

**ALEX OKAJIMA WATANABE**

**SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA  
LOCALIZAÇÃO AUTOMÁTICA DO FEIXE  
CENTRAL DE RAIOS X EM EQUIPAMENTOS  
MAMOGRÁFICOS UTILIZANDO SENSOR  
CCD ODONTOLÓGICO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
à Escola de Engenharia de São Carlos, da  
Universidade de São Paulo.

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase  
em Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira

São Carlos

2009



Aos meus pais, Reinaldo e Sumie,  
que apoiaram todas as minhas decisões.



---

## AGRADECIMENTOS

---

Agradeço ao professor Marcelo Andrade da Costa Vieira pela orientação e pelas discussões no desenvolvimento do projeto.

Ao pessoal com quem trabalhei no laboratório Gustavo Moreno e Paulo Oliveira Jr.

Ao Prof. Dr. Mauricio Cunha Escarpinati da Universidade Estadual de Feira de Santana por ajudar na elaboração desta monografia, com conselhos e opiniões bem colocadas.

À FAPESP pelo apoio financeiro.

Ao Hospital São Paulo (UNIFESP), ao Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HC-FMRP) e ao Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos (CIDI-SC) por permitirem a realização dos testes necessários para o desenvolvimento e validação do sistema.

Ao Odair e ao Rui por sempre estarem dispostos a ajudar no projeto.

Ao pessoal da empresa Proteu por ajudarem a desenvolver o projeto mecânico e pelas conversas descontraídas durante momentos de ansiedade para finalização do projeto.

Ao Luiz Otávio, que morou comigo durante o período de desenvolvimento do projeto, comemorando junto a conclusão de cada etapa e inspirando o trabalho nos finais de semana.

Agradeço também aos meus colegas de classe por me apoiarem e ajudarem tanto no desenvolvimento quanto na descontração.

E a minha família, por tudo que me oferece.



---

## SUMÁRIO

---

LISTA DE FIGURAS .....	iii
LISTA DE TABELAS .....	v
LISTA DE SIGLAS .....	vii
RESUMO .....	ix
<i>ABSTRACT</i> .....	xi
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Considerações Iniciais.....	1
1.2 Controle de Qualidade em Radiologia .....	2
1.3 Objetivo do Projeto .....	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1 Introdução .....	5
2.2 Tubo de Raios X.....	5
2.3 Alinhamento do Sistema.....	6
2.4 Estado da Arte.....	7
2.4.1 Costa e Furquim.....	8
2.4.2 Castellar .....	9
2.4.3 Nersissian.....	10
2.4.4 Dispositivos Comerciais.....	11
2.5 Conclusão .....	17
3. MATERIAIS E MÉTODOS .....	19
3.1 Introdução .....	19
3.2 <i>Hardware</i> .....	19

3.2.1	Estudo e Escolha dos Componentes .....	20
3.2.2	Arquitetura .....	25
3.3	<i>Software</i> .....	30
3.3.1	Cálculo do Desalinhamento .....	30
3.3.2	Codificação e envio da Informação .....	37
3.4	<i>Firmware</i> .....	41
3.5	Placa de Circuito Impresso .....	45
3.6	Projeto Mecânico .....	49
4.	RESULTADOS .....	53
5.	CONCLUSÃO .....	63
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	65
	ANEXO: Projeto Mecânico (Empresa PROTEU) .....	69

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.1 – Característica de campo em equipamentos mamográficos</i> <sup>[Kratzat, 1988]</sup> .....	2
<i>Figura 2.1 – Tamanho do ponto focal no tubo de raio X</i> .....	6
<i>Figura 2.2 - Influência da dimensão do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas</i> <sup>[VIEIRA, 2005]</sup> .....	7
<i>Figura 2.3 - Dispositivo de verificação de alinhamento</i> .....	8
<i>Figura 2.4 - Sistema de movimentação de Castellar</i> .....	9
<i>Figura 2.5 – Foto ilustrativa da mesa móvel e do sensor CCD</i> <sup>[NERSISSIAN, 2004]</sup> .....	11
<i>Figura 2.6 - Collimator/Beam Alignment Test Tool</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	12
<i>Figura 2.7 - Funcionamento do sistema Collimator/Beam Alignment Test Tool</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	13
<i>Figura 2.8 - Interpretação da imagem das esferas no dispositivo Beam Alignment Test Tool</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	13
<i>Figura 2.9 - Exemplo de imagem do Collimator/Beam Alignment Test Tool</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	14
<i>Figura 2.10 - Mammography Focal Spot Measurement Test Stand</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	14
<i>Figura 2.11 - Dispositivo de alinhamento para teste de ponto focal</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	15
<i>Figura 2.12 - Mesa de teste de ponto focal em cima do dispositivo de alinhamento</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	15
<i>Figura 2.13 - Dispositivo de alinhamento em cima da mesa de teste</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	16
<i>Figura 2.14 - Imagem referentes ao dispositivo de alinhamento; a.: alinhado; b.: desalinhado</i> <sup>[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]</sup> .....	16
<i>Figura 3.1 - PIC18F4550</i> <sup>[MICROCHIP, 2004]</sup> .....	21
<i>Figura 3.2 - Motores de passo</i> .....	22
<i>Figura 3.3 - Funcionamento do motor de passos</i> .....	23
<i>Figura 3.4 - Fonte de tensão 5V</i> .....	24
<i>Figura 3.5 - Driver L298</i> .....	25
<i>Figura 3.6 - Etapas de hardware para o alinhamento automático</i> .....	25
<i>Figura 3.7 - Hardware: PIC18F4550</i> .....	26
<i>Figura 3.8 – Hardware: Driver. a) referente à direção paralela ao eixo anodo-catodo b) referente à direção perpendicular ao eixo anodo-catodo</i> .....	27
<i>Figura 3.9 - Configuração de fios genérica do motor de passos</i> .....	28
<i>Figura 3.10 - Seqüência de cores para girar o motor no sentido horário</i> .....	29
<i>Figura 3.11 - Hardware: Motor de passos. Movimentação vertical: paralelo ao eixo anodo-catodo. Movimentação horizontal: perpendicular ao eixo anodo-catodo.</i> .....	29

Figura 3.12 - Circuito elétrico final.....	30
Figura 3.13 - Dispositivo de verificação de alinhamento e exemplo de imagem capturada (sistema desalinhado) <sup>[OLIVEIRA JR. et al, 2008]</sup> .....	31
Figura 3.14 – VisualiX eHD Intraoral Sensor <sup>[GENDEX,2009]</sup> .....	31
Figura 3.15 - Imagem obtida pelo sensor odontológico.....	32
Figura 3.16 - Disposição dos raios importantes nos cálculos do deslocamento em um dos eixos <sup>[OLIVEIRA JR. et al, 2008]</sup> .....	34
Figura 3.17 - Teste de cálculo de desalinhamento.....	35
Figura 3.18 - Teste de cálculo de desalinhamento: desalinhado.....	36
Figura 3.19 - Teste de cálculo de desalinhamento: alinhado.....	36
Figura 3.20 - Usando JNI para interfacear a ligação Java-C# <sup>[KORI, 2006]</sup> .....	38
Figura 3.21 - Envio da informação ao microcontrolador .....	40
Figura 3.22 - Janela para envio do desalinhamento ao PIC.....	40
Figura 3.23 - Software final completo .....	41
Figura 3.24 - Arquitetura do microcontrolador (Clock).....	42
Figura 3.25 - Algoritmo do firmware .....	44
Figura 3.26 - Funcionamento do algoritmo de alinhamento automático.....	45
Figura 3.27 - Circuito final no Orcad Capture CIS.....	46
Figura 3.28 - Circuito final no Orcad Layout Plus.....	47
Figura 3.29 - Protótipo para testes iniciais.....	48
Figura 3.30 - Sistema elétrico final .....	49
Figura 3.31 - Esboço para compreensão do centro da excursão do carrinho superior na direção y.....	50
Figura 3.32 - Projeto mecânico final .....	51
Figura 3.33 - Sistema mecânico.....	52
Figura 3.34 - Acoplamento fuso-motor .....	52
Figura 4.1 - Sistema de alinhamento automático completo.....	53
Figura 4.2 - Imagens testadas na primeira parte da validação .....	54
Figura 4.3 - Procedimento para teste .....	56
Figura 4.4 - Sistema de alinhamento automático no mamógrafo da Santa Casa de São Carlos.....	57
Figura 4.5 - Resultado dos testes na Santa Casa de São Carlos.....	58
Figura 4.6 - Resultado dos testes no Hospital São Paulo .....	59
Figura 4.7 - Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto.....	60

---

## LISTA DE TABELAS

---

<i>Tabela 3.1 - Resistência entre os fios do motor de passos .....</i>	<i>28</i>
<i>Tabela 3.2 - Relações String-Byte.....</i>	<i>39</i>
<i>Tabela 4.1 - Resultado dos testes na Santa Casa de São Carlos .....</i>	<i>59</i>
<i>Tabela 4.2 - Resultado dos testes no Hospital São Paulo.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabela 4.3 - Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto .....</i>	<i>61</i>



---

## LISTA DE SIGLAS

---

Vdd: *Voltage drain drain.*

Vss: *Voltage source source.*

DFI: Distância entre o foco e a imagem.

DFO: Distância entre o foco e o objeto.

DOI: Distância entre o objeto e imagem.

API: *Application programming interface.*



---

## RESUMO

---

### **Sistema Computadorizado para Localização Automática do Feixe Central de Raios X em Equipamentos Mamográficos Utilizando Sensor CCD Odontológico**

Alguns procedimentos realizados em controle de qualidade de aparelhos mamográficos como, por exemplo, avaliação do ponto focal, prevêm o alinhamento prévio do equipamento de medição com o feixe central de raios X. No entanto, a etapa de alinhamento nesses procedimentos é, muitas vezes, a mais difícil de ser realizada e a que necessita de mais tempo para ser cumprida. Além disso, pode ocorrer que o operador se exponha à radiação durante esse processo. Dessa forma, esse trabalho apresenta um sistema automático de alinhamento para equipamentos mamográficos que permite localizar o raio central do feixe de raios X e, imediatamente, se alinhar com ele. O sistema consiste de uma mesa móvel bidirecional, acoplada a uma placa CCD para aquisição de imagens radiográficas digitais. A partir da análise computacional de uma imagem radiográfica obtida em uma posição qualquer do campo, o seu posicionamento em relação ao centro do campo de raios X é determinado. Com isso, um sistema mecânico de deslocamento em duas direções perpendiculares, controlado eletronicamente por um microcontrolador via comunicação USB, faz com que o sistema se alinhe automaticamente com o feixe central de raios X. Todo o processo de alinhamento é automático, rápido e preciso, sem exposição do operador à radiação, o que permite uma economia considerável de tempo na realização de procedimentos de controle de qualidade para mamografia e também outros equipamentos de raios X.

Palavras-chave: mamografia, controle de qualidade, dispositivo de alinhamento, ponto focal.



---

## ABSTRACT

---

### ***Automatic alignment device for focal spot measurement in center of the field in mammography***

*Some quality control procedures used in mammography, such as focal spot evaluation, require previous alignment of the measurement equipment with the X-ray central beam. However, alignment procedures are, in general, the most difficult task and the one that needs more time to be performed. Moreover, the operator sometimes is exposed to radiation during this procedure. This work presents as automatic alignment system for mammographic equipment that allows locating the central ray of the radiation beam and, immediately, aligns with it by dislocating itself automatically along the field. The system consists on a bidirectional moving device, connected to a CCD sensor for digital radiographic image acquisition. A computational analysis of a radiographic image, acquired at any position on the field, is performed in order to determine its positioning under the X-ray beam. Finally, a mechanical system for two moving directions, electronically controlled by a microcontroller under USB communication, makes the system to align automatically with the radiation beam central ray. The alignment process is fully automatic, fast and accurate, with no operator exposure to radiation, which allows a considerable time saving for quality control procedures for mammography.*

*Keywords:* *mammography, quality control, alignment device, focal spot.*



---

# 1. INTRODUÇÃO

---

## 1.1 Considerações Iniciais

---

O câncer de mama é um tumor maligno causado pela multiplicação anormal das células da mama, e é o tipo de câncer mais freqüente dentre as mulheres. Ele é relativamente raro em mulheres com menos de 35 anos, porém sua incidência cresce de forma rápida e progressiva acima desta faixa.

Segundo dados do INCA <sup>[INCA, 2009]</sup>, a cada ano, cerca de 22 por cento dos novos casos de câncer em mulheres são câncer mamário. Na região Sudeste do país, ele tem um risco estimado de 68 novos casos por 100 mil mulheres. No Sul, 67/100.000; no Centro-Oeste, 38/100.000, no Nordeste (28/100.000) e no Norte 16/100.000.

A taxa de mortalidade por esse tipo de câncer ainda é elevado no Brasil <sup>[INCA, 2009]</sup>, provavelmente porque ele ainda é diagnosticado em estágios avançados. Portanto, para melhorar esses números, o câncer de mama deve ser detectado precocemente, o que aumenta significativamente as chances de cura <sup>[INCA, 2009]</sup>.

Para a detecção precoce recomenda-se o exame clínico das mamas para todas as mulheres acima dos 40 anos de idade, com periodicidade anual. Para mulheres com idade entre 50 e 69 anos, além do exame clínico, é recomendada também a mamografia com intervalo máximo de dois anos entre os exames. E para mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer da mama e acima de 35 anos, é recomendado o exame clínico das mamas e a mamografia anualmente. Recomenda-se também o auto-exame sempre <sup>[INCA, 2009]</sup>.

A mamografia é uma radiografia das mamas onde é feita a compressão das mesmas para a visualização de pequenas alterações que permitem descobrir a doença ainda em fase inicial.

## 1.2 Controle de Qualidade em Radiologia

---

Como o diagnóstico médico é subjetivo, para que ele seja confiável, é muito importante garantir a qualidade dos aparelhos de radiologia e das imagens geradas por ele. Assim, em 1998, no Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde estabeleceu uma portaria (MS-SVS-453/98) regulamentando procedimentos e ensaios para avaliação da qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico [BRASIL, 1988].

Dentre os parâmetros que devem ser analisados durante os ensaios de controle de qualidade, alguns deles devem ser realizados no centro do campo de radiação, pois as características do feixe mudam significativamente de acordo com sua localização [DOI, 1977].

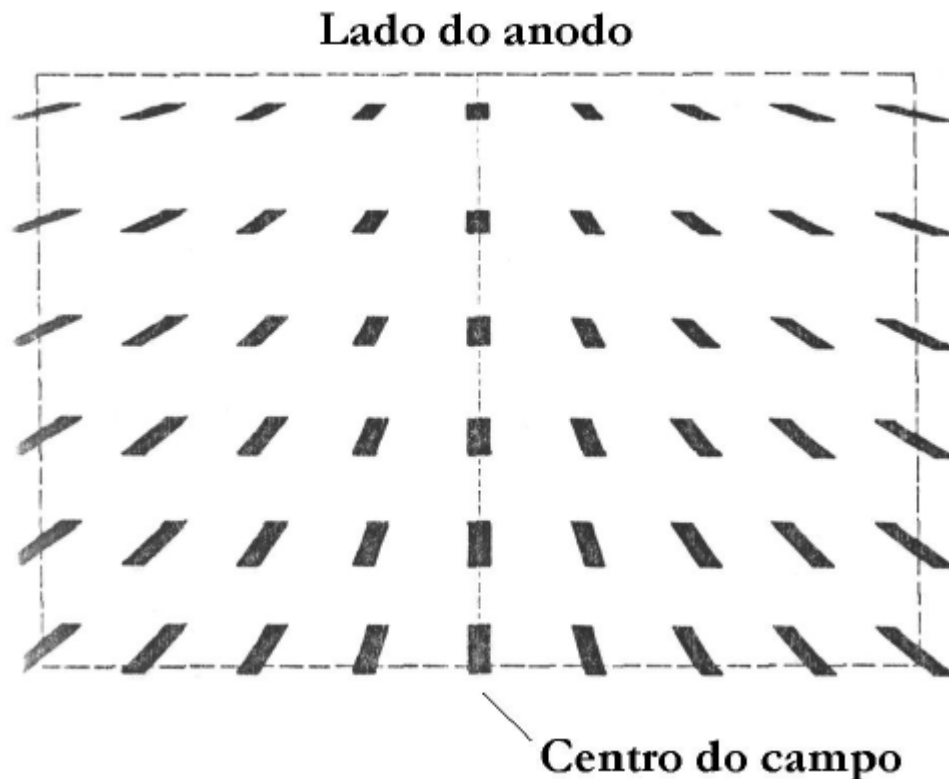


Figura 1.1 – Característica de campo em equipamentos mamográficos [Kratz, 1988]

Desse modo, para a realização de alguns procedimentos de controle de qualidade, a localização exata do feixe central e o alinhamento prévio do equipamento de medição devem

acontecer. Como um exemplo de extrema importância pode-se citar a medição do tamanho do ponto focal, que está diretamente relacionado à resolução espacial da imagem.

Esse alinhamento prévio é uma etapa que, na maioria das vezes, é demorada, imprecisa, pode utilizar muitos filmes de raio X e expor o operador à radiação.

### **1.3 Objetivo do Projeto**

---

Assim, o projeto consiste na construção de um sistema capaz de determinar com precisão a localização do raio central do feixe a partir da aquisição de uma imagem radiográfica digital, utilizando um sensor CCD odontológico, em uma posição qualquer do campo. A partir disso, um suporte bidirecional é movimentado por motores de passo alinhando-se automaticamente ao raio central do feixe, de modo a permitir um alinhamento preciso, automático, sem exposição do operador à radiação e sem a utilização de filmes de raio X. Com isso, o tempo necessário para que os procedimentos de avaliação de qualidade que necessitam de um alinhamento prévio sejam realizados será bem menor do que o tempo gasto atualmente.



---

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

---

### 2.1 Introdução

---

Neste capítulo será apresentado o funcionamento de um tubo de raios X focando nos detalhes relevantes para a monografia, a importância do alinhamento do sistema, o estado da arte de sistemas de alinhamento com o feixe central de raios X em aparelhos de radiologia, onde serão listados os equipamentos de alinhamento existentes até a presente data e as limitações dos mesmos.

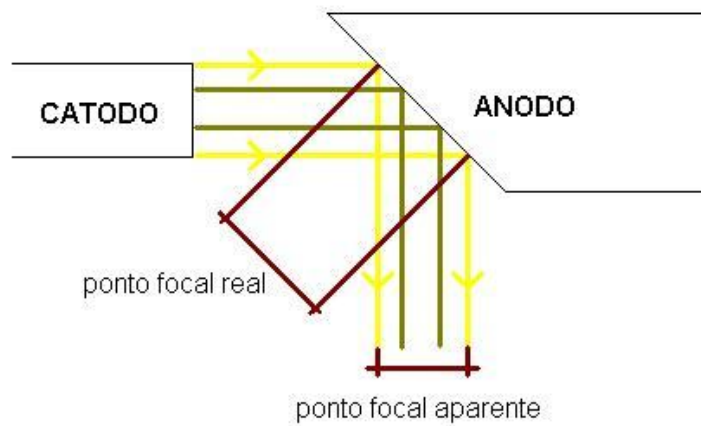
### 2.2 Tubo de Raios X

---

Os dois principais elementos que compõe um tubo de raios X são o anodo e o catodo, os quais ficam dentro de um tubo de vidro a vácuo. Quando o catodo é aquecido, por uma corrente que passa pelo filamento, elétrons são emitidos de sua superfície e se deslocam em direção ao anodo, carregados positivamente.

A diferença de voltagem entre o catodo e o anodo é extremamente alta, portanto os elétrons se movimentam com grande velocidade e, ao chocarem-se com um átomo de tungstênio do anodo uma energia é liberada na forma de um fóton de raios X. Essas colisões geram muito calor e, com o tempo, danificam o ânodo.

A parte do anodo onde são incididos os elétrons é ponto focal. E o tamanho dele está diretamente relacionado com a resolução do sistema e conseqüentemente com a qualidade da imagem. Pode-se dizer que quanto menor for o ponto focal, mais nítida será a imagem, porém menor será a vida útil do tubo, devido à área de dissipação de calor ser reduzida. Para contornar esse problema são utilizados dois artifícios: anodos inclinados, fazendo com que a área de dissipação de calor seja maior do que o tamanho aparente do ponto focal, como pode ser visto na Figura 2.1; e outro artifício são os anodos giratórios, que se movimentam circularmente para reduzir a absorção de calor em apenas um ponto.



**Figura 2.1 – Tamanho do ponto focal no tubo de raio X**

Assim, na construção de um tubo de raios X é preciso equilibrar a sua resolução e seu tempo de vida.

## 2.3 Alinhamento do Sistema

---

Como citado anteriormente, o tamanho do ponto focal está diretamente relacionado à qualidade da imagem, pois na prática, não existe um ponto focal puntiforme e, portanto em um sistema de raios X, penumbras surgirão.

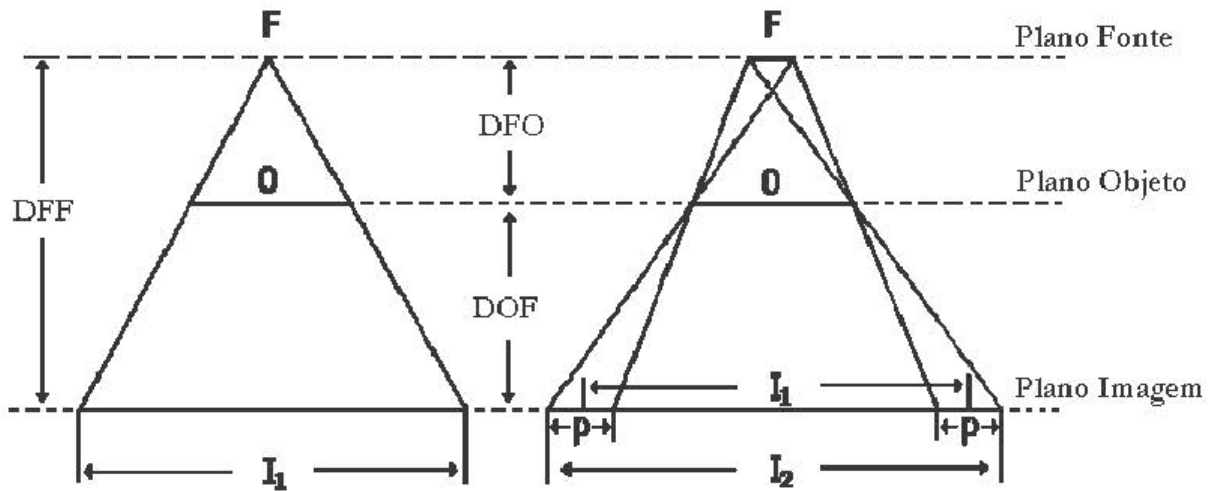


Figura 2.2 - Influência da dimensão do ponto focal na nitidez das imagens radiográficas [VIEIRA, 2005]

É possível observar na Figura 2.2, que um ponto focal com dimensões finitas gera uma região de penumbra ( $p$ ) parcialmente atingida pela fonte ( $F$ ). Essa penumbra varia de acordo com a posição em que o objeto é colocado no campo (Figura 1.1). Essas deformações e tamanhos distintos dificultam a medição dos parâmetros necessários para a avaliação do aparelho.

Portanto, para o controle de qualidade de aparelhos radiológicos, a medição do ponto focal, por exemplo, deve ser feita com um alinhamento prévio do sistema e o centro do feixe de raios X para que o resultado dos testes de qualidade sejam confiáveis e válidos.

