e as juntas rotativas (com a base e a conexão dos motores). A Figura 14 a seguir mostra a disposição das peças em um plano bidimensional:

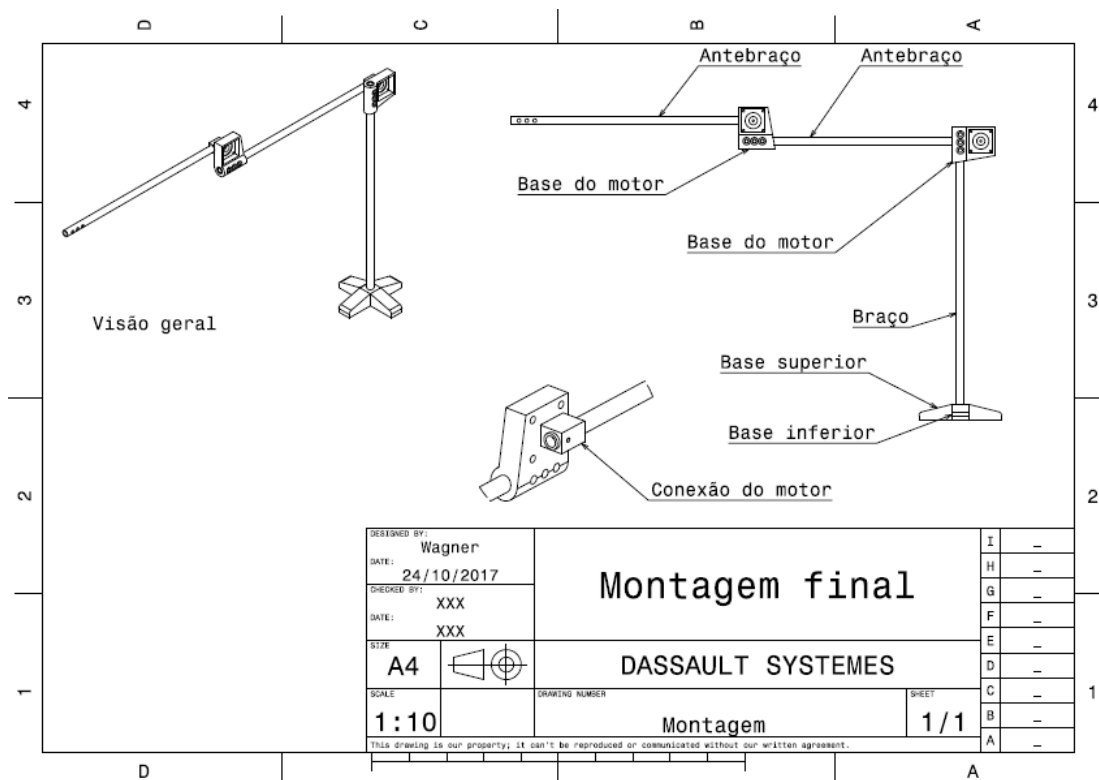


Figura 14 – Montagem final do braço mecânico após a integração de todas as peças constituintes.

Já sobre o tipo do material que o braço seria composto, notou-se que os materiais de impressora 3D poderiam ser utilizados em várias partes do braço, por ser um material leve e barato, diminuindo, assim, os custos do projeto quando comparado a outros materiais. Os materiais que foram observados para o projeto são: o ABS (acrilonitrila butadieno estireno) e o PETG (politereftalato de etileno glicol) (IMPRESSAO3DFACIL, 2015).

O primeiro, ABS, é um material termoplástico derivado do petróleo amplamente utilizado na indústria e um dos principais e mais antigos materiais que vem sendo utilizado na impressão 3D. Ele é rígido, bom, possui ótima resistência a impactos e possui uma leve flexibilidade quando comparada a outros materiais, permitindo uma pequena deformação ou flexão da peça, dependendo da sua geometria, o que é bom para peças que necessitem de encaixes em sua montagem; além de muito resistente a impactos, o material também é resistente a temperaturas altas.

O segundo, PETG, é um material termoplástico derivado do petróleo, porém reciclável assim como o PET. Ele é utilizado na indústria há vários anos para diversas finalidades, mas, recentemente, tem sido usado na impressão 3D. Apresenta um aspecto transparente e brilhoso e produz peças tão resistentes a impactos quanto ao ABS, mas com flexibilidade e resistência ligeiramente superior a este. Resiste às altas temperaturas, mas não tanto como o ABS. O que o torna ideal para peças que precisem de transparência ou encaixes com maior flexibilidade, mantendo a alta resistência.

Para a escolha do material, foi feita uma tabela (figura 15) que permitisse enxergar melhor o material mais adequado. E ao analisar, foi perceptível que o material PETG é mais qualificado devido ao maior número de propriedades mais viáveis. No entanto, para a construção do braço 3D, optou-se pelo ABS devido a disponibilidades deste material ser maior.

Propriedade e Desempenho	(+)Viável	(-) Viável
Ecológico	PETG	ABS
Rigidez/Dureza	ABS	PETG
Resistência a impactos	PETG	ABS
Flexibilidade	PETG	ABS
Contração	ABS	PETG
Precisão em detalhes	PETG	ABS
Resistência a atritos	PETG	ABS
Resistência a altas temperaturas	ABS	PETG
Preço	PETG	ABS

Figura 15 – Comparação entre PETG e ABS

Outro material requisitado para compor a estrutura é o alumínio, pelo fato de ser altamente leve (possui uma densidade de apenas $2,7 \text{ g/cm}^3$, em comparação com uma densidade de $7,9 \text{ g/cm}^3$ para o aço), dúctil e por ter boa condutividade elétrica e térmica, além da alta resistência à corrosão em diversos ambientes. Sua dureza pode ainda ser elevada ao submetê-lo à formação de ligas e/ou processos de deformação plástica a frio(CALLISTER, 2013).

Foram então escolhidos o ABS para constituir as juntas (com os encaixes para os motores e suas conexões com as hastes) e a liga 6061 T6 do alumínio para a fabricação da base, da haste fixa à base, do braço e do antebraço da estrutura. A liga fora escolhida pelo fato de apresentar boa resistência mecânica e viabilidade econômica, além de ser disponibilizada na forma de tubo (NUNES, 2015)(METAIS, 2017).

