

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**RASTREAMENTO DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM
IMAGENS DE ULTRASSOM PARA USO
ROBÓTICO DE INSERÇÃO AUTOMÁTICA**

Por,
Keyla Kiyoku

Brasília, dezembro de 2015



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**RASTREAMENTO DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM
IMAGENS DE ULTRASSOM PARA USO
ROBÓTICO DE INSERÇÃO AUTOMÁTICA**

Por,
Keyla Kiyoku

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção
de grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB _____
Orientador

Profa. Mariana C. B. Matias, FGA/UnB _____
Coorientadora

Prof. João Luiz A. de Carvalho, ENE/UnB _____
Examinador interno

Prof. Geovany Araújo Borges, ENE/UnB _____
Examinador interno

Brasília, dezembro de 2015

RESUMO

Esse projeto visa o desenvolvimento de um algoritmo para estimação automática da ponta de agulhas flexíveis em intervenções minimamente invasivas. São utilizadas imagens de ultrassom adquiridas em um equipamento com interface de pesquisa, utilizando simuladores de tecido biológico, chamados de *phantoms*. Dois *phantoms* foram criados a partir de uma receita de gelatina, e em um deles reproduziu-se o efeito de dispersão característico de tecidos moles, utilizando partículas de fibras suspensas. Foram utilizadas técnicas de processamento de imagens digitais clássicas, como filtros de suavização e limiarização. Ao final, utilizou-se um sistema de rastreamento eletromagnético, composto de um sensor inserido em uma agulha tubular, um cateter acoplado ao transdutor e um gerador de campo planar, para validar os resultados obtidos a partir das imagens de ultrassom.

Palavras Chave: rastreamento, agulhas, flexíveis

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	3
1.4	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	4
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1	INTRODUÇÃO	5
2.2	RASTREAMENTO DE AGULHAS FLEXÍVEIS	5
2.2.1	DISPOSITIVOS PARA RASTREAMENTO	6
2.2.2	RASTREAMENTO DA AGULHA EM IMAGENS DE ULTRASSOM	7
2.3	IMAGENS DE ULTRASSOM	9
2.3.1	PRINCÍPIOS BÁSICOS	9
2.3.2	ARTEFATOS	11
2.4	PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS	14
2.4.1	FILTROS ESPACIAIS DE SUAVIZAÇÃO	14
2.4.2	FILTROS ESPACIAIS DE REALCE	16
2.4.3	OPERAÇÕES MORFOLÓGICAS EM IMAGENS BINÁRIAS	16
3	DESENVOLVIMENTO	19
3.1	INTRODUÇÃO	19
3.2	SISTEMA DE IMAGEAMENTO DE ULTRASSOM	19
3.2.1	EQUIPAMENTO DE ULTRASSOM	19
3.2.2	AQUISIÇÃO DE IMAGENS	21
3.2.3	PHANTOMS	24
3.3	SEGMENTAÇÃO DA PONTA DA AGULHA	25
3.3.1	PRÉ-PROCESSAMENTO	27
3.3.2	SEGMENTAÇÃO	32
3.3.3	ESTIMAÇÃO DA POSIÇÃO DA PONTA DA AGULHA	35
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	42
4.1	INTRODUÇÃO	42
4.2	SETUP EXPERIMENTAL	42

