

Ricardo Jorge Figueiredo Oliveira

***Construção de uma plataforma
de movimentos para aplicação
de Super-Resolução a imagens
de Gamagrafia***

Instituto de Biofísica e Biomatemática, IBILI-FMUC

2010

Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Francisco Caramelo e do Professor Doutor Nuno Ferreira.



Trabalho realizado no Instituto de Biofísica e Biomatemática da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Declaro que esta dissertação de candidatura ao grau de Mestre é da minha autoria e que os dados aqui incluídos são o resultado de trabalho original por mim efectuado, excepto quando assinalado no texto.

Ricardo Jorge Figueiredo Oliveira

À Família e aos amigos

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Doutor Francisco Caramelo, pela sua grande ajuda durante a realização deste projecto. A sua paciência e dedicação revelaram-se fulcrais.

Agradeço ao Doutor Nuno Ferreira por me ter proporcionado este trabalho e pelo apoio técnico.

Um obrigado ao Engenheiro Monteiro pelas ideias e ensinamentos na parte mecânica do projecto.

Agradeço também ao meu colega Henrique pela ajuda dada no *software*.

Quero agradecer aos meus amigos, pelo constante apoio no decorrer destes 5 anos, com os quais pude contar, para discutir assuntos técnicos, desabafar, rir, entre outros.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer aos meus pais por me proporcionarem todo o apoio para poder ter chegado até aqui. Um obrigado também às minhas irmãs pela paciência e apoio.

ÍNDICE

<i>AGRADECIMENTOS</i>	<i>ix</i>
<i>ÍNDICE</i>	<i>xi</i>
<i>ÍNDICE DE FIGURAS</i>	<i>xiii</i>
<i>ÍNDICE DE QUADROS</i>	<i>xvii</i>
<i>LISTA DE ABREVIATURAS</i>	<i>xix</i>
<i>RESUMO</i>	<i>xxi</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>xxiii</i>
1 <i>Introdução</i>	1
1.1 Imagens em Medicina Nuclear	1
1.2 Princípio de operação da Câmara Gama	3
1.3 Resolução	10
1.4 Super-Resolução	11
OBJECTIVO	17
2 <i>Materiais e Métodos</i>	19
2.1 Materiais utilizados na plataforma	20
2.2 Arquitectura da plataforma	22
2.3 Sistema de accionamento / Controlo	24
2.3.1 Sistema de accionamento	24
2.3.2 Modo de funcionamento	26
2.4 Hardware de apoio	28
2.5 Transdutor de posição	30
2.6 Software de controlo	32
2.7 Caracterização do sistema	33
2.8 Repetibilidade	34
2.8 Teste com imagens	34

5 Resultados	37
5.1 Arquitectura do sistema	37
5.2 Calibração.....	39
5.3 Repetibilidade.....	45
5.4 Análise do controlo	47
5.5 Teste com imagens	49
6 Discussão e Conclusões	51
ANEXO A.....	55
ANEXO B.....	56
7 Referências Bibliográficas	57

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1: *Imagens referentes ao fantoma de Derenzo. A imagem em [a] refere-se ao fantoma de Derenzo se o detector fosse ideal, enquanto que a imagem em [b] foi obtida para um detector real com 0,1Mcontagens, mostrando detalhes de baixa resolução.* _____2
- Figura 2: *Esboço dos componentes de uma câmara gama. Constituída por colimador, cristal cintilador, guia de luz, tubos fotomultiplicadores e pré-amplificadores (2).* _____3
- Figura 3: *Guia de Luz com contorno em torno do PMT, de modo a aumentar a resposta de posicionamento por parte do PMT (3).* _____5
- Figura 4: *Design geométrico de colimadores de buracos paralelos que definem a resolução espacial que pode ser alcançada pela câmara gama. Os diferentes designs mostram que quanto menor for a largura do orifício (h), ou quanto maior o tamanho dos septos (l), menor irá ser a distância d , que define a resolução do sistema, que será tanto maior quanto menor for d (7).* _____6
- Figura 5: *Relações geométricas entre a distância de resolução espacial (d) com as características dos septos e com a distância à fonte (f). Tais relações mostram que quanto menor for f , bem como o quociente entre h e l , maior será o poder de discriminação (8).* _____7
- Figura 6: *Colimador multipinhole e detalhes do perfil do pinhole, que consiste num cone com uma abertura na parte terminal. A imagem resultante é ampliada e invertida (10).* _____8
- Figura 7: *Representação do funcionamento de um fotomultiplicador à esquerda e as diferentes geometrias possíveis à direita. Um electrão que entre num tubo fotomultiplicador é multiplicado pela série de dínodos, sendo posteriormente colectados no ânodo (11).* _____9
- Figura 8: *Efeitos da baixa resolução em intensidade e da baixa resolução espacial. Tais efeitos proporcionam conseqüentemente uma baixa qualidade da imagem, (13).* _____10
- Figura 9: *Representação da resolução em posição, correspondendo esta à largura a meia altura da gaussiana (FWHM), mostrando que é possível discriminar dois pontos que estejam próximos para valores de $2,35\sigma$ (14).* _____11
- Figura 10: *Princípio de funcionamento da técnica de super-resolução, em que o detector/objecto se move por distâncias incrementais inferiores ao pixel, em quatro posições distintas, por forma a melhorar a resolução por um factor de dois. Um maior número de movimentos proporcionará uma maior resolução da imagem obtida (15).* _____13
- Figura 11: *Aquisição de imagens em duas posições. Cada pixel L_i corresponde a um pixel LR, sendo cada pixel LR constituído por uma combinação linear dos pixéis S_i de HR.* _____14
- Figura 12: *Mesa deslizante simples [a], em que a movimentação da base se faz apenas numa direcção e mesa deslizante dupla [b], podendo nesta configuração a base movimentar-se nos dois eixos ortogonais, (22).* _____20

<i>Figura 13: Materiais utilizados para a construção da plataforma: 1 - Motor de passo; 2 - Rolamento linear; 3 - Acrílico; 4 - Rolamento rotativo; 5 - Guias deslizantes; 6 - Veio roscado; 7 - Acopladores; 8 - Potenciômetro linear.</i>	22
<i>Figura 14: Definição das medidas. Suporte com dimensão de 25X35cm e plataforma total com dimensões de 45X45cm. As medidas apresentadas são tais que permitem a colocação de um fantoma e geração dos movimentos da base na plataforma.</i>	23
<i>Figura 15: Esboço tridimensional da plataforma de movimentos necessária à técnica de super-resolução – desenhado no software Google Sketchup®.</i>	24
<i>Figura 16: Controlo mecânico dos motores de passo por pulsos digitais. Um pulso que chegue ao terminal de um fio do motor leva à rotação do motor de um determinado ângulo (24).</i>	25
<i>Figura 17: Configurações dos enrolamentos nos diferentes motores. A corrente que circula no motor unipolar pode circular nos dois sentidos, enquanto que no motor bipolar apenas pode circular num só sentido.</i>	26
<i>Figura 18: Representação esquemática do driver de potência ULN 2003A e respectivas ligações aos terminais das bobines e do circuito de controlo.</i>	28
<i>Figura 19: Esquemático de um bloco do circuito de controlo dos motores de passo. À direita o driver de potência ULN2003A que funciona como interruptor de alimentação externa para os motores e à esquerda o optocoupler ISP 815 que faz o isolamento físico entre o controlo e os drivers.</i>	29
<i>Figura 20: Esquemático do funcionamento de um potenciômetro e respectiva tensão de saída (V_d) dada pela regra do divisor de tensão. O cursor que se desloca na resistência de comprimento L cria uma tensão de saída que depende da posição onde este se encontra.</i>	31
<i>Figura 21: Interface gráfica criada no software Microsoft Visual Basic® necessária ao controlo dos motores e leitura dos potenciômetros. A interface é provida de botões para leitura do valor dos potenciômetros, bem como caixas de texto onde o utilizador pode definir o número de voltas que pretende dar nos motores, ou ainda caixas de texto onde se pode colocar a posição que se requer no suporte da fonte.</i>	33
<i>Figura 22: Fantoma de super-resolução para testar a plataforma de movimentos. Ambos os quadrados são compostos por 9 buracos onde é colocado o radionuclídeo para o teste. A distância entre os centros de cada orifício é de 6mm no quadrado da direita é de 5mm no da esquerda, sendo o diâmetro de cada orifício do quadrado do lado direito de 3mm e do quadrado do lado esquerdo cerca de 1,8mm.</i>	35
<i>Figura 23: Montagem final da plataforma de movimentos para super-resolução de imagens aplicada a gamagrafia, com os respectivos detalhes dos componentes utilizados.</i>	37
<i>Figura 24: Esquemático dos diferentes acoplamentos: a) veio roscado; b) rolamento linear; c) acoplador; d) caixa redutora; e) motor de passo.</i>	38

Figura 25: Detalhe dos acoplamentos dos potenciômetros lineares. As setas a tracejado definem o trajecto por onde as partes móveis dos potenciômetros se podem deslocar. Os círculos a vermelho delimitam o cursor do potenciómetro. _____38

Figura 26: Imagens obtidas através da câmara gama, nas diferentes posições através da plataforma de movimentos. a) Posição [0,0;0,0]mm; b) Posição [(2,0;0,0]mm; c) Posição [(2,0;2,0]mm; d) Posição [(0,0;2,0]mm. Notar que as imagens são invertidas, e portanto a posição das mesmas corresponderá ao simétrico. _____49

Figura 27: Ilustração do conjunto de poços de maior diâmetro em [a], e respectiva imagem de super-resolução em [b], gerada a partir do processamento de quatro imagens LR adquiridas em diferentes posições. _____50

ÍNDICE DE QUADROS

<i>Quadro 1: Sequências de impulsos geradas no controlo dos motores.</i>	27
<i>Quadro 2: Recolha de valores referentes à calibração da plataforma para o eixo x</i>	40
<i>Quadro 3: Recolha de valores referentes à calibração da plataforma para o eixo y.</i>	40
<i>Quadro 4: Valores da posição obtidos após calibração, através da recta de ajuste obtida para o eixo x.</i>	45
<i>Quadro 5: Valores da posição obtidos após calibração, através da recta de ajuste obtida para o eixo y.</i>	46
<i>Quadro 6: Distância percorrida aquando da rotação do motor 1 (eixo x), dado pela diferença entre posições.</i>	46

LISTA DE ABREVIATURAS

<i>CT</i>	<i>Computer Tomography, (Tomografia Computorizada)</i>
<i>FOV</i>	<i>Field of view, (Campo de visão)</i>
<i>FWHM</i>	<i>Full width at half maximum, (Largura a meia altura)</i>
<i>GM</i>	<i>Gamma Camera, (Câmara gama)</i>
<i>HR</i>	<i>High Resolution, (Alta resolução)</i>
<i>LR</i>	<i>Low Resolution, (Baixa resolução)</i>
<i>MRI</i>	<i>Magnetic Resonance Imaging, (Imagiologia por Ressonância Magnética)</i>
<i>NM</i>	<i>Nuclear Medicine, (Medicina Nuclear)</i>
<i>PET</i>	<i>Positron Emission Tomography, (Tomografia de emissão de positrões)</i>
<i>PMT</i>	<i>Photomultiplier tube, (Tubo fotomultiplicador)</i>
<i>PSAPDs</i>	<i>Position-sensitive avalanche photodiodes, (Fotodíodos de avalanche sensíveis à posição)</i>
<i>SPECT</i>	<i>Single Photon Emission Computed Tomography, (Tomografia de emissão de fóton único)</i>
<i>SR</i>	<i>Super-Resolution, (Super-Resolução)</i>
<i>USB</i>	<i>Universal Serial Bus</i>

RESUMO

É sabido que a qualidade de uma imagem digital está directamente relacionada com a sua resolução. Por conseguinte, técnicas que permitam a melhoria da resolução espacial têm sido objecto de interesse pela comunidade científica tendo portanto obtido grandes avanços até à data. Entre elas destacamos a técnica de super-resolução (SR) que tem evoluído sobretudo nas áreas da fotografia e vídeo digital.

Por outro lado, a super-resolução parece ser um candidato óbvio para melhorar a resolução espacial em Medicina Nuclear (MN) pois técnicas como o SPECT (*Single Photon Emission Tomography*) e PET (*Positron Emission Tomography*) apresentam resoluções espaciais longe de serem boas (aproximadamente 8 mm no primeiro caso e 2mm no segundo), quando comparadas com técnicas como a CT (*Computed Tomography*) ou MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). Porém a aplicação da super-resolução à Medicina Nuclear não tem sido alvo de um estudo tão exaustivo como seria de esperar.

Com este trabalho pretende-se colmatar dificuldades inerentes à aquisição de imagens de super-resolução em Medicina Nuclear (sendo no presente caso para fins de investigação), nomeadamente na obtenção de imagens através da câmara gama, criando para tal um mecanismo de baixo custo, controlado por computador capaz de se movimentar com elevada precisão no espaço, de modo a reconstruir imagens de gamagrafia com uma resolução espacial superior à das amostras obtidas. Para isso é usado um algoritmo de super-resolução desenvolvido no Instituto de Biofísica e Biomatemática, de modo que partindo de um conjunto de amostras de baixa resolução de um determinado objecto, mas deslocadas entre si por uma distância inferior ao tamanho do pixel de uma amostra, estas sejam sobrepostas e daí obter uma única imagem com elevada resolução espacial.

Palavras-chave: Super-Resolução; Movimentos Subpixel; Câmara Gama.

ABSTRACT

It is generally accepted that the quality of a digital image is directly related to its resolution. Therefore, techniques for improving the spatial resolution have been the subject of interest by the scientific community and important advances have been achieved thus far. Among these is the super-resolution (SR) that has evolved primarily in the areas of photography and digital video.

Super-resolution seems to be an obvious candidate for improving the spatial resolution on Nuclear Medicine (NM) imaging techniques such as SPECT (Single Photon Emission Tomography) and PET (Positron Emission Tomography) that present poor spatial resolution (about 8 mm in the first case and 2 mm in the second), when compared to techniques such as CT (Computed Tomography) or MRI (Magnetic Resonance Imaging). However, the application of super-resolution to nuclear medicine imaging has not been totally explored as it would be expected.

This work aims at overcoming the difficulties associated with the acquisition of the nuclear image needed to the super-resolution algorithm by creating a low cost computer-controlled mechanism able to move with high precision in order to reconstruct the images with higher spatial resolution (this mechanism is intended for research). For this purpose we use a super-resolution algorithm developed at the Institute of Biophysics and Biomathematics, which use a set of low-resolution samples displaced from each other by a distance less than the size of a pixel to obtain a single image with higher spatial resolution.

Keywords: High Resolution; Subpixel movements; Gamma camera.

1 Introdução

Na aplicação da super-resolução (SR) a gamagrafia é necessário dotar a câmara gama de um mecanismo preciso, capaz de gerar movimentos subpixel do objecto no campo de visão (FOV - *Field of view*), necessários ao algoritmo desenvolvido. Assim, justifica-se numa primeira parte a explicação do princípio de funcionamento da câmara gama, bem como os possíveis factores que possibilitam o aumento da resolução neste tipo de equipamentos.

1.1 Imagens em Medicina Nuclear

As imagens em Medicina Nuclear (MN) derivam da detecção de raios gama, que são emitidos por isótopos radioactivos ou que resultam da aniquilação de positrões. O SPECT (*Single Photon Emission Tomography*), que utiliza emissores gama, e o PET (*Positron Emission Tomography*), que utiliza emissores β^+ , são técnicas imagiológicas de emissão usadas clinicamente para avaliação funcional. A ideologia subjacente consiste em utilizar/injectar num objecto de estudo/organismo vivo uma quantidade muito pequena de uma substância de interesse fisiológico em que um dos átomos das moléculas constituintes, normalmente estável, é substituído por um isótopo radioactivo (radiotraçador). Procede-se posteriormente à medição da distribuição espacial dessa substância, através da detecção dos raios gama emitidos pelo radiotraçador. A distribuição obtida reflecte o comportamento fisiológico dessa substância e o funcionamento do sistema biológico. A partir das imagens obtidas, um médico especialista fará então o diagnóstico do paciente.

Para o caso de se usarem radioisótopos emissores de raios gama, em que um núcleo no estado excitado decai para um estado de energia

mais baixa por emissão de um raio gama, uma das técnicas possível de ser utilizada designa-se por cintigrafia, que se baseia no uso de uma câmara gama estática, da qual se obtêm imagens planares 2D. Para o caso de uma ou mais câmaras gama rodarem em torno da fonte emissora, adquirem-se várias projecções obtendo-se imagens tomográficas da técnica designada por SPECT, da qual podemos obter imagens tridimensionais.

Em Medicina Nuclear existe sempre a procura, por parte do profissional de saúde, de alterações anatómicas e ou funcionais de órgãos e sistemas do corpo humano, sendo estas alterações evidenciadas numa imagem. A observação destas alterações depende da qualidade da imagem produzida, estando esta directamente relacionada com a sua resolução em posição e indirectamente com a sua resolução em energia, visto que esta se caracteriza pelo desempenho da câmara. Como resultado, podemos ter uma imagem que não evidencie uma lesão onde ela de facto existe (falso negativo), ou criar padrões patológicos onde realmente não os há (falso positivo).

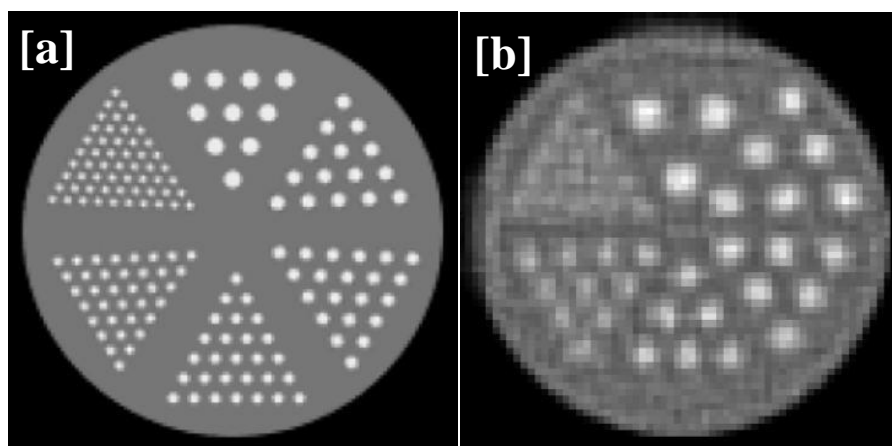


Figura 1: Imagens referentes ao fantoma de Derenzo. A imagem em [a] refere-se ao fantoma de Derenzo se o detector fosse ideal, enquanto que a imagem em [b] foi obtida para um detector real com 0,1Mcontagens, mostrando detalhes de baixa resolução.