Para verificar se os materiais escolhidos poderiam suportar as condições de carregamento impostas pelo pulso e pelo transdutor, foi efetuada a simulação do braço mecânico no software Ansys 18.1 com uma carga de 2 kg (aprox. 20N) posicionada na ponta do antebraço, de tal forma que todas as hastes permanecessem estendidas (pior caso possível de carregamento). O resultado pode ser visualizado na Figura 16 a seguir:

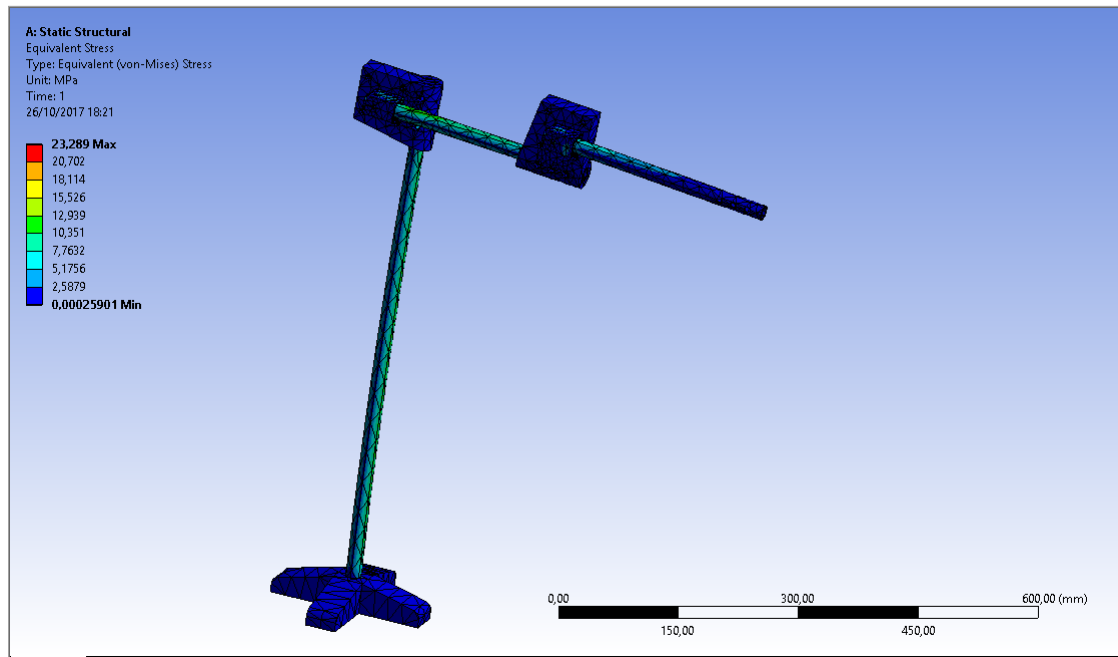


Figura 16 – Simulação de um carregamento de 2kg (20N) na ponta do antebraço do equipamento.

A tensão máxima observada foi de 23,289 MPa, o que demonstra que o material submetido à carga máxima (liga de alumínio 6061 T6) suporta, com êxito, o carregamento imposto pelo pulso e pelo transdutor. Seu limite de escoamento é de 225 MPa (METAIS, 2017), mantendo-se na zona elástica do diagrama tensão-deformação. Para a fabricação da estrutura como um todo, deve haver atenção quanto às dimensões adotadas para não haver discrepâncias entre o resultado teórico simulado em computador e o experimental (real).

Eletronicamente, o sistema escravo é composto por dois subsistemas eletrônicos distintos, sendo um o subsistema de controle do braço mecânico e o outro o sistema de ultrassom.

Para a movimentação do braço mecânico primeiramente foram analisados os dois melhores tipos de motores que podem ser utilizados para esta função, os servomotores e os motores de passo.

Os motores de passo possuem uma grande quantidade de pólos, geralmente entre 50 e 100, enquanto os servo possuem usualmente 4 a 12 pólos. O alto número de pólos permite que o motor de passo se mova de forma precisa e mais fácil entre cada pólo fazendo com que não necessite de um feedback de posição de um sensor externo. Devido ao seu design o motor de passo possui um torque constante de holding (segurar a posição) sem a necessidade de alimentação. A variedade de modelos, menor preço e disponibilidade no mercado são uma grande vantagem comparado com outros tipos de motores (VOSS, 2008).

Para todas as suas vantagens, os motores de passo têm algumas limitações que podem causar importantes problemas de implementação e operação, dependendo da sua aplicação. Os motores de passo perdem uma quantidade significativa de torque quando eles se aproximam da velocidade máxima. A perda de 80% do torque nominal em 90% da velocidade máxima é típica. Os motores de passo também não são tão bons quanto os servos na aceleração de uma carga, além de problemas com vibração e ressonância.

Para aplicações em que alta velocidade e alto torque são necessários, servomotores se destacam. Servos além de possuírem velocidades bem maiores que os motores de passo, eles conseguem manter aproximadamente 90% do torque mesmo em alta velocidade. Além disso servos motores não vibram ou sofrem de problemas de ressonância. Os servomotores são capazes de fornecer mais potência do que os motores de passo, mas exigem circuitos de acionamento muito mais complexos e feedback de posicionamento para um posicionamento preciso (LIFEWIRE, 2017).

Os servomotores também são muito mais caros do que os motores de passo e muitas vezes são mais difíceis de encontrar. Geralmente necessitam caixas de engrenagem, especialmente para operação com menor velocidade. O requisito para uma caixa de velocidades e um encoder de posição tornam os modelos de servos mais complexos mecanicamente e aumentam os requisitos de manutenção para o sistema. Além disso, os servo motores são mais caros do que os motores de passo antes de adicionar o custo de um codificador de posição (LIFEWIRE, 2017).

Com base na aplicações necessárias do projeto e analisando as vantagens e desvantagens de cada tipo de motor, o motor de passo foi o escolhido.

Para a compra do motores e seus driver foi escolhido os produtos do grupo Grupo Neoyama que tem uma diversidade de modelos de motores de passo, drivers e fontes chaveadas no Brasil. Em específico os motores de passo da família Nema 23 e o driver D2282 devido a compatibilidade em relação ao torque máximo de holding e movimentação do braço.

Na primeira tabela abaixo, figura 17, pode ser visto os diferentes modelos de motores de passos produzidos pela Neoyama e que cobrem os requisitos de cada parte do projeto que podem ser usados na estrutura do projeto, assim como a especificações de cada parte. Na figura 18 temo a tabela de especificação do driver escolhido para ser usado com a família Nema 23 de motores de passo.

