



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**ESTUDO DE TÉCNICAS PARA RASTREAMENTO DE AGULHAS
FLEXÍVEIS EM IMAGENS DE ULTRASSOM**

Victor Barros e S. dos Reis

Brasília, julho de 2019



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Curso de Graduação em Engenharia Elétrica

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**ESTUDO DE TÉCNICAS PARA RASTREAMENTO DE AGULHAS
FLEXÍVEIS EM IMAGENS DE ULTRASSOM**

Victor Barros e S. dos Reis

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção
de grau de Engenheiro Eletricista*

Banca Examinadora

Prof. Mariana Costa Bernardes, FGA/UnB _____

Orientador

Prof. Geovany Araújo Borges, ENE/UnB _____

Examinador interno

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, _____

ENE/UnB

Examinador interno

Brasília, julho de 2019

FICHA CATALOGRÁFICA

REIS, VICTOR

Estudo de técnicas para rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom,

[Distrito Federal] 2019.

vi, 39p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Engenharia Elétrica, 2019). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. Rastreamento

2. Agulhas flexíveis

3. Ultrassom

I. Elétrica/FT/UnB

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

REIS, VICTOR, (2019). Estudo de técnicas para rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom. Trabalho de Graduação em Engenharia Elétrica, Publicação FT.TG-*n*°022, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 39p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Victor Barros e S. dos Reis

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Estudo de técnicas para rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Victor Barros e S. dos Reis

AOS 2, Bloco A, Apt. 202 - Octogonal.

70660-021 Brasília – DF – Brasil.

Dedicatória

aos meus pais, minha irmã, meus amigos e meus mentores ao longo deste caminho

Victor Barros e S. dos Reis

RESUMO

Neste trabalho são buscados métodos computacionais para o aperfeiçoamento de técnicas que auxiliam no rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom, durante procedimentos clínicos minimamente invasivos. Implementou-se um método adicional para identificação da ponta da agulha, além de dois existentes, durante trechos de vídeo de ensaios realizados em *phantoms* de gelatina. Adicionalmente foi implementado um algoritmo do filtro de Kalman, visando aproveitar informações dos quadros anteriores e gerar estimativas mais precisas e suaves da posição da ponta da agulha. Os resultados obtidos foram validados de acordo com uma base de dados existente, de resultados anteriores, e com novas coordenadas geradas a partir de simulações feitas utilizando-se os vídeos.

Palavras Chave: rastreamento, agulhas flexíveis, ultrassom

ABSTRACT

In this work are sought computational methods for the enhancement of techniques that aid in the tracking of flexible needles in ultrasound images, during minimally invasive clinical procedures. An additional method for the needle tip localization was implemented, in addition to two existent ones, during video segments from tests performed in gelatine phantoms. Additionally, a Kalman filter algorithm was implemented, aiming to utilize information from previous frames and generate more precise and smooth estimates of the needle tip's location. The obtained results were validated according to an existing database, from previous results, and with new coordinates generated from simulations ran using the videos.

Keywords: tracking, flexible needles, ultrasound

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	3
1.3	OBJETIVOS DO TRABALHO	4
1.4	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	5
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1	INTRODUÇÃO	6
2.2	RASTREAMENTO DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM IMAGENS DE ULTRASSOM	6
2.2.1	RASTREAMENTO COM IMAGENS DE ULTRASSOM	6
2.3	IMAGENS DE ULTRASSOM	9
2.3.1	PRINCÍPIOS BÁSICOS	9
2.3.2	ARTEFATOS	10
2.4	PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS	11
2.4.1	FILTROS ESPACIAIS DE SUAVIZAÇÃO	12
2.4.2	OPERAÇÕES MORFOLÓGICAS	12
2.4.3	FILTRO DE KALMAN	13
3	DESENVOLVIMENTO	17
3.1	INTRODUÇÃO	17
3.2	SISTEMA DE IMAGEAMENTO POR ULTRASSOM	17
3.2.1	EQUIPAMENTO DE ULTRASSOM	17
3.2.2	AQUISIÇÃO DE IMAGENS	18
3.2.3	PHANTOMS	19
3.3	TÉCNICAS DE SEGMENTAÇÃO DA PONTA DA AGULHA	19
3.3.1	PRÉ-PROCESSAMENTO	20
3.3.2	SEGMENTAÇÃO E IDENTIFICAÇÃO DA PONTA	21
3.3.3	ESTIMATIVA POR FILTRO DE KALMAN	22
3.4	CUSTO COMPUTACIONAL	23
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	24
4.1	INTRODUÇÃO	24
4.2	SETUP E CÓDIGO	24

4.3	RESULTADOS	25
5	CONCLUSÃO	32
5.1	CONCLUSÃO.....	32
5.1.1	PERSPECTIVAS FUTURAS.....	33
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35
	ANEXOS	38
A	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	39

LISTA DE FIGURAS

1.1	Sistema Da Vinci e seus três principais componentes	2
1.2	Representação de inserção de agulha guiada por imagens de ultrassom.	4
2.1	Esquemático de um sistema robótico para guiagem de agulhas em malha fechada, evidenciando seus subsistemas.....	7
2.2	Dois tipos de posicionamento da agulha com relação ao transdutor.....	8
2.3	Agulha identificada pela transformada de Hough com inserção no plano.	8
2.4	Esquemático de emissão dos feixes de ultrassom e dois tipos de artefatos representados.	11
2.5	Representação das etapas de pré-processamento e segmentação da ponta de uma agulha em imagens de ultrassom.....	13
2.6	Simulação demonstrando o funcionamento do algoritmo de Kalman.	16
3.1	Sistema SonixTOUCH e captura de tela do software Exam durante procedimento. ..	18
3.2	Phantoms construídos para testes.	20
3.3	Fluxograma de processos desde a obtenção da imagem de ultrassom até a identificação final da ponta da agulha.	22
4.1	Posições da ponta da agulha apontadas por cada um dos métodos no ensaio horizontal.	26
4.2	Curvas de erro obtidas no ensaio parado.	29
4.3	Curvas de erro obtidas no ensaio horizontal.	30
4.4	Curvas de erro obtidas no ensaio vertical.....	31

LISTA DE TABELAS

4.1	Relação de erros médios e máximos obtidos para cada um dos métodos e em cada um dos ensaios.....	27
-----	--	----

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Atualmente percebe-se uma tendência cada vez maior em se utilizar tecnologias de automação para auxiliar tarefas humanas que são propensas ao erro, como na área médica por exemplo. Cirurgias em seres humanos muitas vezes ainda são supervisionadas e executadas quase que em sua totalidade de forma manual, pelo médico cirurgião e demais médicos ou enfermeiros. O profissional que realiza a cirurgia, entretanto, está propenso ao erro, à fadiga, a fatores externos e eventuais problemas com os equipamentos, podendo ocasionar acidentes e danos maiores ainda ao paciente sob cirurgia. É justamente visando reduzir tais fatores de risco que vem se observando a inclusão progressiva de robôs e *softwares* que auxiliam as cirurgias, executando com precisão e eficiência parte das tarefas e responsabilidades que outrora seriam do cirurgião. Tais robôs são capazes de executar atividades como inserção de agulhas ou cortes com exatidão, aliados a sistemas de imageamento para guiar a manipulação dos instrumentos, por exemplo.

Muitos dos procedimentos tradicionais vêm sendo substituídos por procedimentos minimamente invasivos, graças a estas tecnologias. Comparadas a procedimentos tradicionais, os minimamente invasivos reduzem a dor, o trauma, propiciam menor tempo de internação e reabilitação e menores prejuízos estéticos. Dentre as desvantagens deste tipo de procedimento, porém, estão a dificuldade de acesso, visibilidade restrita, maior tempo cirúrgico e manipulação de instrumentos não intuitiva. Nas últimas década vários sistemas cirúrgicos robóticos foram desenvolvidos, tais como o *Da Vinci Surgical System* e o sistema *ZEUS* [1], [2].

No Brasil já é possível encontrar robôs-cirurgião como o *Da Vinci*, utilizado em procedimentos na área de urologia, cirurgias gástricas, torácicas e cardíacas. O robô possui uma carrinho cirúrgico com câmera e quatro braços robóticos, um console para o cirurgião e um sistema de monitoramento (Figura 1.1). Ao manipular manches ligados aos braços robóticos o cirurgião consegue controlá-los e assim acessar regiões menores, proporcionar uma visão de alta qualidade e realizar movimentos mais precisos.

Exemplos de procedimento minimamente invasivos são aqueles que envolvem inserção de agulhas para diagnósticos, laparoscopias, biópsias, anestesia, tratamento contra câncer e braquiterapia,

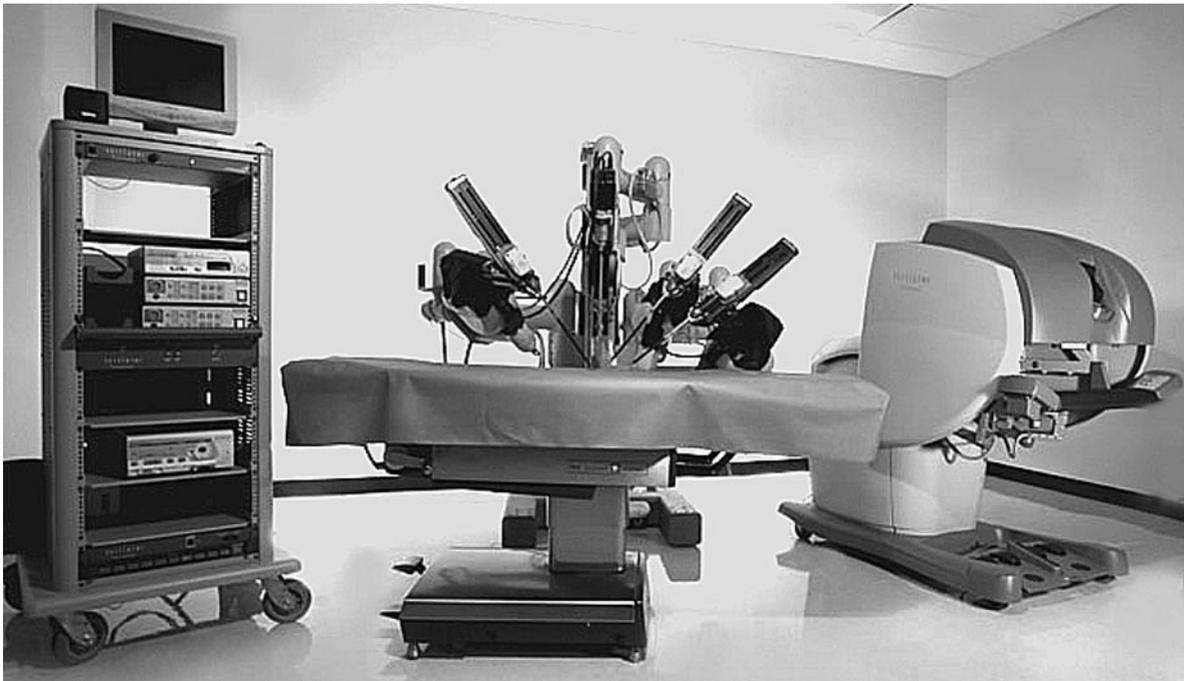


Figura 1.1: Sistema Da Vinci e seus três principais componentes: o sistema de monitoramento, o carrinho cirúrgico e o console do cirurgião

por exemplo. Tais procedimentos são citados como exemplos de aplicação para inserção de agulhas e diversos trabalhos enfatizam a acurácia no posicionamento da agulha como fundamental para torná-los viáveis, como descrito em [3], [4], [5], [6], [7], [8]. Estes trabalhos também destacam fatores que dificultam a execução desse tipo de procedimento de forma tradicional: a deflexão da agulha, deformações do tecido e a falta de visibilidade da agulha e do ambiente cirúrgico e suas estruturas internas, uma vez que ela é inserida. Posicionamento incorreto da agulha pode levar a diagnósticos falsos ou até a complicações como hemorragias e infecções, caso ela atinja outros tecidos e órgãos.

A maioria dos procedimentos de incisão de agulhas é realizada com agulhas rígidas, mas elas não proporcionam ao cirurgião a capacidade de direcionamento e manobra para que o alvo seja atingido em todos os casos, podendo atingir obstáculos como ossos e órgãos. Desta forma, é estudada a implementação de agulhas flexíveis em detrimento das tradicionais. Tais agulhas possuem pontas chanfradas assimétricas, as quais permitem manobras e perfurações que seguem uma trajetória curvada, dependendo de como é feita a inserção. Os trabalhos [5], [7] e [8] descrevem propriedades acerca da inserção deste tipo de agulha: sua deflexão pode ser controlada a partir de uma razão cíclica (*duty cycle*) entre o torque aplicado e o período total de inserção, devido a forças laterais aplicadas pelo tecido na ponta chanfrada.

Procedimentos de inserção de agulhas quase sempre estão aliados a sistemas de imageamento, uma vez que eles permitem a estrutura da agulha e o ambiente circundante que sejam visualizados em maiores detalhes. Modalidades de imageamento normalmente estudadas para aplicações médicas incluem ressonância magnética, tomografia computadorizada e ultrassom. Um dos maiores desafios de estudos na área tem sido aliar os sistemas de imageamento e de inserção de agulhas fle-

xíveis de forma autônoma utilizando sistemas de controle em malha fechada, de forma a minimizar possíveis erros humanos e melhorar a precisão de sua inserção.