A técnica de super-resolução (SR) surge como candidato óbvio para melhorar a qualidade de uma imagem, visto aumentar a resolução espacial. Deste modo ocorre uma melhoria na interpretação e na

identificação dos alvos nas imagens, preservando as informações originais.

1.2 Princípio de operação da Câmara Gama

O princípio de funcionamento da câmara gama, cuja invenção se deve a Hal O. Anger (1), é ilustrado abaixo (Figura 2). O processo inicial, da obtenção da imagem da distribuição do radiofármaco emissor de raios gama, consiste na conversão de raios gama em luz visível num cristal cintilador.

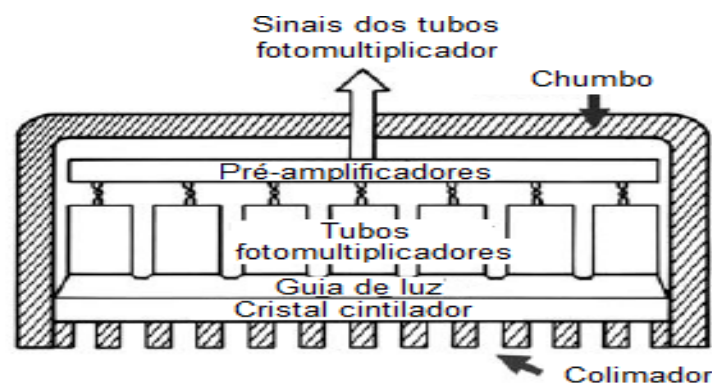


Figura 2: Esboço dos componentes de uma câmara gama. Constituída por colimador, cristal cintilador, guia de luz, tubos fotomultiplicadores e pré-amplificadores (2).

Na interacção dos raios gama com o cristal cintilador, ocorrem vários eventos, entre eles a absorção fotoelétrica, o efeito de Compton, múltiplos efeitos de Compton com absorção fotoelétrica final, ou ainda raios gama que atravessam o cristal sem depositarem a sua energia no mesmo. Destes eventos temos como mais significativos o efeito fotoelétrico e o efeito de Compton. No efeito fotoelétrico, o cristal cintilador absorve toda a energia no local de interacção do raio gama e converte-a em luz de cintilação. Quanto ao efeito de Compton, somente uma parte da energia dos raios gama é absorvida no local de interacção e esta fracção é convertida em luz de cintilação, sendo que o resto da energia escapa do cristal cintilador.

Um cristal cintilador é normalmente constituído por iodeto de sódio dopado com Tálcio (NaI(Tl)), o qual possui um número atómico efectivo elevado ($Z_{\text{eff}}=50$) e uma densidade também elevada ($\rho=3,67 \text{ g/cm}^{-3}$), o que permite uma detecção eficiente para fótons gama abaixo dos 200keV, (bom comprimento de atenuação¹), com cristais relativamente finos, o que é vantajoso uma vez que a resolução espacial intrínseca é dependente da espessura do cristal (3). Por outro lado o NaI(Tl) é um cristal higroscópico, e por conseguinte, tem de ser selado hermeticamente, devendo a sua temperatura ser mantida constante, para se obter um bom funcionamento do cristal.

O desenvolvimento de câmaras com cristais pixelizados limitam o grau com que a luz se espalha lateralmente, e consequentemente pode aumentar a resolução espacial em comparação com câmaras que usam cristais contínuos (4).

De modo a aumentar a resolução (capacidade de distinguir dois pontos próximos) e a eficiência das câmaras, têm vindo a ser aplicados detectores semicondutores. Entre eles encontra-se o Telureto de Cádmio Zinco (CdZnTe), que têm a capacidade de operar à temperatura ambiente, possuindo uma boa resolução em energia. Este facto permite discriminar o efeito de Compton contribuindo para a resolução espacial, que por si própria já é boa uma vez que a resolução intrínseca corresponde ao tamanho do pixel (5).

Após a emissão de luz pelo cristal cintilador, ocorre a conversão desta em sinais eléctricos por um conjunto de tubos fotomultiplicadores, que providenciam a informação em energia e posição do evento. Depois de cada raio gama ser detectado, existe um tempo finito durante o qual não é possível detectar como um evento independente um novo raio gama que interaja com o cristal. Este é o tempo de resolução da câmara gama que é devido à cintilação e aos processos electrónicos envolvidos na detecção dos eventos.

¹ Entende-se por comprimento de atenuação como o comprimento ao fim do qual 63% (1/e) dos fótons são absorvidos no cristal.

É desejável que a magnitude do sinal proveniente do tubo fotomultiplicador esteja relacionada com a localização do evento. Assim, em desenhos iniciais, a câmara era provida de um guia de luz acoplado aos cristais, de modo a aumentar a linearidade espacial e a uniformidade. Guias de luz com contornos são também utilizados de forma a aumentar a colecção de luz e os padrões de *scattering* na interface do fotomultiplicador, de forma a reduzir a não linearidade posicional (2).

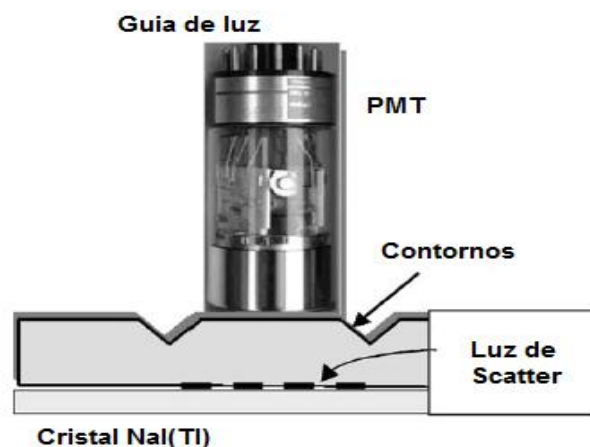


Figura 3: Guia de Luz com contorno em torno do PMT, de modo a aumentar a resposta de posicionamento por parte do PMT (3).

Para produzir uma imagem correcta da distribuição de radioactividade no paciente, os locais de absorção de raios gama nos cristais de cintilação da câmara devem estar clara e univocamente relacionados com a sua origem no interior do paciente, uma vez que fótons provenientes de outras regiões não são desejáveis. Este relacionamento pode ser alcançado pela colocação de um colimador entre o cristal e o paciente de forma a obter apenas fótons que provêm de direcções conhecidas (geralmente perpendiculares) à superfície do detector. No entanto o impacto sobre a sensibilidade é muito relevante, já que apenas uma parte inferior a 1% dos fótons atravessam o colimador e chegam a atingir o detector (6).

O colimador mais comum é o de buracos paralelos (*parallel hole collimator*). Este é constituído por pequenos orifícios cilíndricos,

separados por septos de chumbo, de forma a atenuar a radiação proveniente de outras direções indesejáveis (7). Colimadores com outras geometrias, tais como convergentes, divergentes e colimadores *pinhole*, podem ser utilizados em situações especiais, nomeadamente para aumentar ou diminuir o campo de visão.

Em todos estes colimadores existe sempre um compromisso entre a resolução e a sensibilidade, uma vez que reduzindo o tamanho dos orifícios ou aumentando o tamanho dos septos obtemos um aumento da resolução espacial, mas teremos, por conseguinte, uma redução na sensibilidade², sendo que o recíproco também se verifica.

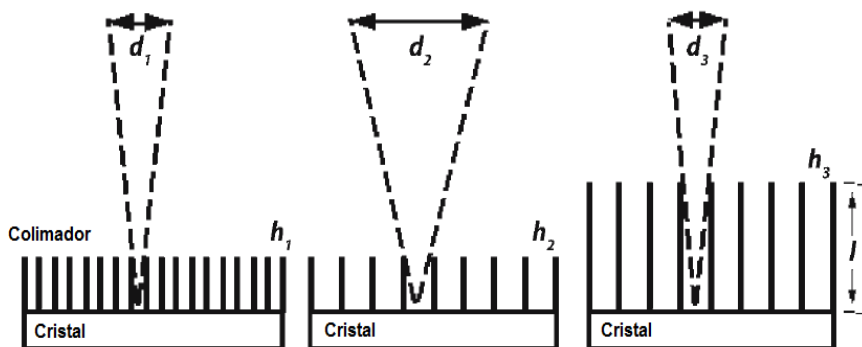


Figura 4: Design geométrico de colimadores de buracos paralelos que definem a resolução espacial que pode ser alcançada pela câmara gama. Os diferentes designs mostram que quanto menor for a largura do orifício (h), ou quanto maior o tamanho dos septos (l), menor irá ser a distância d , que define a resolução do sistema, que será tanto maior quanto menor for d (7).

Quando falamos em resolução espacial devemos ter em atenção que esta será fortemente influenciada pela distância a que a fonte se encontra do cristal detector, como pode ser observado seguidamente:

² Menor sensibilidade significa maior erro estatístico e por conseguinte leva a um menor poder de discriminação.

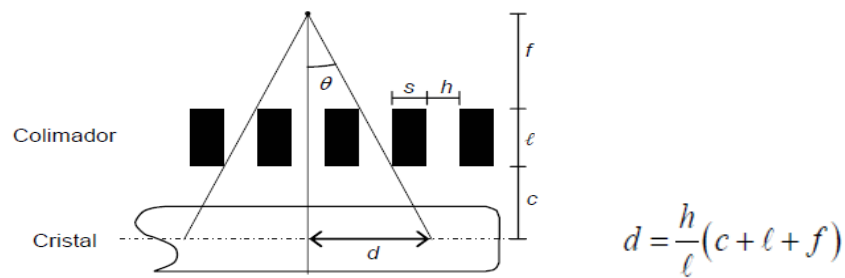


Figura 5:Relações geométricas entre a distância de resolução espacial (d) com as características dos septos e com a distância à fonte (f). Tais relações mostram que quanto menor for f , bem como o quociente entre h e l , maior será o poder de discriminação (8).

Da análise da figura 5, retira-se a expressão acima que traduz a distância de resolução, d . Verifica-se que a resolução espacial é tanto maior quanto menor for a distância de resolução (d), a qual é directamente proporcional à distância f , isto é da distância a que a fonte se encontra do detector, já que os parâmetros l (altura dos septos) e c (distância do colimador ao cristal), são reduzidos quando comparados com f . Assim existe sempre a necessidade de colocar a câmara o mais perto possível do paciente, para promover um aumento da distância de resolução. Além disso a equação acima também revela que quanto menor for o rácio entre a largura do buraco (h), e a altura septal (l), maior será o poder de discriminação de estruturas finas. Porém, uma diminuição do buraco e aumento da altura septal, implica tal como anteriormente dito uma diminuição na sensibilidade, resultando na adopção de soluções de compromisso (8).

Os colimadores *pinhole* têm grande potencial para aumento de resolução espacial de estruturas de pequenas dimensões. Este tipo de colimadores consiste numa pequena abertura em forma de cone num material absorvente (e.g. chumbo/tungsténio). Com este tipo de configuração, existe uma ampliação do objecto de medida, já que os fótons detectados podem provir de todas as direcções relativas ao ângulo sólido visto do centro da abertura do colimador. Por outro lado, existe perda de sensibilidade, uma vez que o tamanho da abertura é muito

pequeno, logo só uma pequena fracção dos fótons participam na formação da imagem (9).

De modo a tornar este sistema mais vantajoso, ou seja obter tanto um aumento da resolução espacial como um aumento da sensibilidade, surgem estudos nesta área que fazem uso de colimadores *multipinhole*, para obtenção de imagens de pequena densidade volumétrica (10).

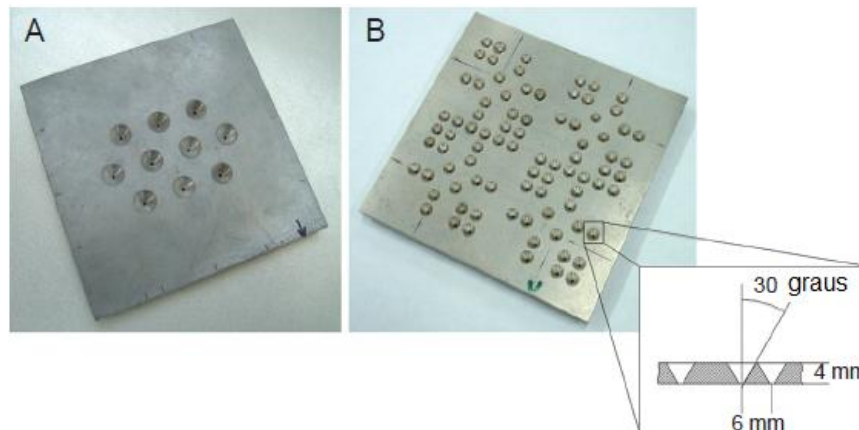


Figura 6: Colimador multipinhole e detalhes do perfil do pinhole, que consiste num cone com uma abertura na parte terminal. A imagem resultante é ampliada e invertida (10).

Todos os tipos de colimadores, que requeiram alta resolução, apresentam orifícios de tamanho reduzido levando por conseguinte a um tremendo impacto na sensibilidade. Por sua vez esta melhoria na sensibilidade implica maior tempo de aquisição ou maior dose do radiotraçador. A melhor alternativa, nesta situação, consiste no uso de detectores que garantam uma adequada resolução espacial para essas aplicações. As técnicas de super-resolução podem ser uma solução alternativa.

Um tubo fotomultiplicador consiste num cátodo fotoemissivo na parte terminal e numa série de eléctrodos metálicos denominados de dínodos no centro e de um ânodo na extremidade oposta ao fotocátodo, encontrando-se todo o conjunto em vácuo. Num fotomultiplicador a luz de cintilação produz electrões no fotocátodo, sendo estes posteriormente multiplicados devido ao ganho de carga operado nos dínodos. Finalmente a avalanche de electrões é recolhida no ânodo proporcionando um sinal

de saída sob a forma de corrente. O ganho total disponível num tubo fotomultiplicador é da ordem dos 10^6 e este varia com a tensão aplicada à cadeia de dínodos e do número e configuração dos mesmos.

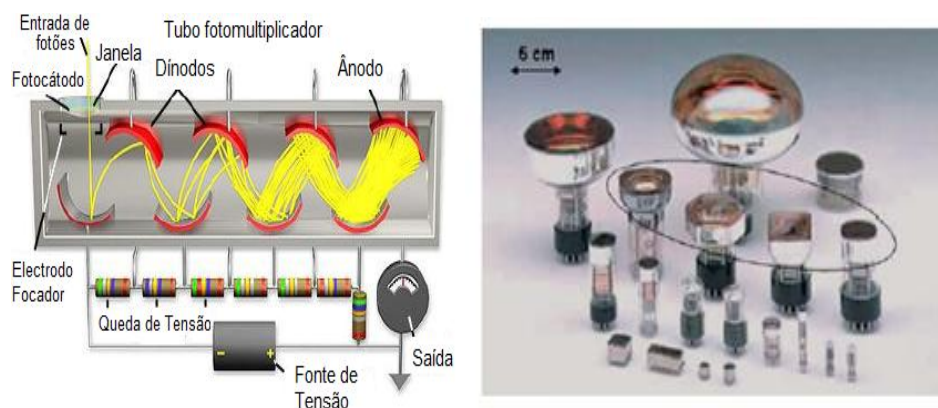


Figura 7: Representação do funcionamento de um fotomultiplicador à esquerda e as diferentes geometrias possíveis à direita. Um electrão que entre num tubo fotomultiplicador é multiplicado pela série de dínodos, sendo posteriormente colectados no ânodo (11).

Fotodíodos de avalanche sensíveis à posição (PSAPDs) têm sido recentemente propostos como detectores de luz óptica em câmaras gama. São dispositivos semicondutores que podem detectar níveis extremamente baixos de radiação providenciando alta eficiência quântica³, sendo tal promovido por um mecanismo de ganho interno, algo que não existe nos fotodíodos convencionais. Estes dispositivos são uma solução atractiva para o desenvolvimento de câmaras gama de alta resolução à base de PSAPDs, especialmente apropriadas para a aquisição de imagens de pequenos animais (12).

À saída do fotomultiplicador existe um analisador de posição, que faz a soma dos impulsos de todos os fotomultiplicadores cuja carga é proporcional à energia depositada pelos fotões que atingiram o cristal. A

³ Eficiência quântica: Número de acontecimentos de detecção que ocorre por fotão absorvido pelo detector.

determinação da posição é baseada num algoritmo que combina as leituras de todos os fotomultiplicadores determinando o centróide da detecção.

1.3 Resolução

Um dos parâmetros para aferir a qualidade de uma imagem é a sua resolução, que pode ser entendida, a nível lato, como sendo o nível de detalhe da representação visual. Desta maneira quanto maior for a resolução de uma imagem mais exacta é a sua representação da imagem real. Devemos, porém, ter em atenção que a resolução de uma imagem digital é representada por dois parâmetros sendo eles a resolução em posição que se define como a capacidade de distinguir dois pontos que estejam muito próximos (capacidade de reproduzir detalhes finos), e pela quantização, que especifica o número de níveis possíveis para representar a intensidade em determinado pixel (13).

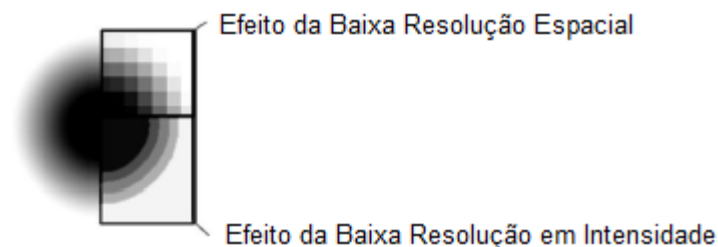


Figura 8: Efeitos da baixa resolução em intensidade e da baixa resolução espacial. Tais efeitos proporcionam consequentemente uma baixa qualidade da imagem, (13).