## 2.4 Estado da Arte

O desalinhamento máximo permitido pela norma NEMA XR5 entre o sistema de medição e o feixe central de raios X é de 0,5 graus [NEMA, 1992]. Desse modo, para fazer o controle de qualidade são necessários métodos e dispositivos para auxiliar na etapa de alinhamento.

Nesta parte do capítulo, serão apresentados alguns sistemas encontrados na literatura e alguns disponíveis comercialmente para cumprir tal tarefa.

### 2.4.1 Costa e Furquim

Em 1996, Costa e Furquim propuseram um sistema utilizando um sensor CCD (*Sens-A-Ray – Regam Medical Systems*) [COSTA et al, 1977], com o intuito de eliminar a utilização dos écrans que eram os sensores mais usuais no processo de alinhamento até então. Desse modo foi possível evitar a exposição do operador à radiação e eliminou-se a subjetividade inerente ao processo de visualização do desalinhamento de acordo com a luz emitida pelo écran.

Os autores propuseram um sistema de alinhamento baseado em uma imagem de um dispositivo de acrílico o qual possui em seu interior cinco circunferências de tungstênio: quatro delas posicionadas formando um quadrado em uma das faces, e a quinta, na outra face, está centralizada em relação às outras.



**Figura 2.3 - Dispositivo de verificação de alinhamento**

Esse dispositivo deve ser colocado em um plano paralelo ao sensor CCD, e eles devem ser posicionados abaixo do feixe central de raios X, aproximadamente. Assim através da imagem das esferas obtida pelo sensor, pode-se calcular o desalinhamento através do cálculo da distância da imagem da esfera central em relação à imagem das outras quatro esferas.

Após os cálculos do desalinhamento, o sistema, sensor-acrílico, é deslocado para correção do desalinhamento e uma nova imagem é capturada. Esse processo é repetido até que o sistema esteja alinhado de acordo com o as normas do padrão NEMA [NEMA, 1992].

Esse processo de alinhamento é extremamente trabalhoso e demorado, além de exigir um operador já treinado para a execução [FURQUIM et al, 1977]. Por outro lado, a substituição dos filmes pelo sensor CCD diminuiu consideravelmente o custo por operação de alinhamento, devido às várias imagens que podem ser requisitadas durante o processo. Além disso, a exposição necessária para um contraste adequado é bem menor do que a requerida por um filme convencional ou um sistema ecrán-filme [COSTA et al, 1977], diminuindo o desgaste do tubo em teste.

#### 2.4.2 Castellar

Em 2004, Castelar, utilizando uma matriz de sensores e um sistema de fenda em cruz desenvolveu um sistema de alinhamento automático [CASTELLAR, 2004]. Uma fenda em cruz é utilizada em um plano paralelo posicionado acima da matriz de sensores de luz. A disposição desses dois componentes se dá de tal forma que quando eles estiverem alinhados com o feixe central de raios X, todos os sensores serão excitados. Dessa maneira, dependendo dos sensores que foram excitados, motores de passos são acionados para o alinhamento correto do sistema.

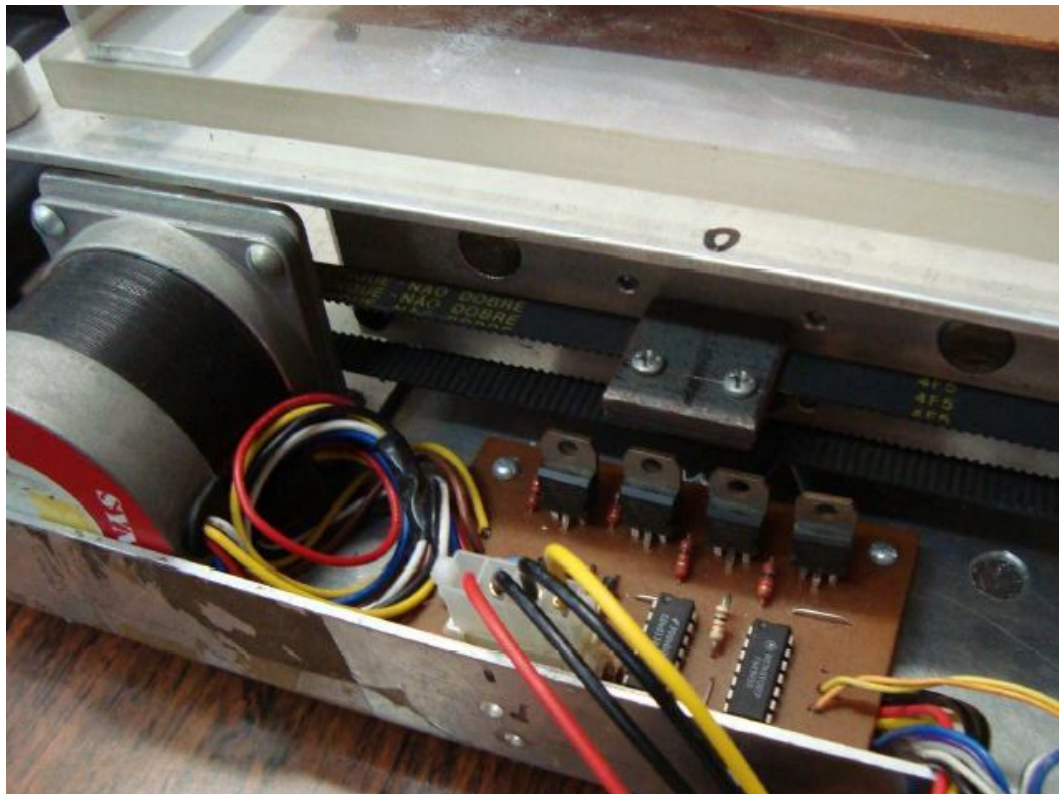


Figura 2.4 - Sistema de movimentação de Castellar

Uma solução automática e mais rápida, porém, o deslocamento do suporte móvel por motores é deficiente, devido ao sistema de tração e movimentação ser feito por correias (Figura 2.4), causando certa imprecisão no posicionamento, como visto e analisado no laboratório de desenvolvimento deste projeto.

### 2.4.3 Nersissian

Em 2004, Nersissian <sup>[NERSISSIAN, 2004]</sup> desenvolveu um sistema de movimentação muito eficaz utilizando o mesmo sensor CCD (*charge-coupled device*) odontológico e o sistema de cálculo de desalinhamento de Costa et al <sup>[COSTA et al, 1977]</sup>.

Como no dispositivo de Costa e Furquim, a partir dos cálculos da imagem do dispositivo de acrílico de verificação de alinhamento, Figura 2.3, deve-se alinhar manualmente a mesa móvel, e então se efetua outro disparo de raios X para a verificação do alinhamento. Se este não for aceitável, repete-se todo o procedimento até que a mesa esteja perfeitamente alinhada. O alinhamento é verificado a partir da imagem radiográfica das esferas. Se a esfera superior ficar exatamente no centro do quadrado formado pelas quatro esferas inferiores, o dispositivo está alinhado.

A grande evolução está no sistema de movimentação que é feito através de fusos e guias lineares, tendo uma precisão muito bem definida, pois a mesma depende apenas das dimensões e configurações do fuso (eixo de deslocamento) que são confeccionados com alta precisão.



Figura 2.5 – Foto ilustrativa da mesa móvel e do sensor CCD [NERSISSIAN, 2004]

Porém, o problema do posicionamento manual não foi resolvido, já que o operador precisa se deslocar até o equipamento de raios X após cada exposição para deslocá-lo manualmente para uma nova posição. Além disso, para cada reposicionamento, uma nova exposição deve ser feita e o alinhamento deve ser verificado. Todo este processo deve ser repetido até que o alinhamento correto seja obtido.

#### 2.4.4 Dispositivos Comerciais

Alguns dispositivos comerciais da *Nuclear Associates* de alinhamento com o feixe central de raios X foram encontrados, porém ainda existem deficiências a serem superadas.

O primeiro a ser apresentado é um sistema de alinhamento chamado *Collimator/Beam Alignment Test Tool* (07-661-7662) [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]. O sistema é composto por dois dispositivos:

- *Beam Alignment Test Tool*, que é um cilindro plástico de 152,4 mm de altura com uma esfera de aço de 1.5875 mm de diâmetro em cada extremidade;
- *Collimator Test Tool*, que é uma placa plana com um contorno retangular e marcações gravadas em sua superfície.

O sistema todo deve ser posicionado como mostrado na Figura 2.7, lembrando que se deve assegurar que o feixe do tubo de raios X esteja em uma posição perpendicular em relação ao *collimator test tool* [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005].

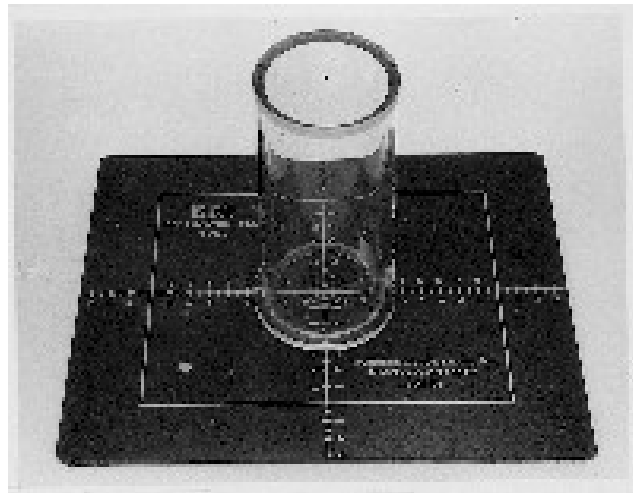


Figura 2.6 - Collimator/Beam Alignment Test Tool [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

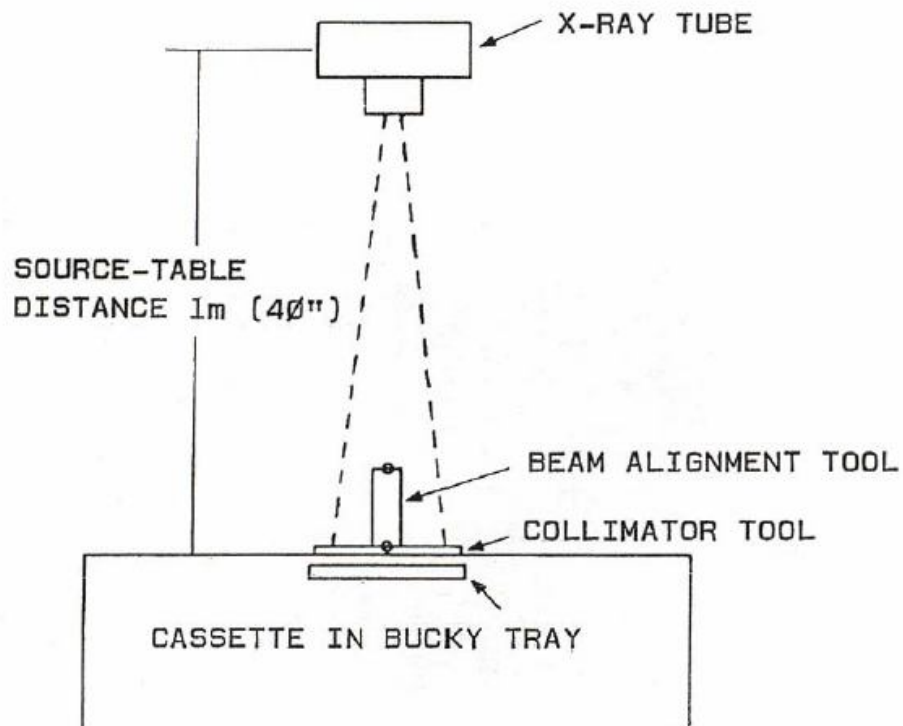


Figura 2.7 - Funcionamento do sistema Collimator/*Beam Alignment Test Tool* [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Após ajustar uma distância de 1 m entre a mesa e a fonte, o disparo é feito, e então se analisa as imagens das esferas de aço.

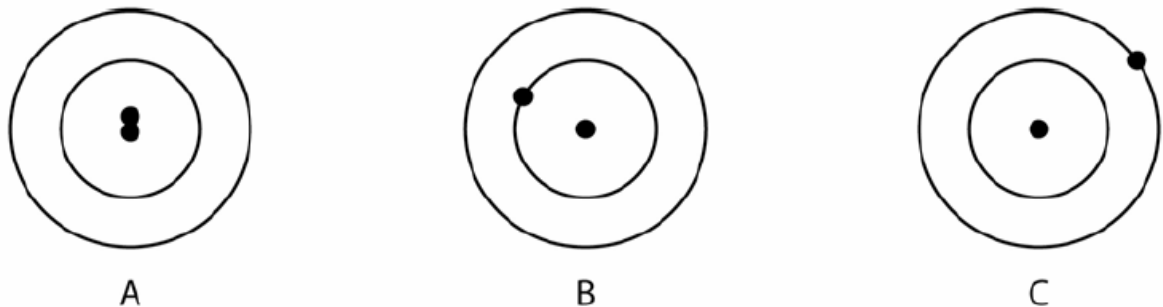


Figura 2.8 - Interpretação da imagem das esferas no dispositivo *Beam Alignment Test Tool* [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Na Figura 2.8:

- A: ângulo entre o raio central e a normal da imagem é menor que  $1,5^\circ$ ;
- B: ângulo entre o raio central e a normal da imagem é aproximadamente  $1,5^\circ$ ;

- C: ângulo entre o raio central e a normal da imagem é aproximadamente  $3^\circ$ ;

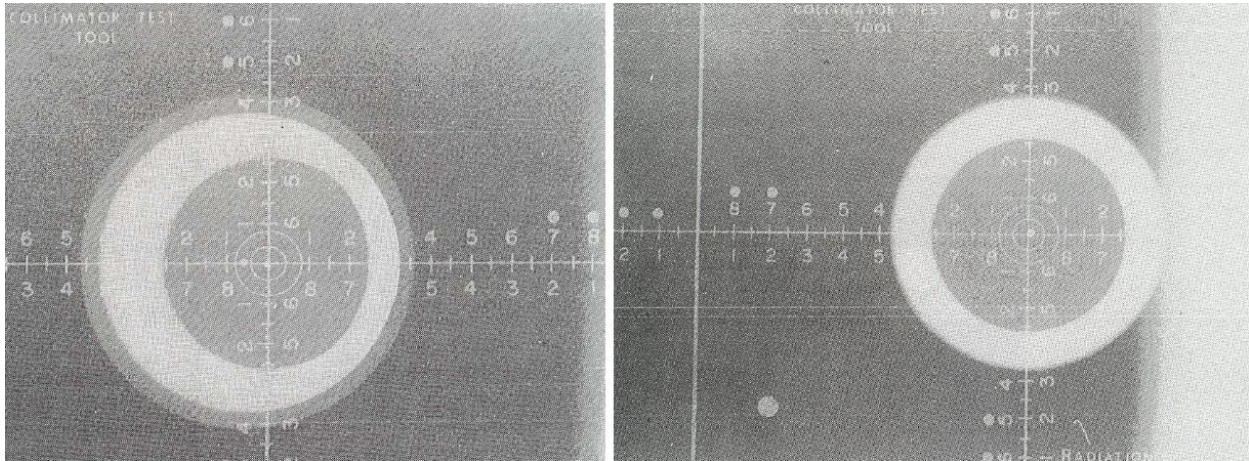


Figura 2.9 - Exemplo de imagem do *Collimator/Beam Alignment Test Tool* [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Então, para que o sistema fique alinhado, caso haja algum desalinhamento, é preciso deslocar o dispositivo manualmente de acordo com as medidas verificadas na imagem.

Outro dispositivo de alinhamento da *Nuclear Associates* é adquirido com um conjunto de teste de ponto focal chamado *Mammography Focal Spot Measurement Test Stand* (07-623)

[NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

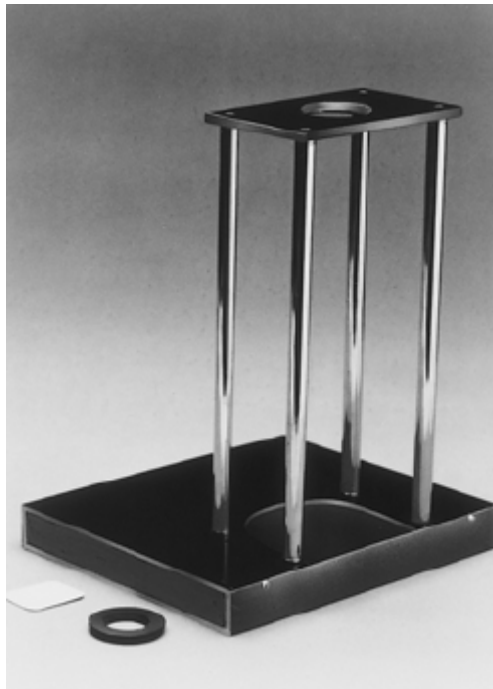
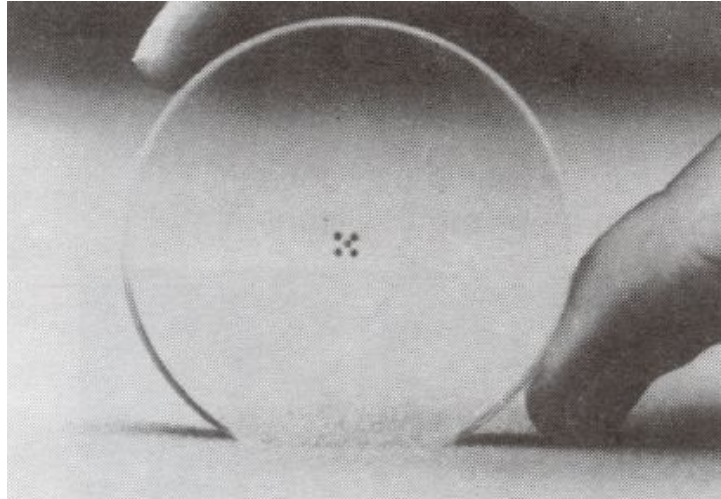


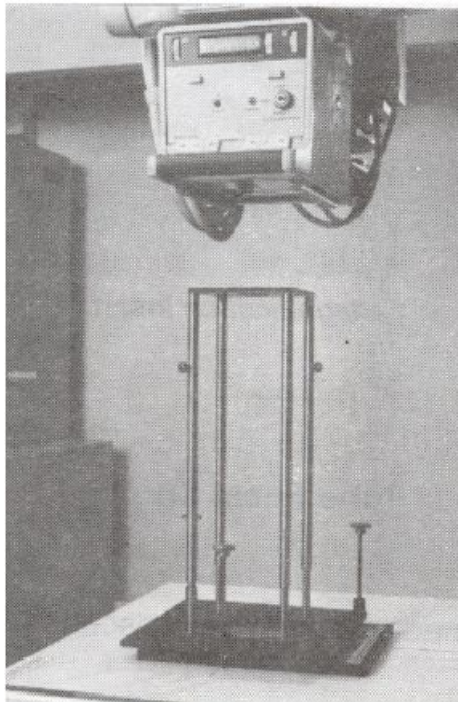
Figura 2.10 - *Mammography Focal Spot Measurement Test Stand* [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Este sistema também possui o dispositivo de verificação de alinhamento da *Nuclear Associates* ilustrado anteriormente na Figura 2.3.



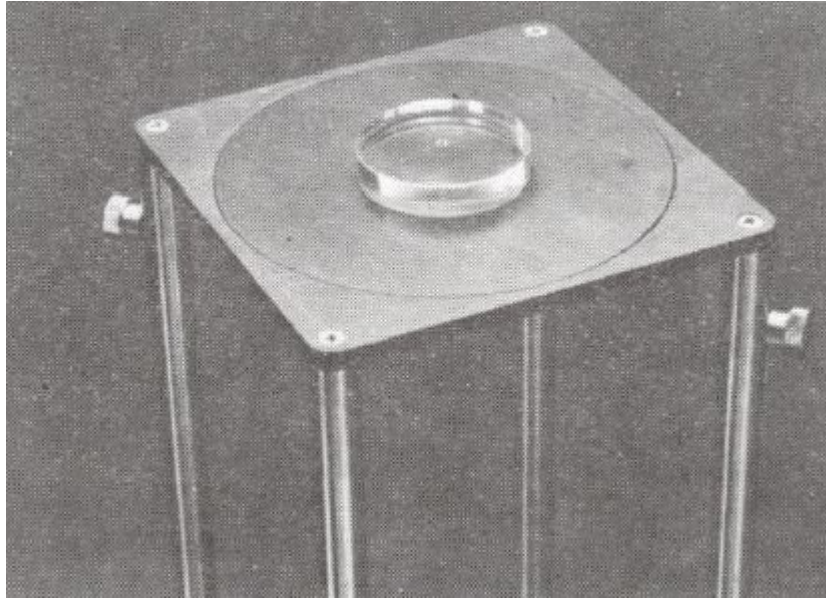
**Figura 2.11 - Dispositivo de alinhamento para teste de ponto focal** [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Para o alinhamento, primeiramente é colocado o sistema abaixo do feixe de raios X.



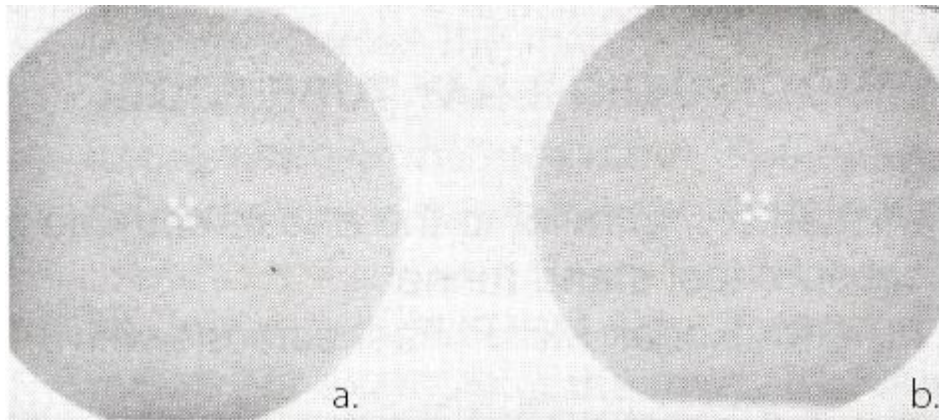
**Figura 2.12 - Mesa de teste de ponto focal em cima do dispositivo de alinhamento** [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Em seguida, coloca-se o dispositivo de alinhamento para teste de ponto focal, Figura 2.11, em cima da mesa de teste de ponto focal.



**Figura 2.13 - Dispositivo de alinhamento em cima da mesa de teste** [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Então, ajusta-se a distância entre este dispositivo e o filme, as configurações de disparo do raio X e o dispositivo de alinhamento (acrílico), para que duas esferas não-adjacentes formem uma linha paralela ao eixo anodo-catodo.



**Figura 2.14 - Imagem referentes ao dispositivo de alinhamento; a.: alinhado; b.: desalinhado** [NUCLEAR ASSOCIATES, 2005]

Como no dispositivo anterior, o procedimento deve ser repetido até que o alinhamento apropriado seja adquirido.

## 2.5 Conclusão

---

Como mostrado, todos os sistemas de alinhamento possui alguma pendência a ser melhorada, utilização de muitos filmes, tempo elevado para o alinhamento, necessidade de pessoa treinada para a tarefa, alinhamento impreciso, etc.