Grande parte dos trabalhos desenvolvidos nesta área são bem recentes. Alguns trabalhos que abordam modelagens e metodologias para inserção de agulhas flexíveis incluem [3], [7] e [10]. Outros estudos, além de abordar inserção de agulhas, se baseiam fortemente em guiagem auxiliada por imageamento de ultrassom 2D ou 3D, como é o caso de [5] e [6].

Em [10] é apresentado uma abordagem para inserção de agulhas com replanejamento rápido de rota baseado em RRT (*Rapid-exploring Random Tree*) e utilizado imageamento de ultrassom em 2D e 3D, com testes realizados em *phantom* e tecido *ex-vivo*. Em [9] é descrito um modelo de algoritmo híbrido de inserção de agulhas flexíveis, baseado em tomografia computadorizada. Neste último, de 2018, é reforçado que existem estudos sobre diversos *setups* robóticos para inserção de agulhas flexíveis disponíveis, mas que ainda há falta de implementações confiáveis para uso em procedimentos clínicos.

1.2 Definição do problema

O ultrassom, por se tratar de um equipamento à base de ondas sonoras, relativamente portátil e fácil de operar, é um dos métodos de visualização que vem sendo implementado em procedimentos de inserção automática e guiagem de agulhas flexíveis. Diversos estudos enumeram vantagens de imageamento de ultrassom com relação a demais métodos já estudados tais como raio-X, ressonância magnética ou tomografia computadorizada. Conforme [4], [6], [10] e [12], dentre as vantagens do ultrassom estão a não exposição a radiações ionizantes, maior custo benefício, operação com objetos metálicos, a possibilidade de captura em diversas partes do corpo, imageamento em tempo real, além de serem capazes de medir fluxo sanguíneo e sua portabilidade geral. A grande quantidade de estudos que existem relacionando o uso de ultrassom para localização de agulhas, tanto em 2D quanto 3D, integração com sistemas de inserção de agulhas e modelagens de interação agulha-tecido, sugere que esta modalidade de imageamento é viável para guiagem de agulhas [7]. Na Figura 1.2 é representado um sistema de inserção auxiliado por ultrassom.

Em contrapartida, junto às vantagens do ultrassom vem o compromisso de conhecer com exatidão a posição da ponta da agulha. Dependendo da região de operação e do tipo de procedimento cirúrgico realizado, é exigido que se obtenha a posição da ponta com uma precisão de milímetros ou micromilímetros. Apesar de imagens de ultrassom serem obtidas de forma rápida, barata e sem intervenções ou danos aos pacientes, este tipo de imagem é demasiadamente ruidoso, propenso a interferências e erros de posicionamento tanto da agulha quanto do transdutor, além do surgimento de artefatos que interferem na localização da agulha na imagem [11].

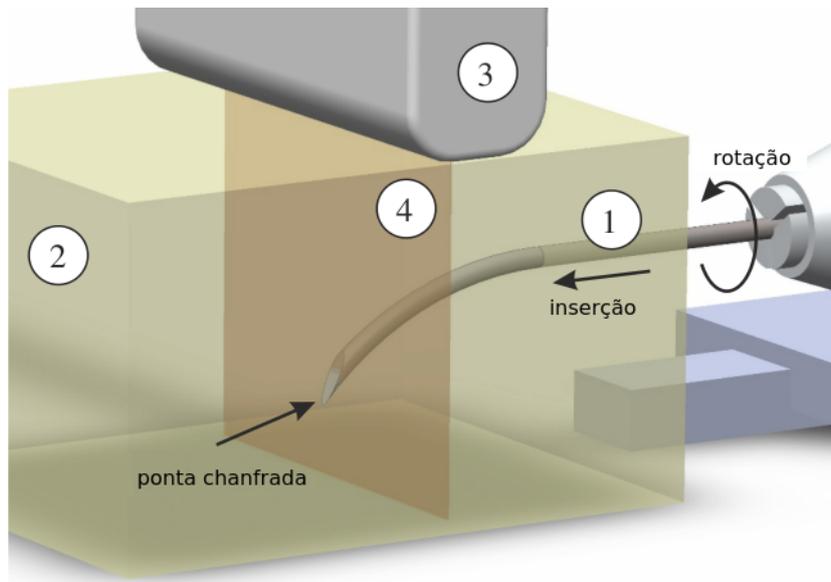


Figura 1.2: Representação de inserção de agulha guiada por imagens de ultrassom. 1) Inserção automática de agulha flexível; 2) *Phantom* simulador de tecido mole; 3) Transdutor de ultrassom; 4) Feixe caracterizando a imagem de ultrassom. [6]

1.3 Objetivos do trabalho

O trabalho em questão faz parte do desenvolvimento de um projeto cujo objetivo final é a confecção de uma plataforma para guiagem automática de agulhas flexíveis por imageamento de ultrassom em malha fechada, desenvolvida no laboratório LARA da Universidade de Brasília [12]. Também é continuação direta do trabalho desenvolvido em 2015 [13]. Dentre as partes que compõem a plataforma estão um dispositivo de inserção, um *software* de planejamento de rota e um sistema de rastreamento que opera com base nas imagens de ultrassom capturadas em 2D.

Pretende-se incrementar o sistema de rastreamento e identificação da agulha nas imagens de ultrassom nesta etapa. O resultado esperado neste trabalho é a identificação, de forma mais precisa, da ponta da agulha em imagens de ultrassom de duas dimensões, baseado nas técnicas de processamento de imagens, filtro de Kalman e visando melhor visualização e redução do erro médio de posicionamento.

Com o auxílio de trechos do sistema de aquisição das imagens de ultrassom previamente utilizados em [13], fez-se a adição do filtro de Kalman na etapa final de segmentação, a fim de aprimorar as medições obtidas a partir das simulações. Para avaliar a melhor forma de se incluir o filtro no projeto, foram replicadas as técnicas de processamento de imagens e segmentação para marcar a ponta da agulha durante o procedimento em vídeo e estudadas as diversas técnicas então aplicadas. Arquivos contendo as estimativas das coordenadas da ponta da agulha nas imagens para cada ensaio são então computados no MATLAB e realiza-se o cálculo do erro médio de posição, em mm, entre os dados obtidos pelas imagens e os obtidos por um sensor de rastreamento eletromagnético (NDI Aurora). Ao final é feita uma breve avaliação do custo computacional dos algoritmos frente à possibilidade de aplicação em tempo real.

1.4 Apresentação do manuscrito

No capítulo 2 são abordados todos os aspectos teóricos que fazem parte do desenvolvimento do trabalho e foram necessários para uma familiarização inicial. No capítulo 3, por sua vez, é detalhado tudo o que foi desenvolvido para se alcançar o objetivo primário. Nesta parte é descrito todo o *setup* que foi utilizado em [13] e que foi necessário para realização de novos testes. O capítulo 4 descreve os principais resultados e dificuldades encontrados ao final dos testes, após análise de dados e comparativos. A seção 5, por fim, conclui e sumariza todos os conhecimentos adquiridos frente aos resultados e propõe melhorias e desafios a serem vencidos nas futuras etapas do projeto.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1 Introdução

Aqui são apresentados os principais conceitos abordados nesse trabalho, tais como: breve introdução às imagens de ultrassom, técnicas de processamento de imagem e Filtro de Kalman. Foram construídos, a partir deles, toda a metodologia e procedimentos aplicados nas simulações com imagens e vídeos em [13] e nesta etapa atual.

2.2 Rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom

O rastreamento de agulhas em procedimentos cirúrgicos em questão é parte de um sistema robótico de inserção e guiagem automática em malha fechada. Dispositivos de inserção automáticos como os apresentados em [6] e [7] precisam receber como *feedback* em malha fechada a localização atual da agulha advinda de um *software* planejador de rotas. Tal localização é proveniente de um sistema de rastreamento e permite que o dispositivo de inserção realize correções e decida a trajetória a ser seguida.

2.2.1 Rastreamento com imagens de ultrassom

Um sistema robótico de guiagem é tal como o esquemático apresentado na Figura 2.1. Conforme citado anteriormente, o ultrassom apresenta diversas vantagens operacionais frente a outros métodos de imageamento médico. Outras formas de rastreamento de agulhas, mais especificamente, são sensores eletromagnéticos acoplados à agulha ou câmeras estéreo, quando o meio de inserção permite tal visibilidade [7], [14], [15]. Com relação ao transdutor, existem modelos que permitem a visualização em três dimensões (3D) e modelos que permitem visualização em duas (2D).

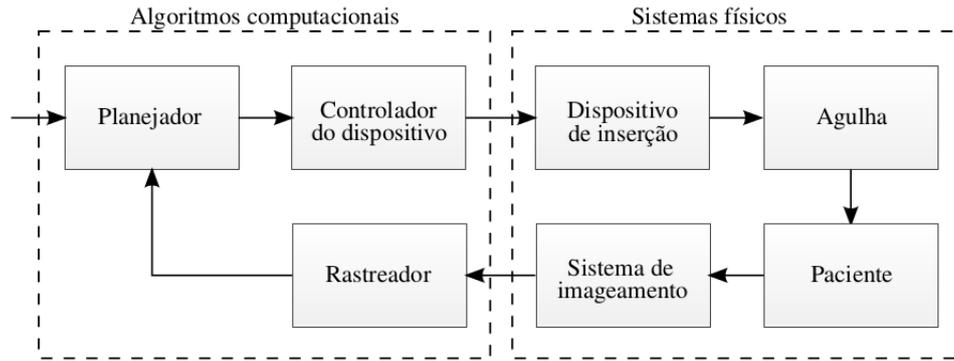


Figura 2.1: Esquemático de um sistema robótico para guiagem de agulhas em malha fechada, evidenciando seus subsistemas. [12]

As principais desvantagens que as imagens de ultrassom apresentam incluem a presença de ruídos, sombra acústica e o surgimento de artefatos. Todos estes fatores podem interferir negativamente na visualização e identificação da ponta da agulha quando se utiliza algoritmos e métodos computacionais para segmentação ou detecção. A resolução das imagens é baixa comparado aos demais métodos e sua qualidade é altamente dependente do ângulo entre o plano da imagem e a agulha. Em determinados ângulos, artefatos de reverberação podem surgir devido a superfície altamente refletiva da agulha ou esta pode não ser visível, além da interferência de outros artefatos eventuais que dificultam visualização [11]. Como forma de contornar estes fatores, alguns estudos sugerem técnicas como reconstituição de imagens 3D a partir de imagens 2D [16] ou sistemas que reposicionam o transdutor de forma automática para visualização em outros ângulos.

Existem duas abordagens tradicionalmente estudadas para visualização de agulhas em imagens 2D de ultrassom, no tangente ao posicionamento do transdutor em relação a agulha: a abordagem “no plano” e “fora do plano” (Figura 2.2). No primeiro caso, a agulha é inserida em um plano alinhado ao plano da superfície de contato do transdutor (denominada *footprint*) e a agulha é exibida na imagem como uma linha reta. No segundo caso os planos são perpendiculares e a agulha aparece como um pequeno ponto brilhante na imagem, evidenciando uma parte de sua seção transversal.

Em 2004, [3] apresentou um sistema único transdutor-sistema de inserção, o qual opera com base na abordagem “no plano”. Destaca-se a possibilidade de desalinhamento da agulha com o plano da imagem, mas cita o *feedback* visual como forma de correção e controle. Para detecção de linhas e segmentação da ponta é utilizada a transformada de Hough (Figura 2.3). Em [4] foi descrito uma abordagem “fora do plano” em que se utiliza um sistema robótico para inserção de agulha com transdutores 3D. Em 2014, [6] apresentou um planejador de rotas para inserção de agulhas flexíveis com base em transdutores 3D e utilizando-se também de transformadas de Hough para segmentação. Em 2006, [17] enfatiza a transformada de Hough como sendo mais robusta e tolerante ao ruído das imagens de ultrassom, como ferramenta para detecção da agulha, e apresenta duas metodologias para detecção em imagens 2D feitas “no plano”, dependendo da acentuação da sua curvatura.

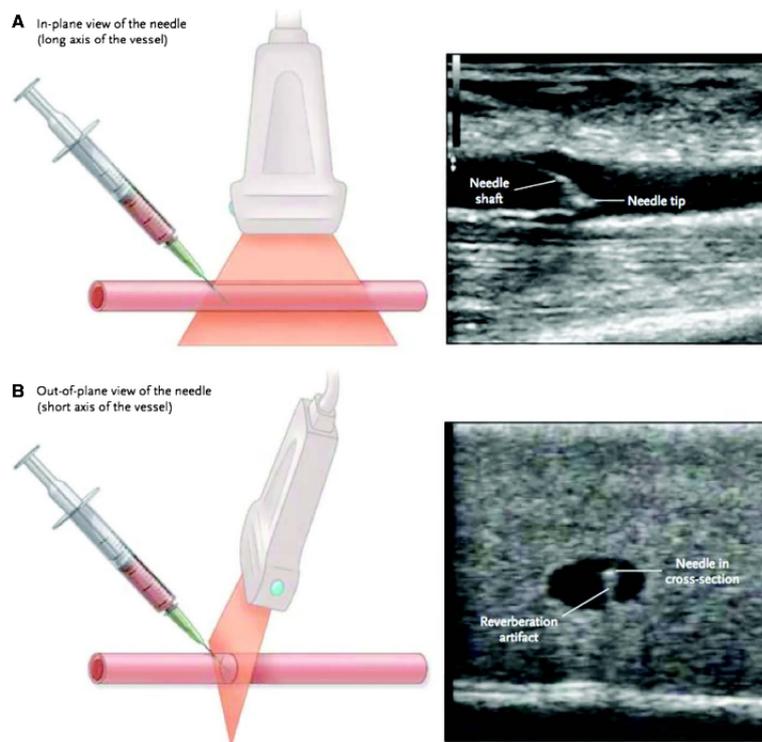


Figura 2.2: Dois tipos de posicionamento da agulha com relação ao transdutor. (A) ilustra a abordagem “no plano” e (B) a “fora do plano”. No segundo caso é bem evidente a presença do artefato de reverberação (fonte: AIUM Practice Parameter for the Use of Ultrasound to Guide Vascular Access Procedures, J Ultrasound Med, 2019).