4.3	RESULTADOS	45
5	CONCLUSÕES	50
5.1	PERSPECTIVAS FUTURAS	51
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52

LISTA DE FIGURAS

1.1	Sistema robótico ZEUS. [1]	2
1.2	Inserção de agulha guiada por imagens de ultrassom. [2]	3
2.1	Estrutura de um sistema robótico para guiagem de agulhas. [3]	5
2.2	Imagens médicas comuns para rastreamento de agulhas. [4]	6
2.3	Sistema de rastreamento 3D utilizando imagens de ultrassom 2D. [5]	8
2.4	Tipos de transdutores: (1) uso geral; (2) intraoperatórios; (3) partes pequenas; (4) intra-retal; (5) intravaginal; (6) infantis. [6]	10
2.5	Comprimento de onda e profundidade em relação à frequência do transdutor. [7]	11
2.6	Artefatos de imagens de ultrassom.	12
2.7	Ponta chanfrada aparenta estar deslocada devido sombreamento da superfície superior ocultar superfície inferior da agulha. [8]	13
2.8	Feixe de ultrassom. [9]	14
2.9	Comparação dos filtros de média e mediana. [10]	15
2.10	Efeito do gradiente.	16
2.11	Operações morfológicas de dilatação e erosão. [11]	17
2.12	Operações morfológicas de abertura e fechamento. [11]	17
3.1	Componentes do equipamento de ultrassom.	20
3.2	Tela do software Exam. [12]	20
3.3	Exemplo de comunicação entre PlusServer e 3D Slicer utilizando OpenIGTLink. [13]	23
3.4	Exemplos de <i>phantoms</i>	24
3.5	<i>Phantoms</i> construídos.	25
3.6	Imagens de ultrassom dos <i>phantoms</i> construídos.	26
3.7	Etapas de pré-processamento da imagem adquirida na água.	28
3.8	Função gamma, com $c = 1$ para todos os casos. [10]	29
3.9	Imagem adquirida na gelatina opaca.....	30
3.10	Máscaras de diferentes filtros.	30
3.11	Etapas da escolha do filtro de suavização para imagem adquirida na gelatina opaca. .	31
3.12	Etapas de pré-processamento da imagem adquirida na gelatina translúcida.	33
3.13	Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na água.	34
3.14	Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na gelatina opaca.	36
3.15	Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na gelatina translúcida.	37
3.16	Relação entre pontos no espaço da imagem e de parâmetros. [14]	38

3.17	Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na água.	39
3.18	Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na gelatina opaca.	40
3.19	Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na gelatina translúcida.	41
4.1	Sistema de rastreamento eletromagnético.	43
4.2	Dispositivos de rastreamento. [15]	44
4.3	Cateter acoplado ao transdutor.	44
4.4	Agulha de nitinol com junção flexível. [3]	44
4.5	Sistema de coordenadas. [16] (Adaptado)	45
4.6	Experimento com agulha parada.....	47
4.7	Experimento com agulha em movimento horizontal.	48
4.8	Experimento com agulha em movimento vertical.....	49

LISTA DE TABELAS

3.1	Estrutura da seção de cabeçalho usada no protocolo OpenIGTLink.	21
-----	--	----

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Em 1985, um cirurgião, auxiliado por dois engenheiros eletricitas, realizou uma biópsia de tumor cerebral guiada por tomografia computadorizada (CT) utilizando um robô industrial *Unimation Puma 200* [17]. Em 1991, o ROBODOC foi desenvolvido pela empresa *Integrated Surgical Systems, Inc.* para realizar artroplastia de quadril (substituição de quadril) e em 1994 foi aprovado para venda na União Europeia [18].

Em 1998, a empresa *Computer Motion, Inc.* apresentou o sistema mestre-escravo ZEUS, que consiste de dois subsistemas fisicamente separados, o do cirurgião e o do paciente (Fig. 1.1). O subsistema do cirurgião possui uma central de controle e o subsistema do paciente inclui braços robóticos e o Sistema de Endoscópio Automatizado para Posicionamento Ótimo (AESOP - *Automated Endoscopic System for Optimal Positioning*). Em 2001, o sistema ZEUS foi usado para realizar uma colecistectomia laparoscópica remota em animais [19]. A central de controle estava localizada em Nova Iorque, Estados Unidos, e os animais em Estrasburgo, França. A *Intuitive Surgical, Inc.* desenvolveu o sistema da Vinci, o único sistema robótico mestre-escravo disponível no comércio atualmente, com mais de 2300 sistemas instalados no mundo inteiro.