Atendendo ao facto de que o tema deste trabalho reflecte o aumento de resolução espacial, passemos a explicar o conceito subjacente à mesma, no contexto deste estudo.

Resolução espacial define-se então como a largura a meia altura de uma gaussiana (FWHM – *full width at half maximum*), que corresponde à função de resposta do aparelho de medida, como se pode visualizar na Figura 9.

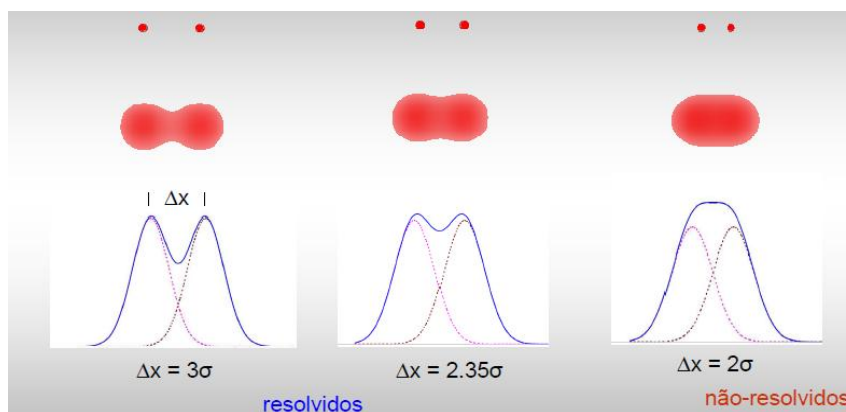


Figura 9: Representação da resolução em posição, correspondendo esta à largura a meia altura da gaussiana (FWHM), mostrando que é possível discriminar dois pontos que estejam próximos para valores de $2,35\sigma$ (14).

Imagens de alta resolução (HR – *high-resolution*) são fundamentais em vários campos, (e.g. medicina, nomeadamente no diagnóstico clínico). Outros campos podem beneficiar deste tipo de imagens, como no sensoriamento remoto, ou em astronomia para revelação de corpos celestes no universo. Neste trabalho pretende-se gerar imagens HR a partir de um dispositivo dedicado para a tarefa, por forma a serem utilizadas no diagnóstico em Medicina Nuclear.

1.4 Super-Resolução

Melhorar a resolução espacial de um dispositivo de aquisição de imagens nem sempre é tarefa fácil, uma vez que o processo acarreta restrições, tanto a nível físico como económico. O aumento da densidade de células detektoras num sensor é proporcional ao aumento do ruído de aquisição, o que resulta no decréscimo na qualidade da imagem adquirida (13). Além disso, o desenvolvimento de novos sistemas de aquisição de imagem mais sofisticados tem, infelizmente, como consequência o aumento do seu custo.

Assim, a utilização da técnica de super-resolução pode ser uma solução para melhorar a resolução espacial, pois tem por finalidade a

obtenção de imagens de alta resolução a partir de um conjunto de imagens de baixa resolução (LR - *Low-Resolution*) do mesmo objecto, adquiridas com recurso a sistemas de baixo custo.

Assume-se que as imagens capturadas (imagens LR) são altamente correlacionadas. No entanto, uma pequena diferença de informação presente em cada imagem capturada, proporciona uma nova informação para a recuperação dos detalhes na imagem HR.

A ideia passa por obter imagens LR (amostras) por meio de deslocamentos de tamanho inferior ao tamanho do pixel (subpixel) entre si. Se estes deslocamentos forem conhecidos ou possíveis de estimar, é então possível reconstruir um sinal cuja resolução é superior à resolução das amostras sendo a reconstrução da imagem com super-resolução possível pela combinação adequada das amostras (15). Esta combinação de amostras (processamento) consiste numa sobreposição das mesmas através do cálculo da média ponderada da contribuição de cada pixel para a imagem final (16).

O cálculo da imagem de alta resolução a partir das amostras de imagens LR pode ser entendido como um problema de reconstrução.

Deste modo, algoritmos típicos da área podem ser usados, como a máxima verosimilhança (*Maximum Likelihood Expectation Maximization - MLEM*) (17), que se baseia numa estimativa da probabilidade real de certa quantidade de radioactividade numa localização particular ser detectada pelo sistema em cada ponto e em cada aquisição.

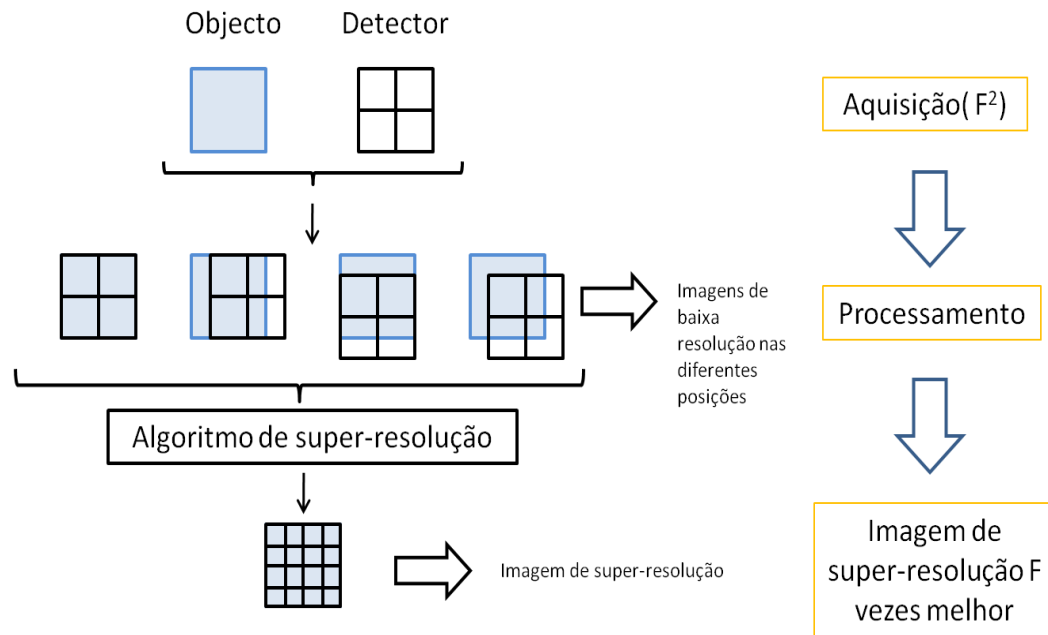


Figura 10: Princípio de funcionamento da técnica de super-resolução, em que o detector/objecto se move por distâncias incrementais inferiores ao pixel, em quatro posições distintas, por forma a melhorar a resolução por um factor de dois. Um maior número de movimentos proporcionará uma maior resolução da imagem obtida (15).

Para um aumento da resolução de N vezes, teremos de proceder à aquisição de pelo menos N^2 imagens de baixa resolução do objecto em diferentes posições. De seguida, as imagens de baixa resolução são usadas para formar uma única imagem de maior resolução, utilizando-se para isso o algoritmo de super-resolução que inicialmente se baseou na técnica de *substepping*, bastante usada em astronomia, nomeadamente no Telescópio Espacial Hubble (18), (19).

Matematicamente, o algoritmo de super-resolução pode ser visto como um problema matemático representado algebricamente da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{M1} & \cdots & a_{MN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_N \end{bmatrix} + N = Y \quad (\text{eq.1})$$

onde o vector Y contém os valores dos pixéis das imagens LR adquiridas nas diferentes posições: A designa a matriz sistema que engloba o processo de aquisição e as características das imagens LR, e o vector S_i contém os pixéis da imagem HR, que é desconhecida. O ruído inerente ao sistema de medida é representado por N . A equação pode ser resolvida como um problema de optimização, minimizando para isso uma função de custo.

O valor do pixel de baixa resolução, L_i é uma combinação linear dos pixéis de alta resolução S_i , correspondendo a uma linha do sistema da equação 1:

$$a_{k1}S_1 + a_{k2}S_2 + \dots + a_{kN}S_N = L_k \quad (\text{eq.2})$$

O processo de medida pode ser assim modelizado pela matriz A do sistema, cujos coeficientes a_{ij} são definidos como a área de um pixel i de HR visto por um pixel j de LR, dividido pela área de um pixel de HR:

$$a_{ij} = \frac{\text{área de } S_i \text{ vista por } L_j}{\text{área de } S_i} \quad (\text{eq.3})$$

Ilustram-se a seguir dois casos onde o pixel de baixa resolução L_i é uma combinação linear dos pixéis S_i de alta resolução:

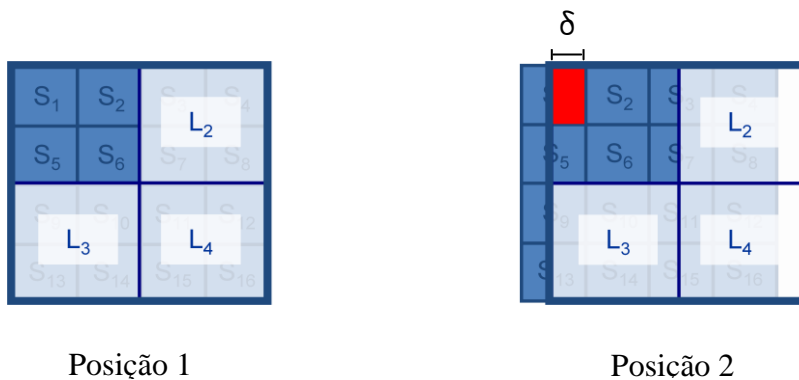


Figura 11: Aquisição de imagens em duas posições. Cada pixel L_i corresponde a um pixel LR, sendo cada pixel LR constituído por uma combinação linear dos pixéis S_i de HR.

A posição do detector no primeiro caso (posição 1) é tal que o pixel de baixa resolução L_1 é descrito pelos pixéis de alta resolução S_1, S_2, S_5 , e S_6 . Assim obtém-se:

$$1 \times S_1 + 1 \times S_2 + 1 \times S_5 + 1 \times S_6 = L_1 \quad (\text{eq.4})$$

O mesmo se obtém para os pixéis L_2, L_3 e L_4 .

Quando deslocamos o detector de uma distância incremental δ (deslocamento subpixel) obtemos o seguinte:

$$\delta S_1 + S_2 + (1 - \delta)S_3 + \delta S_5 + S_6 + (1 - \delta)S_7 = L_1 \quad (\text{eq.5})$$

Verificamos, portanto, que as contribuições de cada pixel de baixa resolução já não são todas iguais à unidade, contribuindo assim apenas com uma fracção do seu valor. Por conseguinte, para cada posição do detector obtemos uma equação relativa a cada pixel de baixa resolução L_i . A um aumento de resolução de um factor F ($F=N/M$), corresponde dividir cada pixel de baixa resolução por F^2 .

De regresso à Equação (1), a sua resolução pode ser feita com métodos correntes de álgebra linear, nomeadamente a obtenção da matriz pseudo-inversa. No entanto, o tamanho da matriz e a sua estrutura é geralmente impeditiva desta abordagem. Para além disso, os dados obtidos são ruidosos, o que também contribui para a deterioração da solução obtida por tais técnicas. Outros métodos iterativos, como já referido, são preferíveis. De entres estes, destacamos o MLEM que é o que actualmente se encontra implementado para a obtenção da imagem de alta resolução.

Em trabalhos já realizados (20), verificou-se que a exactidão dos movimentos produzidos é crucial para o sucesso da técnica. Quer por tentativas falhadas de mover o fantoma manualmente, quer por simulação verificou-se que a inexactidão do posicionamento do detector é essencial para a recuperação da resolução. Daí a pertinência da construção de um dispositivo de movimento de grande precisão.

OBJECTIVO

O principal objectivo do presente trabalho é a construção de um dispositivo com dois graus de liberdade de baixo custo capaz, de gerar movimentos precisos por distâncias inferiores ao tamanho do pixel (subpixel). Este mecanismo será integrado na aquisição de imagens cintigráficas planares obtidas através da câmara gama com o intuito de melhorar a resolução espacial das imagens. As diferentes imagens adquiridas em posições distintas serão posteriormente usadas para reconstruir uma imagem de resolução espacial superior. Tendo-se já verificado que o sucesso do algoritmo de super-resolução criado é altamente dependente da precisão dos movimentos efectuados, tornou-se muito pertinente a construção de um instrumento apropriado.

2 Materiais e Métodos

Como o objectivo deste relatório é criar um sistema capaz de se movimentar em x e y , procedemos à procura de dispositivos que nos pudessem ajudar em tal tarefa.

Durante a pesquisa podemos referir que já existem equipamentos que nos permitem o posicionamento linear tridimensional de um objecto no espaço, e.g. máquinas CNC (Controlo Numérico Computorizado), (21), que funcionam como um robô cartesiano com três eixos coordenados (um eixo horizontal (x) que faz movimentos da esquerda/direita, um eixo também horizontal (y) que faz o movimento de avanço/recuo e um eixo vertical (z) que faz o movimento de deslocamento em altura).

Deste modo, uma metodologia adequada seria construir um sistema semelhante, sem a necessidade da utilização de uma terceira dimensão do espaço [coordenada z (eixo vertical)], uma vez que os deslocamentos no eixo dos zz não são necessários, pois como já atrás foi referido a resolução é fortemente dependente da posição a que a fonte está do detector (câmara gama), portanto a posição da fonte em relação ao detector (eixo dos zz) será fixa e a mais próxima possível do detector.

Sistemas semelhantes ao pretendido neste trabalho podem ser encontrados no mercado (22). Estes sistemas são conhecidos como mesas deslizantes duplas (figura 12), sendo providos de duas mesas deslizantes simples acopladas entre si. Cada mesa contém dois guias lineares que definem e suportam o movimento realizado pela mesma. O movimento, extremamente preciso, é assegurado por um veio/eixo interior que ao rodar provoca o deslizamento do suporte nos guias, através de um mecanismo semelhante ao do sistema “porca - parafuso”.

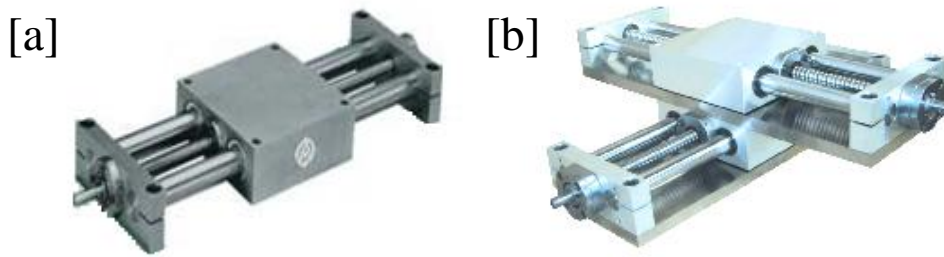


Figura 12: Mesa deslizante simples [a], em que a movimentação da base se faz apenas numa direcção e mesa deslizante dupla [b], podendo nesta configuração a base movimentar-se nos dois eixos ortogonais, (22).

Estes sistemas, contudo, não são vantajosos para a nossa aplicação por diferentes motivos. Os sistemas são totalmente metálicos, o que os torna de difícil aplicação por apresentarem uma grande atenuação à radiação gama. A geometria de tais sistemas também não é favorável, já que a eventual fonte de radiação gama iria ficar bastante afastada da câmara gama, deteriorando a resolução espacial (que afinal é o que se pretende melhorar). E também o custo é de tal forma elevado que torna a aquisição destes sistemas pouco aliciante. Acresce dizer que podemos criar um sistema relativamente modificado, com menor custo e mais adaptado às necessidades. Por estas razões, e pelo motivo de querer aprender mais com este projecto, decidimos proceder à construção, de raiz, desta plataforma de movimentos necessária à aquisição de imagens para a técnica de super-resolução.

2.1 Materiais utilizados na plataforma

De modo a proceder à aquisição de imagens (LR), por meio de um mecanismo capaz de gerar pequenos movimentos, tal como é objectivo deste trabalho, revela-se fulcral aferir quais os materiais mais adequados a este sistema, bem como estudar as suas características para a função que irão desempenhar no sistema.

Para a escolha dos materiais, uma das características essenciais a ter em conta consiste em efectuar uma análise da resistência mecânica

dos diferentes materiais. Materiais de ligas metálicas fariam grande sentido, uma vez que são mecanicamente robustos e pouco deformáveis. Contudo, estes apresentam elevada densidade e número atômico, o que leva a uma diminuição da sensibilidade devido à atenuação dos raios gama no material. Porém, um sistema totalmente destituído de ligas metálicas seria provavelmente demasiado oneroso para o fim em vista. Assim, a utilização parcimoniosa de metais de baixo número atômico é possível e desejável. De entre esses metais, podemos referir o alumínio, o qual será usado nos guias. Para o suporte da fonte bem como os suportes laterais e todos os outros materiais que não sejam essenciais ao controle mecânico ponderou-se a utilização de madeira, por ser fácil de trabalhar, ou acrílico, por apresentarem ambos baixa atenuação à radiação gama; assim, utilizou-se a madeira para o desenvolvimento de um protótipo, por ser fácil de manusear, partindo-se posteriormente para o acrílico (versão final da plataforma), uma vez que a madeira é um material higroscópico.

De forma a garantir o trajecto linear da base da plataforma utilizaram-se guias cilíndricos em alumínio ($\phi = 12\text{mm}$), em conjunto com rolamentos lineares acoplados à base da plataforma, permitindo desta forma um deslizamento sem folgas. O acoplamento deslizante do rolamento/guias metálicos deve possuir um baixo coeficiente de atrito tanto estático como cinético. Rolamentos lineares de base polimérica poderiam constituir uma solução, possuindo estes um mecanismo de auto lubrificação, e ainda a vantagem de serem leves (23). Porém a escolha passou por rolamentos lineares providos de esferas, uma vez que o seu mecanismo de deslizamento nos é bem conhecido.