NEMA	MODELO	CONEXÃO		HOLDING TORQUE (kgf.cm)	CORRENTE (A/fase)	TENSÃO (V/fase)	RESISTÊNCIA (Ω /fase)	INDUTÂNCIA (mH/fase)
17	AK17/1.1F6LN1.8	Bipolar	Série	1,1	0,07	0,017	140	148
		Unipolar		0,77	0,1	0,012	37	37
23	AK23/4.6F6FL1.8	Bipolar	Série	4,6	0,7	7	10	24,8
		Unipolar		3,2	1	5	5	6,2
	AK23/7.0F8FN1.8	Bipolar	Série	7	1	5	2,4	9,2
			Paralelo		2	2,5	0,6	2,3
		Unipolar		4,9	1,4	3,5	1,2	2,3
	AK23/15F6FN1.8	Bipolar	Série	15	2,1	4,2	2	8
		Unipolar		10,5	3	3	1	2
	AK23/21F8FN1.8	Bipolar	Série	21	2,8	3,36	1,2	11,2
			Paralelo		5,6	1,68	0,3	2,6
		Unipolar		14,7	4	2,4	0,6	2,8
34	AK34/32F6BB1.8	Bipolar	Série	32	2,4	8,2	3,36	20,96
		Unipolar		22,4	3,5	5,88	1,68	5,24
	AK34/42F8FN1.8	Bipolar	Série	42	2,94	4,7	0,4	14
			Paralelo		5,88	2,35	1,6	3,5
		Unipolar		29,4	4,2	3,36	0,8	3,5
	AK34/52F4CN1.8	Bipolar	Série	52	5	3,75	0,75	6,4
	AK34/100F8FN1.8	Bipolar	Série	100	2,1	11,2	5,34	55,2
			Paralelo		4,2	5,6	1,36	13,8
		Unipolar		70	3	8	2,67	13,8

Figura 17 – Especificações de motores de passo Nema ([NEOMOTION, 2017b](#)).

Parâmetros	AKDMPD220-8.2			
	Mínimo	Típico	Máximo	Unidade
Corrente de pico	0,5	-	8,2	A
Tensão de alimentação	80	220	220	VAC
Corrente de sinal lógico	7	10	16	mA
Frequência de pulsos de entrada	0	-	200	kHz
Largura do pulso	2,5	-	-	μ S
Resistência de isolamento	500	-	-	M Ω

Figura 18 – Especificação do driver D2282 (Modelo AKDMP8220-8.2A) ([NEOMOTION, 2017a](#))

A conexão entre o motor de passo Nema 23 e o driver é conforme o esquemático da figura 19.

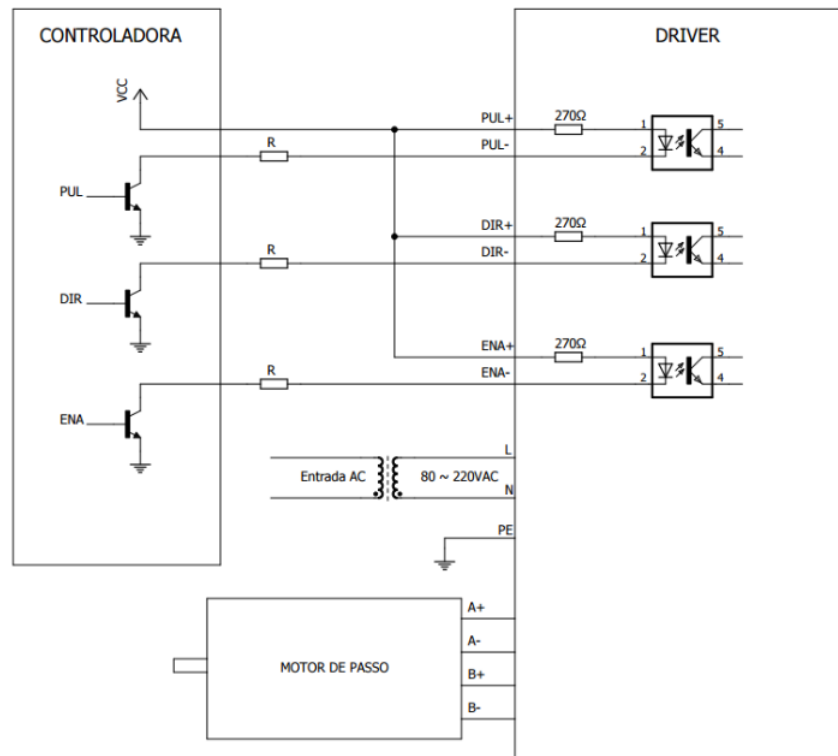


Figura 19 – Esquemático da conexão entre driver, motor de passo e controlador (NEO-MOTION, 2017a)

Ao analisar a figura 19 concluímos que o controle dos motores de passo é feito da seguinte forma:

1. O controlador, Arduino, recebe os sinais advindos no sistema principal via cabo usb no formato serial;
2. Arduino processa os sinais recebidos e envia os sinais de controle processados para cada um dos drivers dos motores de passo;
3. O driver, que é alimentado via tomada por necessitar de uma fonte 220ac, recebe os sinais advindos do Arduino, processa, e manda os sinais de movimento para o motor de passo.

Para o controle dos motores será utilizado o Arduino Due, figura 20, devido a necessidade de utilizar um chip ARM para processar os sinais advindos do sistema de controle para os comandos para cada um dos motores de passo, além da necessidade de uma porta USB que envia os sinais seriais do computador para o Arduino e de uma quantidade maior de pinos de conexão para os vários motores existentes. Abaixo temos as especificações do Arduino Due (ARDUINO, 2017a):

- Microcontrolador: AT91SAM3X8E
- Tensão de operação (nível lógico): 3.3V

- Tensão de entrada (recomendada): 7-12V
- Tensão de entrada (limites): 6-16V
- Pinos digitais I/O: 54, dos quais 12 podem ser saídas PWM
- Pinos de entrada analógica: 12
- Pinos de saída analógica: 2 (DAC)
- Corrente contínua no pino I/O: 130 mA
- Corrente contínua no pino de 3.3V: 800 mA
- Corrente contínua no pino de 5V: 800 mA
- Memória Flash: 512KB (dos quais 2KB são utilizados pelo bootloader)
- SRAM: 96KB
- Velocidade de clock : 84 MHz
- Dimensões: 101.52mm x 53.3mm

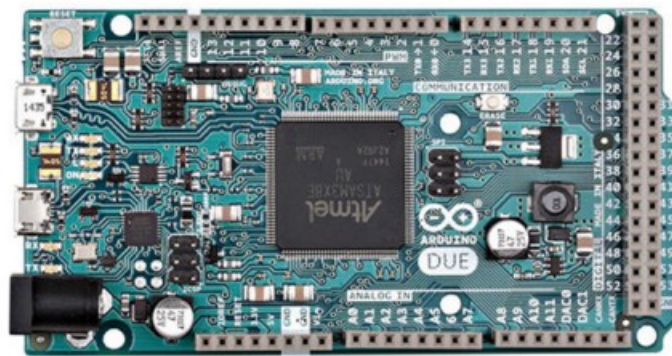


Figura 20 – Arduino DUE

Para programação do Arduino será utilizada principalmente a biblioteca `stepper.h`, nativa ao software IDE do arduino.