Robôs realizam tarefas rapidamente com ótima precisão e repetibilidade, que não são afetadas com o tempo ou o ambiente. Além disso, não cansam nem sentem fadiga e podem apresentar melhor relação entre custo e eficiência. Assim, a robótica médica é um campo de pesquisa promissor. Os robôs e sistemas mecatrônicos são utilizados especialmente nas cirurgias minimamente invasivas. Os procedimentos minimamente invasivos se estabeleceram na década de 1980 e objetivam a máxima preservação dos tecidos saudáveis com a mínima agressão ao organismo. Entre as vantagens estão menos dor, cicatriz reduzida, recuperação mais rápida e redução do tempo de internação. Também diminuem os riscos de infecções pós-operatórias e as taxas de complicações, como trauma ao tecido e sangramento. Apesar dos inúmeros benefícios, a realização do procedimento minimamente invasivo manualmente é muito complexa devido à necessidade de movimentos muito precisos e à dificuldade de visualização, justificando o crescente uso de dispositivos robóticos nesse tipo de cirurgia.



(a) Central de controle do subsistema do cirurgião.



(b) Braços robóticos do subsistema do paciente.

Figura 1.1: Sistema robótico ZEUS. [1]

Nesse contexto, um tipo de procedimento minimamente invasivo é a cirurgia percutânea, que consiste na perfuração da pele através de dispositivos tubulares finos, como agulhas e cateteres, com objetivo de acessar outros tecidos ou órgãos internos. Cirurgias percutâneas eliminam a necessidade de cortes cirúrgicos, que podem causar mais dor e infecções. Além disso, a pequena incisão é cicatrizada rapidamente. Os procedimentos percutâneos têm inúmeras aplicações como biópsias, anestesia local, coleta de sangue, neurocirurgia e drenagem de fluidos. Além disso, procedimentos percutâneos são extensamente usados no tratamento de câncer, como braquiterapia, injeção percutânea de etanol e ablação por radiofrequência. A precisão do diagnóstico ou a efetividade do tratamento percutâneo depende fortemente da exatidão do posicionamento do instrumento. O posicionamento inadequado do dispositivo pode causar diagnósticos errados e atrasar ou inutilizar tratamentos, além de complicações como trauma, hemorragia, infecção, etc. As origens do erro de posicionamento do instrumento são limitações e desalinhamento de imagens, incerteza do alvo, movimentação do alvo devido deformação do tecido, deflexão da agulha e erro humano [20].

Às vezes, um alvo é bastante complicado de ser atingido, pode estar atrás de obstáculos, como órgãos sensíveis. Uma agulha rígida tem movimentação limitada, e nessas situações uma agulha flexível poderia ser usada para realizar caminhos curvilíneos e desviar de tais obstáculos. Os primeiros trabalhos de modelagem da inserção de agulhas flexíveis em tecidos moles datam de 2003 [21] e 2004 [22], sendo assim um problema bastante recente. Varias estratégias de modelagem e tipos de inserção foram apresentadas em [23, 24, 25]. Outros estudos mostram as possíveis aplicações clínicas de agulhas flexíveis, tais como biópsia [26, 27], neurocirurgia [28] e braquiterapia [29].

1.2 Definição do problema

O rastreamento da ponta da agulha durante a intervenção é um dos fatores que mais contribui para a acurácia do procedimento. Em cirurgias percutâneas como biópsias, braquiterapia e anestésias, é necessária uma precisão da posição do instrumento na ordem de milímetros enquanto em