Assim esse trabalho de conclusão de curso, apresenta uma solução para as pendências mais críticas listadas durante esta revisão bibliográfica, a fim de melhorar o sistema de controle de qualidade em aparelhos radiográficos, em especial, mamógrafos.



---

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 3.1 Introdução

---

Verificando a deficiência de todos os dispositivos apresentados e tendo como base o trabalho de Nersissian, este projeto teve como objetivo desenvolver um sistema de alinhamento automático, de modo que, a partir da imagem digital do dispositivo de verificação de alinhamento, Figura 2.11, é calculada a posição exata que a mesa se encontra no campo e a partir disso qual a distância que ela deve ser deslocada em cada uma das direções (perpendicular e paralela ao eixo catodo-anodo) para que ela fique perfeitamente alinhada com o raio central do feixe. Esses valores são transmitidos a um microcontrolador via comunicação USB, que decodifica e envia o número correto de pulsos aos motores de passos. E estes movimentam automaticamente o sistema para a posição desejada, confirmando o alinhamento. Com isso, todo o processo é automático e consome um tempo muito pequeno comparado com os dispositivos similares disponíveis atualmente.

Para um melhor entendimento do projeto, ele foi dividido cinco partes:

- *Hardware*: referente ao circuito elétrico;
- *Software*: referente ao programa de computador responsável tanto pelo cálculo do desalinhamento quanto pelo envio das informações ao microcontrolador;
- *Firmware*: referente ao conjunto de instruções operacionais programadas diretamente no microcontrolador;
- Placa de Circuito Impresso: referente ao confeccionamento de uma placa de circuito impresso;
- Projeto Mecânico: referente à confecção do suporte mecânico móvel (bidirecional).

### 3.2 Hardware

---

Primeiramente foi realizado um estudo completo sobre os componentes disponíveis no mercado e a compatibilidade entre eles para que o melhor conjunto fosse escolhido para a implementação. Em seguida, o *hardware* em si foi projetado.

### 3.2.1 Estudo e Escolha dos Componentes

Na montagem do hardware, utilizou-se um microcontrolador PIC (*Programmable Interface Controller*) para a interpretação dos dados recebidos via USB, dois motores de passo para a movimentação da mesa em dois eixos perpendiculares entre si, dois *drivers* para a adequação dos parâmetros elétricos entre o PIC e os motores de passo, além de componentes como resistores, capacitores, leds, cabos, fonte, etc.

#### 3.2.1.1 PIC – *Programmable Interface Controller*

---

Ao fazer uma pesquisa entre os microcontroladores disponíveis comercialmente, foi encontrada uma família de PICs produzida pela empresa *Microchip* que suporta a comunicação USB: PIC18F2455/2550/4455/4550 <sup>[MICROCHIP, 2004]</sup>. E dentre estes, devido à disponibilidade no mercado local, utilizou-se o PIC18F4550 para o projeto proposto. Algumas características desse microcontrolador:

- Frequência de operação de até 48MHz
- Memória de programa: 32768 Bytes e Memória de dados: 2048 Bytes
- 20 fontes de interrupção
- 5 portas de entrada e saída
- 4 *timers* e 2 comparadores
- Comunicação serial: MSSP, Enhanced USART
- **1 módulo USB (*Universal Serial Bus*)**
- Conversor AD

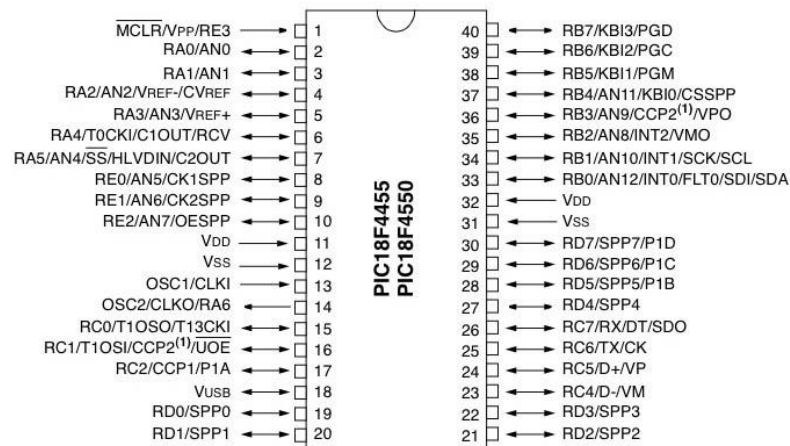


Figura 3.1 - PIC18F4455 [MICROCHIP, 2004]

Se alimentado com 5V, sua saída será de 4,3V com uma corrente máxima de saída de 25mA, que é suficiente para a excitação de um *driver* comum para motor de passos.

### 3.2.1.2 Motor de passos

Os motores de passos possuem torque de  $5,0 \text{ Kg} \cdot \text{cm}$ , equivalente a aproximadamente  $0,49 \text{ N} \cdot \text{m}$  e são capazes de movimentar o sistema mecânico com facilidade, pois o suporte móvel é um sistema de deslocamento com fuso e foi confeccionado com material leve.

Foram utilizados também motores de passo unipolares por terem um funcionamento mais simples e, portanto, de fácil implementação via *software* (Figura 3.2).

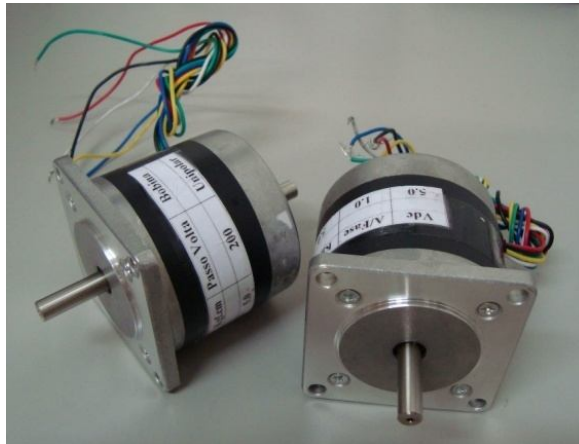


Figura 3.2 - Motores de passo

A características dos motores de passos utilizados são:

- 5,0 Vdc
- 1,0 A/Fase
- 5,0 Kgf-cm
- 200 passos/volta
- Bobina Unipolar

Esses motores possuem seis fios, dos quais, dois deles, **a** e **b** (Figura 3.3), são referentes à alimentação ou terra (dependendo do modo de funcionamento) e os outros quatro, **1a**, **1b**, **2a** e **2b**, estão ligados às bobinas e funcionam da seguinte maneira: se os fios **a** e **b** forem aterrados, a excitação de cada bobina se dará aplicando uma tensão de 5V no fio referente. Sendo assim, se excitarmos uma bobina de cada vez e em ordem horária, 1-2-3-4 (Figura 3.3), ou anti-horária, 4-3-2-1, o motor girará devido ao campo elétrico produzido pelas bobinas.

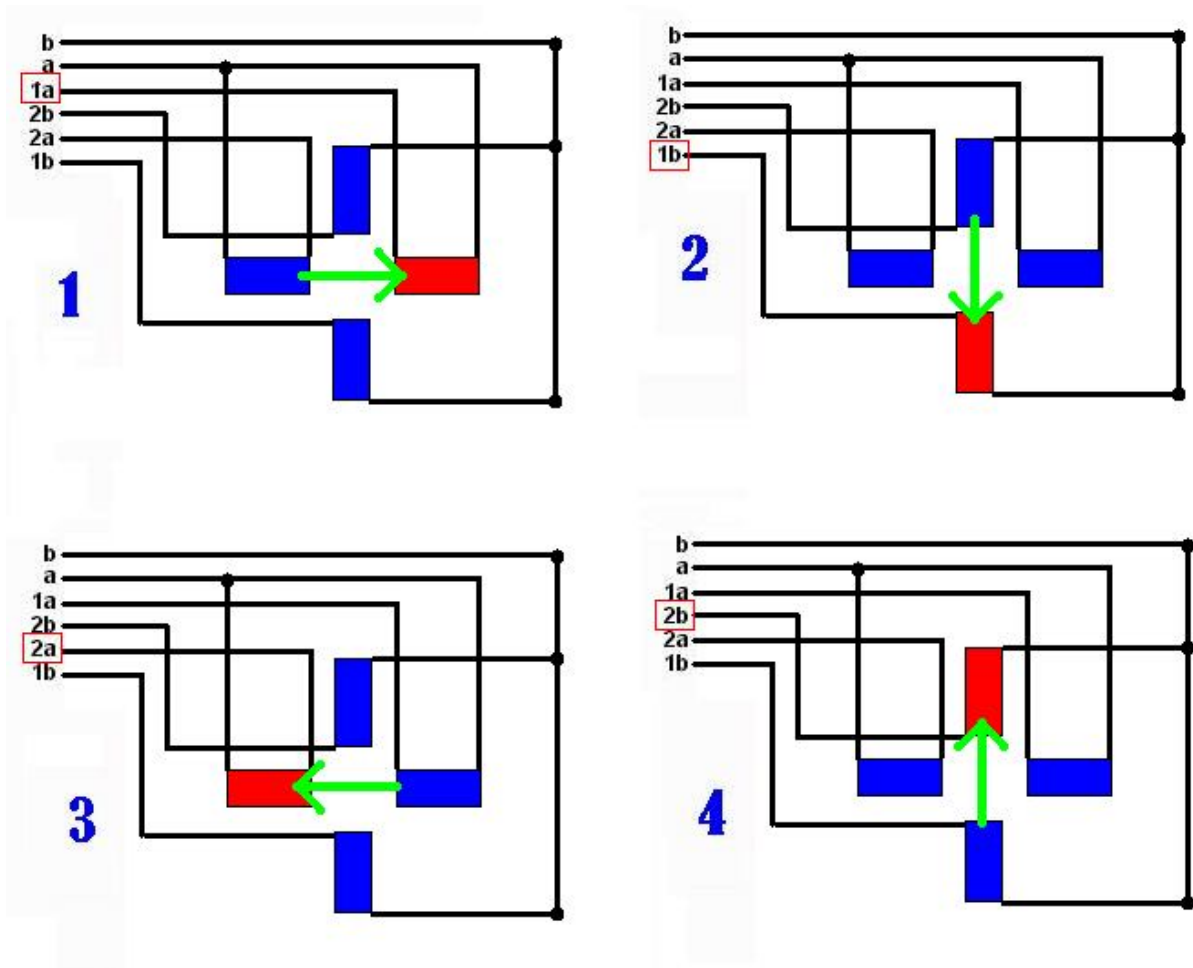


Figura 3.3 - Funcionamento do motor de passos

Tendo em mente as especificações listadas anteriormente, e o fato de que serão utilizados dois motores de passo, para o projeto utiliza-se também uma fonte de tensão contínua de 5V com capacidade de fornecer 4A de corrente (maior do que 2A – dois motores) produzida pela *Hayonik* (Figura 3.4).



Figura 3.4 - Fonte de tensão 5V

### 3.2.1.3 Driver

A ponte entre o microcontrolador e o motor de passos é um *driver*, que adaptará a saída do microcontrolador à entrada dos motores de passo.

Como a tensão de saída do PIC é aproximadamente 4,3V [MICROCHIP, 2004], não é necessário elevá-la para ligar ao motor, porém sua capacidade de corrente é muito pequena, em torno de 25mA, fazendo-se necessário a utilização desse *driver*.

O *driver* utilizado foi o L298 – *Dual full-bridge driver* (Figura 3.5), pois possui quatro entradas (referente a um motor) e é facilmente encontrado no comércio local, além de proporcionar uma comunicação viável entre o microcontrolador e o motor de passos, pois possui entrada de nível lógico baixo entre -0,3V e 1,5V e de nível lógico alto entre 2,3V e Vcc (nível lógico alto). Exige uma corrente máxima de entrada de 100μA para nível lógico alto [STMICROELECTRONICS, 2000], possui uma saída de aproximadamente Vcc e pode fornecer até 4A de corrente.



Figura 3.5 - Driver L298

### 3.2.2 Arquitetura

O *hardware* pode ser dividido em três blocos, e cada componente descrito na seção anterior é responsável por um bloco. Desse modo, o primeiro bloco foi implementado utilizando o microcontrolador PIC; o segundo bloco, utilizando o *driver* e o terceiro bloco, utilizando os motores de passo. A Figura 3.6 mostra os procedimentos de *hardware* para o alinhamento automático.

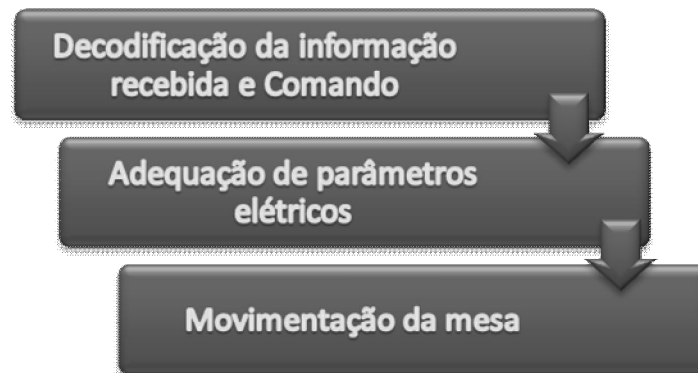


Figura 3.6 - Etapas de *hardware* para o alinhamento automático

#### 3.2.2.1 Decodificação da informação recebida e Comando

Os dados enviados pelo computador chegam diretamente ao PIC através do cabo USB. O microcontrolador interpreta os dados codificados separando-o em duas partes, uma referente ao movimento na direção paralela e outra na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo. Então, com esses dados (*Strings*) é possível obter o sentido em que o motor de passo deve

girar e o número de passos para o alinhamento da mesa. Em seguida utilizando as portas do PIC, esses passos são enviados, conforme o funcionamento do motor, para o *driver*. A Figura 3.7 ilustra o esquema do *hardware* montado para o funcionamento do PIC:

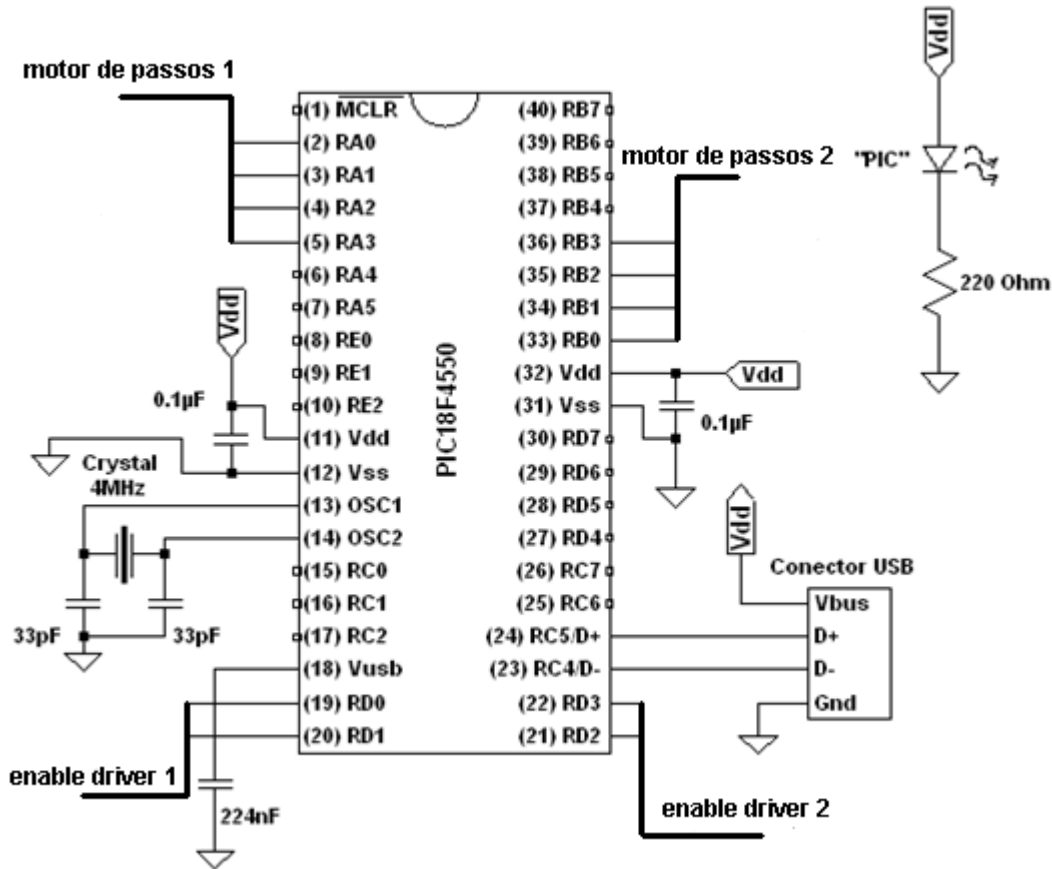


Figura 3.7 - *Hardware*: PIC18F4550

Como se pode observar pela Figura 3.7, as portas A e B são responsáveis pelo envio dos passos e a porta D é responsável pelo sinal de *enable* dos *drivers*.

A alimentação Vdd é fornecida pelo próprio PC, via USB, e existe capacitores de 0,1µF entre Vdd e Vss bem próximo dos pinos do PIC, recomendado para evitar eventuais oscilações da fonte, bem como um capacitor multicamada de 224nF (recomendado 220nF  $\pm 20\%$  pelo *datasheet* <sup>[MICROCHIP, 2004]</sup>), afim de uma conexão USB mais estável.

E como oscilador, foi utilizado um crystal de 4MHz com capacitores cerâmicos de aterramento de 33pF para utilizarmos o modo de oscilação XT (*crystal/ressonator*).

### 3.2.2.2 Adequação de parâmetros elétricos

O microcontrolador possui uma corrente de saída máxima muito baixa e incapaz de excitar o motor de passos, porém suficientemente grande para acionar o *driver* e este sim excitar o motor. Na Figura 3.8 é apresentada a arquitetura que foi definida utilizando o *datasheet* do L298 [STMICROELECTRONICS, 2000].

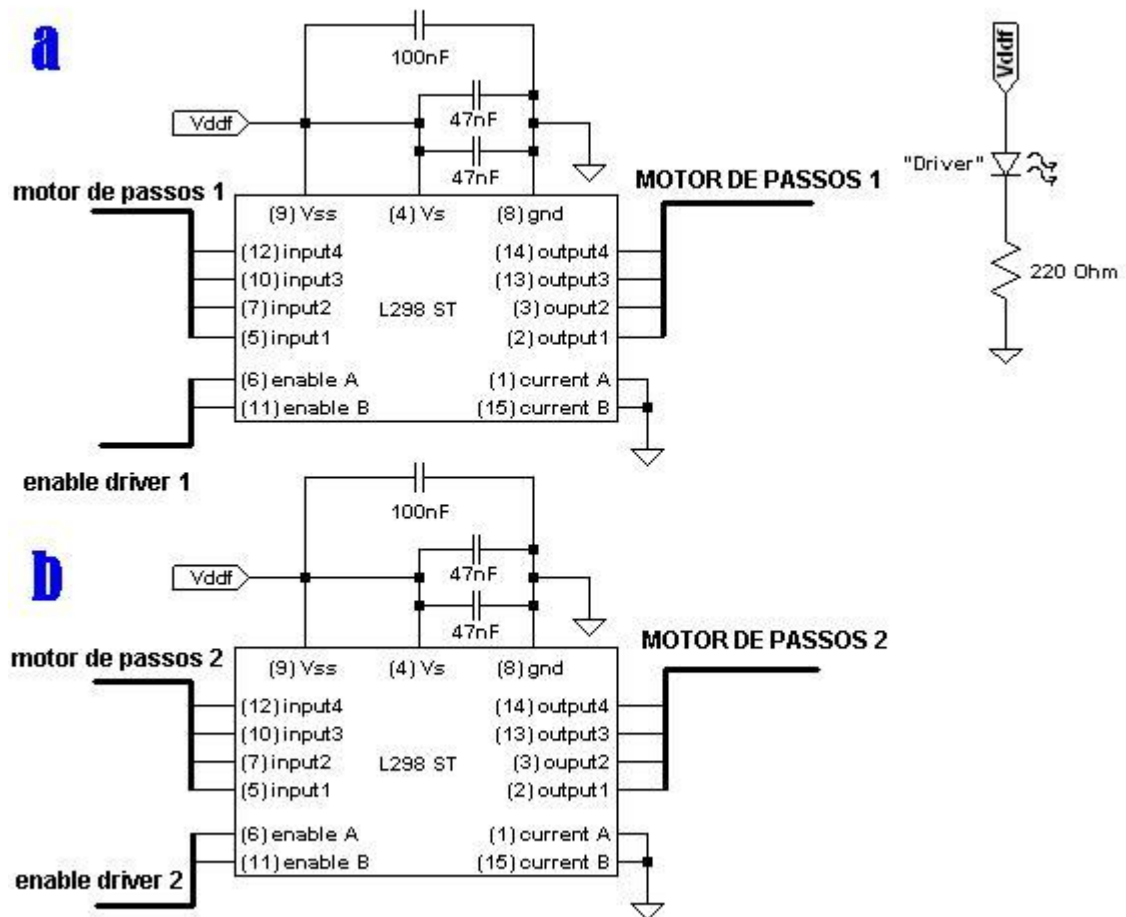


Figura 3.8 – *Hardware: Driver*. a) referente à direção paralela ao eixo anodo-catodo b) referente à direção perpendicular ao eixo anodo-catodo

Os sinais que saem do microcontrolador tanto de *enable* quanto referente aos passos de cada motor são ligados nas entradas do *driver*, além das alimentações (fonte e alimentação lógica) fornecido pela fonte de 5V, as quais possuem capacitores com o propósito de evitar flutuações nas tensões.

Já os pinos *current sensing* foram aterrados. Neles geralmente colocam-se resistores para controlar a corrente de carga, porém essa ferramenta não foi utilizada no projeto.

### 3.2.2.3 Movimentação da mesa

A medição dos valores de resistência dos seis fios dos motores de passo permitiu a montagem da Tabela 3.1.

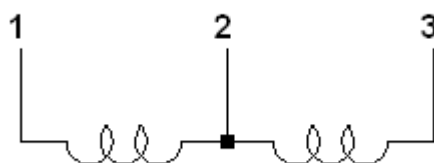
**Tabela 3.1 - Resistência entre os fios do motor de passos**

Valores em $\Omega$ (aproximados)	PRETO	BRANCO	VERDE	AMARELO	VERMELHO
AZUL	5	$\infty$	$\infty$	10	$\infty$
VERMELHO	$\infty$	5	10	$\infty$	
AMARELO	5	$\infty$	$\infty$		
VERDE	$\infty$	5			
BRANCO	$\infty$				

De acordo com a tabela, existem dois grupos de fios:

- Preto, azul e amarelo
- Branco, vermelho e verde

Para cada grupo pode se adotar a configuração apresentada na Figura 3.9.



**Figura 3.9 - Configuração de fios genérica do motor de passos**

De acordo com o observado na Figura 3.9, a resistência entre 1 e 3 é o dobro da resistência entre 2 e 1 ou 2 e 3. Desse modo, os fios comuns são o preto e o branco, referentes ao número 2 da figura. E os outros quatro fios são para o controle dos passos. Como as cores dos fios desse motor não obedecem a nenhum padrão, a ordem correta deles foi descoberta experimentalmente durante os testes de passos. E uma tarefa pouco trabalhosa retornou a seqüência de cores para o motor girar no sentido horário, Figura 3.10.