Tal como nos sistemas de posicionamento encontrados no mercado optámos pela incorporação de veios roscados ($\phi = 8\text{mm}$, tamanho de passo $\approx 1,2\text{ mm}$), que ao rodar provocam o deslizamento do respectivo suporte nos guias. Este veio encontra-se acoplado a um rolamento rotativo, que por sua vez se encontra acoplado à lateral da plataforma; desta forma, o veio roscado, quando estiver em rotação, funcionará como um parafuso sem fim promovendo a monitorização do suporte. De referir

que, o acoplamento veio roscado-caixa reductora (que se explicará mais tarde qual a função) se fez inicialmente por ligação interna, esta escolha foi posteriormente colocada de parte por motivos de desalinhamento no veio roscado, sendo para tal utilizados acopladores mecânicos entre os mesmos para corrigir estas irregularidades.

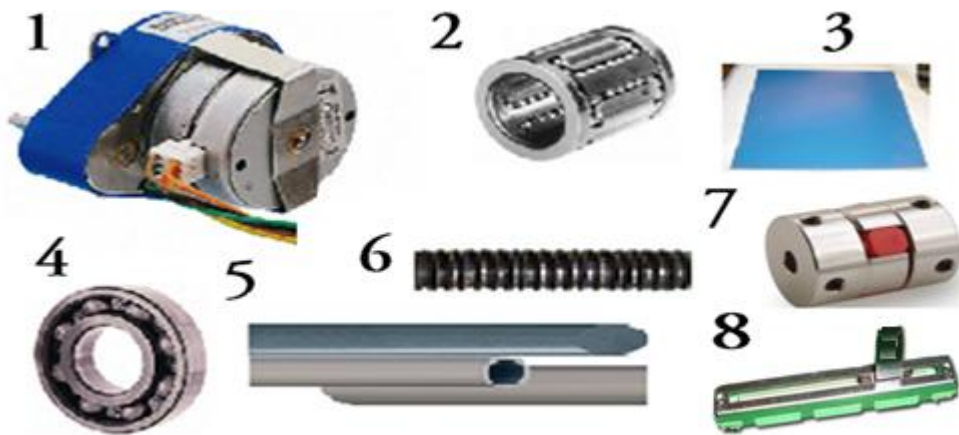


Figura 13: Materiais utilizados para a construção da plataforma: 1 - Motor de passo; 2 - Rolamento linear; 3 - Acrílico; 4 - Rolamento rotativo; 5 - Guias deslizantes; 6 - Veio roscado; 7 - Acopladores; 8 - Potenciómetro linear.

2.2 Arquitectura da plataforma

A estrutura da máquina teve de ser projetada de maneira a que fosse o mais rígida e leve possível. Outro detalhe importante a ter em conta, consiste na geometria da máquina.

As medidas para o desenho da plataforma foram feitas de modo a criar um sistema pequeno e portátil. Este deve ter dimensões tais que permita a colocação e suporte de um fantoma, bem como, numa versão idealista, um animal de pequeno porte (e.g. rato). Além disso, as dimensões da plataforma devem permitir a monitorização do posicionamento do suporte por distâncias incrementais, decisivas na técnica de super-resolução de imagens.

Definimos que o suporte seria de forma rectangular com aproximadamente 25X35 cm, e por conseguinte a plataforma total poderia

ser quadrada com dimensões de 45X45cm, de modo a que se pudessem gerar os movimentos da base da plataforma nos dois eixos ortogonais.

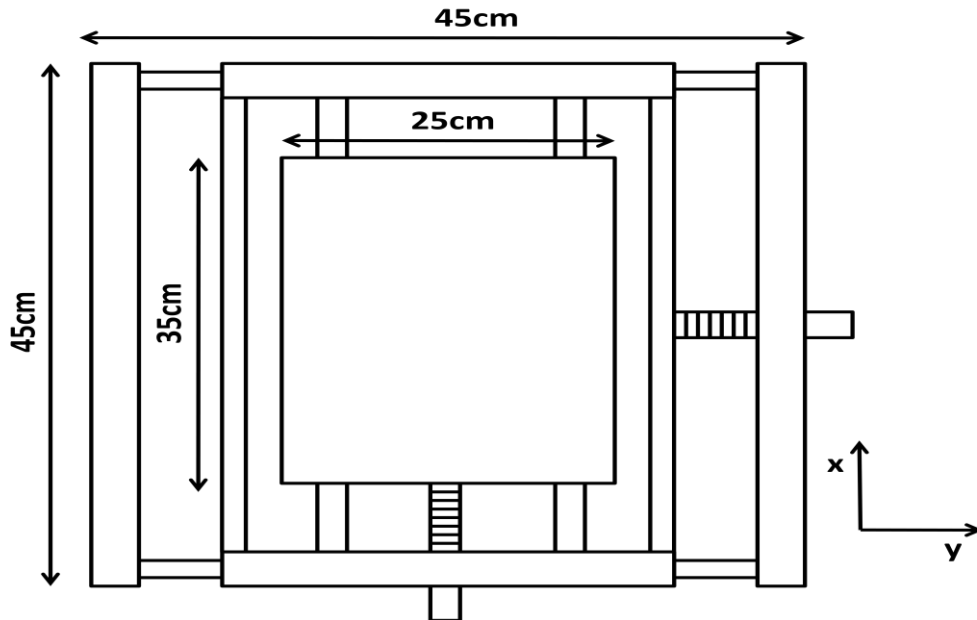


Figura 14: Definição das medidas. Suporte com dimensão de 25X35cm e plataforma total com dimensões de 45X45cm. As medidas apresentadas são tais que permitem a colocação de um fantoma e geração dos movimentos da base na plataforma.

Fez-se um esboço no *software* Google Sketchup®, da plataforma para uma melhor visualização, de modo a que se pudesse ter uma percepção tridimensional daquilo que iríamos obter, (figura 15):

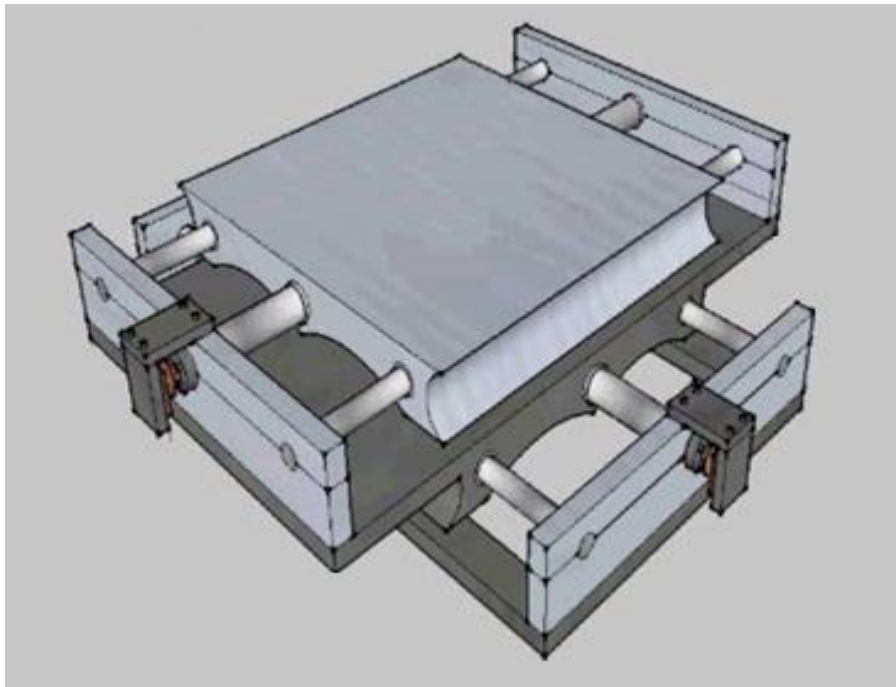


Figura 15: Esboço tridimensional da plataforma de movimentos necessária à técnica de super - resolução – desenhado no *software* Google Sketchup®.

2.3 Sistema de accionamento / Controlo

2.3.1 Sistema de accionamento

Para a rotação controlada dos veios roscados na plataforma optou-se por um sistema baseado em motores de passo (“*stepper motors*”). Motores de passo são dispositivos electromecânicos que podem ser controlados digitalmente através de um hardware/*software* específico (microcontroladores⁴). No entanto, o controlo pode também ser feito por um *software* de computador sendo este o caso do nosso trabalho, em que o controlo se faz pelo computador através da porta USB 2.0. A capacidade de produzir com elevada precisão deslocamentos angulares discretos ($1,8^\circ - 90^\circ$) é a razão apontada para a sua utilização na

⁴ Microcontrolador é definido como um microprocessador que pode ser programado para funções específicas, contendo este memória e periféricos de entrada e saída.

construção de mecanismos que requeiram precisão em aplicações de posicionamento, tais como scanners, plotters, impressoras, robôs e muitos outros aparelhos (24).

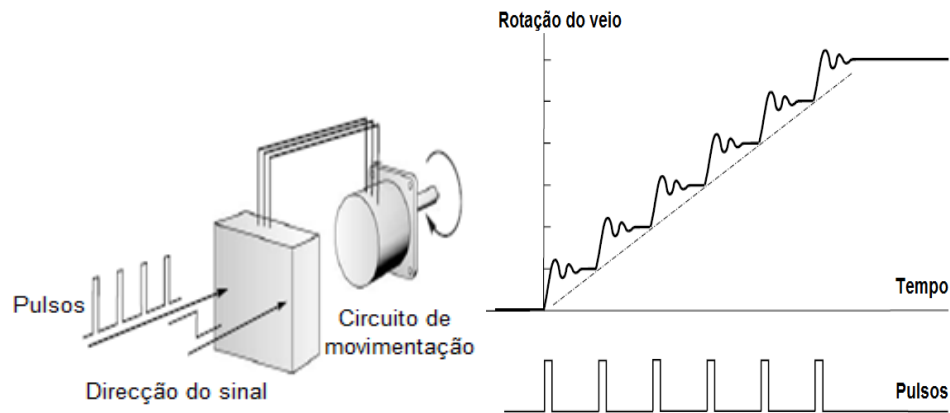


Figura 16: Controlo mecânico dos motores de passo por pulsos digitais. Um pulso que chegue ao terminal de um fio do motor leva à rotação do motor de um determinado ângulo (24).

Estes motores funcionam de forma a que quando ocorre a entrada de um impulso digital, o eixo do motor (rotor) rode um pequeno ângulo (passo) e permaneça estável nessa posição se mais nenhum pulso for aplicado. Se, pelo contrário, forem aplicadas sequências de impulsos, o motor roda com uma frequência que é proporcional à frequência das sequências enviadas.

Neste trabalho iremos utilizar um motor de passo de íman permanente, unipolar (com seis terminais de ligação), com tensão de alimentação de 12V, cuja referência é 82 910 003. Este tipo de motores é normalmente constituído por um rotor formado por conjuntos de ímanes permanentes dispostos radialmente em torno do veio, e por um estator que é constituído por duas secções, cada uma com o seu enrolamento (25).

Os enrolamentos do estator têm diferentes configurações, podendo a corrente fluir em diferentes sentidos nos mesmos (motor unipolar) ou num só sentido (motores bipolares), como é o motor usado no nosso trabalho, tal como se ilustra na figura seguinte:

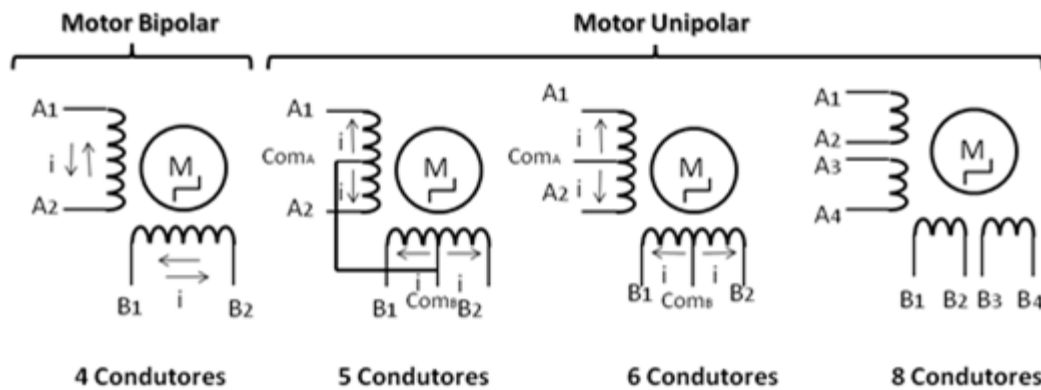


Figura 17: Configurações dos enrolamentos nos diferentes motores. A corrente que circula no motor unipolar pode circular nos dois sentidos, enquanto que no motor bipolar apenas pode circular num só sentido.

Com o motor usado neste trabalho (seis terminais), se não se fizer uso do ponto comum, podemos ter este a funcionar como motor bipolar, já que os terminais de ligação ficam ligados em série.

2.3.2 Modo de funcionamento

Num motor de passo, o veio roda consoante as sequências de impulsos que excitam cada enrolamento. Assim podemos ter duas configurações: passo completo (*Full Step*), com um ângulo de passo de $7,5^\circ$ que corresponde a 48 passos por volta, e meio passo (*Half Step*). Optámos pelo modo passo completo uma vez que este apresenta um número menor de passos por volta, o que proporciona uma maior velocidade, e também porque este apresenta um maior binário, já que em meio passo são excitadas alternadamente uma e duas fases⁵. Note-se que na interface entre os veios roscados e o rotor dos motores de passo se encontra uma caixa redutora usada para aumentar o binário de saída (máximo $121 \times 10^{-3} \text{ N.m}$), a qual possui um factor de desmultiplicação de 25:1 proporcionando uma redução da rotação do veio roscado (1200 passos por volta no veio roscado). Este facto tem duas implicações

⁵ Fases: Enrolamentos do motor electricamente separados que dão origem a fluxos magnéticos

imediatas: por um lado a precisão de posicionamento é aumentada, por outro a velocidade é diminuída. Ainda assim, é possível aumentar a velocidade de rotação se se aumentar a frequência das sequências.

No modo passo completo, a alimentação pode ser feita numa fase ou duas fases, residindo a diferença no número de enrolamentos que recebem corrente e, por conseguinte, no binário final. Uma vez que necessitamos de um binário de saída elevado para poder mover a base da plataforma, (mesmo fazendo uso da caixa redutora) o modo de alimentação que usamos é o de duas fases. Este modo de funcionamento (normal ou de duas fases) proporciona o melhor binário de retenção e rotação ($\approx 20 \times 10^{-3}$ N.m para o motor utilizado), já que dois meios enrolamentos recebem corrente ao mesmo tempo, criando consequentemente um maior campo magnético.

As sequências de impulsos geradas neste tipo de configuração encontram-se representadas no seguinte quadro:

Quadro 1: *Sequências de impulsos geradas no controlo dos motores.*

Passos	Terminais				
	A ₁	A ₂	B ₁	B ₂	Com
1	1	0	1	0	1
2	0	1	1	0	1
3	0	1	0	1	1
4	1	0	0	1	1

A ordem da sequência pode ser invertida provocando inversão no sentido de rotação. Desta forma, a escolha do sentido de rotação (horário ou anti-horário) é facilmente estabelecida pela ordem da sequência de excitação dos enrolamentos. A programação via *software* deste controlo é atractiva pela sua simplicidade e é possível com o hardware adequado.

2.4 Hardware de apoio

Para o controlo dos motores de passo necessitamos de excitar sequencialmente e repetitivamente os vários terminais dos motores (sequência atrás mencionada). Para tal, seria conveniente amplificar a potência de entrada dada por cada pino de saída do *software* de controlo, uma vez que neste trabalho irá ser usada a porta USB 2.0, que está limitada à saída de 5V e menos que 100mA, o que é manifestamente insuficiente para colocar o motor em funcionamento. Como tal necessita-se de um circuito que garanta a potência de saída adequada em cada pino para que o motor possa rodar. Uma das soluções é a utilização de alimentação externa associada a circuitos integrados (IC), designados por drivers de potência. De entre os drivers existentes fez-se uso do ULN2003A que são nada mais que *arrays* de transístores *darlington*⁶ com emissores comuns e díodos de protecção integrados, estando estes em forma de circuito integrado, fornecendo em cada saída correntes de 500mA. Estes IC possuem 7 entradas TTL que podem controlar até 7 saídas possuindo ainda uma terra (0V, pino 8) e uma tensão de alimentação (12V, pino 9). Para o controlo dos 2 motores serão necessários 2 drivers de potência ULN2003A.

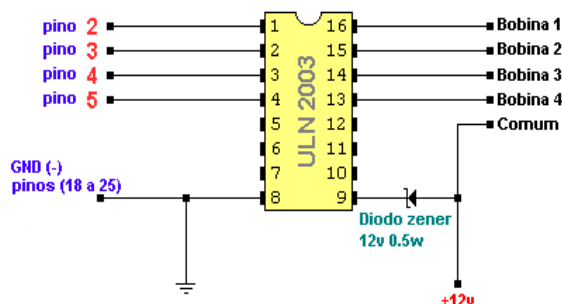


Figura 18: Representação esquemática do driver de potência ULN 2003A e respectivas ligações aos terminais das bobines e do circuito de controlo.

⁶ Transistor *darlington* – Estrutura composta por dois transístores bipolares (BJT), conectados de tal forma que a corrente amplificada pelo primeiro transístor é amplificada adicionalmente pelo segundo.

Além do IC existente no circuito de controlo, este deve ainda ser provido de díodos de Zener (para estabilizar a tensão aos terminais da carga) e *optocouplers*, para permitir um isolamento físico como forma de proteger a ligação ao PC.

Para uma melhor percepção apresenta-se abaixo (figura 19) o esquemático do circuito.