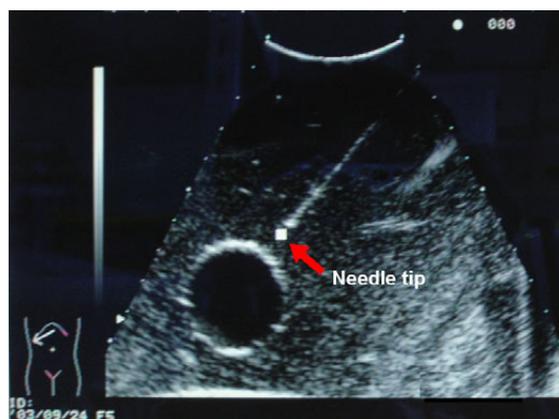


Figura 2.3: Agulha identificada pela transformada de Hough com inserção “no plano”. [3]

Apesar de diversos trabalhos apresentarem técnicas de modelagem utilizando a abordagem “no plano”, em [13] já vem sendo desenvolvida a abordagem “fora do plano”, onde se destaca a possibilidade da detecção da agulha sem conhecimento inicial de sua posição ou ângulo de inserção, mas em contrapartida requer que o transdutor acompanhe a ponta da agulha em sua trajetória. Ademais, há a presença do artefato cauda de cometa (CTA) na imagem, o que facilita a identificação da ponta pela transformada de Hough, devido às linhas que são formadas por seus lóbulos. Fazendo-se o uso de um compensador e de um observador Kalman, como em [6], é possível sincronizar o movimento da ponta da agulha com o movimento do transdutor.

A localização da agulha é uma distância que pode ser representada por um ponto em coordenadas cartesianas. Tal ponto pode ser referenciado no plano da imagem ou em escala real no sistema de rastreamento do NDI Aurora. Afim de localizar a ponta da agulha utilizando-se técnicas de processamento de imagens, é necessário realizar a segmentação da imagem, que nada mais é do que a separação da imagem em múltiplas regiões, destacando-se assim os elementos que a compõe e simplificando o entendimento e o processamento.

2.3 Imagens de ultrassom

2.3.1 Princípios básicos

Ondas de ultrassom são ondas sonoras de natureza mecânica que oscilam a uma dada frequência, possuem comprimento de onda λ e frentes de onda que propagam com velocidade v , obedecendo à relação:

$$v = \lambda f.$$

Elas são originadas a partir de cristais piezoelétricos, que agem como elementos transdutores, convertendo energia elétrica em mecânica e vice versa. Os cristais vibram a uma certa frequência quando excitados eletricamente, variando de 1 a 20 MHz [18]. A energia elétrica é então convertida em energia mecânica e as ondas são emitidas pelos cristais, varrendo uma linha vertical.

Por serem ondas mecânicas, as ondas sonoras não dependem de matérias específicas para se propagar, porém a velocidade de propagação é diretamente relacionada com a densidade do meio, sendo ela mais alta em meios aquosos ou tecidos moles. Durante a propagação, as ondas encontram diferentes objetos e meios distintos e partes da sua energia são absorvidas, dispersadas, refratadas e refletidas. Quanto maior for a dificuldade de propagação imposta por determinado meio, maior sua impedância acústica e maior a parcela de energia que será refletida.

As reflexões originadas a partir destes objetos ou meios com diferentes impedâncias são então captadas pelos cristais, deformando-os, e eles agem de forma oposta, convertendo os sinais mecânicos em elétricos.

De acordo com a diferença entre o tempo de transmissão de uma onda, o tempo de recepção da reflexão percebida por um cristal e sua amplitude, é possível determinar a distância entre o

cristal e o objeto, além de sua impedância. Isso permite que uma linha de cristais piezoelétricos varra uma linha vertical e utilize a diferença entre os tempos de transmissão e recepção para determinar distâncias de objetos e as amplitudes dos sinais percebidos para determinar a intensidade dos *pixels*, assim formando uma imagem 2D. O instrumento móvel que contém os cristais piezoelétricos é também denominado transdutor e dependendo do modelo utilizado para cada aplicação é possível captar imagens de diferentes formas e com varreduras distintas. É importante destacar a importância da resolução espacial da imagem, que é inversamente proporcional à profundidade atingida pelas ondas: quanto maior for sua frequência, maior a resolução da imagem em curtas distâncias. À medida em que se aumenta a distância de propagação, maior a atenuação sofrida por altas frequências. De forma análoga, quanto menor a frequência, menor a resolução das imagens e maior a profundidade visualizada [13].

Aparelhos de ultrassom costumam também operar com o modo M (modo movimento), onde é captada a amplitude das ondas *versus* o tempo de propagação exibidos na forma de curvas longitudinais, e o modo Doppler, com o qual é possível quantificar velocidades de fluxos (sanguíneos, por exemplo).

2.3.2 Artefatos

Imagens de ultrassom muito comumente apresentam o fenômeno de exibir estruturas ou características na imagem que não são propriamente parte dela ou não fazem parte dos elementos que devem ser representados. Essas estruturas são denominadas artefatos e se enquadram em algumas subdivisões: acústica, ótica, anatômica ou de naturezas tais como ruído ou poeira no sistema de recepção. Ruídos e artefatos em geral tornam a detecção de agulhas mais difícil, sendo necessário a implementação de técnicas como redução de ruídos e a transformada de Hough para melhor identificação [10]. Artefatos são gerados devido a suposições feitas pela instrumentação de ultrassom, incluindo as ondas sonoras viajarem em linha reta, ecos se originarem apenas a partir de objetos no eixo do transdutor, a intensidade dos ecos que retornam serem relacionadas à força de espalhamento e a distância de determinado objeto ser proporcional ao tempo de viagem de ida e volta [19].

Em estruturas metálicas as ondas de ultrassom apresentam velocidade bastante elevada, assim como o valor de impedância acústica, o que pode ocasionar artefatos devido à reverberação sofrida, quando a onda sonora reflete diversas vezes em superfícies opostas do metal antes de retornar ao transdutor. Em imagens 2D, a seção radial de uma agulha idealmente seria circular, mas devido à reverberação, é gerado um artefato denominado artefato de reverberação ou cauda de cometa (CTA), que se caracteriza por diversas linhas pequenas hachuradas e igualmente espaçadas com intensidade decrescente, o que forma um tipo de linha vertical a qual pode ser aproveitada nos algoritmos de detecção da agulha [6], [13].

Outro efeito comumente visto é o de sombra acústica, que ocorre quando um objeto com determinada impedância reflete parte das ondas sonoras e todo o resto que está abaixo dele se torna mais difícil de ser reconhecido na imagem. É mais comum ocorrer com objetos metálicos, devido ao alto índice de reflexão e impedância, mas no caso de agulhas este fenômeno não ocorre com

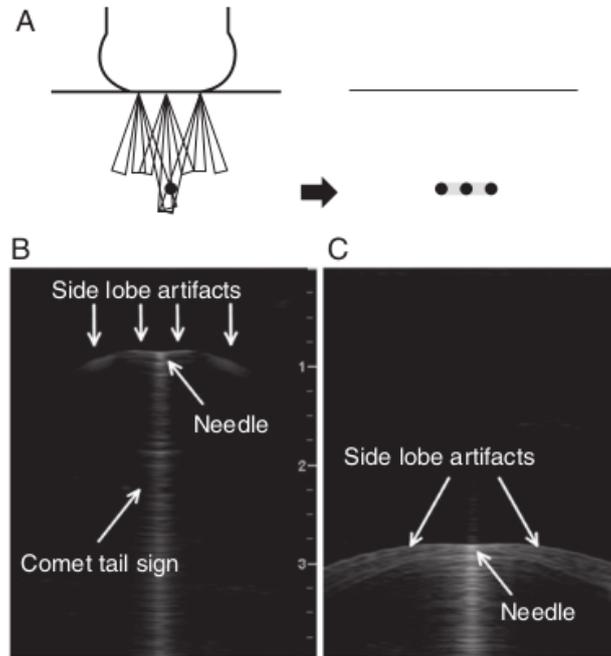


Figura 2.4: Esquemático de emissão dos feixes de ultrassom e dois tipos de artefatos representados: o de cauda de cometa devido à reverberação e o de lóbulos laterais [20].

tamanho intensidade devido à sua pequena dimensão. Em visualizações com abordagem “no plano”, parte da estrutura da agulha pode ficar comprometida na visualização devido ao sombreamento [13], [20].

Um terceiro e quarto tipos de artefato são o de largura de feixe e lóbulos laterais, ocasionados devido a sobreposições de feixes de onda entre cristais vizinhos no transdutor, visto que ecos não são gerados somente por objetos no eixo principal do transdutor (Figura 2.4).

2.4 Processamento Digital de Imagens

Qualquer imagem digital pode ser interpretada como uma matriz de *pixels*, a qual é processada e exibida em *displays* digitais como telas e monitores. A resolução de uma imagem é responsável pelo seu nível de detalhamento. Cada um dos elementos unitários (*pixels*) de uma matriz de imagem podem assumir determinados valores binários, na forma 2^k , onde k é inteiro. Normalmente as imagens apresentam 8 *bits* por *pixel*, mas as imagens médicas, como as da aplicação em questão, precisam assumir maior nível de detalhamento e chegam a apresentar 16 a 32 *bits* por *pixel*.

O processamento de imagens digitais nada mais é do que o uso de algoritmos computacionais para transformar a matriz de *pixels* original em outra de acordo com o efeito desejado. Realizando-se operações de convolução com diferentes *kernels* (também denominado matrizes de convolução ou máscaras), é possível obter-se as operações de filtragem, suavização, destaque de bordas, dentre outros. Outra operação comumente realizada é aplicar a transformada de Fourier para se alterar os componentes de frequência da imagem e assim filtrar, comprimir ou reconstituir imagens.

A seguir são descritos os principais métodos relevantes ao processamento de imagens utilizado no projeto.

2.4.1 Filtros espaciais de suavização

Filtros espaciais em sua grande maioria são usados para suavizar imagens com altos níveis de ruído ou realçar traços e bordas. Seu princípio de funcionamento consiste em convoluções entre um *kernel* e a imagem original. Nesta operação, cada *pixel* da imagem é somado aos elementos vizinhos de acordo com o peso e o tipo de *kernel*.

No caso do processamento de imagens de ultrassom, um dos tipos de ruído mais comuns é o ruído do tipo sal e pimenta, conhecido também como ruído de impulso, o qual se caracteriza pela ocorrência de *pixels* brancos e pretos distribuídos de forma espaçada ao longo da imagem. O filtro mais indicado para se tratar este tipo de ruído é um filtro espacial não-linear denominado filtro de mediana, cuja operação se dá pela substituição do valor de cada *pixel* pela mediana calculada de seus vizinhos, eliminando assim estas variações acentuadas de *pixels* de intensidades distintas. Diferente do filtro linear de média, o filtro de mediana, não linear, tem a capacidade de manter bem definidas as separações entre bordas e contornos de regiões diferentes intactas e assim eliminar somente o ruído.

O filtro de realce escolhido para a aplicação em imagens de ultrassom é o gradiente. A partir de um *kernel* criado por um vetor de diferenciação espacial, o filtro é capaz de realçar bordas e delimitar regiões, melhorando assim a visualização e distinção de objetos que possuem diversos níveis de cinza.

A referência [7] cita outras técnicas para melhoria das imagens no pré-processamento: um filtro Gaussiano para suavização e um filtro de Laplace, os quais reduzem ruídos e detectam bordas, respectivamente.

2.4.2 Operações morfológicas

Após a aplicação de filtros, outras operações relevantes para melhoria da imagem de ultrassom consistem em dilatação, erosão, abertura e fechamento [6], [13]. Fazendo uso de união e interseção de conjuntos de imagens e elementos estruturantes, é possível expandir determinadas regiões de imagens, eliminando assim pequenos buracos ou lacunas, ou reduzir uma figura, eliminando determinados detalhes e trechos para evidenciar regiões mais importantes.

A abertura e o fechamento, por sua vez, caracterizam-se pela combinação das suas operações anteriores e consistem em isolar regiões específicas de uma figura maior do restante ou completar espaços vazios entre diferentes partes da figura, respectivamente.