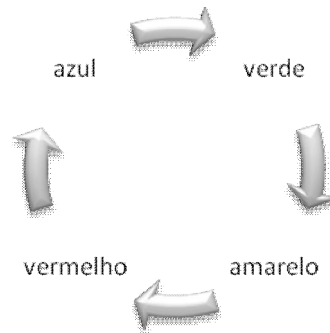


Figura 3.10 - Seqüência de cores para girar o motor no sentido horário

Portanto a saída do *driver* tem a seguinte ligação:

- *Output1* – Verde
- *Output2* – Amarelo
- *Output3* – Vermelho
- *Output4* – Azul

Na Figura 3.11 pode ser visualizada uma ilustração que representa a ligação do motor:

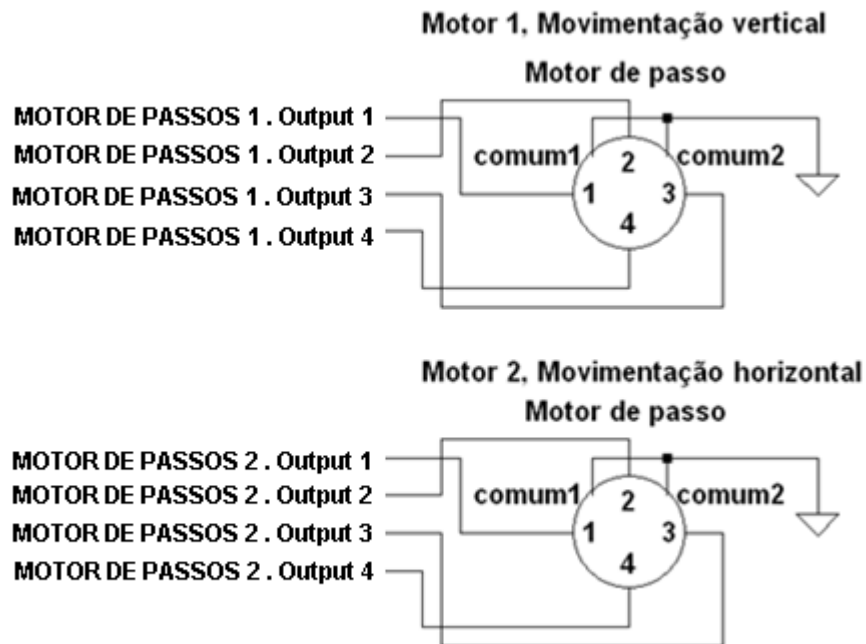


Figura 3.11 - *Hardware*: Motor de passos. Movimentação vertical: paralelo ao eixo anodo-catodo.  
Movimentação horizontal: perpendicular ao eixo anodo-catodo.



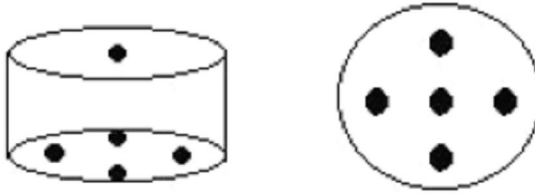


Figura 3.13 - Dispositivo de verificação de alinhamento e exemplo de imagem capturada (sistema desalinhado) [OLIVEIRA JR. et al, 2008]



Figura 3.14 – *VisualiX eHD Intraoral Sensor* [GENDEX,2009]

O cálculo do desalinhamento funciona da seguinte maneira: Primeiramente, utilizando um sistema de aquisição *VisualiX eHD Intraoral Sensor* (sensor odontológico), captura-se a imagem produzida pelo dispositivo de verificação de alinhamento, como na Figura 3.15.

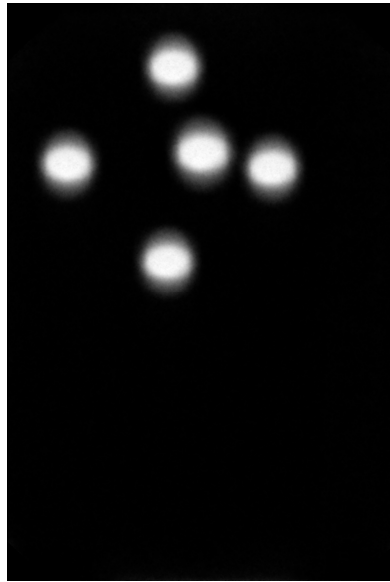


Figura 3.15 - Imagem obtida pelo sensor odontológico

Observe que a esfera interna não está no centro, o que caracteriza o desalinhamento com o feixe central. Para o cálculo desse desalinhamento, é preciso primeiramente encontrar os centros de cada esfera e então calcular a magnificação.

$$m = \frac{d_1 + d_2}{a},$$

Equação 3:1 - Magnificação  $m$

Onde  $m$  é a magnificação,  $d_1$  e  $d_2$  são as distâncias entre as projeções das esferas externas na imagem de raios X <sup>1</sup> e  $a$  é a medida da diagonal do quadrado formado pelas esferas de tungstênio.

Como a esfera interna não está no mesmo plano das esferas externas, é preciso calcular a magnificação para essa esfera também, a qual será chamada de  $m'$ .

---

<sup>1</sup> Média das distâncias entre as esferas externas no eixo vertical e horizontal em cm (conversão de pixel para centímetro). Conversão: multiplica-se a distância euclidiana em *pixels* pelo tamanho de cada *pixel* do sensor (19,5µm).

$$m' = \frac{m}{1 - \frac{b \cdot (m - 1)}{DOI}}$$

**Equação 3:2 - Magnificação m'**

Equação obtida através das três equações abaixo:

$$DFI - DFO = DOI$$

**Equação 3:3 - Distância Objeto-imagem**

$$m = \frac{DFI}{DFO}$$

**Equação 3:4 - Magnificação m (2)**

$$m' = \frac{DFI}{DFO - b}$$

**Equação 3:5 - Magnificação m' (2)**

Onde b é a espessura do dispositivo.

Obs: A espessura do dispositivo é 12 mm e a medida da diagonal do quadrado formado pelas esferas de tungstênio é 3 mm. A distância DFO pode ser facilmente medida com fita métrica ou régua. A Figura 3.16 ilustra a influência, em um dos eixos, da espessura de 12 mm na localização da esfera interna na imagem obtida.

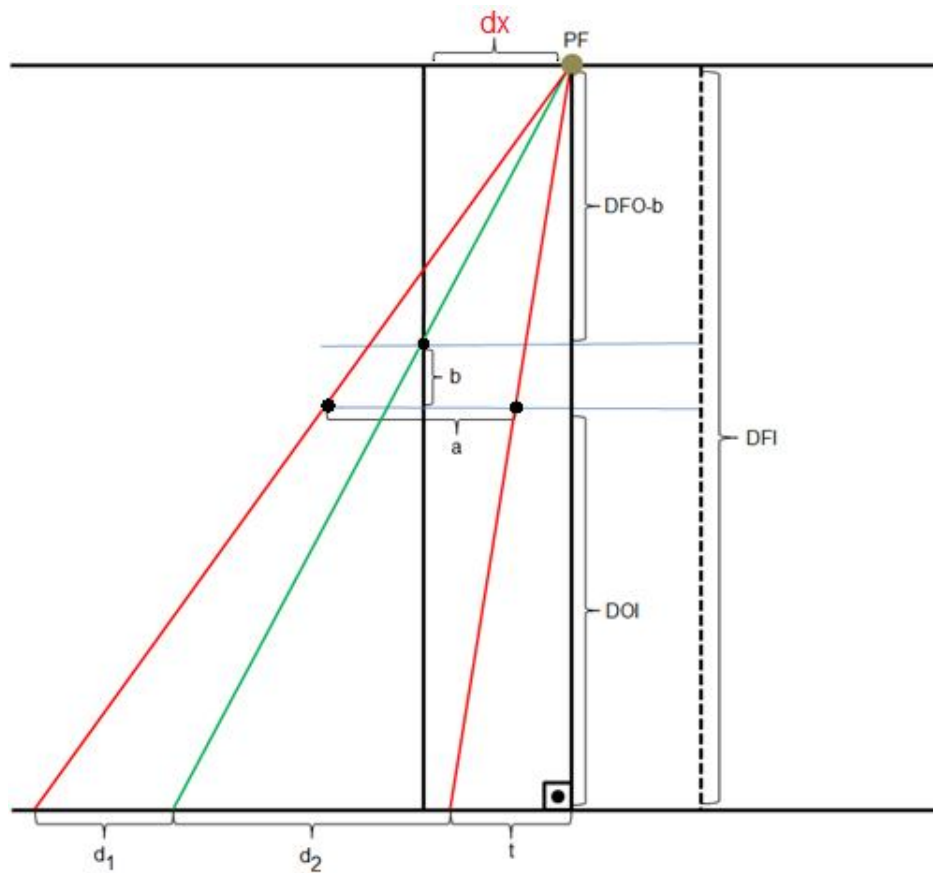


Figura 3.16 - Disposição dos raios importantes nos cálculos do deslocamento em um dos eixos <sup>[OLIVEIRA JR. et al, 2008]</sup>

A partir da Figura 3.16, pode-se notar que o sensor estará alinhado com o feixe central ( $dx = 0$ ) apenas quando  $d_1$  for igual à  $d_2$ . É possível também extrair a seguinte relação:

$$m = \frac{t}{dx - \frac{a}{2}}$$

Equação 3:6 - Magnificação m (3)

Utilizando as equações de magnificação e a Equação 3:6 obteve-se:

$$dx = \frac{d_2 - \left(\frac{m \cdot a}{2}\right)}{m' - m}$$

Equação 3:7 - Desalinhamento

Onde  $dx$  é o deslocamento em cm necessário para o alinhamento da mesa.

Esse cálculo é o mesmo tanto para o eixo vertical quanto para o eixo horizontal (visão superior do suporte).

O *software* de Oliveira Jr. [OLIVEIRA JR. et al, 2008] é realiza todos esses cálculos e a verificação do seu funcionamento foi validada com alguns testes feitos utilizando em um mamográfico do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (FMRP/USP). Utilizou-se também uma mesa manual de acrílico com suporte para o dispositivo de alinhamento e para o sensor CCD (Figura 3.17). Nesses testes experimentais, colocou-se a mesa sobre o suporte da mama (em uma posição aleatória) e foi dado o primeiro disparo de raios X, obtendo a imagem radiográfica do dispositivo desalinhado (Figura 3.18).

Utilizando o algoritmo de Oliveira Jr., observou-se que o sistema estava desalinhado 5 mm no eixo x (horizontal) e 26 mm no eixo y (vertical). Então, deslocou-se a mesa manualmente seguindo os dados fornecidos pelo *software* tentando corrigir tanto o desalinhamento horizontal quanto vertical com o auxílio de uma régua. Por fim, um novo disparo foi feito (Figura 3.19).

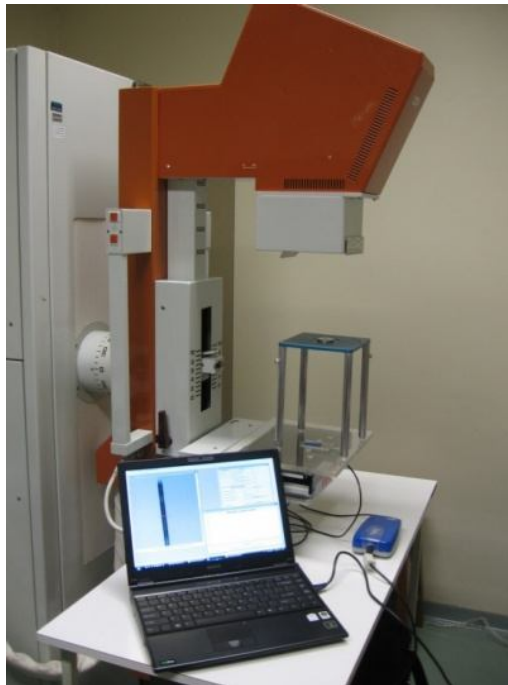


Figura 3.17 - Teste de cálculo de desalinhamento

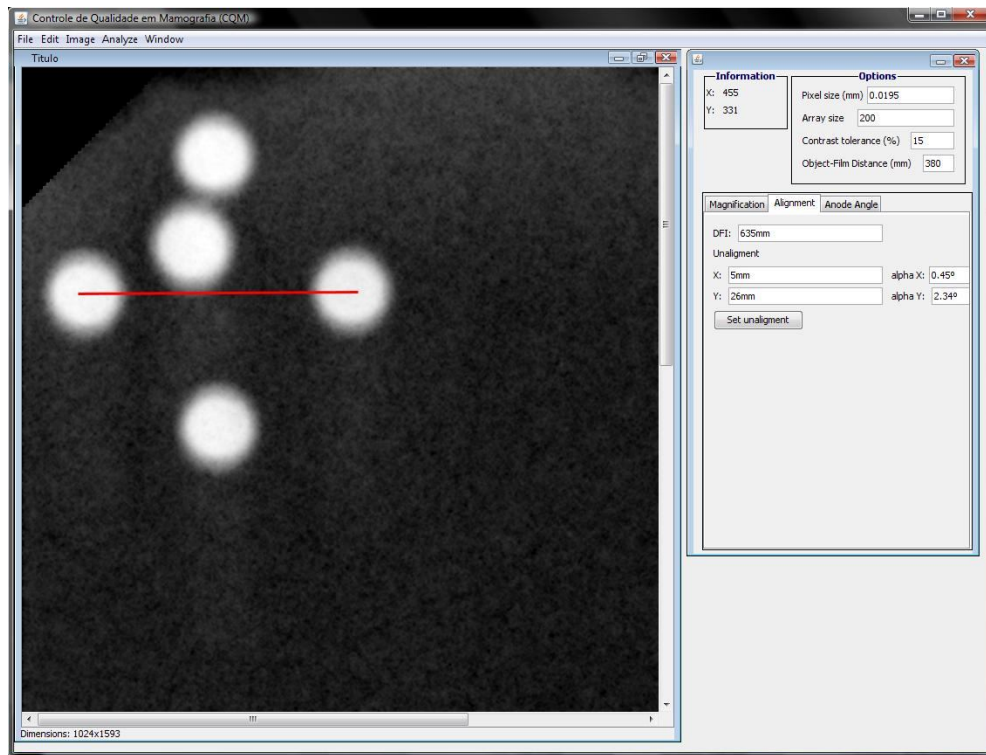


Figura 3.18 - Teste de cálculo de desalinhamento: desalinhado

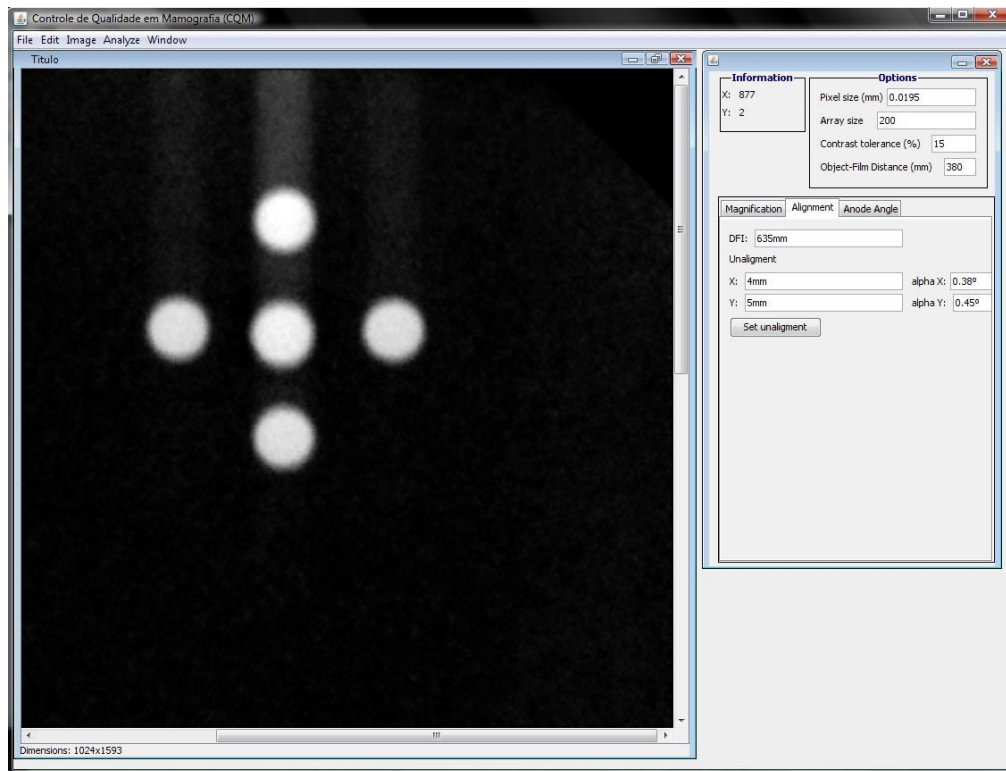


Figura 3.19 - Teste de cálculo de desalinhamento: alinhado

De acordo com os testes realizados, verifica-se o funcionamento do *software* [OLIVEIRA JR. et al, 2008], o mesmo se mostrando uma solução muito viável para o problema de alinhamento apresentado e ideal na realização desse trabalho, apesar de ser preciso selecionar as esferas manualmente para o cálculo do desalinhamento.

### 3.3.2 Codificação e envio da Informação

O *software* de codificação e envio dessas informações ao microcontrolador foi desenvolvido também, quase em sua totalidade, em linguagem de programação Java visando à integração com o programa de cálculo de desalinhamento [OLIVEIRA JR. et al, 2008].

Portanto, assim que o algoritmo de Oliveira Jr. [OLIVEIRA JR. et al, 2008] calcular as distâncias, elas passarão por um bloco, o qual fará a conversão da distância, em mm, para passos do motor de passos (10 mm = 1000 passos) e em seguida a codificação dos dados a serem transmitidos para o microcontrolador, uma *String* de dez caracteres, onde os quatro primeiros são referentes à quantidade de passos verticais e o quinto é referente à direção dos passos ('a' para giro no sentido anti-horário e 'h' para giro no sentido horário). Os outros cinco seguem o mesmo raciocínio, porém para passos horizontais.

A linguagem de programação Java, até a data de término do desenvolvimento do sistema, não possuía suporte oficial para a comunicação USB, apenas algumas *APIs*<sup>2</sup> não muito documentadas e sem garantia de retorno para o projeto. Uma saída interessante para esse problema foi utilizar a linguagem de programação C# que trabalha com o envio de *bytes* [WIMAR, 2007]. Porém o microcontrolador foi programado para se comunicar com outro padrão, em forma de *string*. Esse problema foi contornado por código. O segundo passo foi descobrir como utilizar as funções criadas em C# com programa principal em Java.

Existem duas referências bem parecidas de como importar funções em C# para a linguagem Java: uma delas foi escrita por Kori [KORI, 2006], outra é um artigo produzido por Bishop et al (2003) [BISHOP et al, 2003]. Ambos os artigos explicam que a linguagem Java só tem suporte a importação de funções C/C++, utilizando o JNI (*Java Native Interface*). Portanto, para importar funções C# em Java, foi preciso utilizar um código em C/C++ para fazer essa ponte. A grande dificuldade encontrada é que a linguagem C# é uma linguagem orientada a objeto, diferente de C/C++. A solução encontrada foi utilizar o CLR (*Common Language Runtime*) que executa o

---

<sup>2</sup> É um conjunto de rotinas e padrões estabelecidos por um *software* para a utilização de suas funcionalidades por outros programas, como se fosse uma biblioteca.

código em C# também suporta muitas outras linguagens pelo uso de uma representação do IL (*Intermediate Language*) que é compilado antes da execução.

Como mostrado na Figura 3.20, a JVM (*Java Virtual Machine*) pode chamar códigos na classe C++ através da JNI e as mesmas podem interagir com as classes C# através de classes MC++ (*Managed C++ Class*). Esta última é uma classe escrita em C++ com funções importantes: interação com bibliotecas CLR e também suporte a *garbage collection* (tipo de gerenciamento automático de memória já implementado na linguagem C# e Java). Essa classe também trata do problema de instanciação de objetos requerido pela linguagem C#. Em resumo, quando um método nativo no Java é invocado, um método de adaptação em C++ é chamado, o qual direciona a chamada para a biblioteca *Managed C++*, que finalmente invoca o método original em C#.

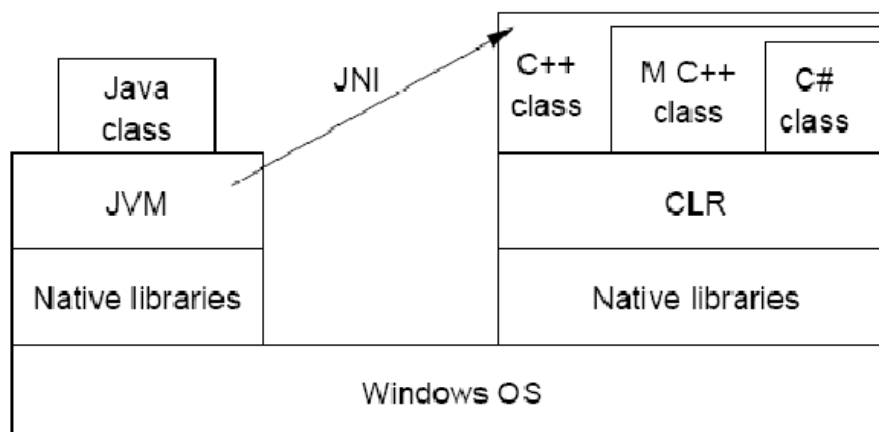


Figura 3.20 - Usando JNI para interfacear a ligação Java-C# [KORI, 2006]

A implementação dessa solução é trabalhosa devido a duas situações:

- C# não é compilado como um verdadeiro código nativo (JNI), e não suporta arquivos *headers* C++.
- Objetos em Java e C# são sujeitos à gerenciadores de memória (*garbage collections*) e então não é possível assumir que referências a eles serão válidas depois da atuação do *garbage collector*.

Apesar dessas dificuldades, a solução é viável como mostrado na referência [KORI, 2006] e [BISHOP et al, 2003]. E isso é necessário para a integração com o sistema de cálculo de desalinhamento de Oliveira Jr. et al<sup>[OLIVEIRA JR. et al, 2008]</sup>.

O aplicativo desenvolvido Wimar<sup>[WIMAR, 2007]</sup> é capaz de se comunicar via USB (enviar e receber) com periféricos através de *bytes*. Porém *Strings* são intuitivas, como 'a' e 'h' para anti-

horário e horário, e mais fáceis de trabalhar. Desse modo, foi realizada uma conversão (como mostrado na Tabela 3.2) antes do envio da informação.

Tabela 3.2 - Relações *String-Byte*

<b>STRING</b>	<b>BYTE</b>
<b>0</b>	000 048
<b>1</b>	000 049
<b>2</b>	000 050
<b>3</b>	000 051
<b>4</b>	000 052
<b>5</b>	000 053
<b>6</b>	000 054
<b>7</b>	000 055
<b>8</b>	000 056
<b>9</b>	000 057
<b>a</b>	000 097
<b>h</b>	000 104

Para que o *software* de envio seja bem apresentado e funcional, uma classe em *C#*, chamada *CsharpCommunicator*, é responsável pela implementação de suas funções: “*void send(string)*” e “*bool verify()*”.