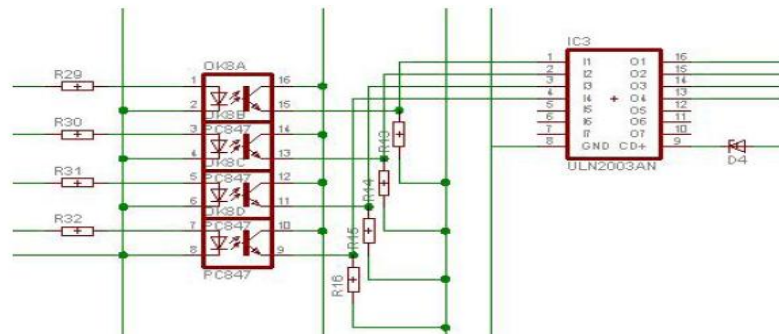


Figura 19: Esquemático de um bloco do circuito de controlo dos motores de passo. À direita o driver de potência ULN2003A que funciona como interruptor de alimentação externa para os motores e à esquerda o optocoupler ISP 815 que faz o isolamento físico entre o controlo e os drivers.

A razão da utilização deste modelo de controlo advém da utilização de uma placa de circuito impressa (PCB), que já se encontrava montada, utilizada para o controlo de 3 motores de passo em ensaios de teste de um algoritmo de correcção de movimentos num trabalho realizado na instituição (8). Esta placa é provida de 4 blocos do circuito atrás representado, sendo que neste trabalho apenas se utilizaram dois deles uma vez que cada bloco controla um motor e pretende-se apenas controlar dois motores de passo.

2.5 Transdutor de posição

Para monitorizar a posição do suporte da fonte, foi necessário arquitectar um sistema capaz de nos garantir a leitura efectiva do posicionamento.

Uma das ideias passava por proceder à contagem do número de voltas do motor e daí sabendo o passo do fuso e o factor de desmultiplicação da caixa redutora, estimar a distância que foi movida. Todavia, esta não seria a melhor técnica a adoptar uma vez que existem pequenos desfasamentos, tais como o desfasamento que existe entre o passo da porca e o passo do parafuso, para além de que o tamanho do passo não se revela constante em toda a sua extensão do veio, o que conduz inevitavelmente a erros impossíveis de prever.

Desta forma optou-se pela utilização de transdutores de posição, de modo a indicar-nos com precisão a posição absoluta em determinado instante. De entre os vários transdutores de posição disponíveis no mercado destacam-se os *encoders* que são dispositivos electromecânicos que produzem impulsos eléctricos a partir do movimento do seu cursor. Esses dispositivos poderiam ser a opção mais acertada para este trabalho não fosse o seu elevado custo. Alternativamente, optámos por sensores resistivos potenciométricos rotativos, sendo este tipo de sensores também dispositivos electromecânicos que se baseiam no princípio da variação da resistência que determina a posição de um objecto solidário com a sua parte móvel, definida como cursor, que fornece uma variação de tensão na saída proporcional ao deslocamento medido em relação a uma origem (posição absoluta).

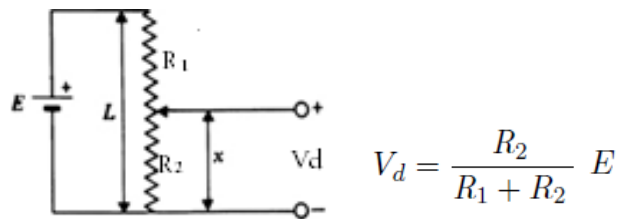


Figura 20: Esquemático do funcionamento de um potenciômetro e respectiva tensão de saída (V_d) dada pela regra do divisor de tensão. O cursor que se desloca na resistência de comprimento L cria uma tensão de saída que depende da posição onde este se encontra.

O acoplamento dos potenciômetros fez-se então nos dois eixos coordenados, com o objectivo de provocar a rotação do veio do potenciômetro aquando da ocorrência de um deslocamento do suporte ao longo de um eixo coordenado.

Com este sensor era pretendido obter uma saída em tensão proporcional a uma variação na resistência provocada pelo deslocamento da base da plataforma. No entanto, esta alternativa revelou-se pouco útil uma vez que para pequenos deslocamentos, a saída (V_d) permanecia estável, o que revelava pouca exactidão na medida a ser feita. Tais motivos levaram-nos a abandonar a escolha do sensor potenciométrico rotativo e adoptar um sensor potenciométrico linear. Este sensor opera tal como o anterior, embora o deslocamento se faça agora linearmente ao invés do anterior que era por rotação. Assim foram colocados dois potenciômetros lineares de $100\text{k}\Omega$ nas duas extremidades, por forma a medir o deslocamento em cada eixo. Com esta configuração obtiveram-se resultados mais promissores, já que uma das extremidades do potenciômetro se encontra fixa à plataforma, enquanto que o seu cursor se encontra solidário com a parte móvel.

2.6 Software de controlo

Para controlo dos motores de passo e leitura da tensão de saída nos potenciômetros foi utilizado um módulo de aquisição de dados, UD128A8D da B&B Electronics®, que faz a interface entre o computador pela porta USB 2.0 com o circuito de controlo dos motores de passo e os sensores potenciométricos lineares. A razão da utilização deste módulo de aquisição de dados baseou-se no facto de existir a necessidade de converter o sinal analógico dado pelos potenciômetros num sinal digital, sendo para isso necessário um ADC que nos proporcionasse tal tarefa. Assim o módulo de aquisição de dados UD128A8D constituiu a solução pois este possui um ADC incorporado de 12 bits (4096 pontos), bem como entradas calibradas para sinais de 0 a 5V, que proporcionam a leitura dos potenciômetros e saídas suficientes para o controlo dos motores de passo.

Este módulo de aquisição permite a utilização de uma livreria dinâmica (dll) para controlo através do *software* Microsoft Visual Basic®. Implementou-se um programa de computador com uma interface gráfica intuitiva para o utilizador que permitisse realizar todas as tarefas pretendidas neste trabalho.

A interface contém uma série de botões que permitem ao utilizador implementar o número de voltas pretendidas nos motores de passo, aumentar e diminuir a frequência das sequências enviadas (*Full step*, duas fases), colocar os motores a rodar no sentido horário ou anti-horário e ainda botões que permitem fazer a leitura dos potenciômetros num determinado instante. Numa fase mais avançada foram inseridas caixas de texto onde se pode colocar o valor da posição pretendida para a base da plataforma.

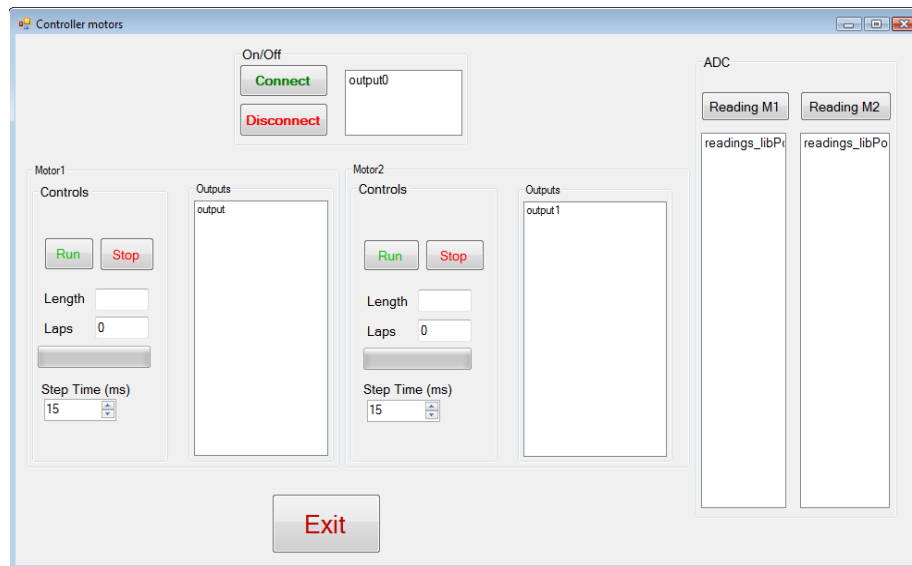


Figura 21: Interface gráfica criada no *software* Microsoft Visual Basic® necessária ao controlo dos motores e leitura dos potenciómetros. A interface é provida de botões para leitura do valor dos potenciómetros, bem como caixas de texto onde o utilizador pode definir o número de voltas que pretende dar nos motores, ou ainda caixas de texto onde se pode colocar a posição que se requer no suporte da fonte.

2.7 Caracterização do sistema

Uma vez construído o sistema, uma das primeiras preocupações foi a sua calibração. Para obter a recta de ajuste que permitisse ao utilizador definir de modo fácil o posicionamento da plataforma, foi acoplado à base da plataforma uma craveira digital destinada a medir o deslocamento linear (medição feita em cada um dos eixos coordenados).

Foram efectuados 20 movimentos em cada um dos eixos, correspondendo cada um deles a 25 voltas no rotor do motor. Para cada um dos movimentos foram anotados os respectivos pares de valores dados pelo potenciómetro e pela craveira digital. Repetiu-se este processo perfazendo um total de 3 testes para cada eixo. Os valores obtidos permitiram então obter as duas rectas de calibração após ajuste adequado.

Partindo destas duas equações é possível então deduzir as expressões matemáticas (uma para cada eixo) que relacionam o número de voltas com a posição. Assim, com estas expressões foi colocada um caixa de “edição” na interface gráfica onde se pode colocar a posição pretendida. O computador procede então ao cálculo do número de voltas necessárias para a posição que o utilizador inseriu e subtrai ao valor da posição actual (leitura da posição onde se encontra, pela equação de ajuste do valor digital vs posição). Este foi então o tipo de controlo utilizado neste trabalho para posicionamento da plataforma.

2.8 Repetibilidade

Um dos aspectos mais importantes é aferir a repetibilidade que o sistema apresenta. O processo de medição do mesmo pode ser equacionado de diversas formas. No entanto, aquele porque optámos foi o de mover repetidamente a plataforma de 2mm e no final de cada iteração anotar a posição absoluta dada pelo transdutor de posição. Uma vez mais, por questões de estatística, repetiu-se o processo perfazendo um total de 3 testes. A diferença entre valores consecutivos permite aferir o erro médio da plataforma.

2.8 Teste com imagens

Com o intuito de testar a plataforma de movimentos desenvolvida foi utilizado um fantoma feito em acrílico, com dois conjuntos de buracos, sendo um desses conjuntos constituído por 9 buracos com diâmetro de 1,8mm e com espaçamento entre os seus centros de 5mm, e outro conjunto também com 9 buracos, espessura de 3mm e espaçamento entre os seus centros de 6mm. Este fantoma foi concebido de forma a estudar o algoritmo de super-resolução criado (16). Com este fantoma tem-se a opção de encher buracos aleatoriamente com um radionuclídeo e estudar a resolução para a distância entre os mesmos. Por outro lado,

pode-se também encher os buracos com volumes distintos e assim obter diferentes níveis de contagens relativamente ao fundo.

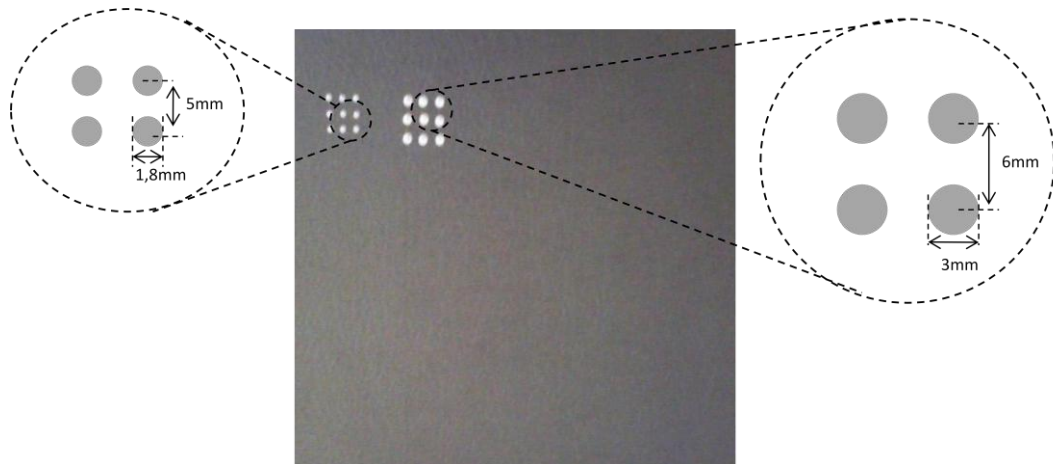


Figura 22: Fantoma de super-resolução para testar a plataforma de movimentos. Ambos os quadrados são compostos por 9 buracos onde é colocado o radionuclídeo para o teste. A distância entre os centros de cada orifício é de 6mm no quadrado da direita e de 5mm no da esquerda, sendo o diâmetro de cada orifício do quadrado do lado direito de 3mm e do quadrado do lado esquerdo cerca de 1,8mm.

As imagens do fantoma de super-resolução foram obtidas fazendo uso de ^{99m}Tc em diferentes posições (com deslocamentos subpixel) através da plataforma concebida para tal, bem como o uso de uma câmara gama 400AC acoplada a uma estação Genie de aquisição (*General Electrics*, USA), com colimador de buracos paralelos para baixa energia e alta resolução, da qual se obtiveram 4 imagens estáticas. Os deslocamentos feitos foram de 2 milímetros, nas posições: $([0,0; 0,0]; [2,0; 0,0]; [2,0; 2,0]; [0,0; 2,0])$ mm), para obter imagens LR de 512x512 pixels, que foram processadas para obter uma imagem HR de 1024x1024 pixels.

5 Resultados

5.1 Arquitectura do sistema

A figura 23 mostra a plataforma na sua montagem final e alguns pormenores da mesma.

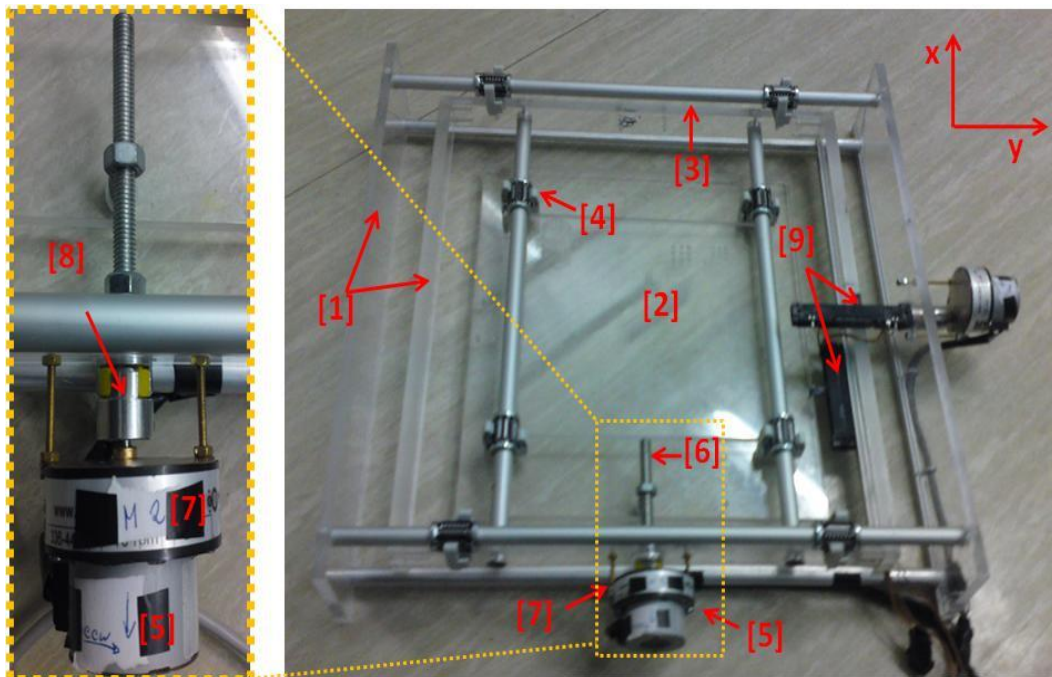


Figura 23: Montagem final da plataforma de movimentos para super-resolução de imagens aplicada a gamagrafia, com os respectivos detalhes dos componentes utilizados.

As estruturas laterais [1] são de acrílico assim como a base da fonte [2]. São perfeitamente visíveis os guias em alumínio [3], que definem o trilho por onde a base da plataforma se pode deslocar, com um mecanismo de deslizamento proporcionado por rolamentos lineares [4] que se encontram acoplados à estrutura da plataforma. Este deslizamento (deslocamento nos eixos ortogonais) é provocado pela rotação de motores de passo [5] que ao rodarem provocam a rotação do veio roscado [6], sendo esta rotação facilitada por um desmultiplicador [7] que faz a interface entre o motor de passo e o veio roscado, provocando um aumento do binário no veio roscado.

Entre os rotores das caixas reductoras (desmultiplicadores) e os veios roscados colocaram-se acopladores [8], de forma a tornar estas

duas partes solidárias para que assim ocorra a transmissão da rotação ao veio roscado.

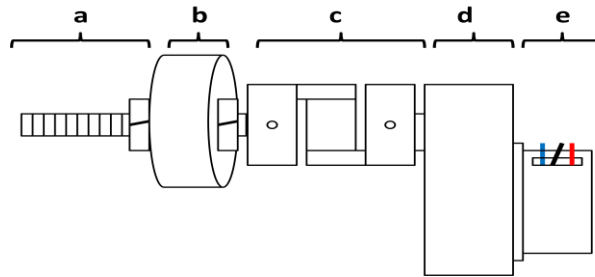


Figura 24: Esquemático dos diferentes acoplamentos: a) veio roscado; b) rolamento linear; c) acoplador; d) caixa redutora; e) motor de passo.

Os veios roscados para rodarem como um parafuso sem fim necessitam que se colocassem rolamentos rotativos. Estes encontram-se fixos pela sua zona exterior às laterais da plataforma e fixos também ao veio roscado pela sua zona interior.

A figura mostra ainda dois potenciómetros lineares [9], usados para fazer a leitura da posição. Estes encontram-se acoplados pelas suas extremidades a estruturas fixas da plataforma, com o seu cursor solidário com uma parte móvel de cada eixo.