As últimas técnicas mencionadas nesta seção são o método de limiarização de Otsu e o algoritmo da transformada de *watershed*, que se caracteriza em uma transformação em uma imagem em escala de cinza e trata os diferentes níveis de cinza da imagem como um mapa topográfico, evidenciando as regiões de maior e menor intensidade e delimitando-as com linhas. Para executar o algoritmo

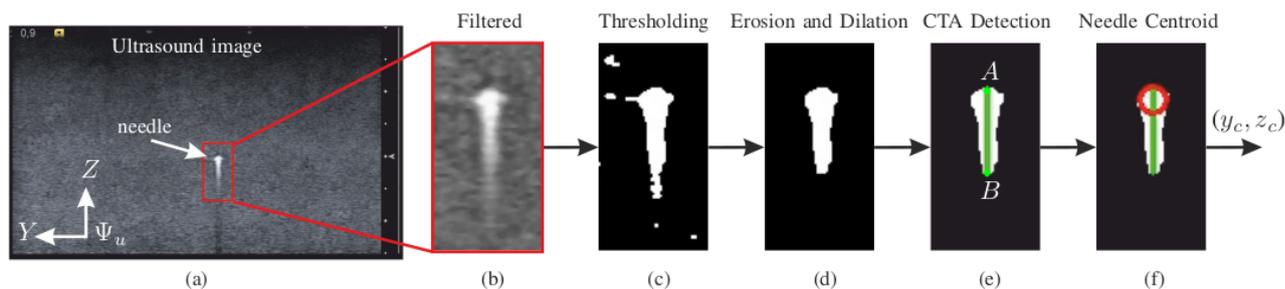


Figura 2.5: Representação das etapas de pré-processamento e segmentação da ponta de uma agulha em imagens de ultrassom. (a) Ilustra a imagem original, com artefato de cauda de cometa abaixo da seção da agulha; (b) Demonstra filtro de mediana aplicado em uma ROI da imagem; (c) Etapa de limiarização; (d) Após erosão e dilatação; (e) Transformada de Hough identifica reta principal e suas extremidades; (f) Região da ponta da agulha é determinada, conhecendo-se seu diâmetro e o limite da reta calculada. [6]

faz-se necessário delimitar marcadores das regiões que devem ser preenchidas por ele, para então haver a segmentação das diferentes regiões para as quais se deseja dar destaque.

A Figura 2.5 exhibe as diversas etapas do processo de pré-processamento e segmentação de uma agulha em imagem de ultrassom.

2.4.3 Filtro de Kalman

Desenvolvido em 1960, o filtro de Kalman é um método matemático bastante eficaz utilizado para realizar previsões e correções de medidas em forma cíclica ao longo de um tempo discreto e pode ser utilizado nos mais diversos cenários, sendo mais comumente visto em aplicações onde há cinemática (movimento, trajetória e navegação) envolvidos, tanto em 2D quanto em 3D. Seu funcionamento envolve gerar estimativas do vetor de estados, x_k , de algum processo, a partir de um sistema de controle em malha fechada onde o *feedback* é recebido na forma de medições ruidosas do que se quer estimar e contribuem para a próxima estimativa. A referência [21] apresenta uma introdução geral mas bem detalhada do funcionamento e base matemática do método. As equações lineares estocásticas que representam o vetor de estados x_k e a medição z_k são:

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_{k-1} + w_{k-1},$$

$$z_k = Hx_k + v_k,$$

$$w \sim N(0, Q),$$

$$v \sim N(0, R).$$

O subscrito “k” representa o próximo passo temporal do processo e “k-1” indica o passo atual. A entrada u_k é uma entrada de controle opcional e as matrizes A e B são denominadas matrizes

de transição e de controle, respectivamente. Elas relacionam o estado e a entrada de controle no passo atual ao passo seguinte. A matriz H é denominada matriz de medição e relaciona a o valor da estimativa à medição z_k . As variáveis w e v são aleatórias, independentes entre si e representam os ruídos de processo e medição, respectivamente, ambos ruídos brancos com distribuição de probabilidade normais. Suas matrizes de covariância são Q e R .

O algoritmo em sua forma discreta opera com base em um ciclo de duas etapas: predição e correção.

Na etapa de predição, o filtro gera uma estimativa \hat{x}_k^- com base na estimativa do passo atual \hat{x}_{k-1}^- e em um ajuste feito a partir do input opcional u_{k-1} . As equações lineares responsáveis por esta etapa são denominadas equações de atualização temporal. O sinal negativo no sobrescrito indica que são pertencentes à etapa de predição:

$$\hat{x}_k^- = A\hat{x}_{k-1}^- + Bu_{k-1},$$

$$P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q.$$

A entrada de controle geralmente indica uma interferência externa no sistema, porém que pode ser dimensionada. A covariância do erro de estimativa no estado anterior (*a priori*), denominada P_k^- , é calculada a partir da matriz de transição e da matriz de covariância do ruído do processo Q . Na prática, indica o grau de incerteza da estimativa predita, quanto ao processo. Quanto maior a incerteza Q , maior o ganho calculado na próxima etapa e maior a velocidade de resposta do filtro. R é a covariância do ruído de medição ou também denominada incerteza da medição.

O segundo grupo de equações são as equações de atualização da medida e são responsáveis por computar o ganho do processo e corrigir a estimativa gerada:

$$K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1},$$

$$x_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-),$$

$$P_k = (I - K_k H)P_k^-.$$

A matriz ganho de Kalman, K_k , indica o peso, ou confiabilidade, que vai ser dado a cada medição ruidosa z_k e o quão rápido a estimativa irá convergir para estas medidas a cada passo. O ganho é definido principalmente a partir de Q e R . Uma vez definida, a incerteza R indica o quão confiáveis são as medidas obtidas como *feedback* para o filtro. Um baixo valor indica que as medições são confiáveis e portanto a estimativa irá convergir rapidamente para elas, e se for alto irá indicar que as medidas são pouco confiáveis e a estimativa é influenciada mais fracamente por elas. Um grau de incerteza de medição muito alto pode tornar o filtro lento e por outro lado um grau de incerteza muito baixo pode deixar o filtro instável, pois ele poderá tender a gerar estimativas mais extrapoladas. Sendo as matrizes Q e R ambas constantes, a covariância do erro e o ganho tendem a se manter constantes depois de algumas iterações. Geralmente o ajuste de tais parâmetros é

feito antes da implementação do filtro, após se estudar o processo e realizar testes ou coleta de amostras.

A correção da estimativa no próximo passo é fruto da estimativa no passo atual e do ganho. A partir da diferença observada entre a medição ruidosa obtida e a predição (ou erro de medição ou residual), $z_k - H\hat{x}_k^-$, é feita uma ponderação com base no ganho e soma-se este resultado à predição para resultar na estimativa corrigida. Por fim, P_k é a correção da incerteza de estimativa (*a posteriori*) e é computada de acordo com o ganho e com a incerteza predita. A Figura 2.6 ilustra o funcionamento do algoritmo utilizando uma variável unidimensional.

Em [6] o filtro é denominado observador Kalman e minimiza os erros de medida e de processo, além de prever os estados subsequentes com base na velocidade da ponta da agulha. Em 2014, [22] utiliza o filtro de Kalman para estimar a posição e velocidade da ponta da agulha. Similar ao método que é utilizado aqui, a matriz H não contém termos de velocidade e não há *input* da matriz B de controle para atualização de estado. A referência [23] apresentou um método para localizar e rastrear manualmente agulhas em tempo real utilizando transdutor 3D fixado em um braço robótico. O filtro de Kalman foi aplicado para prever as posições futuras da agulha desde que o momento em que é inserida.

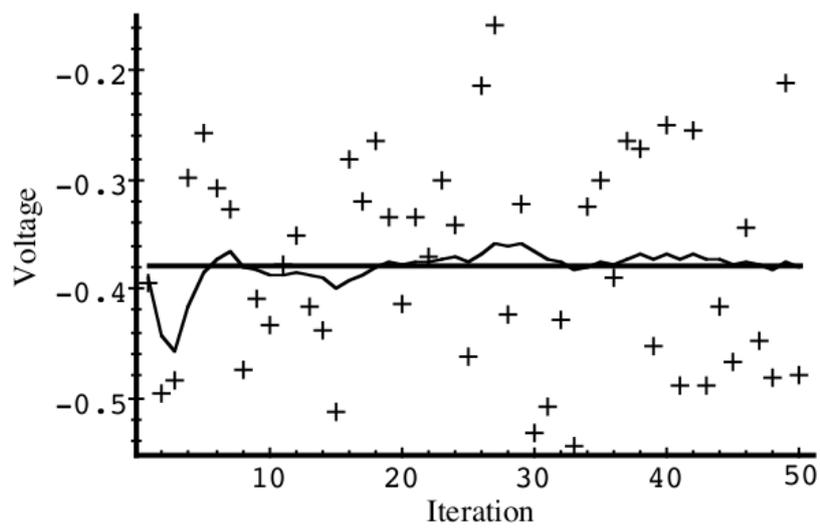


Figura 2.6: Simulação demonstrando o funcionamento do algoritmo de Kalman. No caso procura-se estimar o valor real de uma tensão fictícia constante (representada por uma linha reta) e as medidas ruidosas (representadas pelas cruces) obtidas alteram o comportamento das estimativas geradas em cada iteração do filtro. [21]

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 Introdução

Será descrito agora todo o processo de desenvolvimento do trabalho. Primeiramente leu-se e tomou-se como referência os trabalhos relacionados ao tema previamente desenvolvidos no LARA, os quais são [12] e [13]. Os códigos foram desenvolvidos utilizando-se a biblioteca aberta de processamento de imagens e visão computacional OpenCV. Depois foram simulados códigos simples de pré-processamento, segmentação e filtro de Kalman, separadamente, para familiarização com os algoritmos. Após, isso foram simuladas as etapas de pré-processamento e segmentação com base em vídeos e imagens já gravados anteriormente em [13], para se ter noção da viabilidade de inclusão do filtro de Kalman no método utilizado. Por fim, após validação dos métodos foram realizadas simulações com os trechos de vídeo disponíveis e comparados os novos resultados obtidos nesta etapa frente aos já existentes.

3.2 Sistema de imageamento por ultrassom

São descritos abaixo todos os equipamentos e componentes referentes ao sistema de imageamento de ultrassom desenvolvido em [13], consistindo no sistema de inserção e agulha, *phantoms* para testes e o próprio aparelho de ultrassom com transdutores.

3.2.1 Equipamento de ultrassom

O equipamento em questão é o modelo SonixTOUCH Research, da empresa Ultrasonix. Ele consiste em um gabinete com monitor, acoplados em uma base móvel, e transdutores de diversos tipos. O sistema operacional presente no equipamento é um Windows XP, com acesso a dois modos de operação: o de visualização, que é o modo padrão de operação, e o de pesquisa, no qual é possível alterar parâmetros de aquisição de RF e aquisição de imagens, bem como modificar os parâmetros de transdutores. Os modelos de transdutores disponíveis no equipamento presente são o C5-2 e o L14-5W, sendo o primeiro um transdutor do tipo convexo e o segundo do tipo linear.

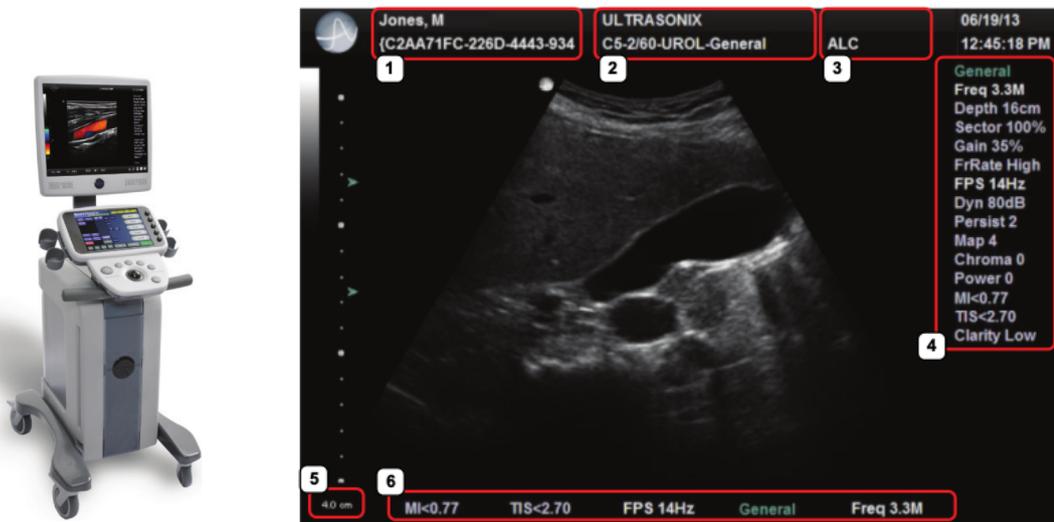


Figura 3.1: Sistema SonixTOUCH e captura de tela do *software* Exam durante procedimento. [24]

Ambos possuem 128 elementos transdutores de transmissão e recepção. O primeiro opera entre 2 e 5 MHz, possui alcance de 5 a 30 cm, campo de visão de 56° e um *footprint* de 14 mm x 60 mm. O segundo tipo, por sua vez, opera entre 5 a 14 MHz, possui alcance de 2 a 9 cm e *footprint* de 4 mm x 60,4 mm [26]. Sendo assim, o segundo tipo é mais indicado para aplicações em áreas pequenas e com pouca profundidade devido à sua especificação, que é mais limitada mas prevê maior resolução (devido à maior frequência na faixa de operação) [6].