A primeira tem como entrada uma *String* de tamanho dez e enviará esses caracteres um a um para o microcontrolador. Porém antes do envio dessa informação, a função envia um caractere qualquer, para indicação do modo de alinhamento automático.

Já a segunda função apenas retorna “verdadeiro” caso o microcontrolador esteja conectado ao computador e “falso”, caso contrário.

Para a referência correta ao dispositivo USB ligado ao computador, foi configurado o seguinte endereço, tanto neste *software* quanto no *firmware* programado no PIC, *ProductID*: 0001 e *VendorID*: 1234. A classe em *C#* juntamente com os arquivos da biblioteca da referência [WIMAR, 2007] foram compilados com parâmetro de modulação para a criação de um arquivo do tipo *netmodule* responsável pela execução das funções.

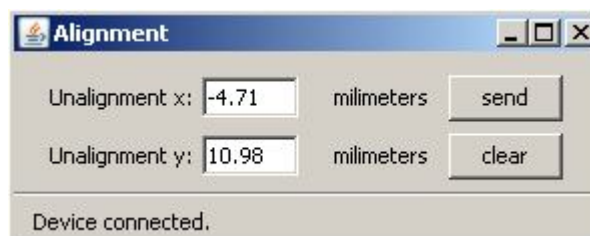
Existe também uma classe em Java, chamada *Communicator*, que possui os dois métodos anteriores declarados como nativos, ou seja, eles serão executados utilizando arquivos de uma biblioteca, chamada *Library.dll*.

Para concretizar essa ligação e trabalhar com as dificuldades citadas anteriormente, foram criados dois *headers*<sup>3</sup> (.h), um por meio da compilação da classe *Communicator* e outro por meio do *software Microsoft Visual C++*, bem como a biblioteca *Library.dll*. Esses arquivos são responsáveis por receber os comandos enviados em Java e direcioná-los para as funções no arquivo *CSharpCommunicator.netmodule*. O envio das instruções seguem o caminho descrito pelo esquema apresentado na Figura 3.20 e na Figura 3.21:



**Figura 3.21 - Envio da informação ao microcontrolador**

De acordo com o apresentado na Figura 3.20, a classe MC++ redireciona as funções para o arquivo *CsharpCommunicator.netmodule* e possui um ponteiro, que faz toda a coleta de lixo (*garbage collection*) e ligação das linguagens. Já a classe C++ trata incompatibilidades de tipos de variáveis e faz o direcionamento das funções em Java. A biblioteca *Library.dll* foi gerada a partir da compilação dessas duas classes.



**Figura 3.22 - Janela para envio do desalinhamento ao PIC**

<sup>3</sup> São arquivos que permitem que os programadores separem certos elementos de seu código para arquivos reutilizáveis, como em uma biblioteca. Esses arquivos podem transmitir declarações de classes, rotinas, variáveis e outros identificadores.

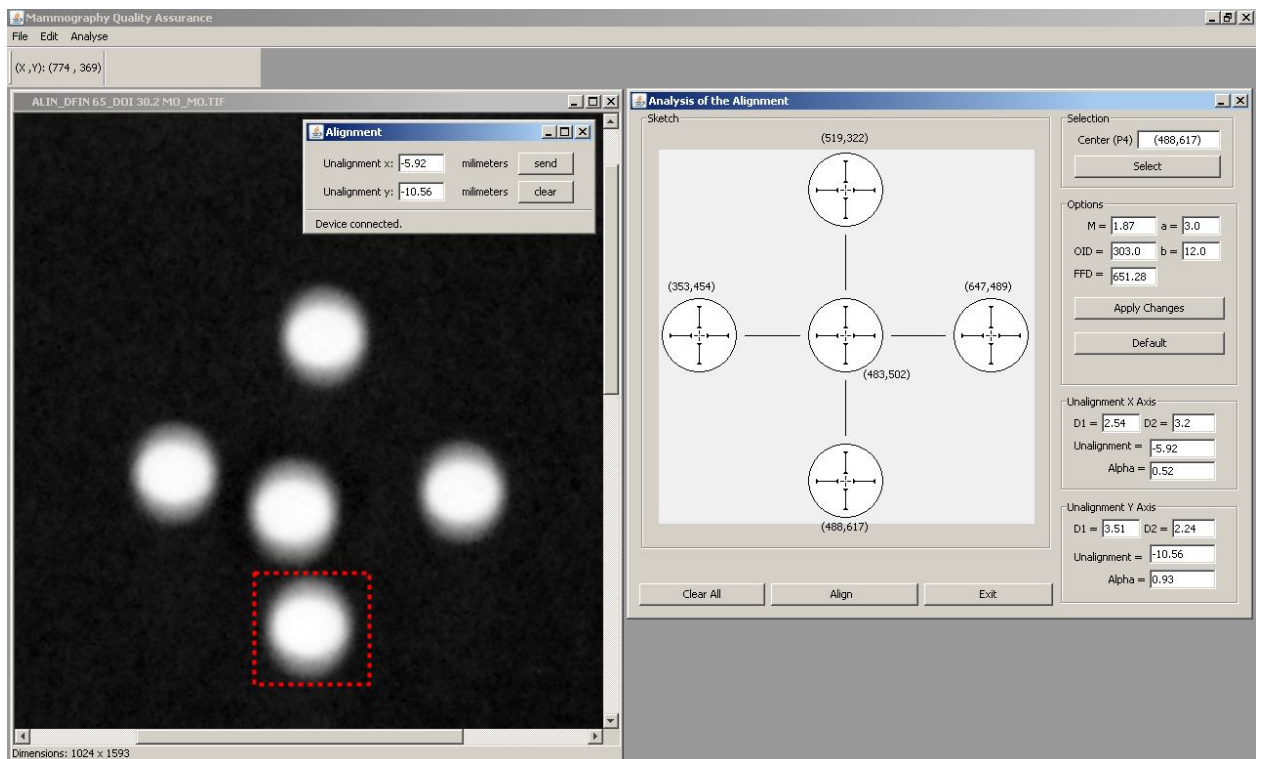


Figura 3.23 - Software final completo

É importante lembrar também que existe um número máximo de passos que o computador pode enviar ao microcontrolador, uma vez que se esse desalinhamento for muito grande e o dado for enviado ao PIC, os motores começarão a funcionar e pararão apenas quando todos os passos forem dados, podendo forçar a parede (limite mecânico) do suporte móvel danificando o conjunto. O número máximo de passos é de 9999, ou seja, aproximadamente 50 voltas que, de acordo com o projeto mecânico que será apresentado adiante, equivale a 100 mm (aproximadamente valor próximo ao curso total da base móvel).

Ressalta-se que não foi utilizado sensor de fim-de-curso, pois a maioria dos desalinhamentos calculados no alinhamento automático foi menor do que 55 mm, e sensores de fim-de-curso seriam dificilmente acionados.

### 3.4 Firmware

O *Firmware* foi desenvolvido com o auxílio do *software MikroC* da *mikroElektronika*, pois tem suporte e bibliotecas para a comunicação USB desse PIC, além de possuir um compilador em C, linguagem de alto nível, o que facilitou a programação do microcontrolador.

De acordo com o *hardware* projetado, os chamados *configuration bits*, que definem os modos de operação do microcontrolador, foram programados, setados/resetados.

Devido ao requerimento único do modo USB, um tratamento diferente relacionado ao *clock* foi necessário. Nessa família de PICs, o oscilador primário é parte do módulo USB e não pode ser associado a nenhuma outra fonte de *clock*. Desse modo, o módulo USB deve utilizar o *clock* primário [MICROCHIP, 2004].

Em função da velocidade da comunicação USB, deve-se utilizar um *clock* interno de 6 ou 48MHz quando o módulo está habilitado. Felizmente, o microcontrolador e periféricos não precisam trabalhar na mesma velocidade quando utilizando o oscilador primário. Há várias maneiras de ativar o módulo USB e ainda prover uma flexibilidade de velocidade de *clock* para os outros periféricos.

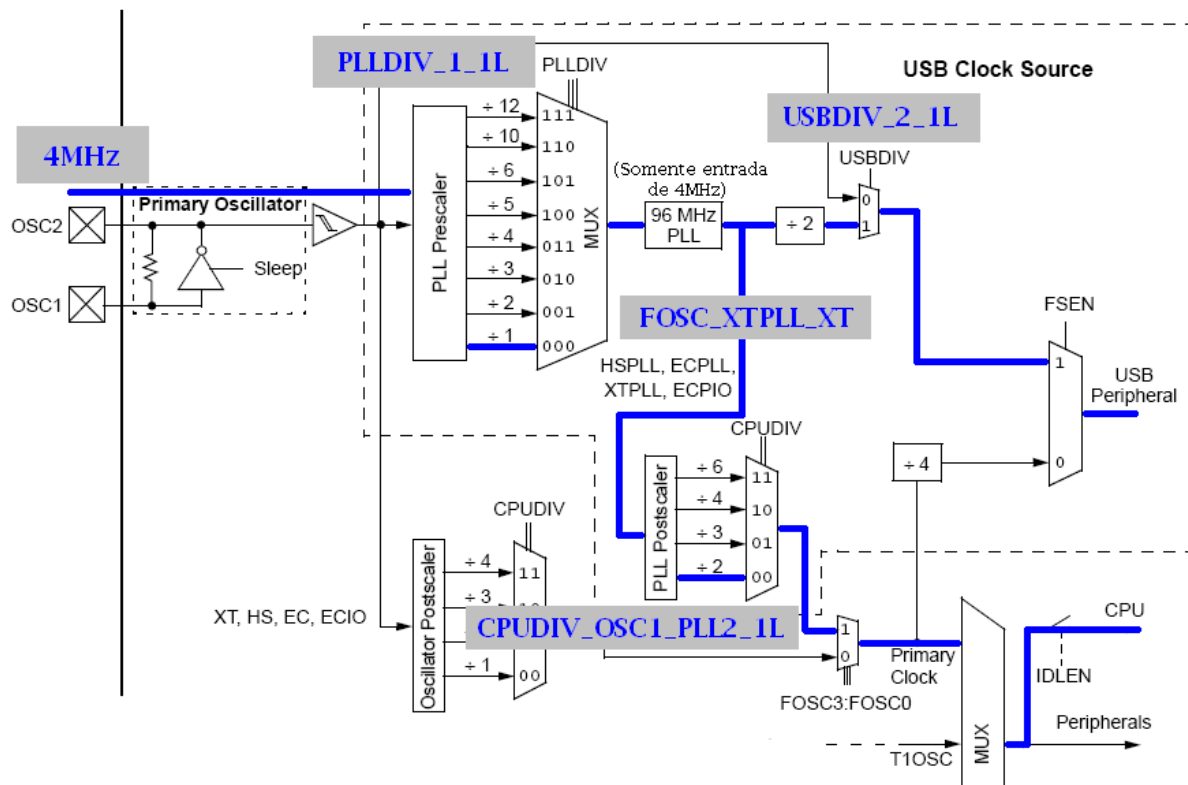


Figura 3.24 - Arquitetura do microcontrolador (Clock)

Seguindo o esquema mostrado na Figura 3.24, os *configuration bits* referentes ao *clock* foram ajustados, são eles:.

- **PLLDIV\_1\_1L** → Faz a divisão por um, pois o oscilador escolhido foi de 4Mhz e a entrada no bloco "96MHz PLL" sempre tem que ser de 4MHz.
- **USBDIV\_2\_1L** → Faz com que o módulo USB utilize como *clock* a saída do bloco "%2", ou seja, 48MHz.
- **FOSC\_XTPLL\_XT** → Habilita XTPLL para *crystal/resonator*.
- **CPUDIV\_OSC1\_PLL2\_1L** → "Seta" o *PLL Postscaler* para dividir a saída do bloco "96MHz PLL" por dois oferecendo um *clock* de 48MHz para o CPU.

O programa que será executado no microcontrolador funciona da seguinte maneira: existe um *loop* sempre verdadeiro onde são verificadas cinco situações: quatro referentes aos botões de alinhamento manual e uma referente à entrada de dados via USB. Os botões de alinhamento manual são para a realização de um pré-alinhamento do sistema. Foi criado um *loop* infinito afim de que tanto o alinhamento automático quanto o alinhamento manual possam ser feitos a qualquer momento e quantas vezes forem necessárias, sem precisar reiniciar o programa. A única condição para o alinhamento manual é que o alinhamento automático esteja desligado, existindo um *led* para facilitar essa verificação.

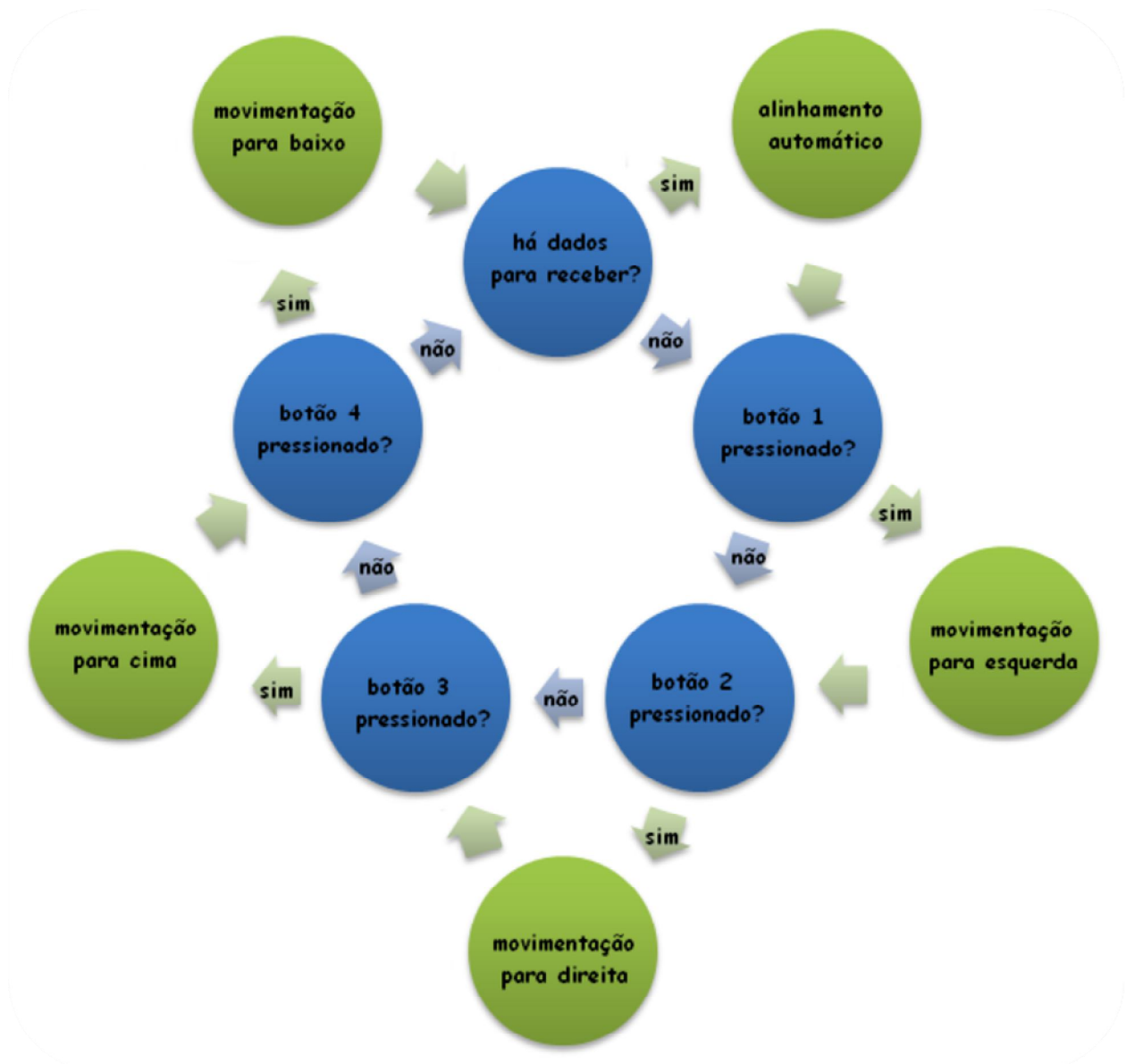


Figura 3.25 - Algoritmo do *firmware*

Os círculos e setas azuis representados na Figura 3.25 ilustram a execução do algoritmo sem comando do usuário. A partir do momento que o usuário interage com o sistema, ou pressionando um dos botões ou enviando uma instrução ao microcontrolador, o fluxo do programa desvia para um dos círculos verdes, onde é executada determinada ação e em seguida o programa retorna ao ciclo. Vale ressaltar que as ações de movimentação são apenas a execução de um passo na direção referente ao botão pressionado, porém se o usuário mantiver esse botão pressionado a base móvel se deslocará continuamente, pois, como já dito

anteriormente, o programa fica em *loop* e existe um atraso de 10 milissegundos entre esses *loops* para controlar a frequência de giro do motor nesse caso.

Quando o usuário enviar um comando de alinhamento automático, o algoritmo se comporta de acordo com o esquema representado na Figura 3.26:



**Figura 3.26 - Funcionamento do algoritmo de alinhamento automático**

Uma proposta interessante para o próximo trabalho seria fazer a combinação do movimento vertical e horizontal a fim de reduzir ainda mais o tempo de alinhamento.

### 3.5 Placa de Circuito Impresso

Para a confecção da placa de circuito impresso, foram utilizados os *softwares Orcad Capture e Orcad Layout Plus*. Eles funcionam de maneira simples:

- O primeiro é utilizado para a criação de um arquivo contendo todos os dados referentes ao circuito, como: espessura das trilhas e isolamentos, os *footprints* (*design* do componente que traz informações de distâncias e disposição dos pinos) e as ligações entre os componentes;
- O segundo é utilizado para a configuração de disposição dos componentes, o tamanho da placa e também o processo de cálculo e produção de trilhas. Nele,

existe uma função chamada *autoroute* em que o programa é capaz de encontrar as melhores trilhas para a disposição dos componentes utilizada.