A biblioteca `stepper.h` permite controlar motores de passo unipolares e bipolares . Um driver apropriado deve ser utilizado a velocidade pode ser controlada. Também é possível girar o motor uma quantidade de passos desejada. Na figura 21 se tem um esboço básico demonstrando como seria o controle de um motor de passo simples.

```

// Biblioteca definida para utilizar motores de passo
#include <Stepper.h>

// valor definido pela quantidade de passos do motor definido
#define STEPS 100

// Cria uma instancia da classe stepper , especificando
// o número de passos do motor e os pinos associados
Stepper stepper(STEPS, 8, 9, 10, 11);

// A leitura anterior da entrada analógica
int previous = 0;

void setup() {
  // Determina a velocidade do motor , neste esboço a velocidade foi definida 40 RPMs
  stepper.setSpeed(40);
}

void loop() {
  // Lê o valor do sensor;Valor será recebido conforme o médico utilizar o aparelho
  int val = analogRead(0);

  // move um número de passos proporcional à diferença do valor medido
  stepper.step(val - previous);

  // Grava o valor lido anteriormente
  previous = val;
}

```

Figura 21 – Esboço do código para controle de um motor de passo

Um sinal é a representação de uma variável, física ou não, dependente que varia em função de uma variável dependente ou independente, quando um ou mais sinais são processados ou modificados por uma ou mais entidades estas são consideradas sistemas (OPPENHEIM, 2010).

Um sistema pode ser classificado como causal ou não-causal, linear ou não-linear e variante ou não no tempo, dentre outras denominações. O sistema aqui abordado processa sinais (coordenadas) compara com as coordenadas do transdutor, modifica a posição do transdutor com o auxílio de motores, aproveitando a característica das juntas que funcionam como rótulas permitindo a movimentação de forma independente entre os elementos lineares ou elos.

Da forma como foi concebido o sistema é causal pois depende apenas da posição informada pelo sistema de comunicação e da posição atual do transdutor, necessitando assim armazenar a posição recebida e subtrair da posição do transdutor para poder determinar o quanto deve se deslocar para que o transdutor permaneça na posição desejada. Desta forma:

$$y(n) = x(n) - x(n - 1)$$

Onde:

- $x(n)$ é a posição informada.
- $x(n-1)$ é a posição do transdutor.
- $y(n)$ é a quantidade de espaço em que o transdutor deve ser movimentado para permanecer nas coordenadas informadas.

Para movimentação em cada eixo será criado um procedimento. O algoritmo é representado, de forma simples, através da figura 22.

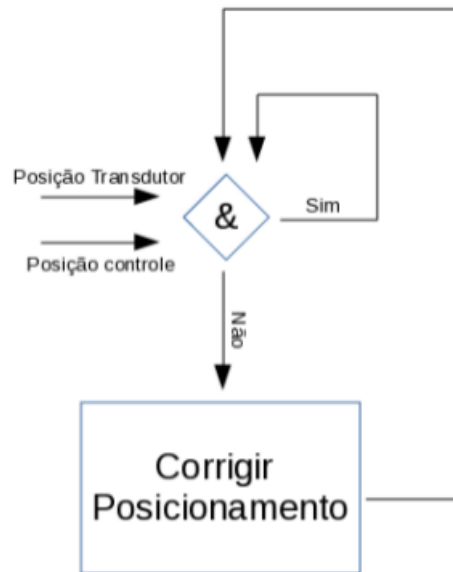


Figura 22 – Fluxograma do algoritmo para movimentação dos eixos

O segundo subsistema eletrônico do sistema escravo, o sistema de ultrassom, foi trabalhado com base no exigido pelo projeto. Dessa forma, o sistema de ultrassom escolhido deve ter como especificação mínima uma saída de vídeo, VGA ou S-VIDEO, ser portátil e ser compatível com transdutores lineares e transdutores convexas. Essas características mínimas são com base na limitação para exames na região do torso humano e a necessidade de transmissão das imagens da tela do ultrassom para um computador com conexão de internet. Com base nestas características, tem-se a comparação, de alguns modelos existentes no mercado, presente na tabela 1.

Tabela 1 – Comparação entre modelos de ultrassom portátil (([PHILIPS, 2015](#)), ([SAMSUNG, 2015](#)), ([SAMSUNG, 2014](#)), ([HEALTHCARE, 2016](#)), ([SONOSCAPE, 2015](#)))

		Aparelhos de Ultrassonografia					
		Peso	Philips CX50	Venue 40	SonoScape A6	Samsung MySono U6	Samsung HM70A
Critérios	Saída de Vídeo VGA	6	S	S	0	S	S
	Portabilidade	5	+	S	0	-	-
	Qualidade da imagem	4	+	-	0	+	+
	Quantidade de transdutores suportados	1	+	+	0	+	+
	Aplicações suportadas pelo software	2	+	+	0	+	+
	Tempo de garantia do fornecedor	3	-	+	0	S	S
	Preço	10	-	-	0	-	-
Peso Total			-1	-8	0	-8	-8

Analisando os dados fornecidos pela tabela 1, pode-se concluir que a melhor opção, levando em consideração os critérios, é o Sonoscape A6, figura 23. Este sistema suporta vários tipos de transdutores, incluindo um linear e dois convexos, para realização dos mais variados tipos de exame. Integrado ao seu sistema também existe alguns recursos interessantes como fórmulas médicas para análise das imagens de ultrasom, entrada de cabo de internet por onde pode ser configurado um servidor DICOM 3.0 (recebe as imagens advindas do sistema se necessário), duas entradas usb para transferência local das imagens do exame se o paciente necessitar. O valor médio para esse produto varia entre \$ 4,250.00 e \$ 6,499.00 (SONOSCAPE, 2015).



Figura 23 – Sistema de ultrassonografia Sonoscape A6

O transdutor linear escolhido para uso neste projeto é o Linear Array L745 (figura 24a), 128 elementos e frequência doppler entre 5-12 MHz, e o transdutor convexo escolhido é o Convex Array C351 (figura 24b), 128 elementos e frequência doppler entre 3-8Mhz, sendo este último modelo indicado para uso em adultos. O preço para cada unidade desses transdutores é de aproximadamente \$ 1,800.00.