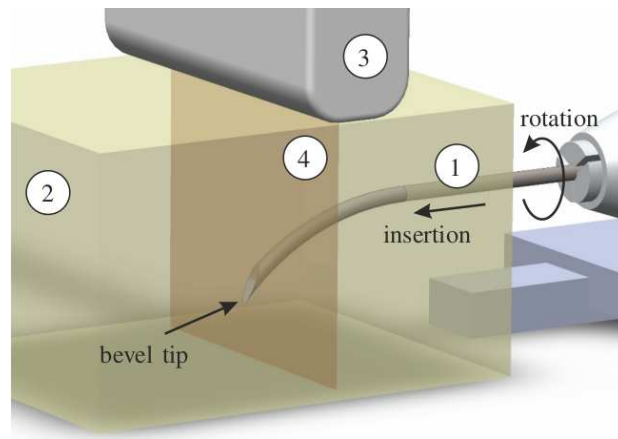


Figura 1.2: Inserção de agulha guiada por imagens de ultrassom. [2]

órgãos mais sensíveis como cérebro, olhos e ouvidos é desejada uma precisão de micromilímetros [20]. Um sistema de inserção automática em malha fechada é robusto à interferências e variações de parâmetros internos. A realimentação da malha principal de um sistema de inserção pode ser realizado através da inspeção da posição da agulha em imagens médicas. A Figura 1.2 representa um sistema de inserção com rastreamento por imagens de ultrassom.

Imagens de ultrassom apresentam variados benefícios em relação à outras modalidades, entre eles, a segurança, a portabilidade, o custo relativamente barato e facilidade de aquisição de imagens em tempo real. Entretanto, as imagens formadas são bastante suscetíveis a ruído e a resolução espacial é inferior à de ressonância magnética, por exemplo. Por isso, as maiores dificuldades são suavizar o ruído sem perder demasiada informação do instrumento e contornar os artefatos formados pela agulha, tais como os provenientes dos lóbulos laterais do feixe de ultrassom.

1.3 Objetivos do projeto

Uma das principais motivações deste projeto é o atual desenvolvimento de uma plataforma de guiagem de agulhas sendo realizado no LARA [3]. O dispositivo de inserção proposto é realiza a inserção de forma discretizada, simulando o movimento de um cirurgião. Um sistema robótico de inserção automática requer além do dispositivo de inserção, um software de planejamento de rota e um sistema de rastreamento. Este trabalho procura focar no estudo de rastreadores automáticos em imagens de ultrassom.

O objetivo final deste trabalho é estimar a posição da ponta da agulha em uma imagem de ultrassom de duas dimensões. Para isso, propõe-se um sistema de aquisição em tempo real das imagens geradas em um equipamento de ultrassom, através de uma comunicação Ethernet. Optou-se por utilizar um protocolo próprio para imagens médicas que também pode ser utilizado para comunicação de parâmetros da imagem e de dispositivos de rastreamento. Então, o processamento das imagens foi realizado a partir de técnicas clássicas de filtragem, operações morfológicas e segmentação, de forma a obter informações da posição da agulha. Para escolher as técnicas utilizadas, um estudo sobre as características da agulha em imagens de ultrassom precisou ser feito.

Além disso, foram levados em consideração, a robustez, visto que o posicionamento de agulhas em procedimentos percutâneos deve ter precisão da ordem de milímetros, e o custo computacional da estratégia selecionada, pois se trata de uma aplicação em tempo real. Assim, deve haver um compromisso entre exatidão e custo.

1.4 Apresentação do manuscrito

No capítulo 2 são revisadas as principais técnicas de rastreamento de agulhas flexíveis e também conceituados alguns fundamentos teóricos da formação de imagens de ultrassom e de processamento de imagens digitais. No capítulo 3 são apresentadas as fases de desenvolvimento do trabalho, bem como os equipamentos utilizados e o procedimento de segmentação realizado. No capítulo 4 foram analisados os resultados de experimentos realizados para validar o algoritmo proposto. O capítulo 5 apresenta as considerações finais do projeto

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1 Introdução

Esse capítulo visa apresentar uma visão geral dos trabalhos relacionados ao rastreamento de agulhas flexíveis, além de conceituar aspectos teóricos importantes na formação de imagens de ultrassom e na processamento de imagens digitais.