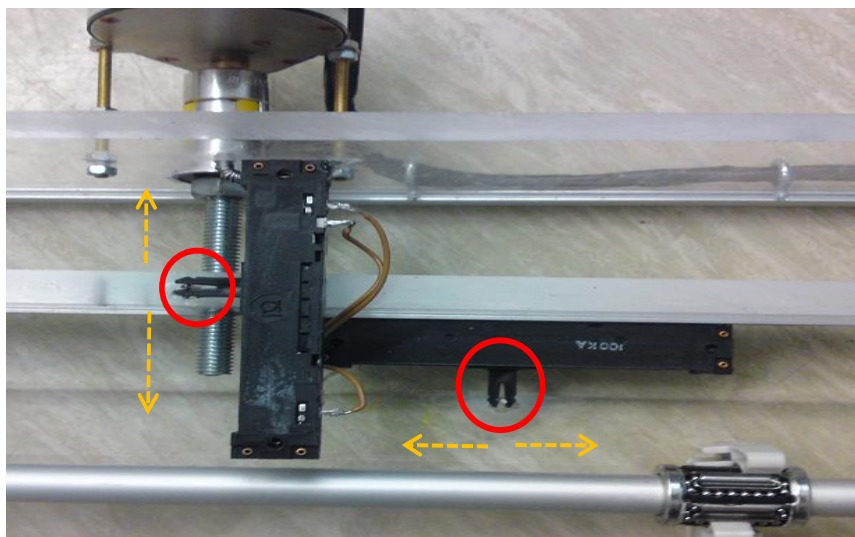


Figura 25: Detalhe dos acoplamentos dos potenciómetros lineares. As setas a tracejado definem o trajecto por onde as partes móveis dos potenciómetros se podem deslocar. Os círculos a vermelho delimitam o cursor do potenciómetro.

Para saber em que direcção se dá o movimento do objecto após a obtenção das imagens LR, procedeu-se à criação de 3 poços paralelos ao eixo y, para que aquando de um exame se preencham estes com um isótopo radioactivo (e.g. ^{99m}Tc). Assim após a obtenção das imagens basta traçar uma recta que passe pelos pontos correspondentes aos poços e definir assim os 2 eixos ortogonais, para posteriormente se proceder ao processamento da imagem.

5.2 Calibração

Os resultados para a calibração da plataforma (quadro 2 e 3) foram feitos pela rotação do motor em ciclos de 25 voltas e respectiva medição dos pares de valores provenientes do transdutor de posição e da craveira digital que se encontrava acoplada à base da plataforma. Estas calibrações foram executadas três vezes e com um elevado número de ciclos, por forma a obter uma média dos valores e assim cometer um menor erro. Os valores das caixas de texto ao lado dos quadros representam o maior desvio dos pontos obtidos da recta de ajuste em relação ao valor real. Para o valor obtido excluiu-se o primeiro valor dos quadros visto ser um valor muito próximo da lateral da plataforma e portanto sujeito a erros devido ao arranque.

Quadro 2: Recolha de valores referentes à calibração da plataforma para o eixo x

Número de Voltas no Motor 1	Valor digital (0-4096)				Distância Percorrida (mm)				Recta de ajuste (Número de voltas no motor vs Distância Percorrida)	Desvio no nº de voltas
	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média		
0	300,32	313,55	308,12	307,33	0,00	0,00	0,00	0,00	2,25	2,25
25	402,49	404,60	399,10	402,06	1,20	1,14	0,97	1,10	24,43	0,57
50	508,29	503,16	500,46	503,97	2,49	2,35	2,12	2,32	48,88	1,12
75	615,22	611,11	608,05	611,46	3,75	3,64	3,37	3,59	74,33	0,67
100	720,19	715,97	713,42	716,53	5,00	4,89	4,68	4,86	99,86	0,14
125	824,58	821,82	819,78	822,06	6,26	6,13	5,87	6,09	124,58	0,42
150	933,20	928,48	928,23	929,97	7,50	7,39	7,14	7,34	149,83	0,17
175	1040,83	1036,93	1034,07	1037,27	8,75	8,64	8,37	8,59	174,82	0,18
200	1145,40	1141,09	1139,27	1141,92	10,05	9,89	9,62	9,85	200,27	0,27
225	1248,41	1243,20	1242,46	1244,69	11,30	11,13	10,87	11,10	225,33	0,33
250	1352,33	1347,45	1345,86	1348,55	12,56	12,39	12,11	12,35	250,52	0,52
275	1458,84	1454,69	1452,68	1455,40	13,80	13,64	13,36	13,60	275,57	0,57
300	1567,47	1563,18	1560,27	1563,64	15,05	14,88	14,61	14,85	300,63	0,63
325	1679,70	1669,37	1670,95	1673,34	16,29	16,09	15,85	16,08	325,35	0,35
350	1792,32	1776,98	1782,73	1784,01	17,53	17,30	17,09	17,31	350,06	0,06
375	1902,68	1889,24	1893,80	1895,24	18,77	18,54	18,33	18,55	374,99	0,01
400	2012,84	2000,29	2004,75	2005,96	19,98	19,79	19,58	19,78	399,84	0,16
425	2121,27	2109,52	2114,16	2114,99	21,18	21,05	20,83	21,02	424,69	0,31
450	2229,71	2218,21	2222,90	2223,61	22,43	22,30	22,08	22,27	449,81	0,19
475	2346,00	2330,13	2337,61	2337,91	23,69	23,56	23,35	23,53	475,20	0,20

Desvio percentagem da leitura
2,25%

Quadro 3: Recolha de valores referentes à calibração da plataforma para o eixo y.

Número de Voltas no Motor 2	Valor digital (0-4096)				Distância percorrida (mm)				Recta de ajuste (Número de voltas no motor vs Distância Percorrida)	Desvio no nº de voltas
	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média		
0	323,67	310,74	318,00	317,47	0,00	0,00	0,00	0,00	5,09	5,09
25	368,62	376,91	423,85	389,79	0,89	0,94	1,14	0,99	24,97	0,03
50	482,79	488,94	537,89	503,21	2,10	2,19	2,40	2,23	49,87	0,13
75	601,04	608,01	656,78	621,94	3,39	3,44	3,61	3,48	74,97	0,03
100	722,58	730,68	777,34	743,53	4,61	4,69	4,86	4,72	99,87	0,13
125	841,48	849,63	896,05	862,38	5,85	5,94	6,10	5,96	124,83	0,17
150	959,05	967,21	1013,23	979,83	7,09	7,18	7,36	7,21	149,87	0,13
175	1073,83	1083,45	1125,96	1094,41	8,35	8,43	8,60	8,46	174,97	0,03
200	1186,19	1193,99	1239,87	1206,68	9,57	9,66	9,85	9,69	199,73	0,27
225	1293,98	1303,38	1346,47	1314,61	10,82	10,92	11,10	10,95	224,90	0,10
250	1400,65	1407,61	1449,53	1419,26	12,06	12,16	12,34	12,19	249,80	0,20
275	1501,86	1508,45	1551,61	1520,64	13,30	13,40	13,57	13,42	274,63	0,37
300	1608,16	1615,32	1657,65	1627,04	14,54	14,64	14,82	14,67	299,60	0,40
325	1718,55	1724,92	1770,01	1737,82	15,80	15,90	16,06	15,92	324,77	0,23
350	1830,34	1835,52	1879,30	1848,39	17,03	17,12	17,30	17,15	349,46	0,54
375	1942,04	1946,51	1988,88	1959,14	18,28	18,37	18,54	18,40	374,50	0,50
400	2049,20	2054,34	2094,28	2065,94	19,53	19,63	19,79	19,65	399,67	0,33
425	2147,91	2154,19	2193,72	2165,27	20,77	20,87	21,04	20,89	424,63	0,37
450	2245,79	2252,82	2288,44	2262,35	22,03	22,12	22,30	22,15	449,87	0,13
475	2344,55	2348,88	2385,06	2359,50	23,29	23,37	23,53	23,40	474,90	0,10

Desvio percentagem da leitura
0,15%

De seguida apresentam-se os gráficos que incidem na calibração da plataforma, referente a cada eixo, fazendo uso dos valores dos quadros anteriormente expostos (quadro 2 e 3). Destes gráficos é possível retirar

as respectivas rectas de ajuste e daí deduzir matematicamente a equação que traduz o número de voltas necessárias para a colocação da base da plataforma em determinada posição.

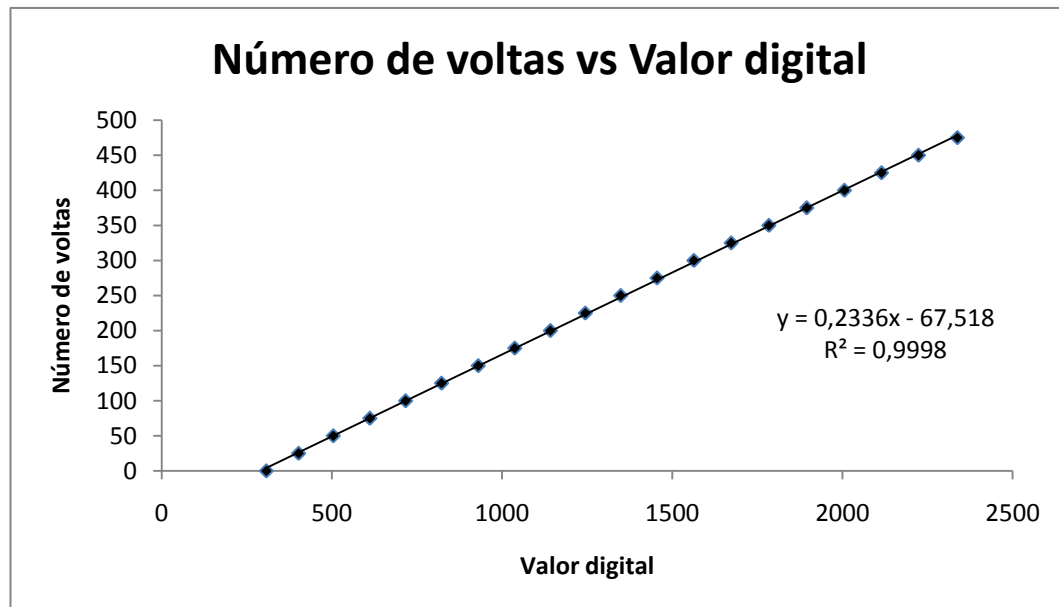


Gráfico 1: Número de voltas dado pelo motor 1 (eixo x), em função do valor digital dado pela conversão do valor analógico do potenciômetro linear.

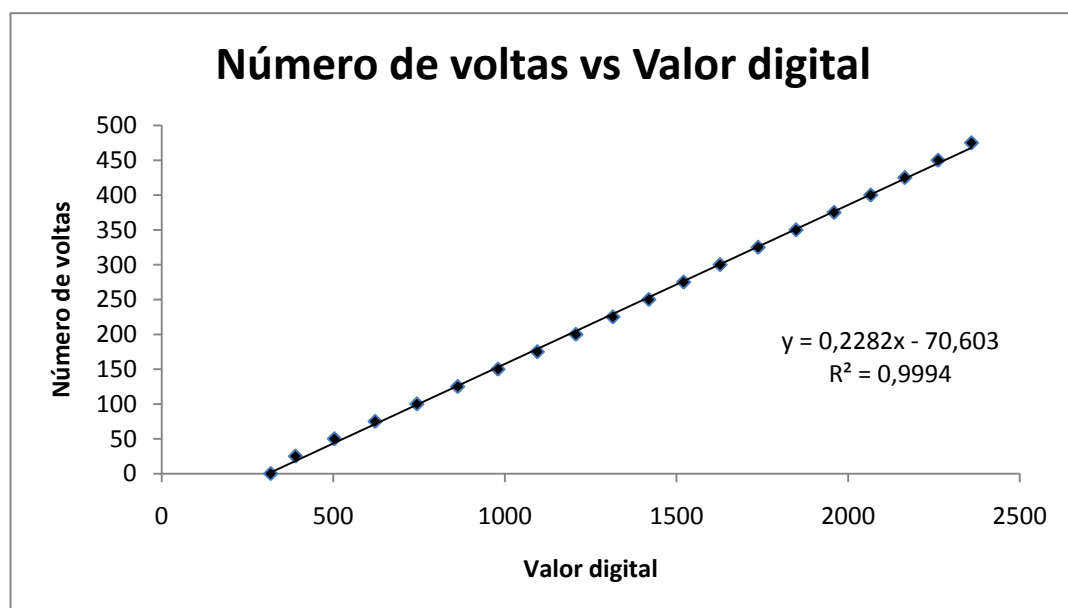


Gráfico 2: Número de voltas dado pelo motor 2 (eixo y), em função do valor digital dado pela conversão do valor analógico do potenciômetro linear.

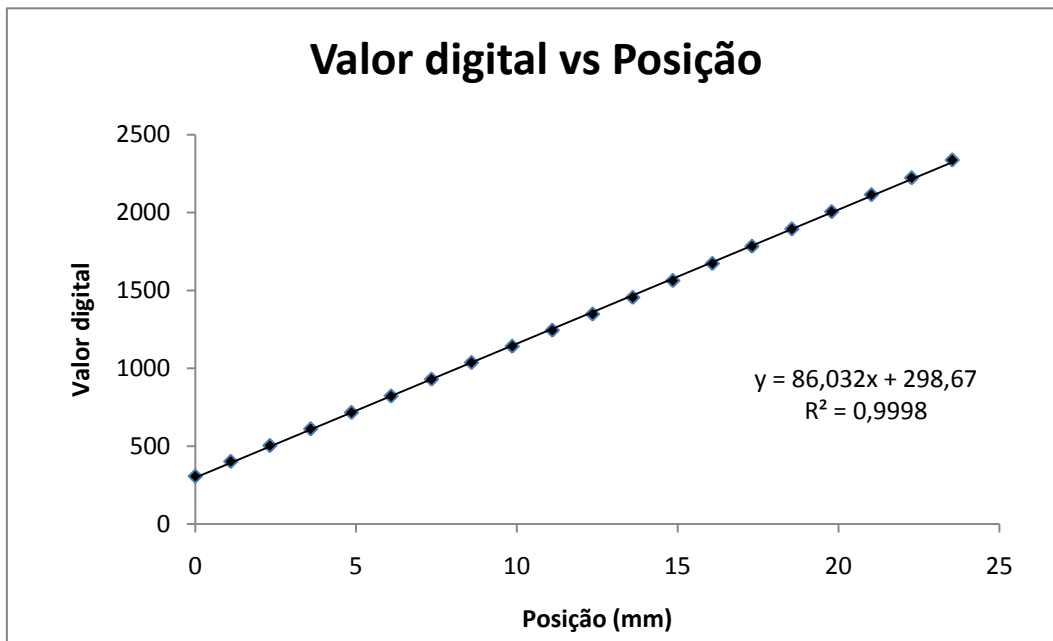


Gráfico 3: Valor digital dado pela conversão do valor analógico do potenciômetro linear em função da posição da base da plataforma referente ao eixo x.

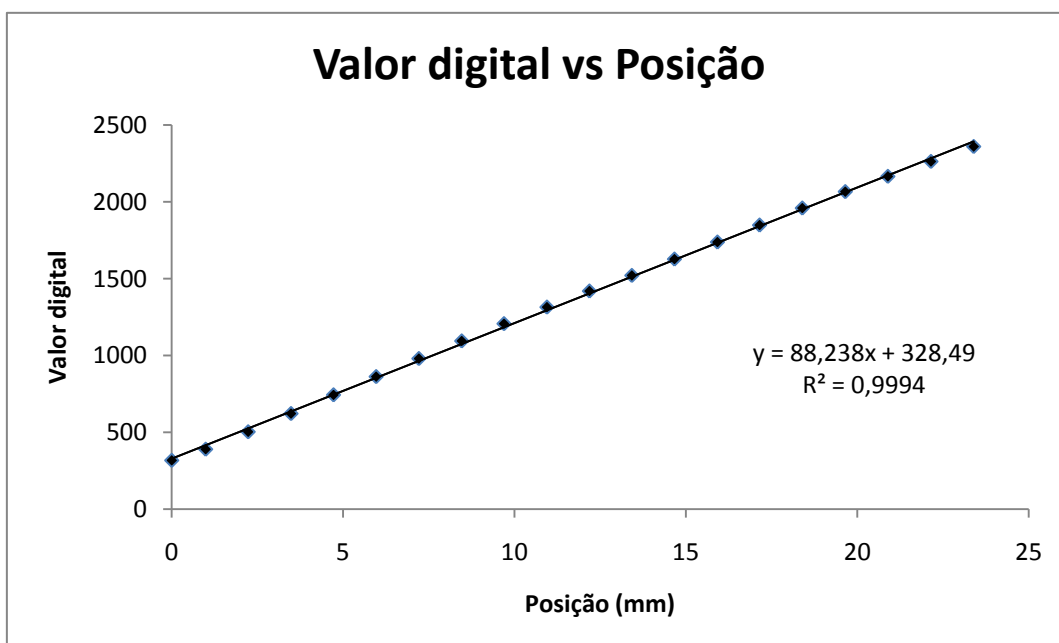


Gráfico 4: Valor digital dado pela conversão do valor analógico do potenciômetro linear em função da posição da base da plataforma referente ao eixo x.