(a) Transdutor linear L745



(b) Transdutor convexo C351

Figura 24 – Transdutores selecionados para o projeto

Para transmissão dos dados das imagens do aparelho de ultrassom para o computador, utilizando a porta VGA, deve-se utilizar um dispositivo de captura de vídeo. Este aparelho tem função de receber as imagens advindas da porta VGA e converter em sinais de imagem serial (USB) transmitidas para o computador na codificação MPEG4/H.264. Tanto a codificação MPEG4 quanto a H.264 são suportadas pelos sistemas operacionais Windows quanto Ubuntu do computador que recebe os sinais de imagem.

Para este projeto foi escolhido o USB 3.0 Video Capture Device da empresa StarTech, figura 25. As principais características deste produto é suportar imagens até a qualidade 1080p com taxa de atualização de 60fps e entrada de vídeo VGA. A saída para este aparelho é uma porta USB 3.0 que é conectada a um computador compatível com a tecnologia USB 3.0, conforme especificação do fabricante não funciona em aparelhos com USB 2.0 ou inferior.



Figura 25 – Dispositivo de captura de vídeo StarTech USB 3.0

Como último componente para parte eletrônica do sistema escravo temos o computador. Para escolha dele levamos em considerações os requisitos exigidos pelos outros sistemas descritos anteriormente, portabilidade e, principalmente, preço. Na tabela 2, a seguir, temos uma comparação entre alguns modelos de notebook encontrados no mercado.

Tabela 2 – Comparação entre modelos de notebook ((ACER, 2017a), (ACER, 2017b), (HP, 2017), (LENOVO, 2017), (ASUS, 2017))

		Notebooks					
		Peso	Acer Aspire E	Acer Aspire 5	HP Compaq Presario	Lenovo Ideapad 320	Asus Vivobook Flip
Critérios	Quantidade de portas USB 3.0	6	S	+	0	+	+
	Quantidade de portas USB 2.0	5	S	-	0	-	+
	Entrada de internet	4	S	S	0	S	S
	Velocidade de processamento	1	+	+	0	+	+
	Espaço de armazenamento interno	2	+	+	0	+	+
	Tempo de garantia do fornecedor	3	S	S	0	S	S
	Preço	7	+	-	0	S	-
Peso Total			10	-9	0	-2	7

Analisando os pesos totais obtidos por cada produto, tabela 2, temos como melhor escolha o notebook Acer Aspire E Series ES1-572, figura 26. A especificação mais importante que está incluída nesse modelo é incluir 2 conexões USB 2.0, 1 conexão USB 3.0 e entrada de internet RJ-45 tipo Gigabit 10/100/1000. O preço médio, conforme data deste relatório, é de R\$ 1,700.00. A seguir temos algumas especificações deste produto (ACER, 2017a):

- Modelo: NX.GMFAL.005
- Processador: i3-7100U (Frequência entre 1.1 Ghz e 2.4 Ghz na função turbo)
- Tela: 15.6"HD LED LCD - Resolução 1920x1080
- Memória ram: 4GB 1600Mhz DDR4
- Placa de rede: Wireless padrão - 802.11b/g/n
- Armazenamento: HD de 1TB (5400 RPM)
- Bateria: Lítio prismático - 3220 mAh
- Sistema operacional: Windows 10
- Peso: 2,4 kg
- Dimensões: 381.8 x 258 x 24.6 mm



Figura 26 – Notebook Acer Aspire E Series ES1-572 ([ACER, 2017a](#))

A forma de comunicação Arduino/PC escolhida foi a USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter). Essa forma de comunicação se caracteriza, principalmente, por ser Full-Duplex (Registradores de recepção e transmissão independentes) e pode trabalhar de forma síncrona ou assíncrona, além de ser também uma forma bastante flexível de comunicação serial.

A USART é uma abordagem simples de comunicação, que utiliza de 3 fios (Rx, Tx e GND) e que pode ser facilmente controlada. Rx e Tx são os fios que irão nos pinos RX e Tx do microcontrolador para fazer a recepção (Rx) e transmissão (Tx) dos dados. Nos arduinos com porta USB/mUSA integrados, tem-se a opção de transmitir os mesmos dados destes 3 fios via USB. O arduino já possui bibliotecas nativas para a utilização deste protocolo e no computador basta configurar a porta serial para a recepção e envio de dados.

Utilizando um oscilador de 16MHz no microcontrolador pode-se alcançar uma taxa de transmissão de até 2Mbps, podendo chegar a 2.5Mbps caso seja utilizado um oscilador de 20MHz.

O frame enviado por este protocolo é composto de 1 bit de início, de 5 a 9 bits de dados, 1 ou nenhum bit de paridade e 1 ou 2 bits de parada. No final da transmissão de um frame pode-se transmitir outro frame ou se pode ficar em estado de iddle (nível lógico alto). Caso trabalhe em modo síncrono os bits de início e parada não serão necessários.

Para alimentar energeticamente o braço, como falado anteriormente, será utilizada tomada de 110V ou 220V, como fonte primária de energia. Entretanto, para segurança do paciente, caso essa fonte energética falhe, foi pensada uma segunda fonte energética, a bateria Moura chumbo ácido 12 V, que foi descrita anteriormente.

Contudo, foi pensado também, para o braço, uma placa fotovoltaica que será utilizada como opção de transmissão de energia, sendo necessária apenas para suprir áreas

com inconstâncias no sistema elétrico ou sem energia e que possua radiação solar em abundância. Ou seja, essa placa é um sistema de segurança para que o sistema não pare durante o procedimento de ultrassom.

O sistema de placa fotovoltaica foi escolhido devido a sua eficiência, jpa que há uma grande incidência solar em todo o Brasil. Porém, não é indicado para regiões úmidas e com altos índices pluviométricos, pois a umidade afeta muito a eficiência da placa solar. Abaixo está presente a figura 27, que mostra a média anual de incidência de radiação solar no Brasil, de acordo com o Portal Solar.