2.2 Rastreamento de agulhas flexíveis

Além do paciente e da agulha, a estrutura geral de um sistema robótico para guiagem de agulhas é composta por um dispositivo de inserção, um sistema de rastreamento e um software de planejamento de rota (Fig. 2.1). O dispositivo de inserção manipula a agulha de acordo com as velocidades de inserção e rotação definidas pelo controlador. O planejador é responsável por determinar os movimentos da agulha necessários para atingir o alvo. O rastreamento da posição da agulha é essencial no procedimento percutâneo não apenas para verificar se o alvo foi

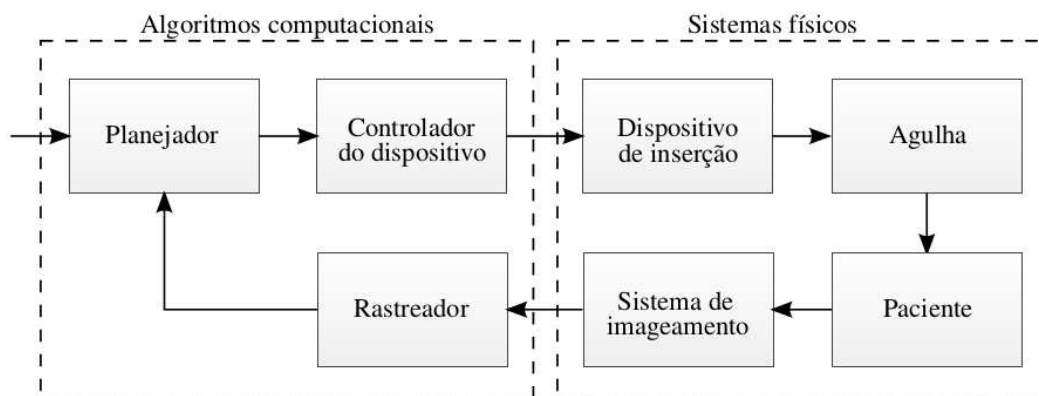
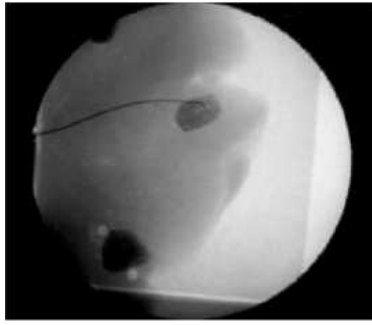
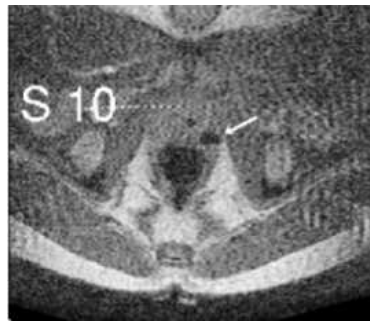


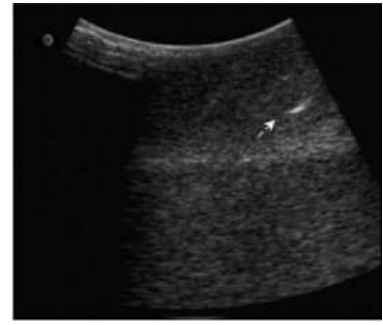
Figura 2.1: Estrutura de um sistema robótico para guiagem de agulhas. [3]



(a) Imagem de fluoroscopia mostrando uma agulha inserida em um fígado *ex vivo*.



(b) Imagem de ressonância magnética mostrando um artefato da agulha (seta branca).



(c) Imagem de ultrassom mostrando a ponta de uma agulha (seta branca).

Figura 2.2: Imagens médicas comuns para rastreamento de agulhas. [4]

atingido, mas também para correção da rota em tempo real caso a agulha seja desviada da trajetória planejada, realizando um controle da inserção em malha fechada. Em malha fechada como na figura apresentada, a cada iteração do laço, a posição atual da agulha é estimada e comparada com a posição planejada, garantindo robustez à interferências e variações de parâmetros internos do sistema.