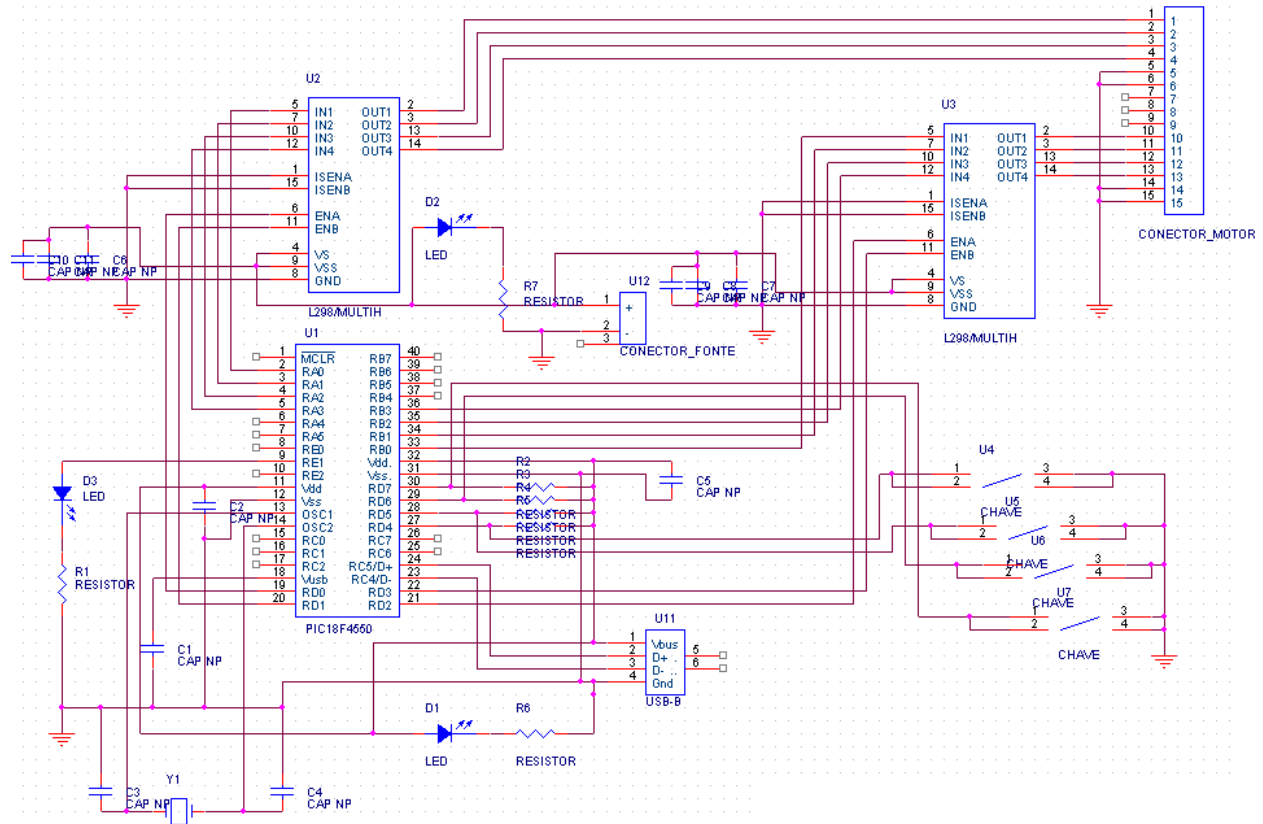


Figura 3.27 - Circuito final no Orcad Capture CIS

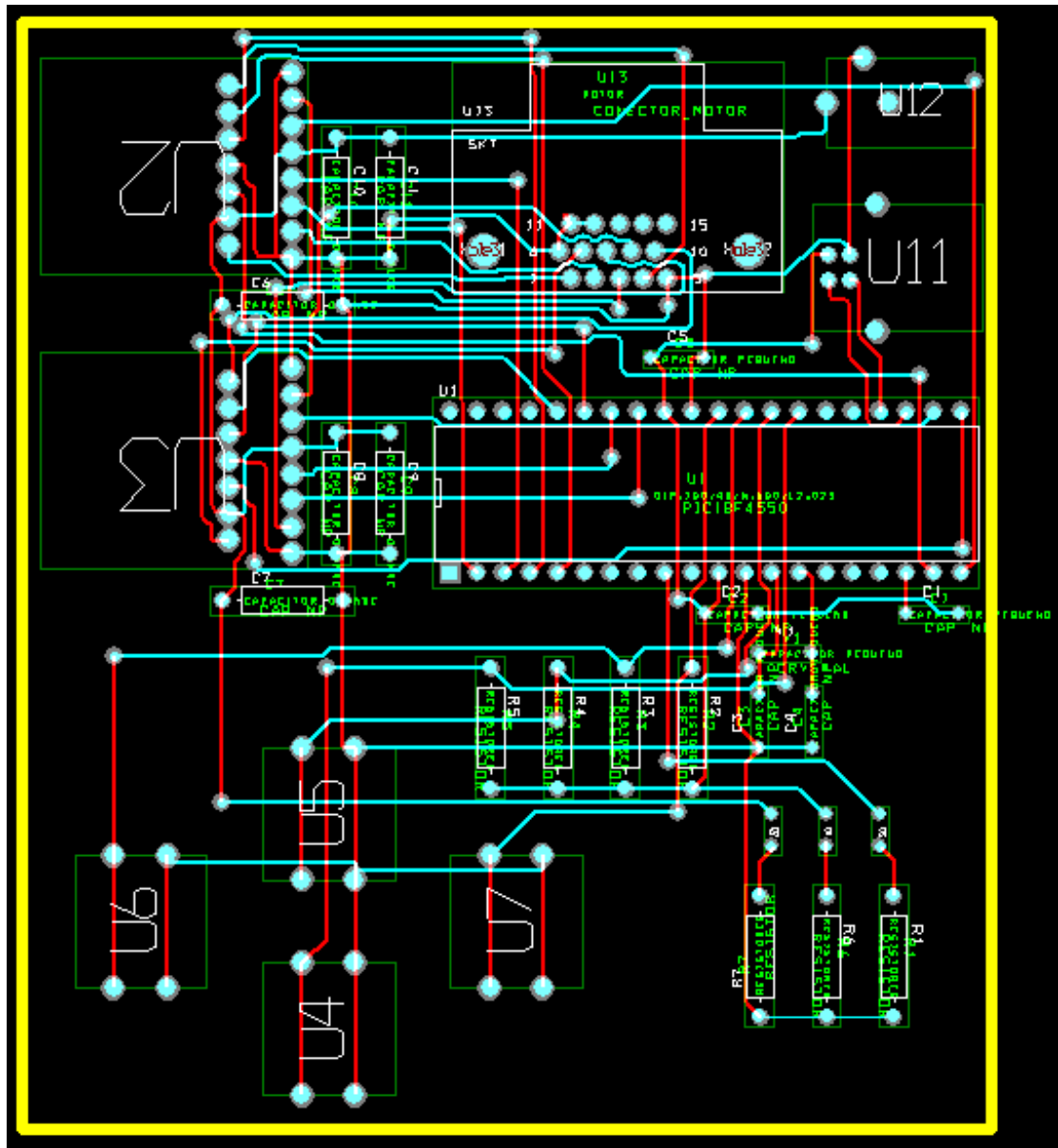
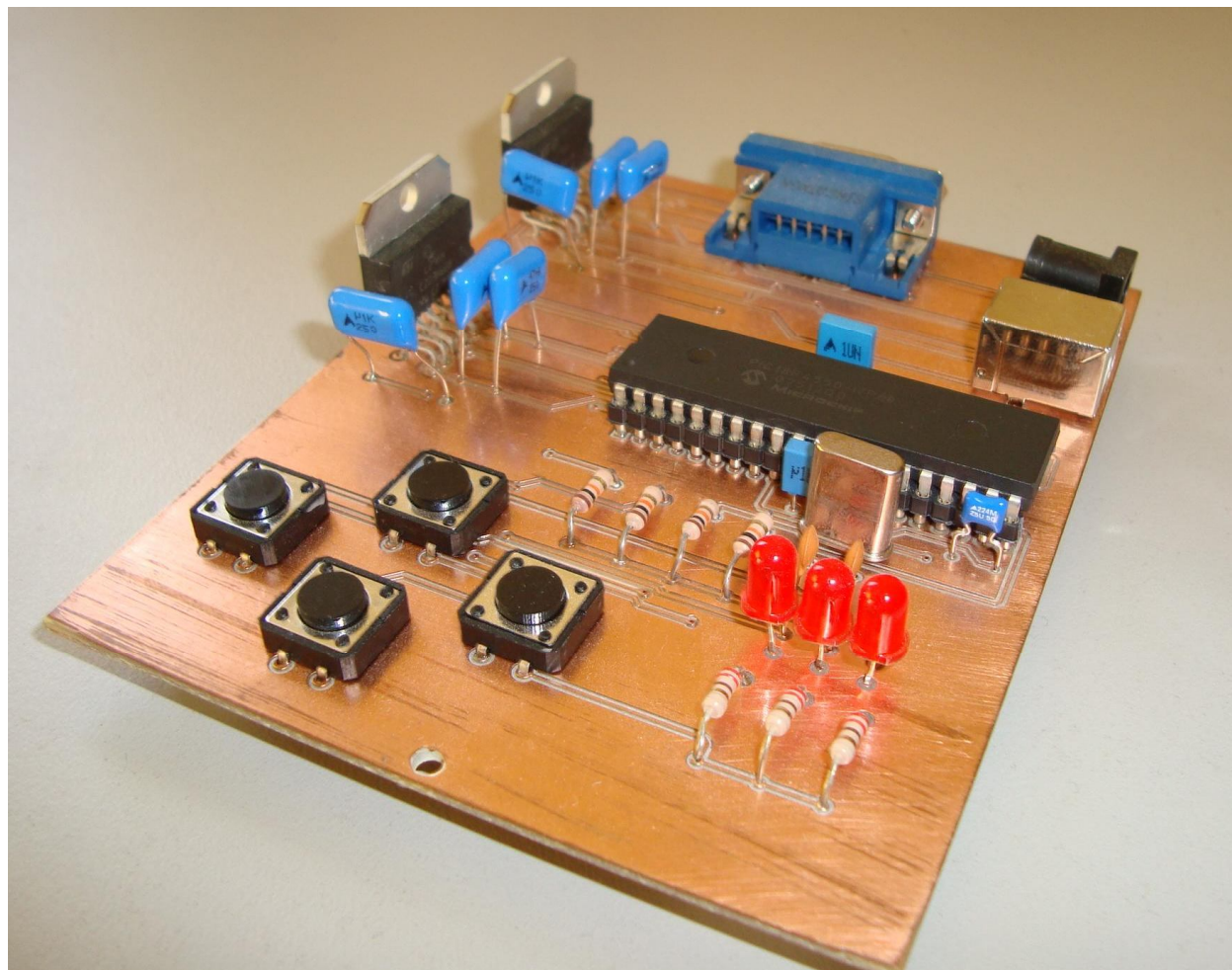


Figura 3.28 - Circuito final no *Orcad Layout Plus*

Na Figura 3.28, as trilhas azuis são referentes à parte de cima da placa, e as trilhas vermelhas, à parte de baixo da placa.

É importante destacar que durante os testes no *proto-board*, esses *drivers* (U2 e U3) apresentaram aquecimento. Sendo assim, eles foram posicionados, no circuito final, de forma que tal aquecimento não danifique o *hardware*.



**Figura 3.29 - Protótipo para testes iniciais**

Para comunicação USB foi utilizado um conector USB-B e para a ligação do circuito com os motores de passos, um conector VGA devido ao número de pinos disponíveis.



Figura 3.30 - Sistema elétrico final

A vida útil do circuito é grande graças aos *pushbottons* utilizados no sistema final e os conectores que estão fixados no painel, diferente do circuito protótipo. Para a comunicação USB, utilizou-se um cabo retrátil, uma vez que o circuito ficará próximo ao computador durante o processo de alinhamento. É possível observar também alguns furos na parte frontal da caixa, necessários para uma melhor dissipação do calor gerado pelos *drivers* dos motores de passos.

### 3.6 Projeto Mecânico

O projeto mecânico móvel teve como base o trabalho de Nersissian (2004) <sup>[NERSISSIAN, 2004]</sup>, onde o deslocamento é feito através de fusos e guias lineares. Essa solução elimina o uso de correia (onde um pequeno deslizamento já causa erro no processo de alinhamento) e tem uma boa precisão.

Outra característica importante desse suporte de alinhamento são as dimensões de profundidade e altura, as mesmas não podendo passar de, aproximadamente 230 mm e 140 mm, respectivamente, devido às medidas dos filmes mamográficos e do mamógrafo.

Um ponto de extrema importância para o projeto é que a construção de um mamógrafo é feita de modo que o feixe central de raios X fique localizado no canto do suporte da mama, visando uma melhor nitidez nessa área. Desse modo, a base móvel possui o centro de sua excursão nesta região, com mostrado na Figura 3.31.

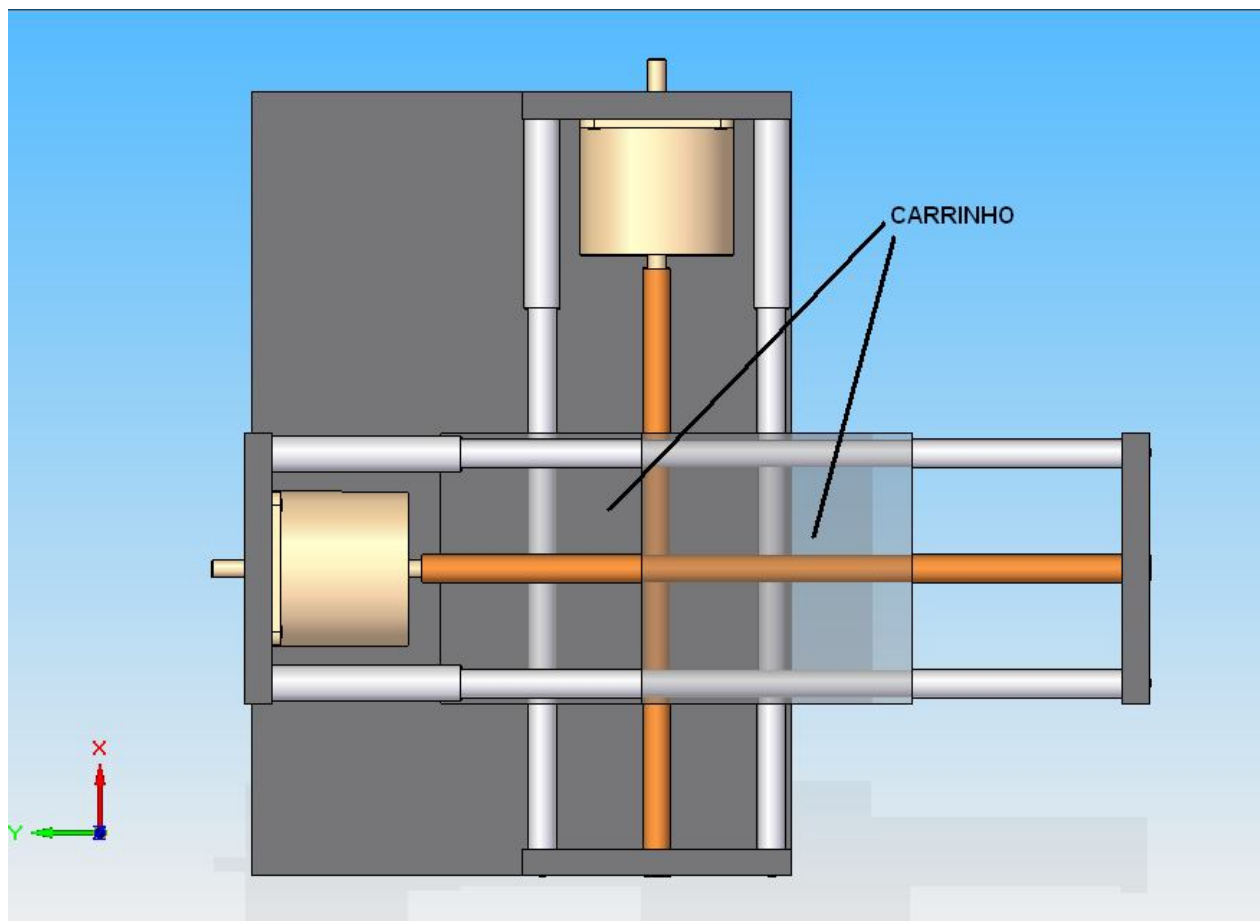
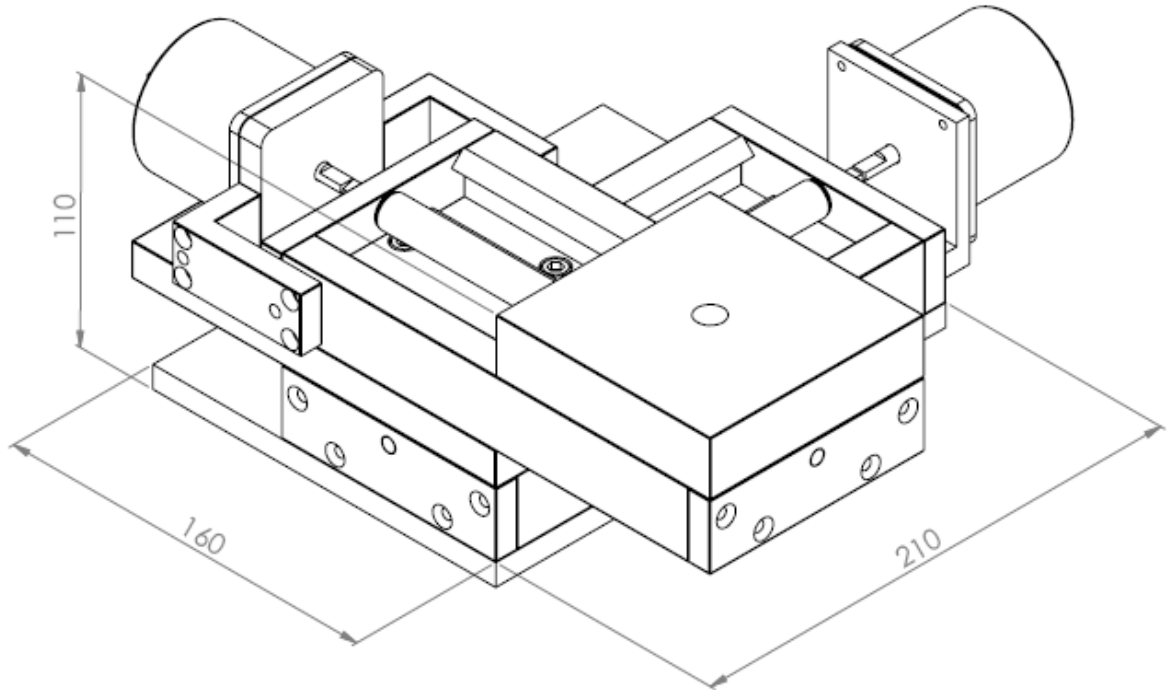


Figura 3.31 - Esboço para compreensão do centro da excursão do carrinho superior na direção y

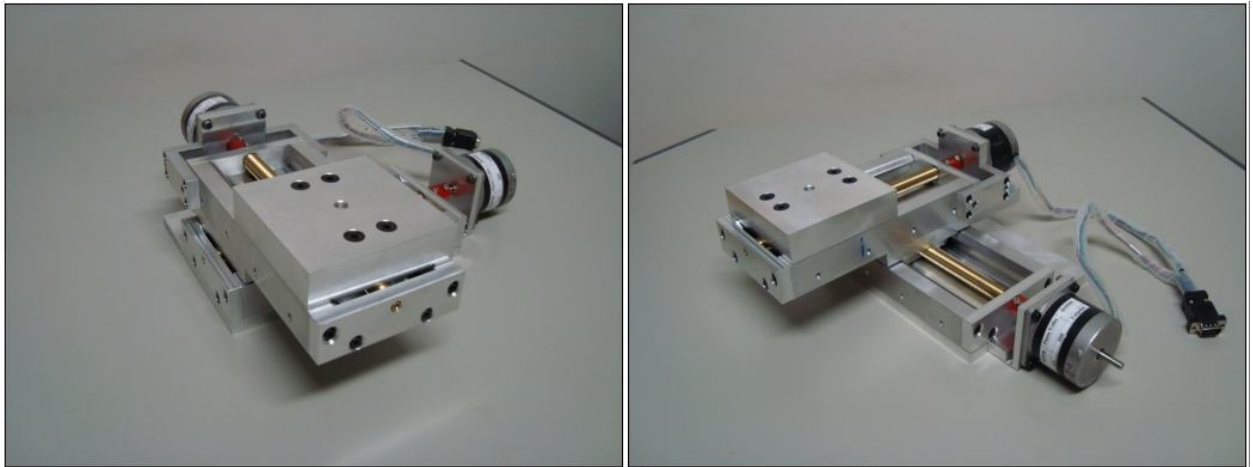
O projeto mecânico final da mesa foi desenvolvido de forma a conter trilhos para rolamentos, rolamentos nos carrinhos, controle de pressão sobre os carrinhos, etc.



**Figura 3.32 - Projeto mecânico final**

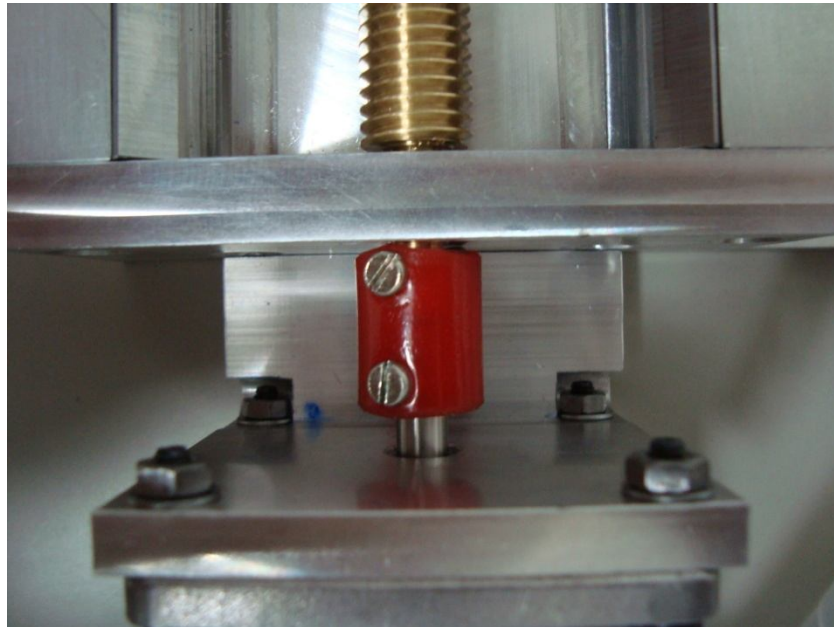
O comprimento total da mesa (direção y) é de 210 mm e a largura (direção x), de 305 mm. O curso útil dos fusos nos dois eixos é de 110 mm, ou seja, 55 mm para cada lado. Os fusos foram configurados para o deslocamento de 10 mm a cada cinco voltas, de modo que tenhamos uma precisão de 0,01 mm.

Mais detalhes sobre as dimensões do projeto mecânico pode ser encontrado no Anexo.



**Figura 3.33 - Sistema mecânico**

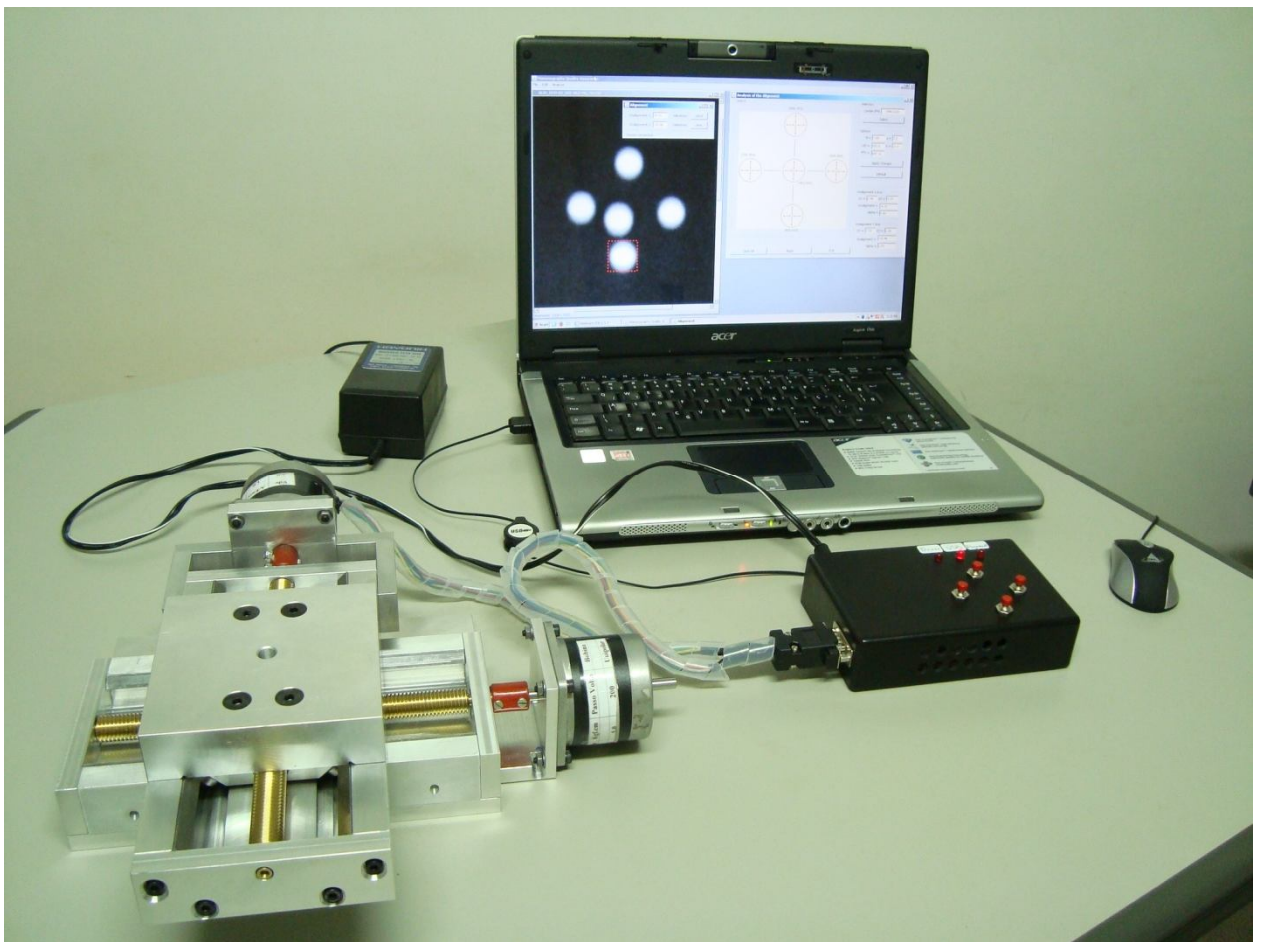
Existe um acoplamento fuso-motor de plastiprene, Figura 3.34, que é um material flexível a ponto de corrigir imperfeições do desalinhamento entre o fuso e o eixo do motor, e aliviar esforços cortantes.



**Figura 3.34 - Acoplamento fuso-motor**

## 4. RESULTADOS

Para a verificação do funcionamento correto do sistema, alguns testes foram realizados tanto em laboratórios quanto em hospitais da região de São Carlos.



**Figura 4.1 - Sistema de alinhamento automático completo**

O primeiro teste com o sistema foi feito para a verificação da usinagem dos fusos, ou seja, se cinco voltas do motor de passos realmente corresponde a 1 cm de deslocamento. Para tal, o *software* de envio de informação, foi configurado para enviar 9999 (máximo) passos em cada direção para qualquer sentido, contando que não haja obstáculos no caminho, e medido o seu deslocamento.

Com auxílio de um paquímetro para medição, fez-se a verificação do sentido de alinhamento e do valor aproximado de deslocamento. Como o motor de passos utilizado é de 200 passos por volta, configurou-se a variável *steps\_per\_mm* do programa principal em Java para 100 e mais três tipos de testes foram feitos.

No primeiro deles, os valores de desalinhamento tanto vertical quanto horizontal foram fornecidos manualmente. Foram escolhidos quatro valores aleatórios, porém que abrangessem os quatro quadrantes de deslocamento possíveis da mesa.