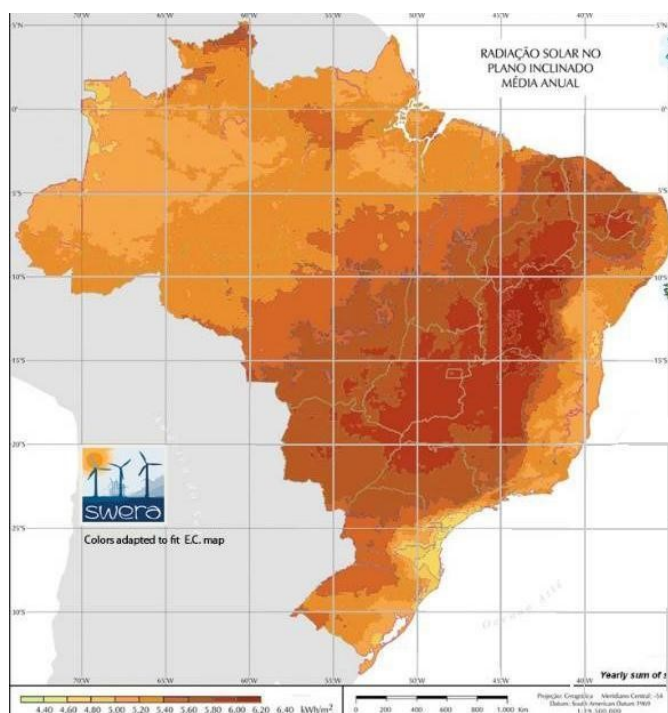


Figura 27 – Média anual de incidência de radiação solar no Brasil

A placa fotovoltaica é uma placa de silício policristalino, sendo suas vantagens uma vida útil maior que 30 anos, possuindo uma garantia de 25 anos e ser barato; entretanto possui desvantagens como menor eficiência, menos watts por hora por m^2 . Mas, por ser um sistema de supressão, a eficiência dessa placa é suficiente para atender as necessidades do produto (SOLAR, 2013).

Estruturalmente, a placa possui uma forma quadrada de 10 cm x 10 cm e a eficiência de 13 a 16,5%. O tamanho da placa é a que melhor atende o braço mecânico e ela possui uma cor azul com antirreflexo, que melhora um pouco a sua eficiência. A figura 28 mostra essa placa.



Figura 28 – Placa de Silício Policristalino

O painel solar produz energia elétrica em corrente contínua; o inversor solar converte a energia em corrente alternada, deixando-a pronta para ser usada. Essa energia produzida pelas células fotovoltaicas nos painéis é transformada pelo inversor e será armazenada na bateria, que deixará a energia pronta para consumo.

2.3 COMUNICAÇÃO ENTRE OS SISTEMAS

A comunicação entre o sistema principal e o sistema escravo, como já descrito, será feita por meio de transmissão de comandos e imagens entre as unidades, utilizando a arquitetura de soquetes de internet.

Como mostrado na figura 3, a unidade principal transmite os dados de movimento, o servidor analisa e transmite os comandos para a unidade escrava (unidade de ultrassom), essa unidade transmite as imagens geradas para o servidor, que encaminha para a unidade de controle, que recebe essas imagens.

A linguagem escolhida foi Python e se deu pelo fato de ser uma linguagem de alto-nível com um bom suporte a pacotes e com um grande número de frameworks e bibliotecas evoluídas para o desenvolvimento web, como por exemplo: Django, Flask e Tornado. Esse tipo de suporte torna o desenvolvimento mais produtivo e evita retrabalho. Além disso, de acordo com uma pesquisa feita pela IEEE ([DIAKOPOULOS, 2017](#)), o python é hoje a linguagem de programação mais popular, o que significa que desenvolver e manter esse serviço não será problema.

Foi desenvolvido um código, que implementa a transmissão de vídeo utilizando o python. O código foi dividido em dois servers, um que é da captura da imagem do ultrassom e transmite para o segundo server; esse interpreta e expõe a imagem na tela do

usuário (o médico).

O server de transmissão utiliza a biblioteca pygame para acessar a câmera conectada, logo após a biblioteca socket cuida de estabelecer a conexão com o cliente que vai receber o vídeo. Concluída a conexão o server de captura começa a capturar várias fotos seguidas e enviá-las ao cliente. As figuras 29, 30 e 31 a seguir mostram as bibliotecas, a configuração de socket e a captura e transmissão de imagem.

```
1  # server.py
2  import socket
3  import time
4  import pygame
5  import pygame.camera
6  import base64
7
```

Figura 29 – Bibliotecas do servidor de transmissão

```
8  # create a socket object
9  serversocket = socket.socket(
10      socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
11
12  # get local machine name
13  host = socket.gethostname()
14
15  port = 8080
16
17  # bind to the port
18  serversocket.bind((host, port))
19
20  # queue up to 5 requests
21  serversocket.listen(5)
```

Figura 30 – Configuração de socket

```

29  while True:
30      # establish a connection
31      clientsocket,addr = serversocket.accept()
32
33      print("Got a connection from %s" % str(addr))
34      img = cam.get_image()
35      pygame.image.save(img, "current_image.jpg")
36      image_data = open('current_image.jpg', 'rb')
37      current_data = image_data.read(1024)
38
39      while (current_data):
40          clientsocket.send(current_data)
41          print('Sent ',repr(current_data))
42          current_data = image_data.read(1024)
43      #response_data = base64.b64encode(image_data).decode('utf-8')
44
45      clientsocket.close()
46
47  cam.stop()

```

Figura 31 – Captura e transmissão de imagem

O servidor cliente (do médico) também utiliza da biblioteca pygame para primeiramente definir uma janela de exibição para o vídeo, após estabelecer a conexão via socket utilizando a biblioteca específica o cliente carrega cada imagem recebida, através da conexão, na janela do cliente utilizando o método `image.load` da biblioteca pygame. As figuras 32, 33 e 34 mostram as bibliotecas do servidor cliente, o código que define a tela para transmissão do vídeo e o código que recebe as imagens transmitidas.

```

1  # client.py
2  import socket
3  import time
4  import pygame.camera
5  import base64
6  import pygame
7  from pygame.locals import*

```

Figura 32 – bibliotecas do servidor cliente

```

11  white = (255, 64, 64)
12  w = 640
13  h = 480
14  screen = pygame.display.set_mode((w, h))

```

Figura 33 – Definição da tela para transmissão do vídeo

```
29     # Receive no more than 1024 bytes
30     with open('recieved_file.jpg', 'wb') as image_file:
31         print("File opened")
32
33         while True:
34             encoded_image_data = s.recv(1024)
35             print("Recieved: ", encoded_image_data)
36
37             if not encoded_image_data:
38                 break
39
40             image_file.write(encoded_image_data)
41
42     s.close()
43
44     img = pygame.image.load('recieved_file.jpg')
45
46     screen.fill((white))
47     screen.blit(img, (0,0))
48     pygame.display.flip()
49
50     print("Connection closed")
51
52     stopConnection = stopConnection - 1
```

Figura 34 – Recepção das imagens transmitidas

O servidor de transmissão e o servidor cliente podem ser encontrados, respectivamente, nos links: <https://github.com/PI1-Turma-E/liveImag> e <https://github.com/PI1-Turma-E/liveClient>.