2.2.1 Dispositivos para rastreamento

O rastreamento pode ser feito utilizando-se imagens de câmeras estéreo, sensores eletromagnéticos embarcados em agulhas tubulares ou imagens médicas como tomografia computadorizada (CT), fluoroscopia, ressonância magnética (MRI) ou ultrassom (Fig. 2.2). Imagens de câmeras posicionadas em frente a uma gelatina translúcida foram usadas para determinar a posição da agulha em [4, 29, 30]. Esse método tem a vantagem de poder usar algoritmos consolidados de visão computacional, porém não é aplicável para inserções em tecido biológico.

Em [31], um escaner de CT foi utilizado para obter imagens pré-operatórias enquanto durante o procedimento foi usado um sistema de rastreamento eletromagnético (*Aurora v1, Northern Digital, Inc.*) com um sensor de 5 graus de liberdade incorporado no interior da ponta de uma agulha tubular. Para obter a pose completa da ponta da agulha, a rotação em torno do seu eixo foi estimada usando encoders no dispositivo de inserção. Diferentemente do uso de câmeras estéreo, essa técnica pode ser usado em tecidos opacos, entretanto a tomografia computadorizada é baseada em raio-X expondo o paciente e o operador à radiação ionizante.

Em 2006, foi realizado um dos primeiros experimentos de inserção de agulha guiada por imagens médicas, permitindo o rastreamento em tecido biológico [32]. A forma da agulha foi detectada em imagens de fluoroscopia. Assim como a tomografia computadorizada, a fluoroscopia também é baseada em raio-X, e ao contrário do método proposto em [31], a exposição ao raio-X não ocorre apenas na fase pré-operatória. Devido aos riscos de saúde, os métodos que utilizam CT e fluoroscopia não monitoram continuamente o movimento da agulha e, para proteger o paciente, a dose de raio-X deve ser a menor possível.

A imagem de ressonância magnética não expõe o paciente e o operador a radiações prejudiciais. Entretanto a aquisição comumente não é em tempo real e a agulha e o dispositivo de inserção precisam ser compatíveis com o equipamento, de forma a não interferir no campo magnético. O uso de MRI na guiagem de agulhas flexíveis foi avaliado em [33, 34, 35].

A utilização de imagens de ultrassom possui inúmeras vantagens: o equipamento é seguro, relativamente barato e portátil, proporciona aquisição de imagens em tempo real e não impõe restrições significativas dos materiais da agulha e do dispositivo de inserção. Além disso, pode ser manuseado para acessar o tecido de diferentes perspectivas. A principal desvantagem da imagem de ultrassom é a baixa resolução espacial, em comparação a CT e MRI, e a presença de ruídos, sombras e outros artefatos que dificultam a visualização da agulha. Alguns métodos foram estudados para melhorar a visualização da agulha na imagem como mudanças físicas do instrumento (uso de outro material para confeccionar a agulha, alteração do acabamento ou adição de um revestimento em sua superfície) ou reposicionamento do transdutor com intuito de reduzir os efeitos de alguns artefatos presentes na imagem [36].

2.2.2 Rastreamento da agulha em imagens de ultrassom

A posição do transdutor do ultrassom é essencial para a visualização da agulha na imagem. A superfície de contato do transdutor é chamada de *footprint*. Em um transdutor de 2-dimensões (2D), o plano da imagem é alinhado ao eixo longo do *footprint*. Existem dois métodos clássicos de alinhamento do transdutor: “no plano” e “fora do plano”. Na abordagem “no plano”, o plano de inserção da agulha é alinhado ao plano da imagem, ou seja, a agulha é inserida sob o eixo longo do *footprint*, assim a agulha aparece na imagem como uma linha. No método “fora do plano”, o plano de inserção da agulha é perpendicular ao plano da imagem, dessa forma, a agulha aparece na imagem como um ponto brilhante.