Os gráficos seguintes mostram a relação do número de voltas em função da posição, sendo estes meramente expositivos, por forma a permitir ao operador obter uma percepção de como evolui o sistema. Os gráficos são traduzidos pelas equações $y = 20,097x + 2,251$ e $y = 20,080x + 5,0869$, respectivamente para os eixos x e y , sendo que estas rectas são obtidas a partir da utilização das equações de ajuste do número de voltas vs valor digital e valor digital vs posição, anteriormente expostas nos graficos 1 a 4 para cada um dos motores. Estes ajustes são então deduzidos da seguinte relação:

Eixo dos xx :

Recta de ajuste do número de voltas vs valor digital $y = 0,234x - 67,518$

Recta de ajuste do valor digital vs posição $y = 86,032x + 298,670$

Equação que traduz o numero de voltas vs posição:

$$y = 0,234x(86,032x + 298,670) - 67,518 = 20,097x + 2,251$$

Eixo dos yy :

Recta de ajuste do número de voltas vs valor digital $y = 0,228x - 70,603$

Recta de ajuste do valor digital vs posição $y = 88,238x + 328,490$

Equação que traduz o numero de voltas vs posição:

$$y = 0,228x(88,238x + 328,490) - 70,603 = 20,080x + 5,087$$

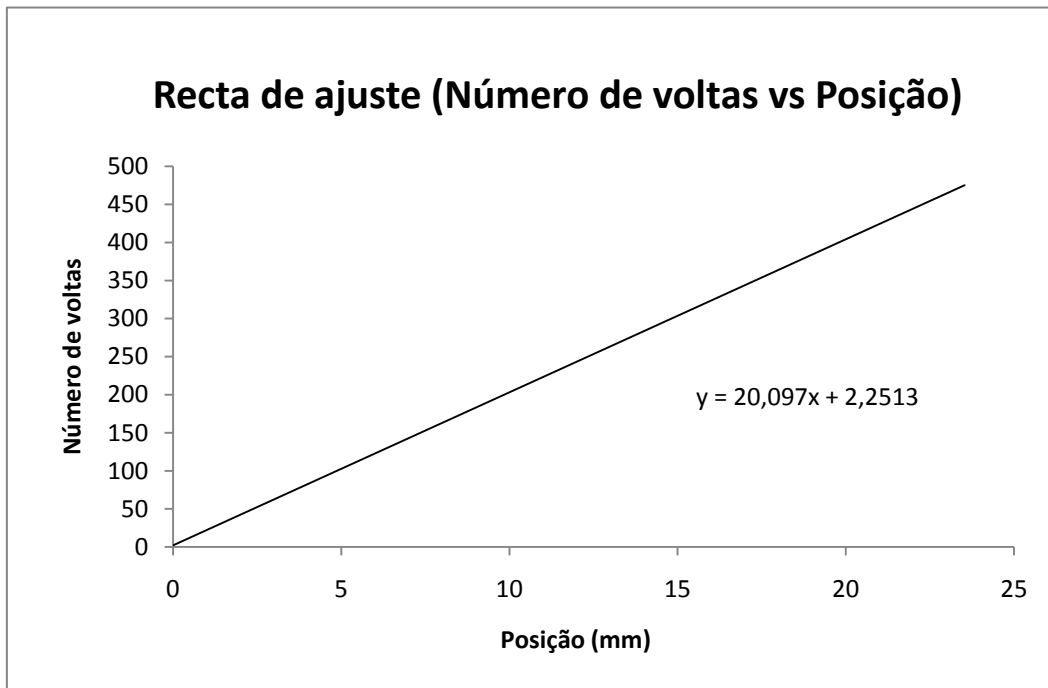


Gráfico 5: Recta de ajuste do número de voltas em função da posição, referente ao eixo x, necessária à monitorização da posição da plataforma.

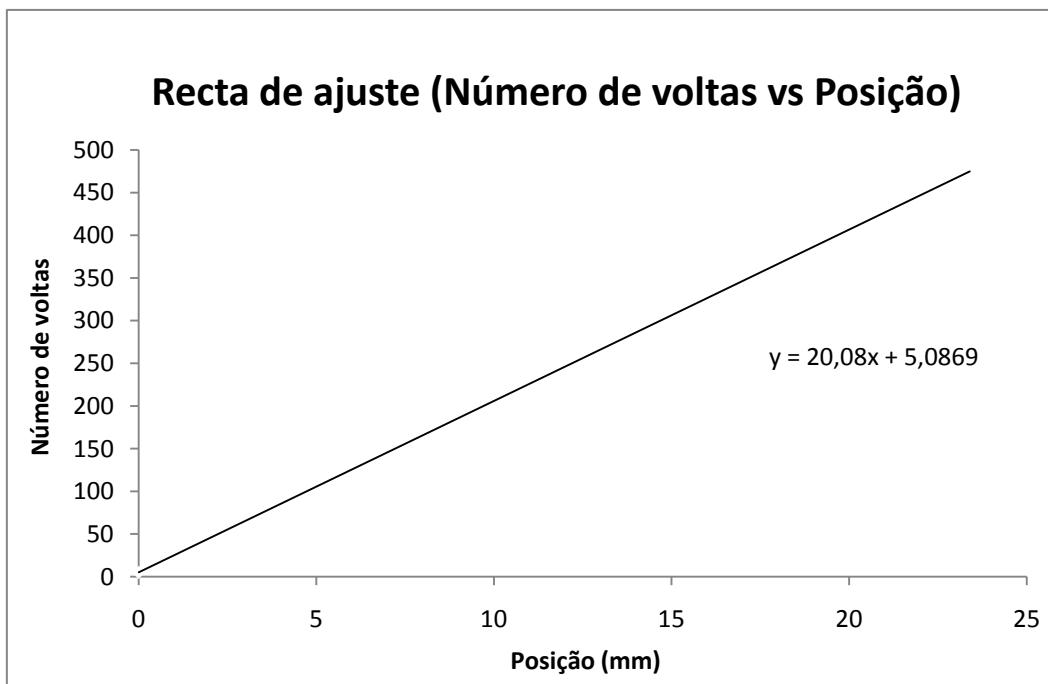


Gráfico 6: Recta de ajuste do número de voltas em função da posição, referente ao eixo y, necessária à monitorização da posição da plataforma.

5.3 Repetibilidade

Após a obtenção das rectas de ajuste procedeu-se ao controlo da repetibilidade do sistema. Para tal foi pedido na interface gráfica que a plataforma se deslocasse em incrementos de dois milímetros. Para cada incremento, procedeu-se à anotação do respectivo valor da posição, sendo esta calculada a partir da recta de ajuste do valor digital vs posição, a qual se baseia no valor dado pelos potenciómetros, anotando-se simultaneamente o valor dado pela craveira digital que se encontra acoplada à base. Os resultados podem ser visualizados nos quadros seguintes, nos quais se apresenta a posição pretendida para a base da plataforma e o respectivo *output* (posição dada pela recta de ajuste e distância medida pela craveira digital).

Quadro 4: Valores da posição obtidos após calibração, através da recta de ajuste obtida para o eixo x.

Posição (mm)	Valor da Posição (mm), dado pelo ajuste da recta				Valor da Posição (mm), dado pela craveira			
	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média
2	2,01	2,01	2,01	2,01	2,13	2,13	2,11	2,12
4	3,99	3,97	4,00	3,99	4,19	4,12	4,10	4,14
6	6,01	6,01	6,01	6,01	6,20	6,19	6,09	6,16
8	7,99	7,99	7,99	7,99	8,26	8,25	8,16	8,22
10	10,02	10,00	9,98	10,00	10,32	10,28	10,15	10,25
12	12,00	11,99	12,01	12,00	12,34	12,31	12,23	12,29
14	13,98	14,00	13,99	13,99	14,36	14,41	14,30	14,36
16	16,01	16,03	16,01	16,02	16,24	16,31	16,21	16,25
18	18,00	18,01	18,02	18,01	18,24	18,24	18,16	18,21
20	19,98	19,99	20,00	19,99	20,14	20,17	20,08	20,13

Quadro 5: Valores da posição obtidos após calibração, através da recta de ajuste obtida para o eixo y.

Posição (mm)	Valor da Posição (mm), dado pelo ajuste da recta				Valor da Posição (mm), dado pela craveira			
	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média	1ª medição	2ª medição	3ª medição	Média
2	1,99	1,98	1,99	1,99	1,75	1,76	1,74	1,75
4	4,05	3,97	3,98	4,00	3,66	3,60	3,59	3,62
6	6,01	5,99	6,02	6,00	5,44	5,43	5,43	5,43
8	7,88	8,08	8,05	8,01	7,11	7,41	7,36	7,29
10	9,97	9,99	9,96	9,97	9,22	9,26	9,21	9,23
12	11,94	12,05	11,97	11,98	11,22	10,91	11,24	11,12
14	14,02	13,96	13,98	13,99	13,42	13,31	13,41	13,38
16	15,92	15,91	15,94	15,93	15,37	15,35	15,41	15,38
18	18,00	18,01	17,98	18,00	17,42	17,42	17,42	17,42
20	19,98	19,97	19,96	19,97	19,45	19,40	19,49	19,45

A seguir representam-se os quadros referentes às distâncias percorridas. Os valores destes quadros são os mesmos dos quadros acima (referentes aos valores das posições), mas aos quais se procedeu à respectiva diferença entre cada medição feita.

Quadro 6: Distância percorrida aquando da rotação do motor 1 (eixo x), dado pela diferença entre posições.

Distância a percorrer (mm)	Distância Percorrida (mm), (Recta de ajuste)				Distância percorrida (mm), (real)			
	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média
2	2,03	2,02	1,93	2,00	2,06	1,68	1,56	1,77
2	1,99	1,96	1,99	1,98	2,06	1,99	1,99	2,01
2	2,02	2,04	2,01	2,02	2,01	2,07	1,99	2,02
2	1,98	1,99	1,98	1,98	2,06	2,06	2,07	2,06
2	2,04	2,01	1,99	2,01	2,06	2,03	1,99	2,03
2	1,97	1,99	2,03	2,00	2,02	2,03	2,08	2,04
2	1,98	2,01	1,98	1,99	2,02	2,10	2,07	2,06
2	2,04	2,04	2,02	2,03	1,88	1,90	1,91	1,90
2	1,99	1,98	2,01	1,99	2,00	1,93	1,95	1,96
2	1,98	1,98	1,98	1,98	1,90	1,93	1,92	1,92
	$\sigma = 0,03\text{mm}$				$\sigma = 0,12\text{mm}$			

Quadro 7: Distância percorrida aquando da rotação do motor 2 (eixo y), dado pela diferença entre posições.

Distância a percorrer (mm)	Distância Percorrida (mm), (Recta de ajuste)				Distância percorrida (mm), (real)			
	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	Média
2	2,03	2,02	1,93	2,00	2,06	1,68	1,56	1,77
2	2,06	1,99	1,99	2,01	1,91	1,84	1,85	1,87
2	1,96	2,02	2,04	2,01	1,78	1,83	1,84	1,82
2	1,88	2,09	2,03	2,00	1,67	1,98	1,93	1,86
2	2,09	1,91	1,91	1,97	2,11	1,85	1,85	1,94
2	1,97	2,05	2,01	2,01	2,00	1,65	2,03	1,89
2	2,08	1,92	2,01	2,00	2,20	2,40	2,17	2,26
2	1,90	1,95	1,97	1,94	1,95	2,04	2,00	2,00
2	2,08	2,10	2,04	2,07	2,05	2,07	2,01	2,04
2	1,98	1,96	1,98	1,97	2,03	1,98	2,07	2,03
	$\sigma = 0,06\text{mm}$				$\sigma = 0,2\text{mm}$			

5.4 Análise do controlo

Para aferir o erro nos valores obtidos da distância percorrida pela plataforma, procedeu-se à obtenção dos mesmos carregando uma vez no botão “run”, e carregando uma segunda vez para executar um melhor ajuste da posição pretendida. Desta forma é possível averiguar se o desvio feito na segunda iteração era menor ou maior que na primeira, por forma a saber se era vantajoso implementar um tipo de controlo diferente do utilizado neste trabalho, por exemplo um controlo proporcional que faça a correcção de acordo com a diferença entre o valor ideal e o valor actual da variável controlada.

Apresentam-se em seguida os quadros respectivos à aferição dos erros relativamente ao valor ideal:

Quadro 8: Distância percorrida no eixo dos xx carregando uma e duas vezes no botão de posicionamento da plataforma.

Distância a percorrer (mm)	Distância percorrida (mm) carregando 1ª vez no botão	Distância percorrida (mm) carregando 2ª vez no botão
2	1,979	2,008
2	2,020	1,991
2	2,009	2,014
2	1,982	1,987
2	1,985	2,002
2	2,031	2,002
2	1,980	1,986
2	2,020	2,019
2	2,009	2,000
2	1,980	2,006
	$\sigma = 0,02\text{mm}$	$\sigma = 0,01\text{mm}$

Quadro 9: Distância percorrida no eixo dos yy carregando uma e duas vezes no botão de posicionamento da plataforma.

Distância a percorrer (mm)	Distância percorrida (mm) carregando 1ª vez no botão	Distância percorrida (mm) carregando 2ª vez no botão
2	1,985	1,991
2	1,994	1,991
2	2,012	2,038
2	2,092	2,027
2	1,916	1,908
2	2,022	2,019
2	1,952	2,015
2	2,022	2,003
2	2,019	2,001
2	1,959	2,047
	$\sigma = 0,05\text{mm}$	$\sigma = 0,04\text{mm}$

5.5 Teste com imagens

Abaixo ilustram-se quatro imagens LR de 512x512 pixels, obtidas em quatro posições distintas, de maneira a obter uma imagem HR de 1024x1024 pixels.

Os dois pontos que se encontram na parte superior da imagem correspondem aos poços que foram criados paralelamente ao eixo y , para posterior preenchimento com um radioisótopo. Deste modo é possível definir os eixos coordenados (x e y respectivamente), para seguidamente proceder à correcção no alinhamento da imagem, caso seja necessário.

Os poços preenchidos no fantoma de SR correspondem a dois cantos na lateral direita e um poço lateral do lado esquerdo (distância de 6mm centro a centro), como se ilustra na figura seguinte em (a).

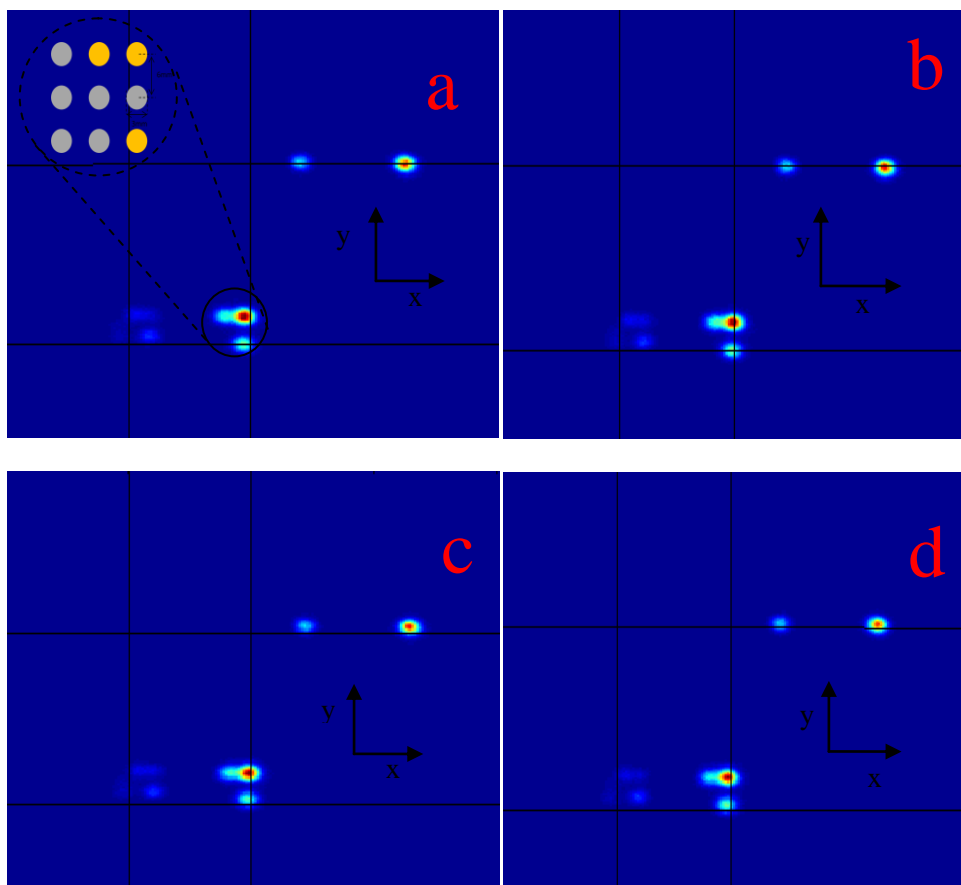


Figura 26: Imagens obtidas através da câmara gama, nas diferentes posições através da plataforma de movimentos. a) Posição $[0,0;0,0]$ mm; b) Posição $[(2,0;0,0]$ mm; c) Posição $[(2,0;2,0]$ mm; d) Posição $[(0,0;2,0]$ mm. Notar que as imagens são invertidas, e portanto a posição das mesmas corresponderá ao simétrico.

A seguir, (figura 27 [a]), apresenta-se uma parte de uma imagem LR, sendo esta correspondente ao conjunto de poços de maior diâmetro. A imagem à direita ([b]), representa a imagem de SR, gerada a partir do processamento das imagens LR atrás ilustradas, para cinco iterações, sendo perfeitamente visível uma melhoria nos contornos da mesma.

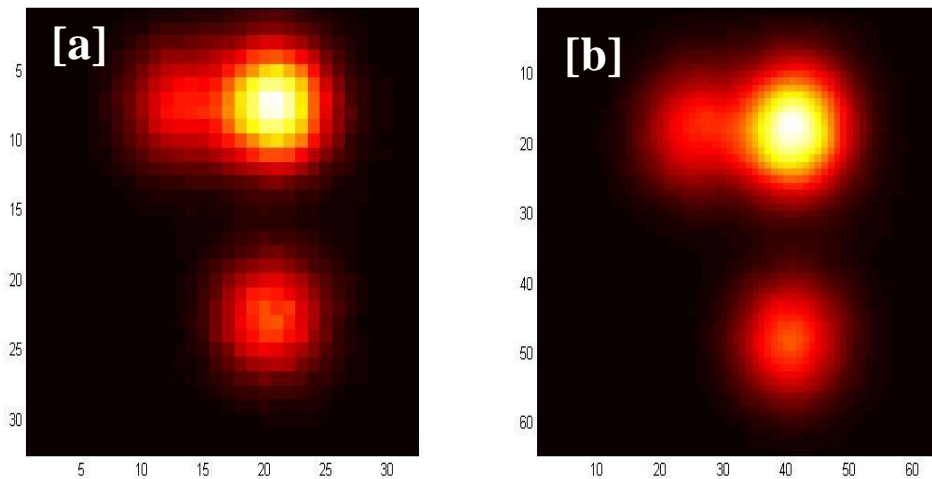


Figura 27: Ilustração do conjunto de poços de maior diâmetro em [a], e respectiva imagem de super-resolução em [b], gerada a partir do processamento de quatro imagens LR adquiridas em diferentes posições.