Além disso, foram desenvolvidos dois protótipos de alta fidelidade, o primeiro correspondente a tela que o médico terá acesso ao realizar os exames e o segundo referente a tela que o paciente irá visualizar durante o exame.

Na tela do médico, ele irá visualizar na parte superior a barra de navegação principal, onde ele terá acesso a página inicial do sistema, a agenda de exames marcados, página para realizar o exame, o histórico de exames realizados e as unidades disponíveis para realizar exames. No centro da tela terão dois espaços para transmissão de vídeo, um referente a imagem do ambiente onde o paciente se encontra, para coordenar melhor o controle do braço mecânico, e a segunda recebendo o vídeo gerado pelo aparelho de ultrassom. Na parte inferior terão informações sobre o paciente e a opção de gerar um laudo online do exame. A figura 35 mostra essa tela.

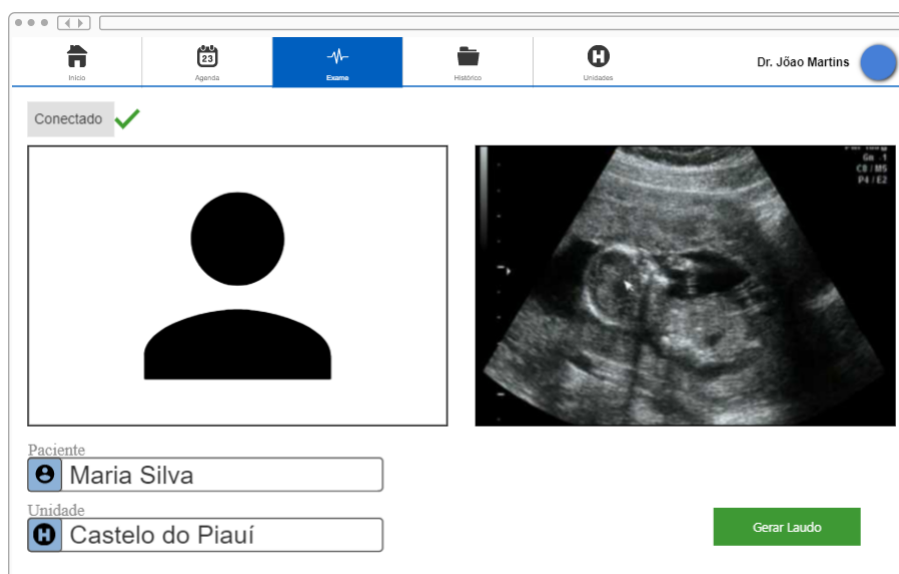


Figura 35 – Tela de exame visão do médico

Na tela do sistema escravo, o paciente poderá visualizar, na parte superior, a barra de navegação principal, onde o profissional responsável na unidade poderá navegar para a página principal do sistema, a agenda de exames marcados, a página para a realização do exame e o histórico de exames. Na parte central o paciente irá acompanhar o vídeo gerado pelo aparelho de ultrassom, e no lado direito as informações do médico que está realizando o exame. No canto inferior direito o profissional responsável da unidade poderá ter acesso ao laudo gerado pelo exame. A figura 36 mostra essa tela.

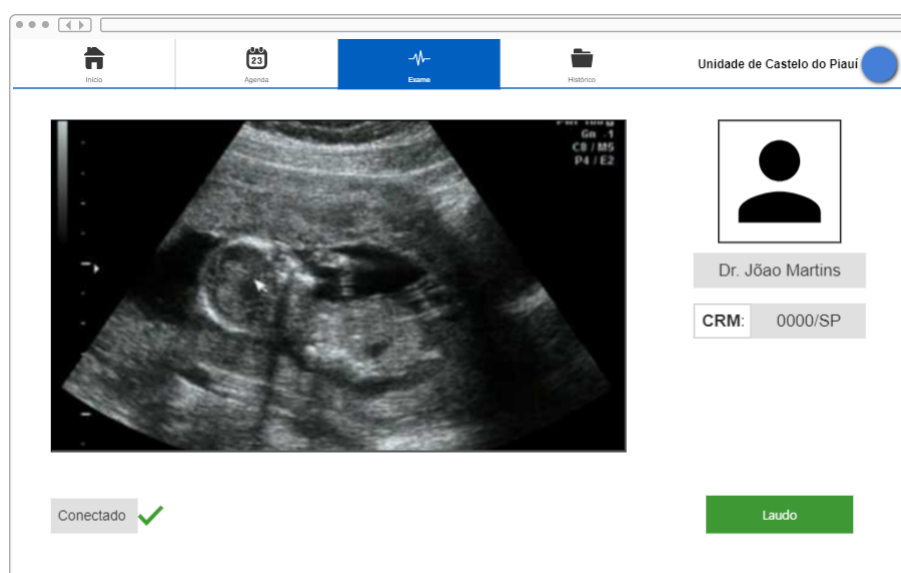


Figura 36 – Tela de exame visão do do paciente

3 Conclusão

O projeto proposto visa o desenvolvimento de um sistema de telemedicina para a realização a distância. Dessa forma, o projeto foi desenvolver um braço robótico capaz de segurar o transdutor do aparelho de ultrassonografia escolhido, o sonoscape A6, sendo que esse braço será controlado a distância por uma médico, que terá, em mãos, para realizar esse controle com uma carcaça que comportará o módulo de sensor inercial. Essa carcaça foi vista nas figuras 5 e 7.

Assim, todo o desenvolvimento da parte estrutural, energética, eletrônica e de software foi feito com base nas restrições e considerando o Brasil como área de implementação e expostos durante o desenvolvimento.

Foram apresentados os desenhos da carcaça do sistema principal e os desenhos do braço do sistema escravo, assim como, foram também apresentados todos os componentes eletrônicos necessários para o funcionamento do sistema, bem como as razões das escolhas de cada material.

Além disso, as fontes energéticas foram analisadas e decididas para uma melhor utilização do sistema e visando a segurança do paciente, sistemas energéticos secundários foram analisados e impostos ao projeto com todas as suas especificações. Também, a forma de comunicação entre o sistema principal e o sistema escravo foi definida e códigos de implementação realizados, além de terem sido mostradas as telas que aparecerão em cada computador.