Após capturadas, as imagens são processadas pelo equipamento e exibidas no monitor pelo *software* Exam. Na Figura 3.1 é possível observar a base móvel do equipamento e uma imagem do *software* no monitor durante a identificação de alguma estrutura. Na tela de exibição, além da imagem principal ao centro, são mostrados alguns parâmetros importantes de aquisição, tais como frequência atual do transdutor, profundidade de alcance, ganho, taxa de quadros, variação dinâmica e indicadores de segurança mecânica e térmica. Existem Kits de Desenvolvimento de Software (SDKs) disponibilizados para pesquisa e desenvolvimento, e ferramentas para integração com MATLAB.

3.2.2 Aquisição de imagens

Uma vez exibidas as imagens, é feita sua transferência e aquisição para outro computador externo, para aplicar as demais técnicas de processamento e tratativas [13]. A aquisição se deu pelo uso de cabo Ethernet, protocolo OpenIGTLink e PlusServer.

Após análise de viabilidade dos protocolos disponíveis e estudos de caso, optou-se pelo uso do protocolo OpenIGTLink, desenvolvido em 2009, visando a portabilidade e padronização entre capturas e transferências de dados e imagens. Preparado para operação na camada de rede TCP/IP, ele permite envio de qualquer tipo de mensagem e suas customizações, tendo em vista a flexibilização entre *softwares* ponto-a-ponto. Sua mensagem padrão apresenta seção de cabeçalho com 58 *bytes* e o corpo, de tamanho variável. Além disso ele oferece suporte para imagens 2D e

3D, para as quais o cabeçalho inclui informações de tipo e tamanho da imagem, além do corpo da matriz de *pixels* propriamente dita. Atualmente ele é utilizado em diversas aplicações tais como rastreadores, dispositivos de monitoramento e aparelhos médicos [25].

O PLUS (*Public software Library for Ultrasound*) é uma plataforma gratuita e desenvolvida para transmissão e tratamento de imagens de ultrassom. Permite, dentre outras funcionalidades, a escolha de métodos de aquisição de imagens, gravação, reconstituição e transmissão. Dentro da plataforma pode-se fazer uso do PlusServer, que é um servidor responsável por armazenar e transmitir, em tempo real, as imagens de ultrassom para terminais clientes conectados a uma mesma rede. Por ser compatível com o protocolo OpenIGTLink, optou-se pela combinação destas ferramentas para a aquisição e transmissão das imagens de ultrassom nas simulações realizadas.

Utilizando-se o protocolo e servidor citados acima em conjunto, as imagens e trechos de vídeo podem ser transmitidos para um computador pessoal contendo sistema operacional Linux e lá tratados.

3.2.3 Phantoms

Phantoms, ou fantasmas, são blocos, corpos sólidos ou líquidos utilizados em testes e treinamentos nos quais é necessária reprodução de alguma propriedade específica de tecidos. Em aplicações de ultrassom geralmente são construídos *phantoms* que visam simular características do tecido tais como propagação do som e atenuação, ou que visam reproduzir nas imagens a aparência visual similar à de algum tecido ou órgão específico. Neste último caso são construídos principalmente por algum tipo de gelatina com partículas suspensas ou fibras de *Psyllium* hidrofílico. Em [13] foram utilizados *phantoms* do tipo banho de água, gelatina translúcida e gelatina com partículas suspensas (Figura 3.2).

3.3 Técnicas de segmentação da ponta da agulha

Toda a parte de pré-processamento das imagens e segmentação da ponta da agulha desenvolvidas em [13] foram feitas utilizando-se dados coletados a partir de testes nos três tipos de *phantom* e sempre adotando a abordagem “no plano”. Uma vez inicializado o código no trecho de vídeo, é necessário escolher uma região de interesse (ROI) na imagem original, a qual sempre deve ser uma área contendo a região onde está a ponta da agulha. Ter todas as etapas de processamento executadas somente na ROI escolhida economiza tempo computacional, além de omitir ruídos de fundo e demais elementos que poderiam vir a interferir [4], [7]. Após selecionada a ROI, de forma manual, é aplicado o pré-processamento, no qual há redução de ruído, melhoria de contraste e acentuação de bordas.

Na segmentação, utilizou-se dois métodos para identificar a ponta da agulha, que são a transformada de Hough e o método do máximo local. O mesmo código que foi utilizado para processamento de imagens isoladas foi adaptado para utilização nos trechos de vídeo, mas introduzindo um *loop* para processar cada quadro (ou *frame*) de imagem em sequência e armazenar as posições da ponta



Figura 3.2: *Phantoms* construídos para testes. O primeiro mostra um modelo de gelatina com fibras de *Psyllium* e o segundo de gelatina translúcido. [13]

da agulha identificadas por cada método [13].

Nesta nova etapa, trabalhou-se apenas com os trechos de vídeo, uma vez que o foco é adaptar o projeto para operar em tempo real durante os procedimentos médicos. Não houve alterações no pré-processamento nem na segmentação, mas foi adotado mais um método na identificação da ponta da agulha, que é o ponto médio entre os dois métodos anteriores. Ademais, foi implementado o filtro de Kalman como forma de suavizar e melhorar a precisão na identificação da ponta. Ao executar o código há a liberdade de escolha de qual dos três métodos será a referência para operação do filtro.

Foram escolhidos três ensaios distintos disponíveis (horizontal, vertical e parado), realizados anteriormente, e executou-se o código que aplica os procedimentos descritos acima para cada um deles, escolhendo-se para cada ensaio também um dos três tipos de métodos de identificação de ponta como referência para o filtro de Kalman.

3.3.1 Pré-processamento

No que diz respeito ao pré-processamento adotado no projeto, é buscada a redução do ruído e preparação da imagem tanto para melhor visualização do usuário quanto para aplicação dos métodos de segmentação. Foram utilizados os mesmos valores de cada parâmetro para todos os testes, por padronização e por terem sido previamente testados no pré-processamento com os trechos de vídeo em [13]. São os descritos abaixo.

Primeiramente, aplica-se o filtro de mediana para suavização da imagem em geral, reduzindo-se

principalmente o ruído do tipo sal e pimenta. Neste caso considerou-se um *kernel* de tamanho igual a sete. Percebeu-se, através de testes, que para *kernels* muito altos a imagem ficava ligeiramente mais borrada e os métodos de segmentação falhavam em identificar a região da ponta da agulha com precisão.

Aplicando-se o filtro bilateral, o diâmetro de *pixels* vizinhos escolhidos no filtro foi igual a cinco por tratar-se de aplicação em tempo real. Aqui foi feita a única alteração do código existente e ambos “*sigma*” do filtro foram considerados iguais a dez, por recomendação da documentação do OpenCV, de forma a não tornar o filtro lento.

Após isso, aplica-se correção de gamma com valor de 1,3, de forma a deixar a imagem mais clara (menor contraste). Com valores baixos, a segmentação fica difusa e, com valores altos, apesar de mais precisa, o erro obtido na segmentação é maior.

O processo de abertura com gradiente e limiarização é feito de forma a se isolar com os lóbulos laterais da região onde a ponta da agulha se encontra e serve como base para aplicar a transformada de Hough e os demais métodos da segmentação.

3.3.2 Segmentação e identificação da ponta

Para a segmentação da ponta é feito primeiramente um ajuste de bordas das regiões resultantes da abertura e limiarização de Otsu. Em seguida aplica-se o *watershed* nos objetos separados e os métodos de identificação da ponta.

O primeiro método para identificação da ponta é a transformada de Hough, que indica o limite da linha vertical formada pelo corpo da agulha e pelo artefato de cauda de cometa (CTA). O segundo método, proposto devido à possibilidade da falta do artefato da cauda de cometa, é a determinação do máximo local do nível de cinza de uma determinada região. Neste método são realizadas diversas iterações para determinação do *pixel* mais brilhante da região. Como a reflexão mais forte e com maior amplitude deve ser a que ocorre na interface entre a agulha e o tecido, este ponto deve ser representado como a região mais brilhante na imagem [13]. A Figura 3.3 mostra a sequência de processos que são realizados durante o pré-processamento, segmentação e identificação da ponta. Por fim, como terceiro método, foi proposto o ponto médio formado entre os resultados dos métodos anteriores, a fim de avaliar seu resultado e eficácia frente aos outros dois.

A transformada de Hough é útil para se determinar parâmetros de linha, tais como a inclinação e pontos de interseção, mesmo quando a linha apresenta segmentos desconexos. Diversos pontos na mesma linha de uma imagem são concentrados em um espaço de parâmetros e os pontos com maior concentração são considerados parte da linha dominante e conseqüentemente representam a agulha na imagem. A partir desta linha dominante, o ponto onde há a desconexão mais significativa é considerada como sendo a ponta da agulha [3]. Uma matriz denominada acumulador representa o espaço de parâmetros, onde cada ponto é mapeado e incrementam células onde se encontram. Ao final do mapeamento, as células com o maior número de interseções representam as linhas na imagem [13].

Já o segundo método, denominado máximo local, consiste em determinar a coordenada dos

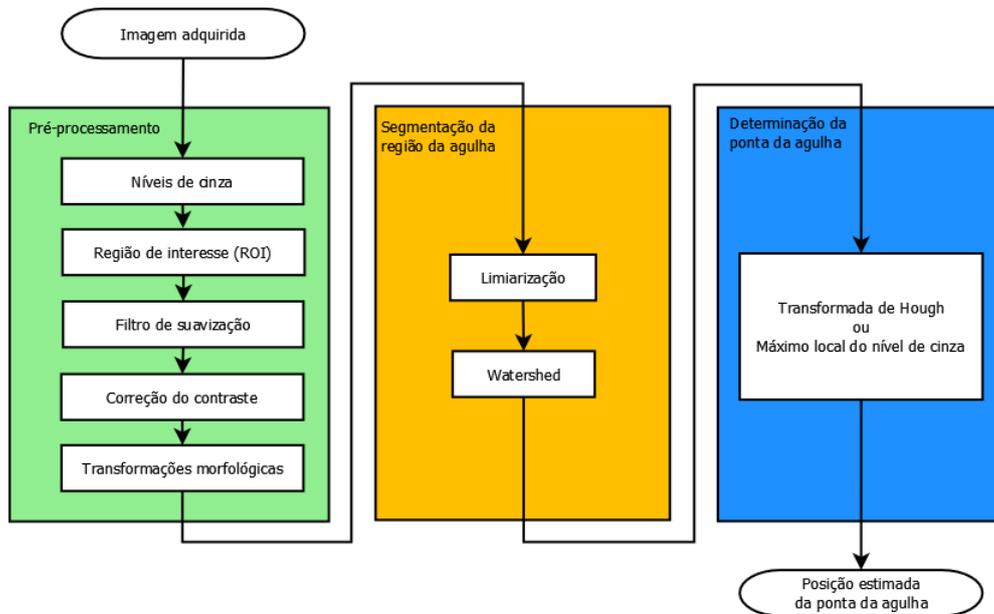


Figura 3.3: Fluxograma de processos desde a obtenção da imagem de ultrassom até a identificação final da ponta da agulha. [13]

pixels da imagem que possuem maior intensidade de nível de cinza, dentro da ROI.

Durante os testes realizados nesta etapa, foram aplicados os dois métodos citados simultaneamente, o que abriu margem para a introdução de um terceiro método. Ele consiste simplesmente no cálculo do ponto médio do segmento de reta que liga as coordenadas indicadas pelos dois primeiros métodos em cada *frame* do vídeo, durante a execução do processamento. Em resumo, é uma média dos outros dois métodos. Isso permite testar a hipótese de que o local indicado como sendo a ponta da agulha possivelmente seja melhor localizado, visto que há a contribuição de ambos os métodos e não somente de cada um deles individualmente. Caso os dois métodos originais estejam ligeiramente imprecisos e em sentidos opostos, em relação a ponta, esta média irá gerar um resultado mais acurado.

3.3.3 Estimativa por filtro de Kalman

Uma vez aplicadas as técnicas de segmentação apresentadas anteriormente, implementou-se o algoritmo do filtro de Kalman. O objetivo proposto para sua implementação é prover um novo conjunto de coordenadas como estimativa para a indentificação da ponta da agulha, além dos outros três métodos. O comportamento esperado é que as estimativas geradas correspondam aos valores indicados nos demais métodos, mas que variem de forma suave e sejam mais tolerantes a erros pontuais e variações abruptas, tais como “saltos” observados nos demais cenários (ponta da agulha sendo acusada em uma posição improvável ou em pontos muito distantes de um *frame* para o outro, por exemplo).

Como o propósito do código e dos métodos aplicados, bem como do filtro de Kalman, é comparar sua eficácia em medir a posição da da agulha comparado ao valor real medido pelo sensor

do Aurora em [13], não se tem visibilidade dos valores da sua posição real enquanto se executa o código. Deve-se estabelecer, portanto, qual dos três métodos anteriores servirá como base de funcionamento para atualização do filtro, provendo as medições ruidosas como *input*. A partir daí a cada *frame* o filtro gera uma estimativa, buscando ajustar o valor de seu estado atual para se aproximar destas medições.

Os valores definidos para a covariância de ruído do processo e para a covariância de ruído da medição devem ser tais que o ganho de Kalman não seja tão alto ao ponto da sensibilidade e convergência do filtro serem lentas, e nem tão baixo ao ponto de estimativas vizinhas terem grandes variações entre si ao longo do tempo.