- Primeiro Quadrante: desalinhamento vertical de 50 mm e horizontal de 25 mm.
  - Dado enviado ao microcontrolador: “5000h2500h”.
- Segundo Quadrante: desalinhamento vertical de 44 mm e horizontal de -10 mm
  - Dado enviado ao microcontrolador: “4400h1000a”.
- Terceiro Quadrante: desalinhamento vertical de -9 mm e horizontal de -32 mm
  - Dado enviado ao microcontrolador: “0900a3200a”.
- Quarto Quadrante: desalinhamento vertical de -24 mm e horizontal de 12 mm
  - Dado enviado ao microcontrolador: “2400a1200h”

Como resultado, a mesa se movimentou na direção correta e o deslocamento medido com auxílio de um paquímetro também foi verificado. Lembrando que o sistema de coordenadas adotado para a configuração dos desalinhamentos foi feito com a origem na projeção do feixe central na mesa, e os eixos x e y como mostrado na Figura 3.31.

O segundo teste foi feito utilizando imagens colhidas e o *software* completo

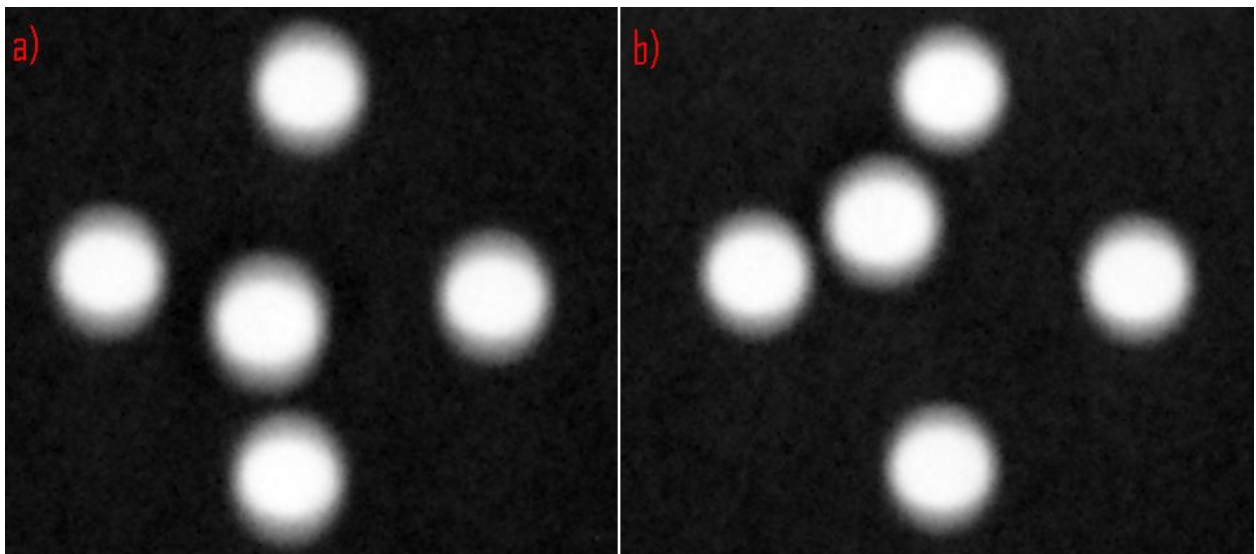


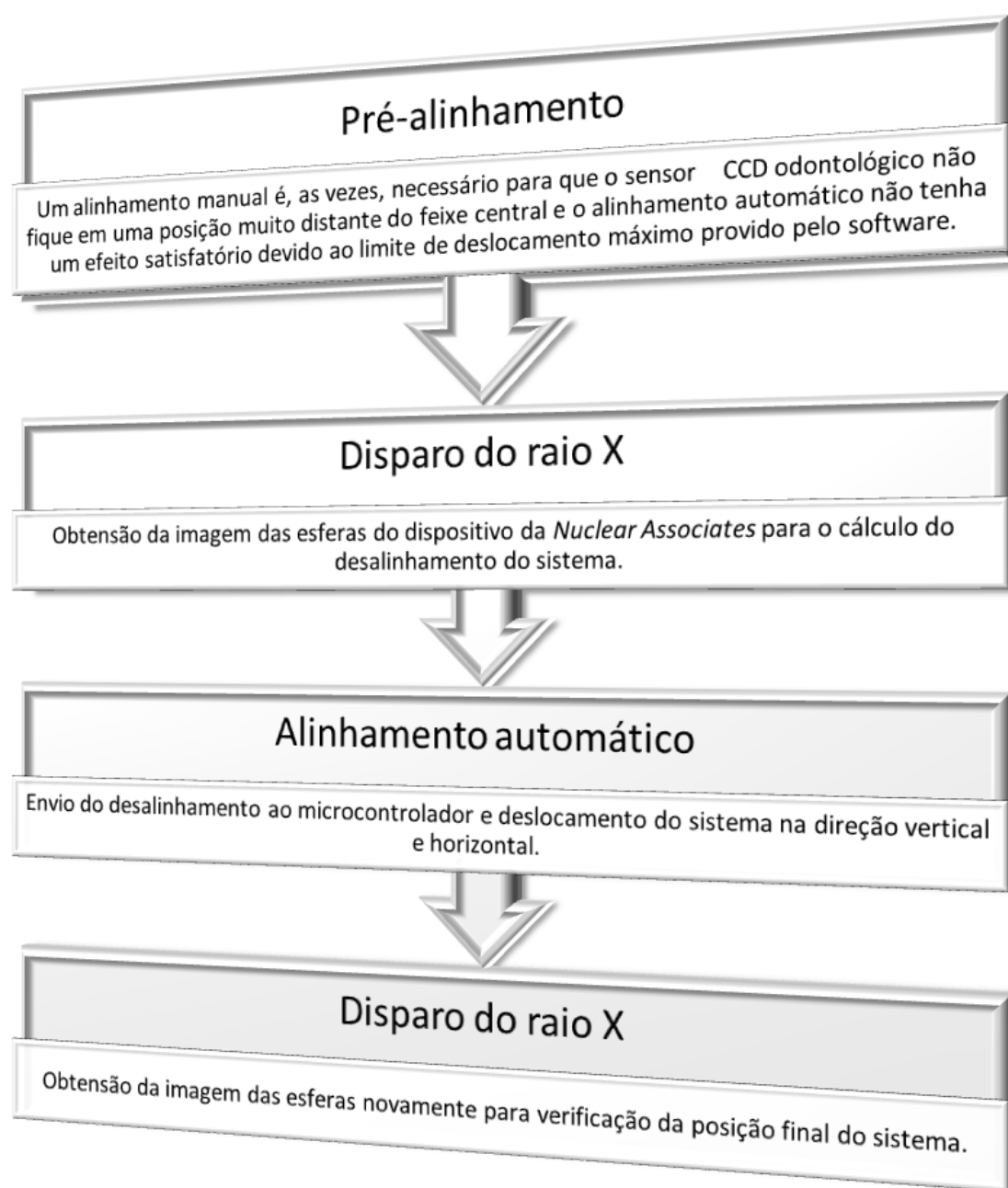
Figura 4.2 - Imagens testadas na primeira parte da validação

A Figura 4.2 a) apresentou um desalinhamento de -4,71 mm na direção x e -10,16 mm na direção y. O tempo para o alinhamento automático foi de aproximadamente 17 segundos e a mesa deslocou-se no sentido de x e y (Figura 3.31).

Já a *figura b)* apresentou um desalinhamento de -10,27 mm na direção x e 11,61 mm na direção y. O tempo para o alinhamento automático foi de 23 segundos e a mesa deslocou-se no sentido oposto de y e no sentido de x (Figura 3.31).

O sistema também se comportou como esperado.

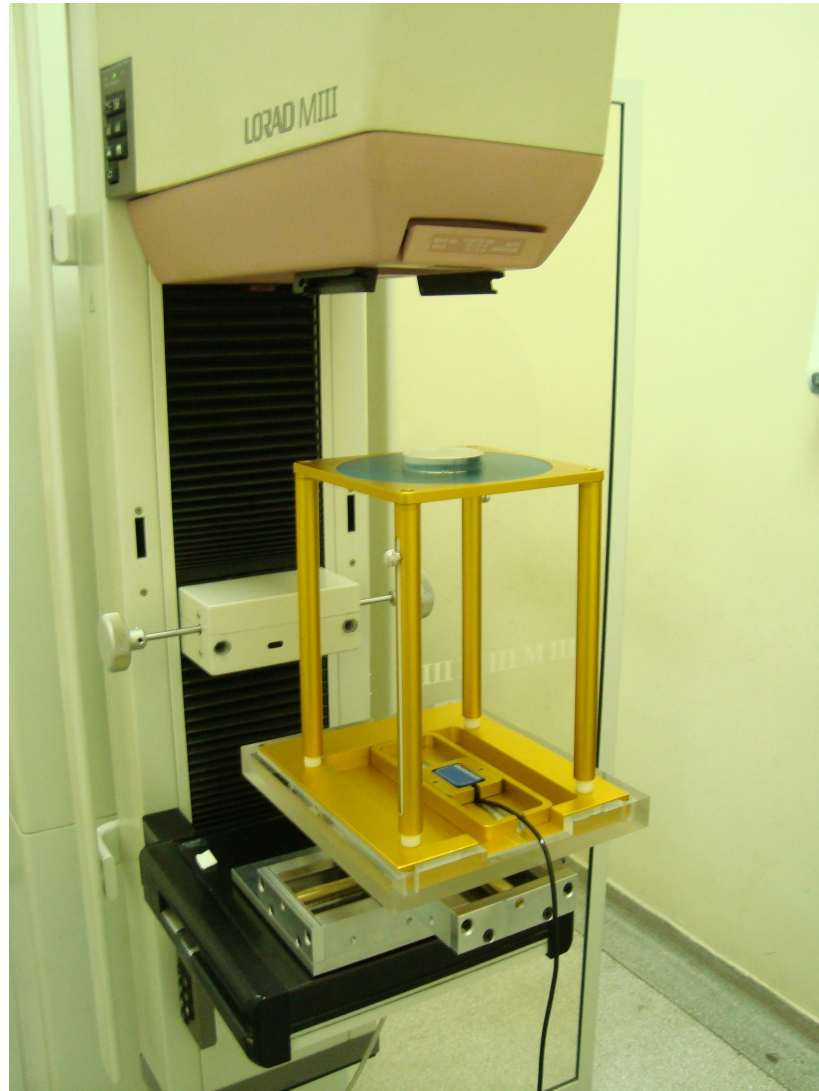
O terceiro e último teste, a fim de eliminar qualquer dúvida sobre o funcionamento do sistema automático de alinhamento, foi feito em equipamentos mamográficos do Hospital São Paulo (UNIFESP), do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HC-FMRP) e do Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos (CIDI-SC). Os procedimentos adotados para a realização dos testes estão esquematizados no diagrama apresentado na Figura 4.3.



**Figura 4.3 - Procedimento para teste**

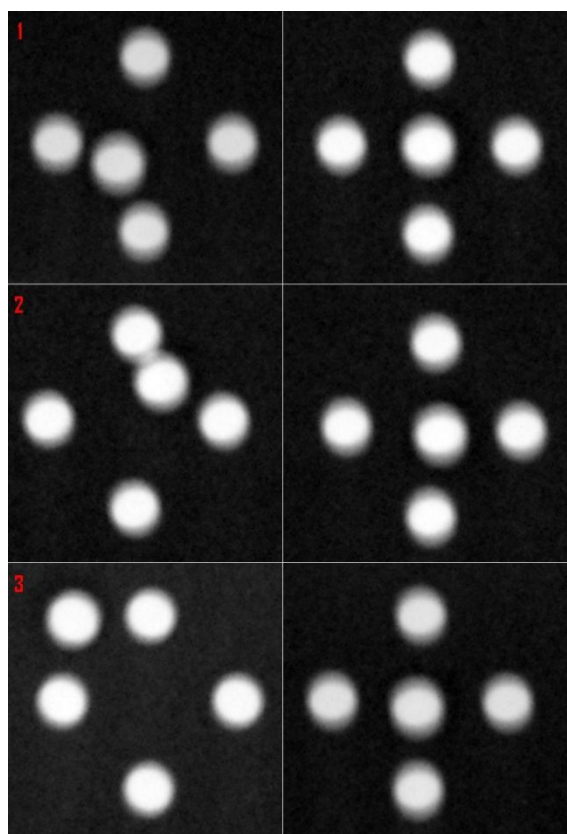
\* É necessária a verificação/correção do nivelamento da mesa antes dos disparos, bem como a inclinação do dispositivo de verificação de alinhamento em relação ao eixo anodo-catodo.

O sistema de alinhamento automático é colocado no mamógrafo da como mostra a Figura 4.4.



**Figura 4.4 - Sistema de alinhamento automático no mamógrafo da Santa Casa de São Carlos**

Nos três hospitais visitados, o procedimento da Figura 4.3 foi repetido três vezes em diferentes posições do campo.



**Figura 4.5 - Resultado dos testes na Santa Casa de São Carlos**

As imagens do lado esquerdo são referentes ao sistema desalinhado, e do lado direito, após o alinhamento automático.

Os valores dos desalinhamentos iniciais e finais podem ser encontrados na Tabela 4.1. São mostrados tanto valores em milímetros quanto em graus. O ângulo de desalinhamento é medido entre o raio central do feixe e o raio efetivamente utilizado para a formação da imagem. A norma NEMA XR5 (1992) permite um desalinhamento máximo de  $0,5^\circ$  para as medidas de ponto focal.

Tabela 4.1 - Resultado dos testes na Santa Casa de São Carlos

Teste	Distância em X			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
1	- 9,19	1,07	-0,84	0,10
2	+6,09	0,73	+5,05	0,6
3	-27,90	3,24	+0,23	0,03
Teste	Distância em Y			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
1	- 6,96	0,81	-0,06	0,01
2	+15,46	1,85	-0,57	0,07
3	+29,37	3,41	-1,47	0,17

Nas Figura 4.6 e Figura 4.7 são apresentados os resultados referentes aos testes no Hospital São Paulo e Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto.

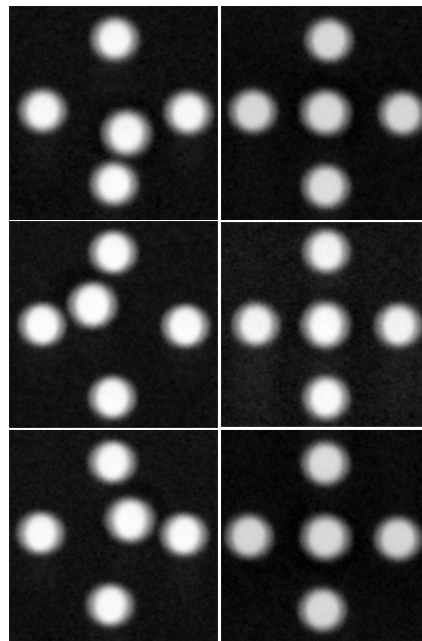


Figura 4.6 - Resultado dos testes no Hospital São Paulo

Tabela 4.2 - Resultado dos testes no Hospital São Paulo

Teste	Distância em X			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
1	+3,77	0,44	-0,89	0,10
2	-8,55	1,00	+0,87	0,10
3	+6,67	0,78	-0,90	0,11
Teste	Distância em Y			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
1	-13,31	1,56	+0,88	0,11
2	+7,42	0,87	-1,06	0,12
3	+7,31	0,86	+0,89	0,10

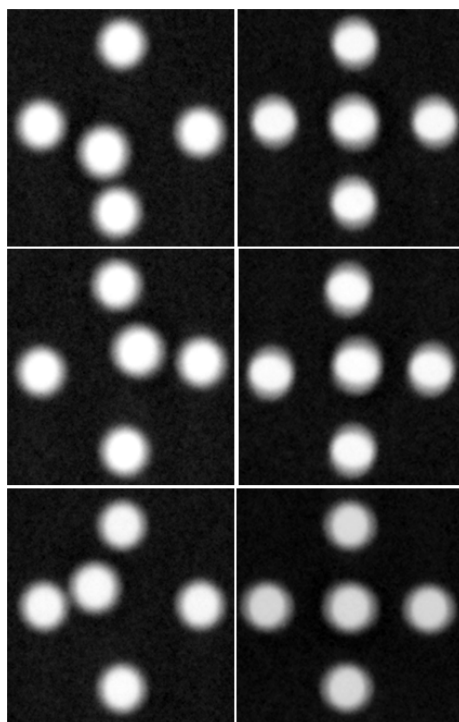


Figura 4.7 - Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto

Tabela 4.3 - Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto

Teste	Distância em X			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
<b>1</b>	-6,03	0.69	+0,79	0,09
<b>2</b>	+6,16	0.70	+0,92	0,10
<b>3</b>	-10,93	1.24	+0,66	0,08
Teste	Distância em Y			
	Inicial		Final	
	mm	graus	mm	graus
<b>1</b>	-12,69	1,45	-0,76	0,09
<b>2</b>	+8,42	0,96	+0,93	0,11
<b>3</b>	+7,16	0,82	+0,59	0,07

- O tempo para alinhamento do sistema foi menor do que 1 min em todos os testes.



---

## 5. CONCLUSÃO

---

Com os testes apresentados na seção Resultados, pode-se observar que o sistema corrigiu o desalinhamento obedecendo o limite do ângulo de desalinhamento permitido pela norma. Com exceção do teste na Santa Casa de São Carlos onde a imagem da esfera central se misturou com outra, causando erros nos cálculos de desalinhamento. Porém isso pode ser contornado executando mais um alinhamento automático, ação que não afetará significativamente o processo, ou movimentando o sistema com os botões de pré-alinhamento para que a esfera central não sobreponha nenhuma das outras.

Esses resultados mostram também que o sistema automático utilizou poucos disparos do tubo de raios X, no máximo dois (dependendo da solução adotada para a correção do efeito causado pelas esferas sobrepostas), para a realização do alinhamento.

O sistema tem aplicação prática para a realização de qualquer procedimento de controle de qualidade onde há o requisito de alinhamento com o feixe central de raios X, mas a sua principal aplicação é na medida do tamanho do ponto focal e da MTF. Para essa avaliação, o alinhamento é fundamental para a realização do procedimento de medição e é justamente a etapa mais difícil e demorada quando realizada manualmente.

O trabalho utilizou, como dito anteriormente, um sensor CCD odontológico para aquisição das imagens, considerado caro para, apenas, a realização do alinhamento do sistema. Porém esse alinhamento não é útil sozinho, ele serve como preparação para medições posteriores, as quais, atualmente, utilizam esse sensor, pois ele possibilita a eliminação de várias tarefas complexas do procedimento convencional de avaliação: a revelação de filmes, varredura densitométrica, conversão de densidades ópticas em unidades de exposição (linearização), reduzindo significativamente o tempo consumido.



---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

BISHOP, J.; HORSPOOL, R. N.; WORRALL, B. *Experience in integrating Java with C# and .NET. Concurrency Computat.: Pract. Exper.* 2003; 00:1-18.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria nº453: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília; 1988.

CASTELLAR, A. Desenvolvimento de um Sistema Eletrônico de Sensoriamento para Localização Automática do Feixe Central de Raios X em Equipamentos Radiográficos. Relatório de Pesquisa Parcial. São Carlos, 2004.

COSTA, P. R.; FURQUIM, T. A. C. Avaliação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios X utilizando um sistema de digitalização direta – Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde – Campos do Jordão – 13 a 17 de outubro de 1996.

DOI K. *Field characteristics of geometric unsharpness due to X-ray tube focal spot. Medical Physics*, 1977; 4(1):15-5.

ESCARPINATI, M. C. Desenvolvimento de um sistema computacional para utilização em procedimentos de controle de qualidade em equipamentos mamográficos. Tese (Doutorado). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

FURQUIM, T. A. C.; YANIKIAN, D.; COSTA, P. R. Determinação do Tamanho do Ponto Focal de Tubos de Raios X: Digitalização Direta vs Avaliação Óptica – Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde – Campos do Jordão – 13 a 17 de outubro de 1996.

GENDEX. Visualix eDH. *Bisualix eDH Brochure*. Disponível em <http://www.gendex.com/>, 7 de Dezembro de 2009.

INCA: Instituto Nacional de Câncer (2009). Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acessado em: 11/10/2009.

KRATZAT, M. *Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. Medicamundi*, v.33, p.74-80. 1988.

KORI, F. *C# method calls within Java Program*. Versão 1.0. Disponível em <http://www.codeproject.com/KB/cross-platform/javacsharp.aspx>, 17 de Fevereiro de 2006.

MICROCHIP. *PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet*. Disponível em <http://www.microchip.com/>, 2004.

NEMA – *International Manufactures Association*. “*Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-Ray Tubes*”. Publication n° XR5, 1992.

NERISSIAN, D. Y. Determinação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios X Utilizando um Sensor CCD e o Método das Funções de Transferência. São Paulo. 151p. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2004.

NUCLEAR ASSOCIATES. *Manual No. 38659 Rev.2*. Disponível em <http://www.flukebiomedical.com/>. Março de 2005

NUCLEAR ASSOCIATES. *Manual No. 07-661-7662-1 Rev.2*. Disponível em <http://www.flukebiomedical.com/>. Março de 2005.

OLIVEIRA JR, P. D.; VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINARI, M. C.; FREITAS, L. P.; SCHIABEL, H. Metodologia para Avaliação do Ponto Focal de Equipamentos Mamográficos no Centro do Campo sem a Necessidade de Alinhamento Prévio, 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008.

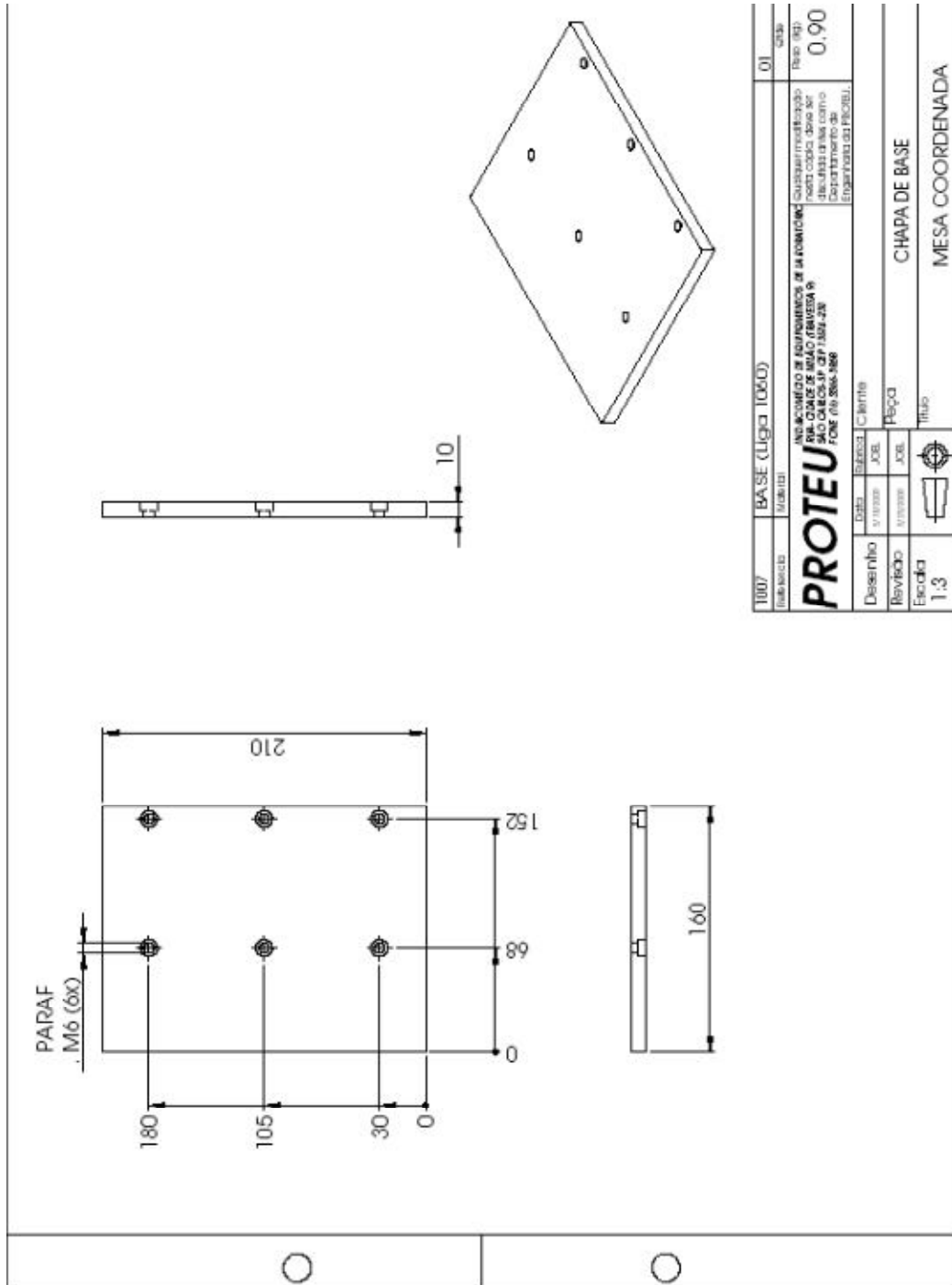
STMICROELECTRONICS. *L298 Data Sheet*. Disponível em <http://www.st.com/>, 2000.