Esse projeto, por fim, é capaz de ajudar populações brasileiras que vivem em comunidades mais afastadas de grandes centros e que não possuem facilidade em conseguir realizar o exame, pois, com o projeto, esse exame poderá ser realizado a distância, facilitando assim a vida das pessoas que precisam desse exame, mas que, atualmente, não possuem acesso.

Referências

- ABCDMED. *Ultrassonografia: como é este exame?* 2012. Disponível em: <<http://www.abc.med.br/p/exames-e-procedimentos/327345/ultrassonografia-como-e-este-exame.html>>. Acessado em: 21/10/2017. Citado na página 8.
- ACER. *Notebook ACER A515-51G-58VH*. 2017. Disponível em: <<https://www.acer.com/ac/pt/BR/content/series/aspire-e>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- ACER. *Notebook ACER ES1-572-33SJ*. 2017. Disponível em: <<https://www.acer.com/ac/pt/BR/content/series/aspirees>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 31.
- ALEXANDER, M. N. O. S. C. K. *Fundamentos de circuitos elétricos*. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2013. Citado na página 15.
- ARDUINO. *Arduino DUE*. 2017. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-due>>. Acessado em: 23/10/2017. Citado na página 25.
- ARDUINO. *Arduino NANO*. 2017. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>. Acessado em: 23/10/2017. Citado na página 14.
- ASUS. *Notebook Asus Vivobook Flip TP301UA*. 2017. Disponível em: <<https://www.asus.com/br/2-in-1-PCs/ASUS-VivoBook-Flip-TP301UA/>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 31.
- BERGMÜLLER, E. L. *Desenvolvimento de uma plataforma com dois graus de liberdade para compensação de inclinações através de um sistema de controle inercial*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015. [Acesso em 19/10/2017]. Citado na página 12.
- CALLISTER, D. G. R. W. D. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. 8. ed. Rio de Janeiro, Brasil, 2013. 817 p. Citado na página 21.
- CARRARA, V. *Apostila de robótica*. Mogi das Cruzes, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- DIAKOPOULOS, S. C. N. *Interactive: The Top Programming Languages 2017*. 2017. Disponível em: <<https://spectrum.ieee.org/static/interactive-the-top-programming-languages-2017>>. Acessado em: 10/10/2017. Citado na página 34.
- HEALTHCARE, G. *Ultrassom GE Venue 40*. 2016. Disponível em: <<http://www.aparelhos-ultra-som.com/ultrassom-ge-venue-40.html>>. Acessado em: 17/10/2017. Citado na página 28.
- HP. *Notebook HP Compaq Presario CQ-21-14*. 2017. Disponível em: <<https://www.walmart.com.br/notebook-hp-compaq-presario-cq-21-14-intel-core-i3-4gb-hd-500gb/informatica/notebooks/5663695/pr>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 31.

IMPRESSAO3DFACIL. *Conheça os diferentes tipos de materiais para impressão 3D FDM*. 2015. Disponível em: <<http://www.impressao3dfacil.com.br/conheca-os-diferentes-tipos-de-materiais-para-impressao-3d-fdm/>>. Acessado em: 16/09/2017. Citado na página 20.

LENOVO. *Notebook Lenovo Ideapad 80YH0006BR*. 2017. Disponível em: <<https://www3.lenovo.com/br/pt/laptops/ideapad/serie-300/Lenovo-IdeaPad-320-15IKB/p/88IP3000842>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 31.

LIFEWIRE. *Stepper Motors vs. Servo Motors - Selecting a Motor*. 2017. Disponível em: <<https://www.lifewire.com/stepper-motor-vs-servo-motors-selecting-a-motor-818841>>. Acessado em: 10/10/2017. Citado na página 23.

METAIS, G. *6061 T6*. 2017. Disponível em: <<http://www.ggdmetals.com.br/produto/aluminio-6061-t6/>>. Acessado em: 26/10/2017. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

MOURA. *Bateria Moura nobreak vrla 12MVA-7*. 2016. Disponível em: <https://moura-portal.s3.amazonaws.com/uploads/2017/02/CatalogoMouraNobreak_Jan2017.pdf>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 15.

NEOMOTION. *Datasheet de produto - AKDMP8220-8.2A*. Joinville, 2017. Disponível em: <<http://www.neomotion.com.br/driver-motor-de-passo/akdmpd8-220-8-2a/>>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.

NEOMOTION. *Datasheet de produto - Motores de passo*. Joinville, 2017. Disponível em: <<http://www.neomotion.com.br/driver-motor-de-passo/akdmpd8-220-8-2a/>>. Citado na página 24.

NUNES, L. F. de O. M. *Projeto e fabricação de um braço mecânico para ultrassom médico*. Dissertação (Projeto de graduação) — UFRJ/ESCOLA POLITÉCNICA, Rio de Janeiro, Brasil, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.

OPPENHEIM, A. S. W. A. V. *Sinais e Sistemas*. 2. ed. [S.l.]: Pearson Education do Brasil, 2010. Citado na página 27.

PHILIPS. *Ultrassom Philips CX50*. 2015. Disponível em: <<http://www.aparelhos-ultra-som.com/ultrassom-philips-cx50.html>>. Acessado em: 15/10/2017. Citado na página 28.

SAMSUNG. *Ultrassom Samsung HM70A*. 2014. Disponível em: <<http://www.samsung.com/br/business/business-products/healthcare-product/ultrasound/USS-HM7AF1B/BR>>. Acessado em: 15/10/2017. Citado na página 28.

SAMSUNG. *Ultrassom Samsung MySono U6*. 2015. Disponível em: <<http://www.samsung.com/global/business/healthcare/healthcare/ultrasound/USS-MYU6N10/WR>>. Acessado em: 15/10/2017. Citado na página 28.

SOLAR, P. *TIPOS DE PAINEL SOLAR FOTOVOLTAICO*. 2013. Disponível em: <<http://www.portalsolar.com.br/tipos-de-painel-solar-fotovoltaico.html>>. Acessado em: 25/10/2017. Citado na página 33.

SONOSCAPE. *Ultrassom SonoScape A6*. 2015. Disponível em: <<http://www.kpiultrasound.com/medical-equipment/ultrasound-scanners/other-ultrasound-systems/sonoscape-a6-portable/>>. Acessado em: 17/10/2017. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.

TILLEY, A. R. *As medidas do homem e da mulher: fatores humanos em design*. Porto Alegre, Brasil, 2007. 104 p. Citado na página 17.

VOSS, W. *A Comprehensible Guide to Controller Area Network*. Copperhill Technologies Corporation, 2008. ISBN 9780976511601. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=PU6ppO3XbUwC>>. Citado na página 22.