Como estimativa inicial para o funcionamento do filtro, o código utiliza o centro da ROI determinada pelo usuário. O chute inicial para o algoritmo teoricamente não importa muito, pois a estimativa sempre converge rapidamente para as primeiras medições observadas, mas por razoabilidade resolveu-se utilizar o ponto central da ROI definida inicialmente. Além de ser mais vantajoso e seguro, isso permite que o filtro tenha um menor tempo de ajuste para se aproximar destes valores calculados pelos métodos. Os valores das coordenadas x e y das estimativas obtidas pelo filtro são convertidos para distâncias, em mm, e registrados em um arquivo para processamento posterior no MATLAB, assim como as coordenadas dos demais métodos.

3.4 Custo computacional

Processamento de imagens e vídeos em tempo real é uma tarefa muito custosa em termos de processamento computacional e memória. Tendo em vista que o projeto deverá ter uma implementação em tempo real dos algoritmos de pré-processamento, segmentação e identificação, é preciso mensurar seu custo computacional, a fim de avaliar a viabilidade dos métodos presentes ou a necessidade de alterações.

Em um vídeo, quanto maior a taxa de exibição de quadros por segundo (FPS), maior a sensação de suavidade e naturalidade nos movimentos em cenas sequenciais. Caso todos os quadros de um vídeo sejam processados, considerando o mesmo tempo de processamento para cada um, a taxa de quadros por segundo ao final será sempre menor do que a taxa do vídeo original. Conseqüentemente, o vídeo processado terá tempo de exibição prolongado e será mais lento. Para aplicações em tempo real, não é plausível processar todos os quadros, pois isso acarretaria uma disparidade de informações entre os dados que são visualizados e os dados reais. Isto é uma consequência direta do processamento que não pode ser eliminada, embora uma das formas de mitigar tal consequência do processamento é diminuir a taxa de quadros processados por segundo. Desta forma, haverá certa perda de informação e a percepção visual de continuidade será afetada, mas os quadros exibidos não terão grande diferença de sincronismo em relação ao vídeo original.

Capítulo 4

Resultados Experimentais

4.1 Introdução

Como forma de validar os algoritmos implementados no projeto, em [13] foi considerado como referência global da posição da ponta da agulha, ou *ground truth*, um conjunto de dados extraído do sistema de rastreamento eletromagnético por sensor, o NDI Aurora. Para cada um dos ensaios feitos foi gerado um arquivo contendo os dados da localização da agulha de acordo com o Aurora. Em seguida são executadas as simulações nos trechos de vídeo e comparadas, quadro a quadro, as coordenadas da referência e de cada um dos métodos aplicados, incluindo o filtro de Kalman. Com auxílio do MATLAB, responsável pelas transformações de coordenadas, foram geradas curvas de erros médio e máximo entre a posição da ponta da agulha calculada no processamento dos vídeos e entre a medida do sensor, ao longo do ensaio. Este erro é calculado como a distância entre esses dois pontos, em uma escala de milímetros, e mostrado ao longo de cada quadro na sequência de vídeo.

4.2 Setup e código

Como foi citado, os trechos de vídeos e arquivos com dados do sensor do Aurora e do transdutor foram obtidos previamente e utilizados nestes novos testes. Todos foram capturados durante inserção da agulha em um *phantom* de gelatina transparente, a uma profundidade de 55 mm e utilizando-se um transdutor do modelo L14-5W, linear. O sistema de rastreamento consiste em um sensor e um cateter com seis graus de liberdade e um gerador de campo planar. Sendo o sensor posicionado próximo à ponta da agulha e o cateter fixado no transdutor, é possível determinar a posição real da ponta da agulha com transformações de coordenadas entre o sensor e o cateter, a partir da origem da inserção [13].

O primeiro ensaio consiste na agulha parada, o segundo capturou a agulha em movimento horizontal e o terceiro em movimento vertical. Nos três ensaios o transdutor foi movimentado procurando acompanhar o movimento da ponta da agulha, mantendo-a na imagem em todo momento. Também para os três casos aplicou-se o código com os mesmos parâmetros para realizar o

pré-processamento, a segmentação e a indentificação da ponta da agulha.

O código original inicializa o trecho de vídeo e espera o usuário definir uma ROI para realizar o processamento. Após definida a ROI, ela é então convertida em escala de cinza e são aplicados os métodos de pré-processamento e segmentação já descritos. Ao final do código, os Métodos 1 e 2 (transformada de Hough e máximo local, respectivamente) são aplicados. São desenhados então, na imagem original, dois marcadores circulares distintos para indicar a posição da agulha calculada por cada um destes métodos, antes da captura do próximo *frame* e repetição do processo. São registradas em um arquivo, em forma de planilha, todas as coordenadas cartesianas dos pontos calculados durante o vídeo. Durante a execução do código é exibido o trecho de vídeo original e os marcadores da ponta, porém é possível exibir as imagens intermediárias durante cada fase do processamento se desejado, fazendo-se pequenas alterações no código.

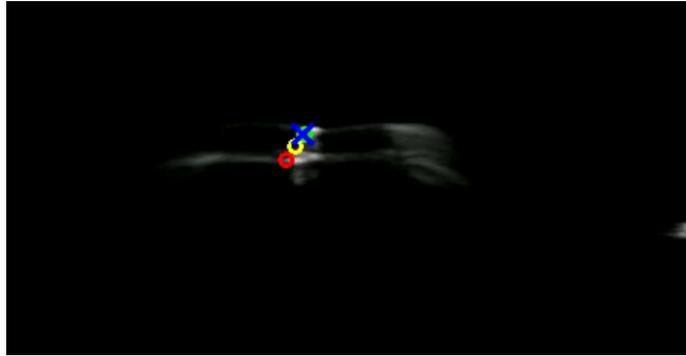
As novas modificações adicionadas ao código nesta etapa envolvem a inclusão do Método 3 (ponto médio entre Métodos 1 e 2) como terceira opção de indentificação da ponta, bem como a aplicação do filtro de Kalman no *loop* principal logo após o cálculo da ponta da agulha pelos três métodos. A estimativa do filtro de Kalman para a localização da ponta da agulha foi representada com um marcador em cruz, para diferenciá-la dos demais métodos, e foram também registradas em arquivo as coordenadas tanto do Método 3 quanto do filtro. Nas imagens, marcadores vermelhos representam o Método 1, enquanto os verdes representam o Método 2, os amarelos representam o Método 3 e a cruz azul representa as estimativas do filtro de Kalman. Na Figura 4.1 estão capturas retiradas durante o ensaio horizontal, para cada um dos métodos sendo utilizado como referência do filtro.

Um script para MATLAB faz a leitura dos arquivos com os dados e realiza o cálculo do erro médio como a distância euclidiana entre a medida do sensor e as medidas apontadas pelos algoritmos, assim como o erro máximo percebido na simulação.

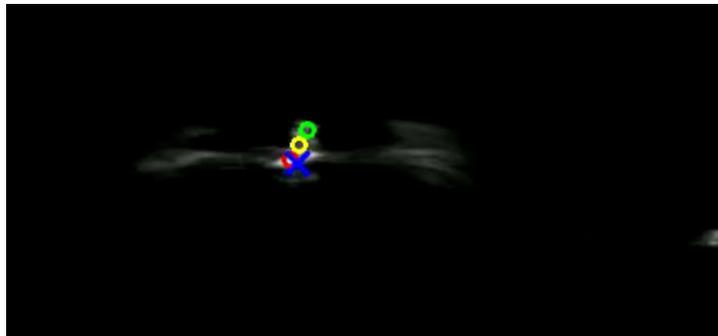
4.3 Resultados

De forma geral percebe-se que, em cada ensaio, um dos três métodos obteve desempenho melhor que os demais. O filtro de Kalman obteve sucesso em suavizar as medidas com grande oscilação e diminuir o erro médio na maioria dos casos. Pode-se observar nas curvas um grande erro para a estimativa inicial nos primeiros *frames*, a qual rapidamente converge para o valor que se quer estimar. Em um experimento longo ou aplicação em tempo real, esse ajuste provavelmente não seria considerado um impacto negativo, porém, aqui nos breves ensaios, ele prejudica os valores dos erros, fazendo com que o erro médio aumentasse no resultado final. Como forma de contornar tal fator e diminuir o erro médio, considerou-se também as curvas das estimativas de Kalman somente a partir do 20^o *frame* na análise. Os valores dos erros obtidos estão dispostos na Tabela 4.1.

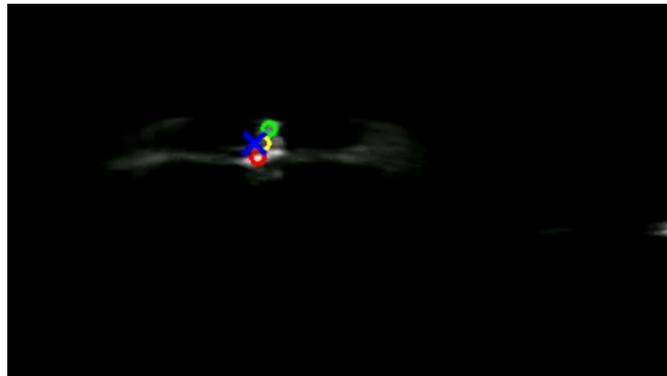
Se desconsiderarmos os primeiros 20 *frames*, no ensaio parado o método que obteve menor erro médio foi o máximo local, mas todos os três obtiveram um desempenho satisfatório próximo da realidade medida pelo sensor (Figuras 29, 29 e 29). Para a transformada de Hough o filtro de Kalman apresentou erro médio de 1,0 mm e máximo 1,4 mm, para o máximo local o erro médio



(a) Filtro de Kalman utilizando Método 1 (marcador verde) como referência.



(b) Filtro de Kalman utilizando Método 2 (marcador vermelho) como referência.



(c) Filtro de Kalman utilizando Método 3 (marcador amarelo) como referência.

Figura 4.1: Posições da ponta da agulha apontadas por cada um dos métodos no ensaio horizontal. A cruz azul é o marcador que representa as estimativas feitas pelo filtro de Kalman.

		Erro médio [mm]	Erro máximo [mm]
Agulha parada	Método 1	1,0	1,6
	F. Kalman	1,0	1,4
	Método 2	0,7	1,4
	F. Kalman	0,6	1,3
	Método 3	0,8	1,4
	F. Kalman	0,8	1,3
Movimento horizontal	Método 1	1,3	3,2
	F. Kalman	1,2	3,2
	Método 2	2,3	8,1
	F. Kalman	2,1	4,9
	Método 3	1,8	4,7
	F. Kalman	1,6	4,0
Movimento vertical	Método 1	3,5	8,5
	F. Kalman	2,4	5,4
	Método 2	3,2	7,9
	F. Kalman	3,0	5,3
	Método 3	2,8	6,9
	F. Kalman	2,4	5,1

Tabela 4.1: Relação de erros médios e máximos obtidos para cada um dos métodos e em cada um dos ensaios. Os resultados para o filtro de Kalman desconsideram os primeiros 20 quadros de vídeo.

foi de 0,6 mm e máximo de 1,3 mm, e para o método do ponto médio o erro médio foi 0,8 mm e o erro máximo de 1,3 mm. No Método 2 houve o melhor desempenho tanto do algoritmo original quanto uma redução nos erros do filtro de 0,1 mm.

Já no ensaio horizontal nota-se que algumas estimativas dos Métodos de 1 a 3 às vezes apresentam discrepâncias, acusando pontos distantes na figura ou que não correspondem à região da ponta da agulha, em alguns *frames*. Nestes casos, apesar da estimativa de Kalman ser influenciada por eventuais medidas extrapoladas, suas estimativas não convergiam tão rapidamente, sendo logo corrigidas nos *frames* seguintes. Isto acarretou uma incidência de erros de menor magnitude e mais estabilidade no marcador da ponta do filtro (Figuras na página 30, na página 30 e na página 30). Para o Método 1 foi obtido erro médio de 1,2 mm e máximo de 3,2 mm, enquanto o Método 2 obteve erro médio de 2,1 mm e máximo de 4,9 mm, e o Método 3, erro médio de 1,6 mm e máximo de 4,0 mm. A melhor redução no erro médio foi nos Métodos 2 e 3, de 0,2 mm, apesar do primeiro método apresentar o menor erro médio dentre os três.

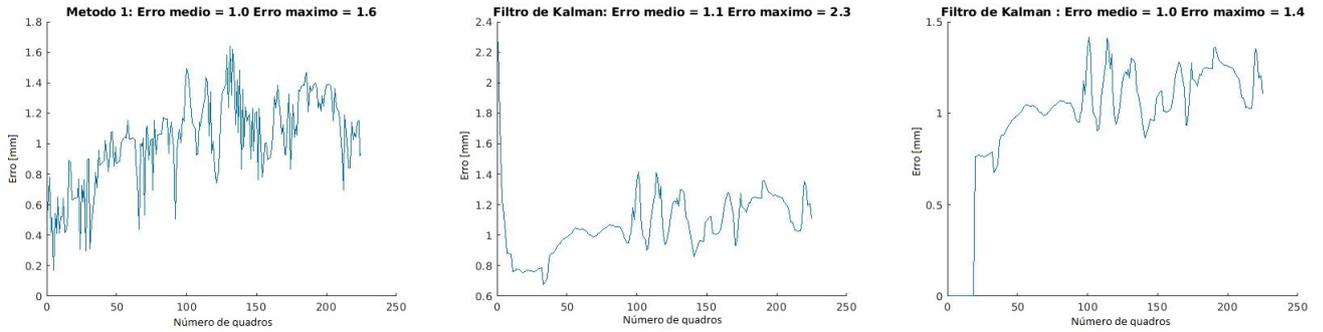
No terceiro ensaio, com movimento vertical, percebe-se que é o que apresenta mais oscilação e imprecisão (Figuras (4.4a), (4.4b) e (4.4c)). Neste caso, o Método 3 por si só obteve menor erro médio do que os outros métodos (2,8 mm de erro médio e 6,9 mm de erro máximo), e o filtro de Kalman foi capaz de reduzir os erros nos três casos: para o Método 1 apresentou erro médio de 2,4 mm e 5,4 mm, para o Método 2 apresentou erro médio de 3,0 mm e máximo de 5,3 mm, e para o Método 3 erro médio de 2,4 mm e máximo de 5,4 mm.