VIEIRA, M. A. C. Metodologia Baseada nas Funções de Transferência Para Pré-processamento de Imagens Mamográficas Digitais e sua Aplicação em Esquema Computacional de Auxílio ao Diagnóstico. São Carlos. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2005.

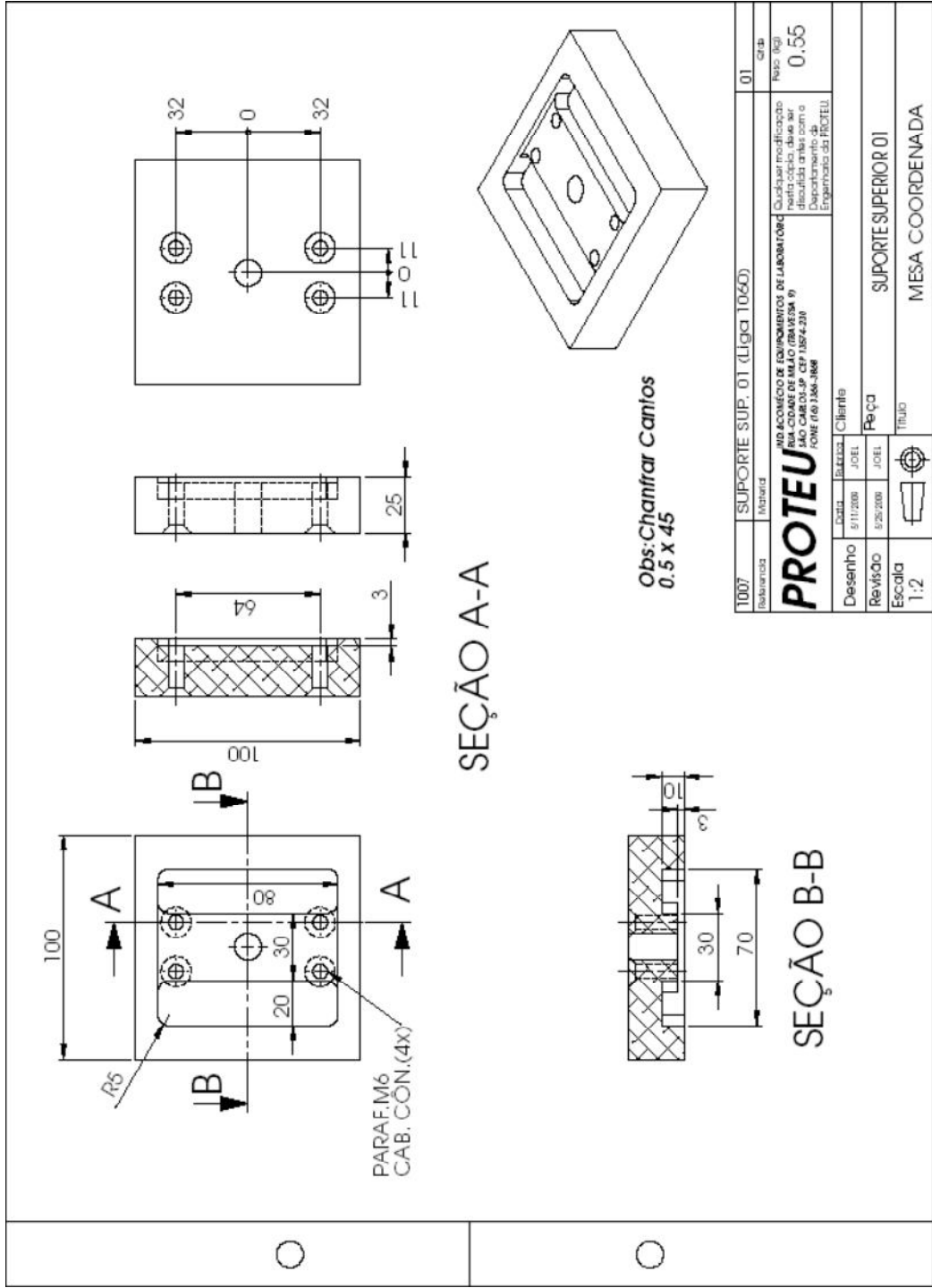
WIMAR. *A USB HID Component for C#*. Versão 1.0. Disponível em [http://www.codeproject.com/KB/cs/USB\\_HID.aspx](http://www.codeproject.com/KB/cs/USB_HID.aspx), 22 de Março de 2007.

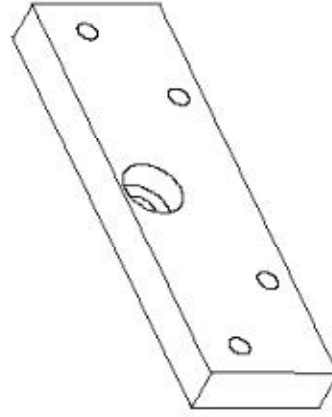
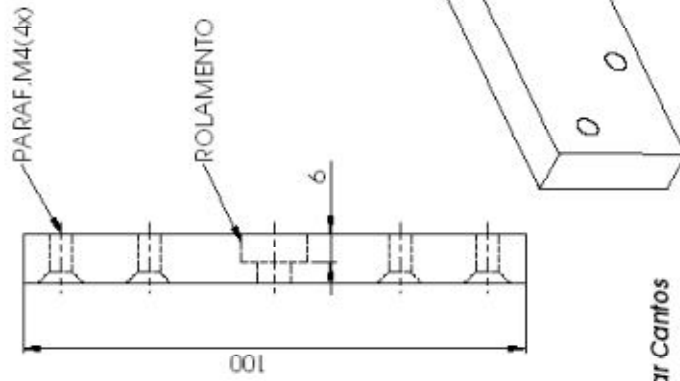
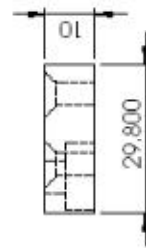
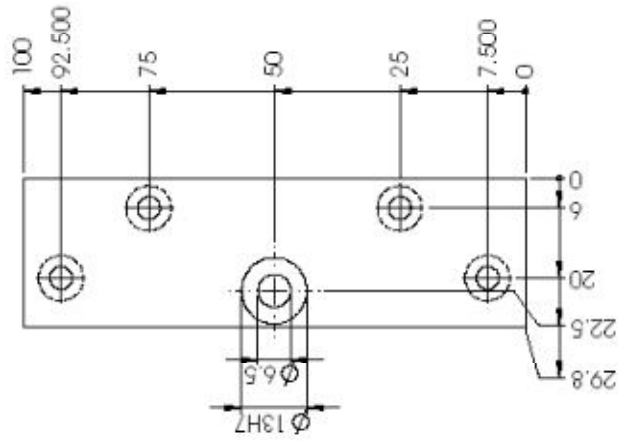


## ANEXO: Projeto Mecânico (Empresa PROTEU)



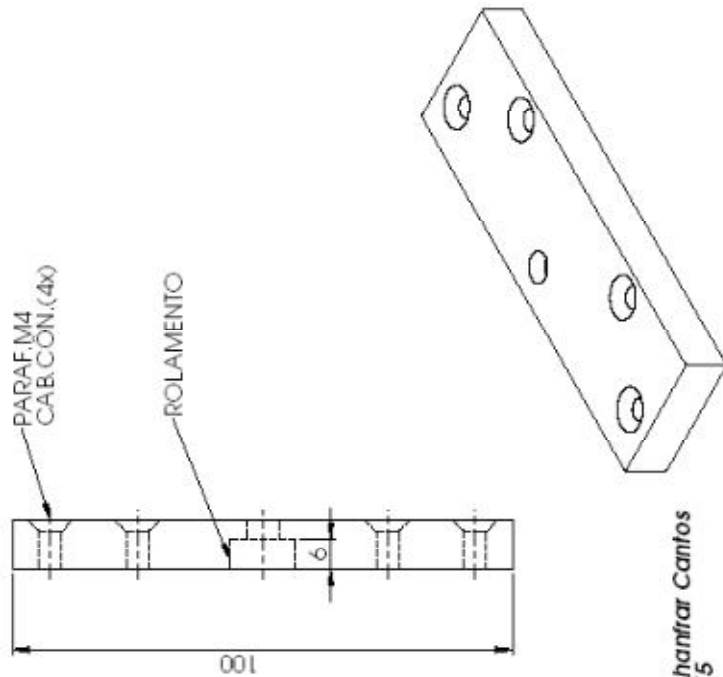






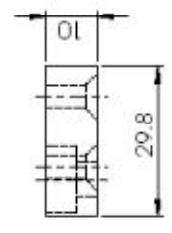
Obs: Chamar Cantos  
0.5 x 45

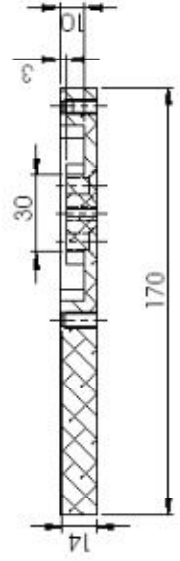
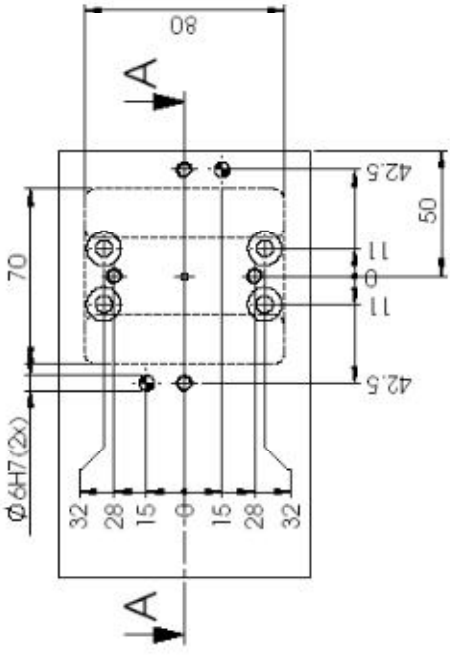
1007	TAMPA 01 (Liga 1060)	02
1007	TAMPA 01 (Liga 1060)	02
<p>PROTEU</p> <p>INSTITUTO DE FERRAMENTAS DE LABORATORIO                  INAC (CNPQ) - UNICAMP                  SAO CARLOS, SP 1356-097                  FONE (51) 3366-3068                  Engenharia de Materiais</p>		
Desenho	CLIENTE	
Revisão	PEÇA	
Escala	TÍTULO	
1:1	MESA COORDENADA	



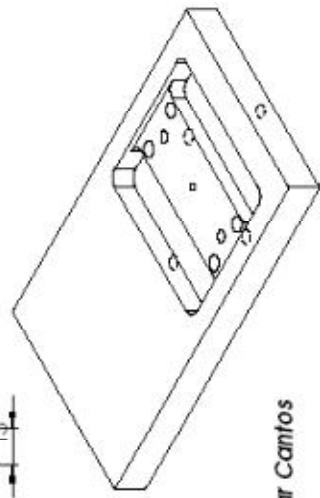
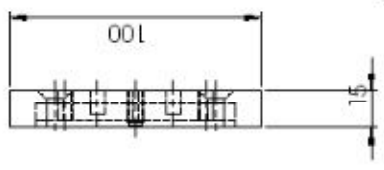
Obs: Chanfrar Cantos  
0.5 X 45

1007	TAMPA 2 (AISI 1020)	02
Referência	Matéria	Qtd
<b>PROTEU</b>		
IND. SOCIEDADE DE FERRAMENTAS DE LABORATORIO RUA CHATEAU DE MILLY (PARAVISTA 9) SÃO CARLOS-SP CEP 13504-230 FONE (16) 3366.3868		
Desenho	CLIENTE	Cliente
Revisão	J.C.E.	Peça
Escala	J.C.E.	Título
1:1		MESA COORDENADA



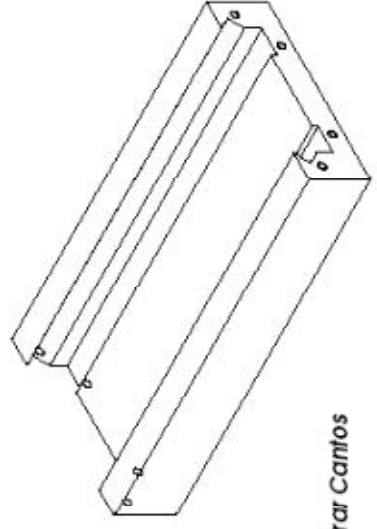
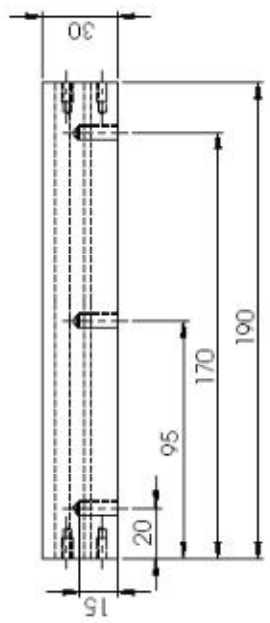
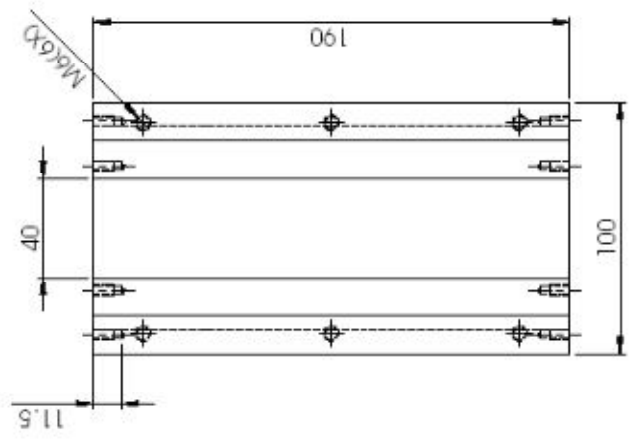
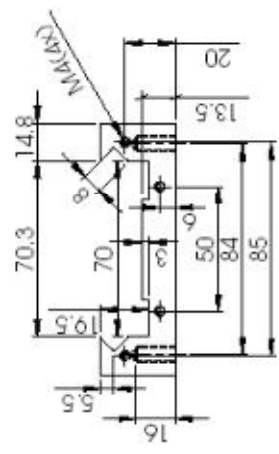


SEÇÃO A-A



Obs: Chamar Cantos  
0.5 x 45

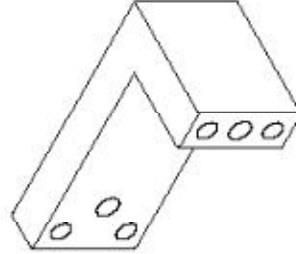
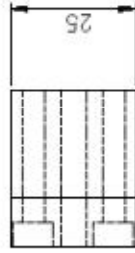
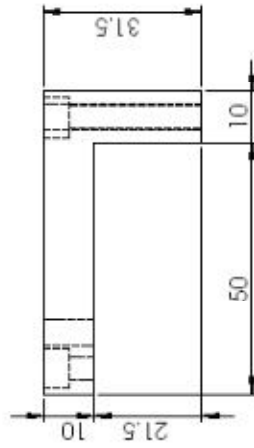
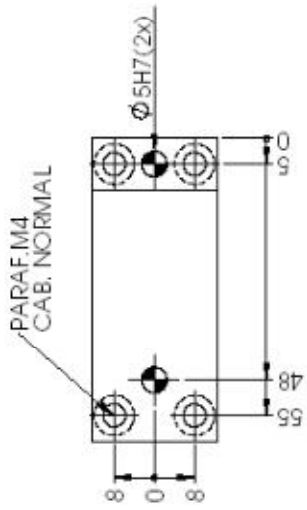
1007	SUPORTE SUP. (Liga 1060)	01	Qtd
Material	Material	Material	Qtd
<p><b>PROTEU</b>                  INSTITUTO DE FUNDAMENTOS DE LACONSTRUCOES                  (FUNDAMENTOS DE LACONSTRUCOES)                  SAO CARLOS-SP CEP 13564-200                  Departamento de Engenharia de Estruturas</p>			
Desenho	Cliente	Peça	SUPORTE SUPERIOR
Revisão	Proj.	Escala	MESA COORDENADA
1:2			



Obs: Chanfrar Cantos  
0.5 x 45

1007	PLACA INF. (Liga T050)	01
Revisão	Material	Qtd
<b>PROTEU</b>		
UNO ACORDADO DE COMPROMISSO DE LABORADOR ASS. GERAL DE MILITARES (AMMIL) - SÃO CARLOS-SP - CEP 13504-200 Departamento de FOME (16) 3366.3868		
Desenho	COLIB. SÉRIAS	Clientes
Rev/B00	JCE	Placa
Escala	JCE	Título
1:2		PLACA INFERIOR
		MESA COORDENADA

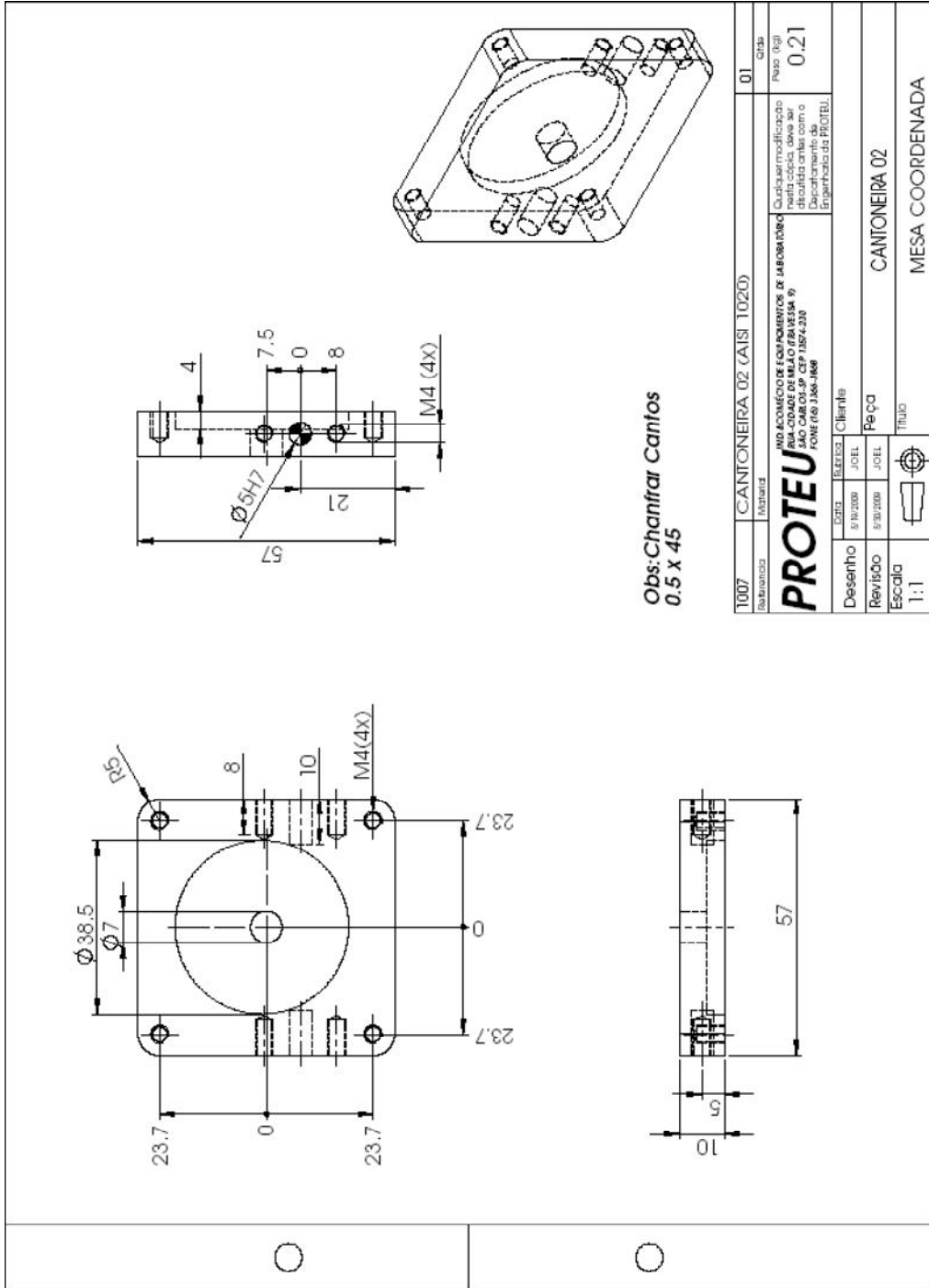




Obs: Chantrear Cantos  
0,5 x 45

1007	BRACO FIXO (Material <not specified>)	02
Requisitos	Material	Qtd
<b>PROTEU</b>		
UNO ACORDADO DE COMPROMISSO DE LABORATORIO PARA COLETA DE MUILO (MATERIAL) SÃO CARLOS-SP (SP/15/14-28) Departamento de FONE (16) 3364.3669 Engenharia de Recrutamento		
Desenho	SEBASTIÃO	Cliente
Revisão	JCE	Piçca
Escala	1:1	Título
BRACO DE FIXAÇÃO		MESA COORDENADA





Obs: Chamfrar Cantos  
0.5 X 45

1007	CANTONEIRA 02 (AISI 1020)	01
Referencia	Material	Qtd
<b>PROTEU</b>		
INDICADORES DE EQUIPAMENTOS DE ABRIGAMENTO		
RUA JOSE DE BELO (RUA 584) 9		
CAMPUS CARLOS DE CARVALHO		
FONE (40) 3364-1000		
Qualquer modificação realizada deve ser aprovada pelo Engenheiro de Desenho da PROTEU.		
Desenho	5/10/2009	JOEL
Revisão	5/20/2009	JOEL
Escala	1:1	
CLIENTE		Ciliana
PEÇA		CANTONEIRA 02
TÍTULO		MESA COORDENADA