6 Discussão e Conclusões

Com a construção da plataforma de movimentos aplicada a gamagrafia, pode-se concluir que os objectivos deste trabalho foram alcançados. É contudo importante aferir se a plataforma é útil no que respeita à precisão dos movimentos gerados.

Nos ajustes lineares para os dois eixos ortogonais obtiveram-se duas rectas que embora sendo semelhantes apresentam diferenças que se devem ao desfazamento existente entre o passo do veio roscado e o passo da porca, bem como às assimetrias ao longo dos eixos, o que justificou a utilização de um sensor de posição.

Pelos resultados obtidos no que concerne à relação entre os intervalos de valores em que a valor medido está contido com uma determinada confiança, podemos concluir que a plataforma tem movimentos que podem classificar-se como precisos, verificando-se que no eixo coordenado dos xx o valor obtido para o desvio padrão foi respectivamente de 60 micrómetros e o valor medido para o eixo dos yy cerca de 30 micrómetros. Estes valores foram obtidos na determinação da repetibilidade do sistema, utilizando os valores da recta de ajuste obtida para cada eixo.

Tais valores podem ser considerados bons, atendendo a que o valor de cada pixel da câmara gama é de aproximadamente 3mm e que os movimentos necessários à técnica de super-resolução são movimentos subpixel, podendo assim considerar-se meio pixel de deslocamento ($\approx 1,5\text{mm}$). Obteve-se portanto um erro de 4% no primeiro caso e um erro de 2% no segundo caso, relativamente ao deslocamento executado nos eixos coordenados x e y .

Da análise destes dois valores percebe-se que as precisões diferem entre elas por um factor de dois, pelo que este resultado não será muito satisfatório a esse ponto. Portanto, podemos dizer que possivelmente existem características que diferem de um eixo para o outro eixo, podendo estas estar associadas à não uniformidade dos veios roscados,

bem como à possível não linearidade das resistências dos potenciômetros.

Com o controlo da repetibilidade obtivemos ainda o erro real que se comete nas medições, isto é, quando procedemos à aquisição dos valores dados pela craveira digital (leitura dos respectivos valores de 2 em 2mm). Registaram-se então valores de desvio padrão de 120 micrómetros para o eixo dos xx e 180 micrómetros para o eixo dos yy . Com estes valores, poderíamos dizer que já se comete alguma inexactidão, o que não deixa de ser verdade. Porém os valores encontrados continuam a ser satisfatórios já que anteriormente os movimentos feitos para o algoritmo criado na técnica de super-resolução eram feitos de forma manual, deslocando-se um fantoma num papel milimétrico, pelo que os respectivos erros eram da ordem dos 500 micrómetros.

Importante será referir que os processos de calibração não deverão permanecer imutáveis, devendo o utilizador proceder à respectiva calibração periódica do dispositivo, já que este com o decorrer do tempo bem como com a sua utilização regular levará a um desajuste da calibração inicialmente efectuada, sendo portanto necessário proceder a um novo ajuste linear, de modo a inserir este no *software* que se encontra aberto a possíveis alterações.

O posicionamento da plataforma foi feito por meio de um controlo que ajusta o número de voltas a executar a partir da posição em que a plataforma se encontra. De modo a estimar o erro cometido neste tipo de controlo procedeu-se à medição dos desvios por este e dos desvios feitos após um ajuste que hipoteticamente seria mais fiável, carregando portanto uma segunda vez no botão de forma a fazer um novo ajuste do número de voltas a executar a partir da posição final do primeiro ajuste. Deste modo se o desvio cometido fosse maior teria de se proceder a um tipo de controlo mais adequado, isto é um controlo que fizesse a correcção proporcional ao erro que se comete (diferença entre o valor ideal e o valor actual da variável controlada). Pela análise dos quadros 8 e 9 podemos verificar que os erros cometidos não são tão elevados como se pensava. Verificámos então que para o valor do desvio padrão dos

valores da distância percorrida da segunda vez que se carrega no botão (por forma a obter um menor erro), foi muito idêntico ao valor do primeiro ajuste cuja diferença foi em ambos os casos de cerca de 10 micrómetros. Assim sendo, não se justifica modificar o tipo de controlo usado neste trabalho, visto que o erro cometido é muito inferior ao erro cometido na repetibilidade do sistema.

Da análise da velocidade do sistema verificamos que esta ronda os 0,02mm/s, para um tempo entre passos de 15ms, sendo este o tempo o mais adequado por forma a que o rotor do motor rode normalmente (crie um bom binário e não perca o sincronismo com o sistema de controlo). A velocidade do sistema pode assim ser considerada como lenta. Esta característica deve-se ao facto de a caixa redutora possuir um factor de desmultiplicação de 25:1, o que revela que a cada 25 voltas no rotor do motor, o veio roscado apenas dê uma volta (que corresponde a um deslocamento de aproximadamente 1,2mm atendendo a que o tamanho do passo é desta ordem de grandeza). Assim, para se ter uma percepção do tempo necessário para um teste, supomos o hipotético caso da necessidade de aumentar a resolução de uma imagem para o dobro, assim o número total de movimentos necessários em x e y será de 4. Atendendo a que o tamanho do movimento seja de 1,5mm (movimento subpixel), obtemos o tempo de 5 minutos, não sendo considerado neste hipotético teste os gastos de tempo do *software* na aquisição da imagem, bem como os lapsos de tempo feitos pelo utilizador. Concluimos então que para testes de rotina médica, este sistema seria evidentemente excluído pela análise da velocidade do sistema.

Neste trabalho os movimentos gerados para a aplicação da super-resolução tiveram em conta o deslocamento do objecto (movimentos executados na plataforma). Este tipo de movimentos pode, no entanto, fazer-se através do detector, sendo que numa versão idealizada, faria mais sentido a câmara gama gerar este tipo de movimentos.

Após a obtenção das imagens LR, verificamos que estas apresentam deslocamentos subpixel bem perceptíveis. Depois da aplicação do algoritmo de SR às imagens LR geradas de 512x512 pixéis, obteve-se uma imagem de 1024x1024 pixéis após cinco iterações. Esta

como se pode verificar apresenta um maior nível de detalhe, visto que os contornos se encontram muito mais definidos. É também perceptível que a capacidade de distinguir os dois pontos superiores, que têm uma distância entre os seus centros de 6mm, torna-se mais evidente, contudo é necessário realizar um maior número de testes para verificar a viabilidade do sistema, bem como melhorar o algoritmo.

Neste momento põem-se também em plano algumas perspectivas que promovam um melhoramento no algoritmo de SR, visto que a precisão dos movimentos já não é um factor preponderante.

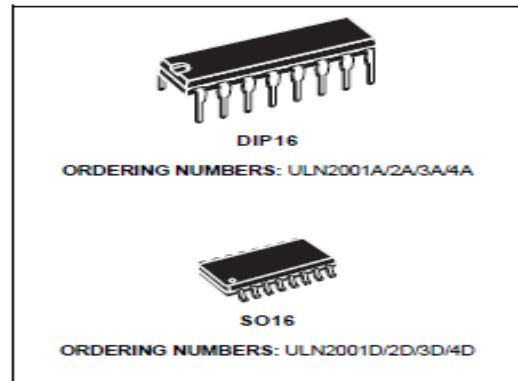
Deste modo perspectivas futuras nomeadamente na optimização do algoritmo em situações reais, bem como dotar o mesmo de um modelo de resolução com a distância ao colimador (desenvolver uma forma de o validar/calibrar para uma determinada câmara gama), surgem como as principais soluções para corrigir a baixa resolução das imagens SR até então geradas.

ANEXO A

Folha de dados do IC ULN2003A

SEVEN DARLINGTON ARRAYS

- SEVEN DARLINGTONS PER PACKAGE
- OUTPUT CURRENT 500mA PER DRIVER (600mA PEAK)
- OUTPUT VOLTAGE 50V
- INTEGRATED SUPPRESSION DIODES FOR INDUCTIVE LOADS
- OUTPUTS CAN BE PARALLELED FOR HIGHER CURRENT
- TTL/CMOS/PMOS/DTL COMPATIBLE INPUTS
- INPUTS PINNED OPPOSITE OUTPUTS TO SIMPLIFY LAYOUT



DESCRIPTION

The ULN2001A, ULN2002A, ULN2003 and ULN2004A are high voltage, high current darlington arrays each containing seven open collector darlington pairs with common emitters. Each channel rated at 500mA and can withstand peak currents of 600mA. Suppression diodes are included for inductive load driving and the inputs are pinned opposite the outputs to simplify board layout.

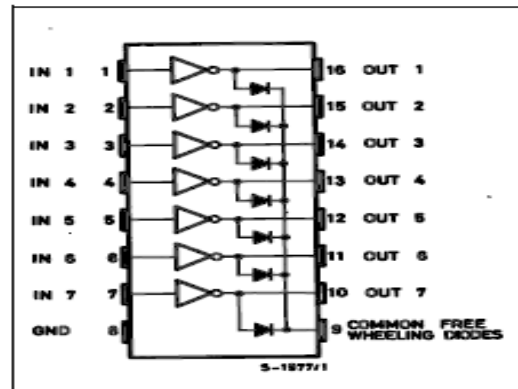
The four versions interface to all common logic families :

ULN2001A	General Purpose, DTL, TTL, PMOS, CMOS
ULN2002A	14-25V PMOS
ULN2003A	5V TTL, CMOS
ULN2004A	6-15V CMOS, PMOS

These versatile devices are useful for driving a wide range of loads including solenoids, relays DC motors, LED displays filament lamps, thermal print-heads and high power buffers.

The ULN2001A/2002A/2003A and 2004A are supplied in 16 pin plastic DIP packages with a copper leadframe to reduce thermal resistance. They are available also in small outline package (SO-16) as ULN2001D/2002D/2003D/2004D.

PIN CONNECTION



ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_{amb} = 25°C unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit	Fig.
I _{CEX}	Output Leakage Current	V _{CE} = 50V T _{amb} = 70°C, V _{CE} = 50V T _{amb} = 70°C for ULN2002A V _{CE} = 50V, V _I = 6V for ULN2004A V _{CE} = 50V, V _I = 1V			50 100 500 500	µA µA	1a 1a 1b 1b
V _{CE(sat)}	Collector-emitter Saturation Voltage	I _C = 100mA, I _B = 250µA I _C = 200 mA, I _B = 350µA I _C = 350mA, I _B = 500µA		0.9 1.1 1.3	1.1 1.3 1.6	V V V	2 2 2
I _{I(on)}	Input Current	for ULN2002A, V _I = 17V for ULN2003A, V _I = 3.85V for ULN2004A, V _I = 5V V _I = 12V		0.82 0.93 0.35 1	1.25 1.35 0.5 1.45	mA mA mA mA	3 3 3 3
I _{I(off)}	Input Current	T _{amb} = 70°C, I _C = 500µA	50	65		µA	4
V _{I(on)}	Input Voltage	V _{CE} = 2V for ULN2002A I _C = 300mA for ULN2003A I _C = 200mA I _C = 250mA I _C = 300mA for ULN2004A I _C = 125mA I _C = 200mA I _C = 275mA I _C = 350mA			13 2.4 2.7 3 5 6 7 8	V	5
h _{FE}	DC Forward Current Gain	for ULN2001A V _{CE} = 2V, I _C = 350mA	1000				2
C _I	Input Capacitance			15	25	pF	
t _{PLH}	Turn-on Delay Time	0.5 V _I to 0.5 V _O		0.25	1	µs	
t _{PHL}	Turn-off Delay Time	0.5 V _I to 0.5 V _O		0.25	1	µs	
I _R	Clamp Diode Leakage Current	V _R = 50V T _{amb} = 70°C, V _R = 50V			50 100	µA µA	6 6
V _F	Clamp Diode Forward Voltage	I _F = 350mA		1.7	2	V	7

ANEXO B

Folha de dados do motor de passo unipolar 4 fases

7.5° step angle, Holding torque (mNm)

20mNm	440-262
52mNm	440-284
155mNm	440-290
240mNm	440-307

15° step angle, Holding torque (mNm)

14.5mNm	199-863
---------	---------

A range of permanent magnet motor construction stepper motors ideally suited to the RS range of stepper motor drive cards. These are easily interfaced with simple low power electronics thus providing economical means of motion and speed control. Due to their permanent magnet rotors these motors have a breaking torque even when not energised. This is the detent (residual) torque which is a useful feature for positional integrity.

Step sequence (half step)

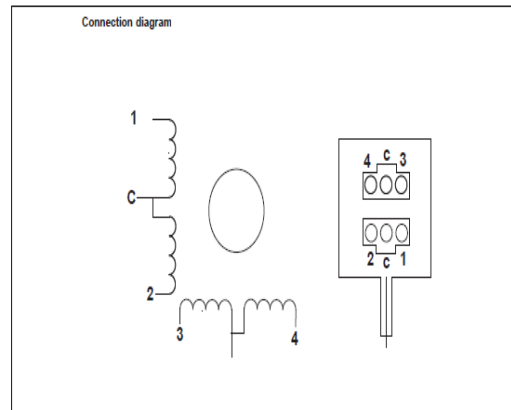
Step no.	1	2	3	4
Start position	ON	OFF	ON	OFF
1	ON	OFF	OFF	OFF
2	ON	OFF	OFF	ON
3	OFF	OFF	OFF	ON
4	OFF	ON	OFF	ON
5	OFF	ON	OFF	OFF
6	OFF	ON	ON	OFF
7	OFF	ON	OFF	OFF
8	ON	OFF	ON	OFF
9				

↑ Anti-clockwise
 ↓ Clockwise

Step sequence (full step)

Step no.	1	2	3	4
Start position (arbitrary)	ON	OFF	OFF	ON
1 (arbitrary)	ON	OFF	ON	OFF
2	OFF	ON	ON	OFF
3	OFF	ON	OFF	ON
4	ON	OFF	OFF	ON
5	ON	OFF	ON	OFF

↑ Anti-clockwise
 ↓ Clockwise



7 Referências Bibliográficas

1. **Anger, Hal O.** Scintillation Camera with Multichannel Collimators. *Journal of Nuclear Medicine*. 1964, Vol. 5, pp. 515-531.
2. **Sharp, P.F. et al.** *Nuclear Medicine Imaging*. Third edition. s.l. : Springer London, 2005.
3. **Webster, John G.** *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Second edition. USA : John Wiley & Sons, Inc., 2006. Vol. 1.
4. **Zaidi, H.** *Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging*. s.l. : Springer, 2006.
5. **Mestais, C. et al.** A new design for a high resolution, high efficiency CZT gamma camera detector. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*. 2001, Vol. 458, pp. 62-67.
6. **Ricard, Marcel.** Imaging of gamma emitters using scintillation cameras. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*. July de 2004, Vol. 527, pp. 124-129.
7. **Schiepers, Christiaan.** *Diagnostic Nuclear Medicine*. Second Edition revised. s.l. : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
8. **Caramelo, F.J.** Integração da Imagem Vídeo do Paciente nas Imagens de Medicina Nuclear. *Dissertação de Doutorado*. Coimbra : s.n., 2009.
9. **Metzler, S D and Accorsi, R.** Resolution - versus sensitivity-effective diameter in pinhole collimation: experimental verification. *Physics in Medicine and Biology*. 13 de October de 2005, Vol. 50, pp. 5005-5017.
10. **Mejia, J. et al.** Methodological approaches to planar and volumetric scintigraphic imaging of small volume targets with high spatial resolution and sensitivity. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. August de 2009, Vol. 42, pp. 692-699.
11. **Biersack, Hans-Jürgen and Freeman, Leonard M.** *Clinical Nuclear Medicine*. s.l. : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007.

12. **Després, Philippe et al.** Investigation of a continuous crystal PSAPD-based gamma camera. *IEEE*. 2006.
13. **Wust, Zibett.** *Super-Resolução Simultânea para Sequência de Imagens*. Universidade de Santa Catarina. Florianópolis : s.n., 2007. pp. 2,3,4. Programa de Pós-Graduação.
14. Apontamentos cedidos pelo professor Vitaly Tchepel da disciplina de Instrumentação em Imagiologia Médica do departamento de física da Universidade de Coimbra. 2008/2009.
15. **Caramelo, F. J., et al.** Study of an iterative super-resolution algorithm and its feasibility in high-resolution animal imaging with low-resolution SPECT cameras. *In IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record NSS '07*. 2007.
16. **Almeida, Gilberto.** *Aumento da resolução em SPECT através de pequenos movimentos*. Coimbra : s.n., 2007.
17. **Vardi, L.A. and Sheep, Y.** Maximum likelihood estimation for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging*. 1982, pp. 113-122.
18. **Cidadão, António.** *Lunar and Planetary Observation and CCD Imaging Super Resolution*. [Cited: July 5, 2010.] http://www.astrosurf.com/cidadao/super_port.htm.
19. **Wu, Nailong and Caldwell, John.** Substepping and its Application to HST Imaging. *Astronomical Data Analysis Software and Systems VII*. 1998, Vol. 145.
20. **Caramelo F J, Ferreira N C.** Impact of positioning errors on an iterative super-resolution algorithm for SPECT. *J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2, 2005, Vol. 35.
21. **Williams, Geoff.** *CNC Robotics*. United States of America : TAB Robotics, 2003.
22. Mitay. www.mitay.com.br. [Citação: 5 de Julho de 2010.] <http://www.mitay.com.br/mitay7.html>.
23. Icus. www.igus.pt. [Citação: 5 de Julho de 2010.] <http://www.igus.pt/wpck/default.aspx?PageNr=2405>.

24. **Hughes, Austin.** *Electric Motors and Drives*. Third edition. 30 Corporate Drive, Suite 400, Burlington, MA 01803 : Copyright, 2006.
25. **Francisco, António.** *Motores Eléctricos*. Segunda edição. Lisboa : ETEP (Edições técnicas e profissionais), 2009.