Com relação ao custo computacional, a classe de captura de vídeos do OpenCV permite a exibição da taxa de quadros. Os vídeos originais, em todos os ensaios, foram capturadas a uma taxa de 39 FPS e tiveram todos os *frames* processados. Foi adicionada ao código uma função que dispara um temporizador no momento em que o *loop* principal é iniciado e marca o tempo em que o último *frame* é processado. Ao final é calculada a taxa de quadros do vídeo processado de acordo com a expressão

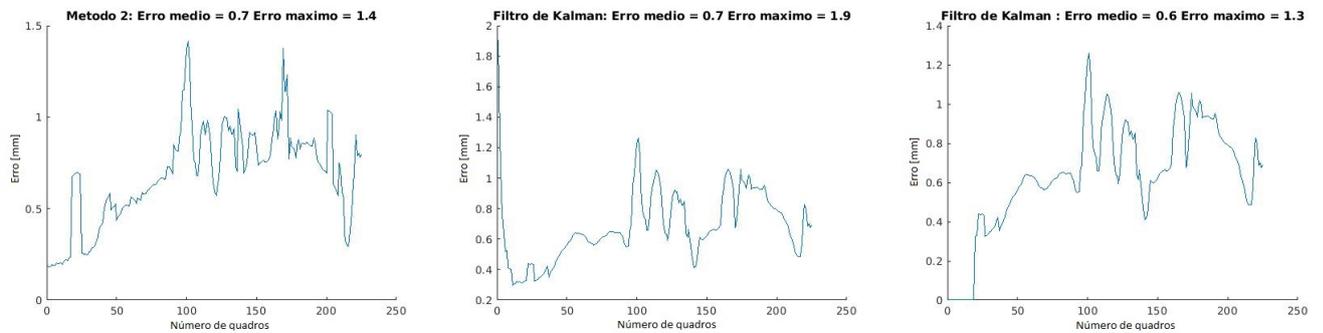
$$FPS = \frac{\text{Número total de quadros}}{\text{Tempo total de processamento}}$$

Toma-se como referência o ensaio parado para exemplificação: o ensaio possui 225 *frames* no total e seu processamento apresentou tempo de execução de 10 s (22,5 FPS), contra a duração do trecho de vídeo original de 5,7 s (39 FPS). Isto representa um atraso significativo para implementações em tempo real, visto que o processamento leva 1,75 vezes mais tempo para exibir a totalidade de quadros.

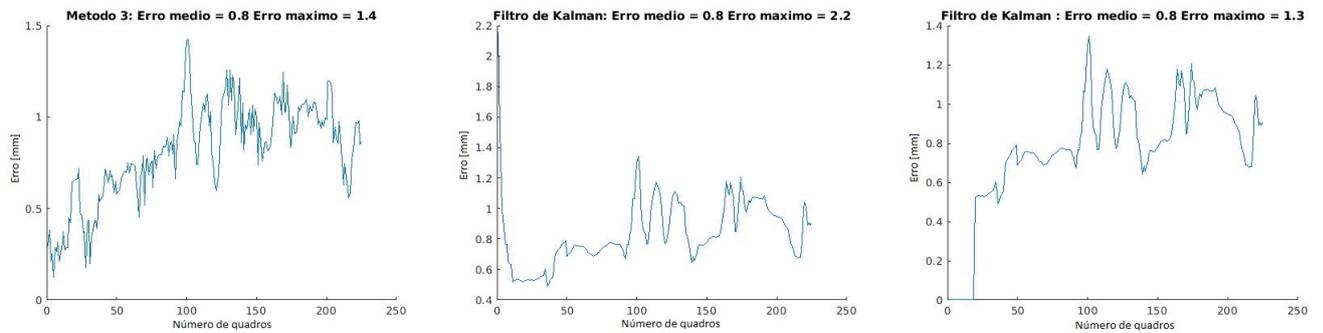
Formas de contornar este problema incluem reduzir pela metade sua taxa de processamento, ou seja, fazer com que efetivamente metade de seus quadros sejam processados. Após esta alteração, o tempo de processamento caiu para 8 s (28 FPS). Reduzindo o tamanho da ROI o suficiente para que as técnicas de identificação ainda fossem válidas, acarretou redução para 9 s (25 FPS). Outras estratégias testadas foram remover partes-chave do código para se ter noção da redução do tempo de processamento: omitindo-se o filtro de Kalman ou o *watershed* do processamento o tempo caiu igualmente para 9 s (25 FPS) nos dois casos.



(a) Curvas de erro relativas ao Método 1 no ensaio com agulha parada.

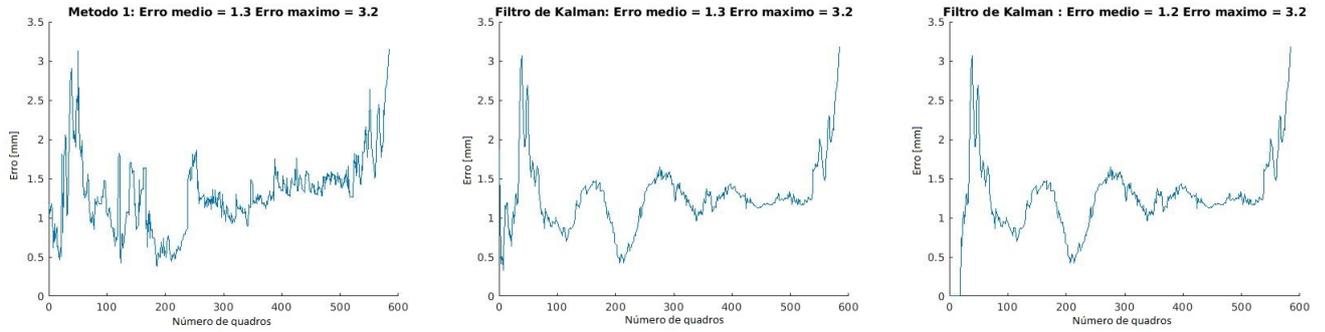


(b) Curvas de erro relativas ao Método 2 no ensaio com agulha parada.

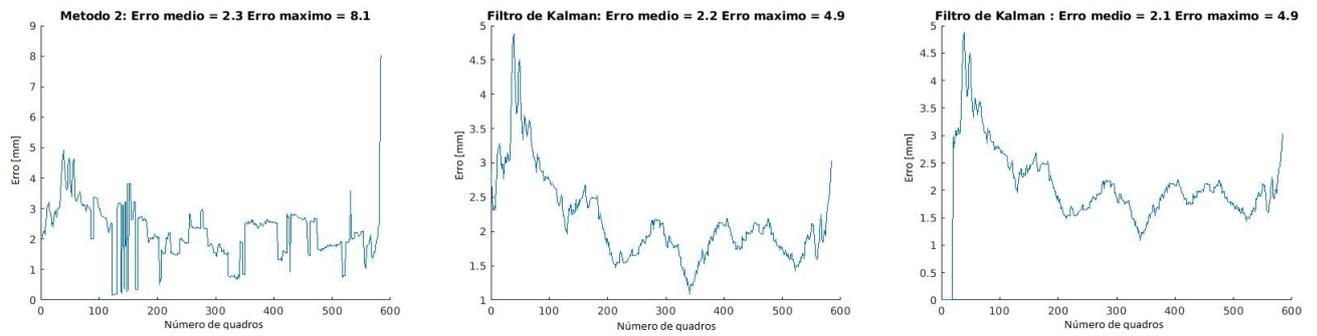


(c) Curvas de erro relativas ao Método 3 no ensaio com agulha parada.

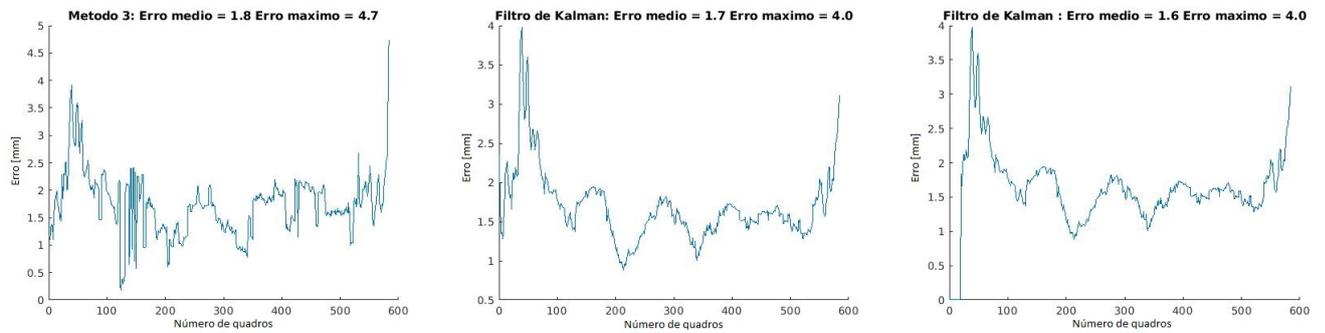
Figura 4.2: Curvas de erro obtidas no ensaio parado, seguidas da curva com estimativa com Kalman e a curva do filtro desconsiderando ajuste inicial.



(a) Curvas de erro relativas ao Método 1 no ensaio de movimento horizontal.

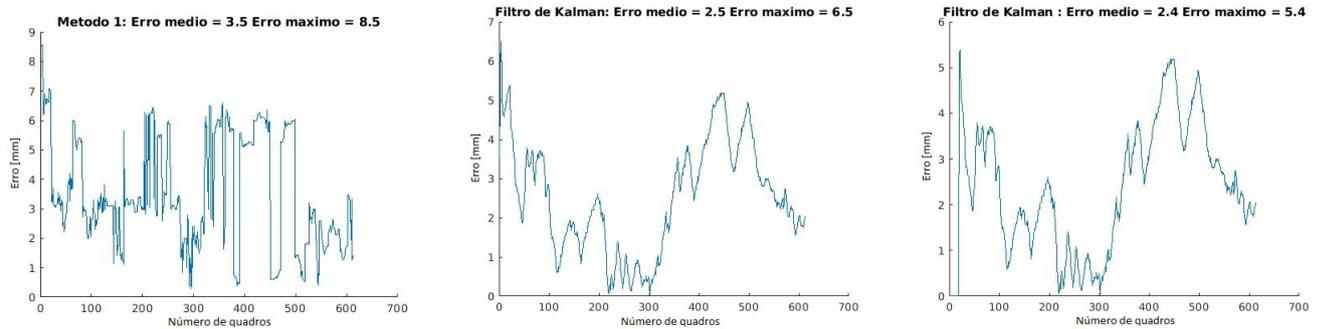


(b) Curvas de erro relativas ao Método 2 no ensaio com movimento horizontal.

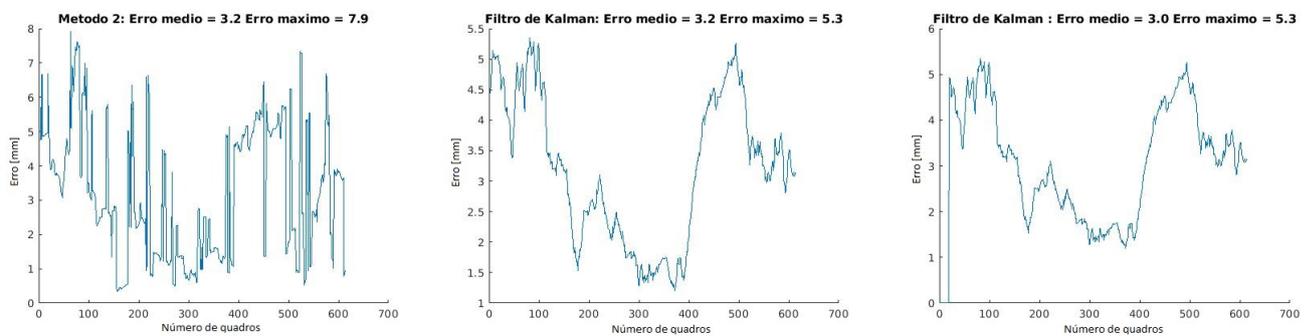


(c) Curvas de erro relativas ao Método 3 no ensaio com movimento horizontal.

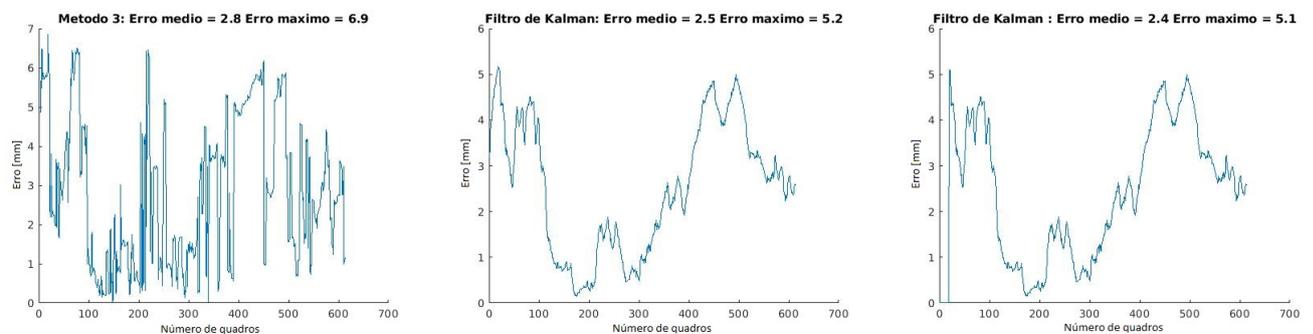
Figura 4.3: Curvas de erro obtidas no ensaio horizontal, seguidas da curva com estimativa com Kalman e a curva do filtro desconsiderando ajuste inicial.



(a) Curvas de erro relativas ao Método 1 no ensaio de movimento vertical.



(b) Curvas de erro relativas ao Método 2 no ensaio com movimento vertical.



(c) Curvas de erro relativas ao Método 3 no ensaio com movimento vertical.

Figura 4.4: Curvas de erro obtidas no ensaio vertical, seguidas da curva com estimativa com Kalman e a curva do filtro desconsiderando ajuste inicial.

Capítulo 5

Conclusão

5.1 Conclusão

O trabalho em questão abordou temas importantes, tais como a viabilidade para se implementar algoritmos e técnicas de rastreamento e inserção automática de agulhas flexíveis para um sistema de controle em malha fechada, guiado por imagens de ultrassom. Em se tratando de procedimentos percutâneos, a utilização de imagens de ultrassom se prova como um recurso vantajoso devido à sua praticidade, baixo custo e por não apresentar riscos aos pacientes. Por outro lado, isto impõe um compromisso em se garantir uma precisão extremamente elevada durante os procedimentos como forma de fornecer dados confiáveis durante realimentação de um sistema de planejamento de rota e inserção em malha fechada, onde falhas podem acarretar danos sérios à saúde. Em um sistema de inserção para uso clínico, equipamentos como o transdutor, o motor de inserção e o *software* planejador de rotas precisam operar de forma interdependente e sem interrupção devido a erros ou problemas e calibragem.

A partir de três ensaios realizados anteriormente com o ultrassom, com o sistema de captura de vídeo do procedimento e após realizar-se etapas de pré-processamento, segmentação e indentificação da ponta, foi estimada a posição, em mm, da ponta da agulha. Apesar destes tópicos já terem sido exploradas em [13], foi aprimorada a etapa de identificação da ponta ao se incluir no código fonte um novo método com base nos dois já existentes e o filtro de Kalman, algoritmo que se mostrou eficaz em reduzir o erro médio e a imprecisão decorrente das eventuais falhas dos demais métodos, ao utilizar informações das posições anteriores e gerar estimativas. Visualmente, o marcador em cruz gerado pelo filtro, com o qual é estimada a posição da ponta, mostrou-se demasiadamente mais suave e preciso nos trechos de vídeo, fato que comprova a tendência do filtro em gerar estimativas mais precisas de um determinado valor que se quer medir.

Na etapa de identificação da ponta, para cada um dos ensaios os resultados para as curvas de erro exibiram algumas diferenças entre si: no ensaio parado o método que apresentou melhor precisão na estimativa da ponta foi o Método 2, no ensaio com movimento horizontal o Método 1 foi o que mais se aproximou da localização adequada e, por fim, no ensaio vertical o Método 3 foi o que apresentou maior estabilidade.

O filtro não reduziu os erros médios como esperado no ensaio da agulha parada, possivelmente devido a todas as estimativas terem sido feitas numa região muito próxima e já apresentarem erros médios relativamente reduzidos. Observa-se, porém, que as curvas de erro das estimativas de Kalman encontram-se mais suaves e com menos oscilações, para este e para todos os demais ensaios. Independentemente da preferência por utilização de um único método ou vários, aliando todos estes ao filtro de Kalman, percebe-se uma melhora generalizada dos resultados. Boa parte das referências consultadas, tais como [3], [10], e [11], apresentaram como resultados na identificação da ponta erros médios semelhantes aos obtidos aqui (dentro da faixa de 1 a 2 mm), o que pode ser considerado positivo.

O Método 3 para identificação da ponta foi incluído no caso dos outros métodos extrapolarem suas estimativas em direções opostas. Vale ressaltar que, por tratar-se de uma média entre outras duas coordenadas, ele sempre vai apresentar melhor acurácia do que um dos outros dois pontos nos quais se baseia. Acabou por apresentar o melhor desempenho no ensaio de movimento vertical, embora ainda seja necessário testá-lo em outros cenários para comprovar sua eficácia e ele dependa da aplicação dos Métodos 1 e 2.

Ainda conforme apontado em [13], não é possível definir com certeza qual dos métodos de segmentação é o mais adequado como regra geral, tendo em vista o número reduzido de amostras de ensaios disponíveis até o momento e as singularidades de cada um. Estão à disposição, todavia, várias técnicas as quais podem contribuir para melhores resultados em novos ensaios e testes, dentre elas o filtro de Kalman.

Embora esta não tenha sido uma aplicação em tempo real, com os dados referentes ao custo computacional que foram brevemente abordados, pode-se concluir que uma implementação deste tipo deverá lidar com dificuldades impostas devido ao tempo de processamento de cada quadro. Ao se omitir algumas etapas individualmente, não foi percebido redução considerável no tempo de processamento, em parte porque provavelmente a soma delas deve ser responsável pelo tempo adicional. A etapa de pré-processamento não foi omitida, pois serve como base para todas as técnicas de segmentação, mas sabe-se que o algoritmo de *watershed* costuma ter alto custo computacional. Neste caso, provavelmente será necessário um estudo de técnicas alternativas, tais como o *p-watershed* [26], uma escolha mais seletiva de métodos, uma redução da ROI ou ainda uma redução da taxa de captura de imagens.

5.1.1 Perspectivas futuras

Trabalhos recentes ainda afirmam que o tópico de sistemas de inserção automáticos e identificação de agulhas é muito recente e que ainda há diversas etapas a serem superadas antes de se introduzir uma solução a ser utilizada rotineiramente em procedimentos clínicos. Dentro desta área é possível explorar diversos temas e agregar melhorias a eles. O sistema de aquisição de imagens de ultrassom é capaz de transmitir vários parâmetros e dispõe de dezenas de modelos de transdutores com propriedades distintas, dentre elas a visualização 3D. Um sistema de inserção automático de agulhas flexíveis requer bastante desenvolvimento e deve ser estabelecida a ligação entre ele e o *software* planejador de rotas, a fim de fechar a malha de realimentação do sistema.

Quanto ao algoritmo de Kalman, deve-se estudar a possibilidade de melhorias principalmente no que diz respeito ao ajuste do ganho e dos erros, assim como alterações no seu modelo de velocidade e aceleração, a depender de como é modelada a inserção da agulha.

Tendo em vista o objetivo final de integrar o sistema de imageamento ultrassom com um sistema robótico para reposicionar o transdutor, é recomendável a realização de testes em tempo real para validar, sob outra perspectiva, as técnicas de rastreamento e o desempenho dos algoritmos apresentados aqui. Será necessário ainda detalhar com mais precisão as dificuldades impostas pelo tempo computacional, adaptar os códigos para integração com a captura do exame em tempo real e sua validação com algum tipo de referência, tal como a do sensor eletromagnético. Outra etapa a ser explorada consiste na realização de ensaios em tecidos *ex-vivo* para confirmar a viabilidade dos algoritmos atuais ou abrir margem para ajustes no pré-processamento ou na segmentação, visto que tecidos deste tipo apresentam diferentes características frente ao que foi apresentado.

Referências Bibliográficas

- [1] SUN, L.; VAN MEER, F.; BAILLY, Y.; YEUNG, C. K. Design and Development of a Da Vinci Surgical System Simulator. In: Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation August 5 - 8, 2007.
- [2] SUNG, G. T.; GILL, I. S. Robotic laparoscopic surgery: A comparison of the da Vinci and Zeus systems. In: Urology, vol. 58, pp. 893-8, 2001.
- [3] HONG, J.; DOHI, T.; HASHIZUME, M.; KONISHI, K.; HATA, N. An ultrasound-driven needle-insertion robot for percutaneous cholecystostomy. In: Phys. Med. Biol. 49 (2004) 441–455, Institute of Physics Publishing.
- [4] NEUBACH, Z.; SHOHAM, M. Ultrasound-Guided Robot for Flexible Needle Steering. In: IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 57, No. 4, 2010.
- [5] KHADEM, M.; ROSSA, C.; USMANI, N.; SLOBODA, R. S.; TAVAKOLI, M. Robotics-assisted Needle Steering around Anatomical Obstacles using Notched Steerable Needles. In: IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2017.
- [6] VROOIJINK, G. J.; ABAYAZID, M.; MISRA, S. Real-time three-dimensional flexible needle tracking using two-dimensional ultrasound. In: 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). [S.l.: s.n.], 2013.
- [7] BERNARDES, M. C. Robot-Assisted Steering of Flexible Needles for Percutaneous Procedures. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2012.
- [8] ABAYAZID, M.; VROOIJINK, G. J.; PATIL, S.; ALTEROVITZ, R.; MISRA, S. Experimental evaluation of ultrasound-guided 3D needle steering in biological tissue. In: International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2014.
- [9] SHAHRIARI, N.; GEORGIADIS, J. R.; OUDKERK, M.; MISRA, S. Hybrid control algorithm for flexible needle steering: Demonstration in phantom and human cadaver. In: PLoS One, 2018.
- [10] MIGNON, P.; POIGNET, P.; TROCCAZ, JOCELYNE, T. Automatic Robotic Steering of Flexible Needles from 3D Ultrasound Images in Phantoms and Ex Vivo Biological Tissue. In: Annals of Biological Engineering, 2018.

- [11] ADEBAR, T. K.; FLETCHER, A. E.; OKAMURA, A. M. 3-D Ultrasound-Guided Robotic Needle Steering in Biological Tissue. In: IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 61, No. 12, 2014.
- [12] GERALDES, A. A. Dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos minimamente invasivos. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, 2015.
- [13] KIYOKU, K. (2015). Rastreamento de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom para uso robótico de inserção automática. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-n o 10/2015, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 60p.
- [14] REED, K. B. et al. Robot-assisted needle steering. IEEE Robotics & Automation Magazine, v. 18, n. 4, p. 35–46, 2011.
- [15] KALLEM, V.; COWAN, N. J. Image guidance of flexible tip-steerable needles. IEEE Transactions on Robotics, 2009.
- [16] BOCTOR, E. M.; CHOTI, M. A.; BURDETTE, E. C.; WEBSTER, R. J., III. Three-dimensional ultrasound-guided robotic needle placement: an experimental evaluation. In: International Journal of Medical Robotics, 2008.
- [17] OKAZAWA, S. H.; EBRAHIMI, R.; CHUANG, J.; ROHLING, R. N.; SALCUDEAN, S. E. Methods for segmenting curved needles in ultrasound images. Medical Image Analysis, 2006.
- [18] NAROUZE, S. N. Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management. [S.l.]: Springer, 2011.
- [19] KREMKAU, F. W.; TAYLOR, K. J. W. Artifacts in ultrasound imaging. J Ultrasound Med, 1986.
- [20] REUSZ, G. et al. Needle-related ultrasound artifacts and their importance in anaesthetic practice. British Journal of Anaesthesia, 2014.
- [21] WELCH, G.; BISHOP, G.. An Introduction to the Kalman Filter. Department of Computer Science University of North Carolina at Chapel Hill Chapel Hill, NC 27599-3175, 2006.
- [22] GERALDES, A. A.; ROCHA, T. S. A neural network approach for flexible needle tracking in ultrasound images using kalman filter. In: 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). [S.l.: s.n.], 2014.
- [23] CHATELAIN, P.; KRUPA, A.; MARCHAL, M. Real-time needle detection and tracking using a visually servoed 3D ultrasound probe. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2013.
- [24] ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION. SonixTouch Ultrasound System Extended User Manual. [S.l.], 2013.

- [25] TOKUDA, J. et al. OpenIGTLink: an open network protocol for image-guided therapy environment. *Int J Med Robot*, 2009.
- [26] CHIEN, S.-Y.; HUANG, Y.-W.; CHEN, L.-G. Predictive Watershed: A fast watershed algorithm for video segmentation. *IEEE TRANSACTIONS ON CIRCUITS AND SYSTEMS FOR VIDEO TECHNOLOGY*, 2003.

ANEXOS

A. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

O CD entregue com este trabalho contém

- Uma cópia digital do relatório e todos os arquivos que utilizados na sua confecção;
- Um arquivo com o resumo do trabalho;
- O módulo computacional aperfeiçoado;
- Uma pasta com vídeos e dados dos experimentos.