A maioria dos trabalhos realizados utilizam o posicionamento do transdutor “no plano”, devido a visualização de uma área maior da agulha. Em 2006, [36] apresentou a segmentação da trajetória curvilínea de agulhas em imagens de ultrassom 2D utilizando a transformada de Hough para detecção de linhas e posterior regressão polinomial para ajustar a curva. O algoritmo descrito necessita de um conhecimento prévio aproximado da posição e orientação da agulha, mas apresenta melhoria no custo computacional do processamento das imagens em tempo real em relação a estudos anteriores. Nesse caso, a movimentação da agulha fica limitada ao plano da imagem, apresentando problemas caso a ponta da agulha saia do plano. Em [37], foi proposto um método alternativo para detecção da agulha em imagens de ultrassom 2D baseado em redes neurais e filtro de Kalman. Essa abordagem também garante o rastreamento apenas em duas dimensões.

Em [38], foi descrita uma versão atualizada de [22] utilizando imagens de ultrassom. Foi assumido que a agulha permanecia no plano da imagem, porém o algoritmo desenvolvido também é válido para movimentos fora do plano, caso seja utilizado um transdutor 3D. A segmentação foi feita pela técnica de subtração, pois com a inserção da agulha, a maior diferença entre quadros de imagem consecutivos é na posição da ponta da agulha. Esse método requer um pequeno tempo de processamento, o que o torna adequado para aplicações em tempo real. No entanto, o método

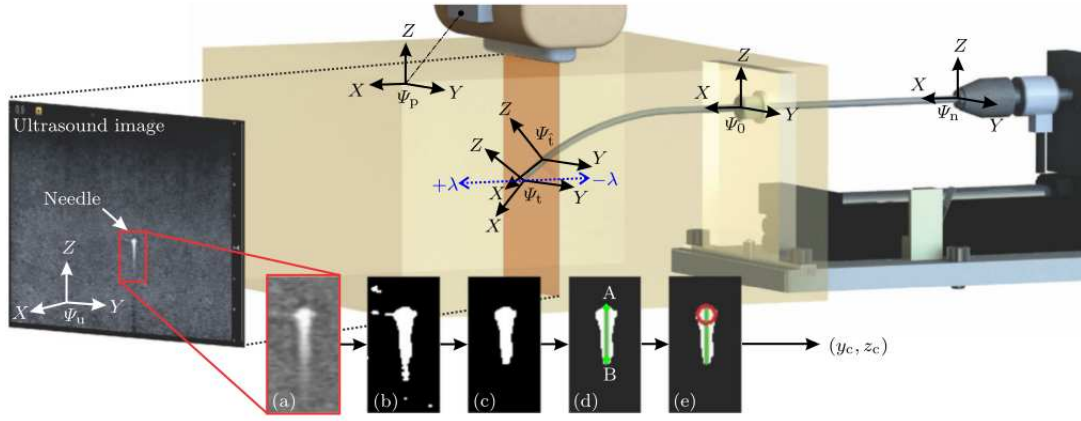


Figura 2.3: Sistema de rastreamento 3D utilizando imagens de ultrassom 2D. [5]

de subtração é bastante sensível aos movimentos tecido mole, sendo pouco robusto em aplicações reais.

A segmentação da trajetória curvilínea de agulhas flexíveis em imagens de ultrassom 3D foi proposta em [39] e também utiliza a transformada Hough e regressão polinomial. O algoritmo é baseado na projeção da imagem 3D em uma imagem 2D. A superfície em que a agulha está localizada é determinada pela detecção da agulha na imagem 2D resultante e então a agulha é segmentada nessa superfície. A vantagem desse método inclui a capacidade de detectar a agulha sem qualquer conhecimento prévio de seu formato ou ângulo de inserção.

Recentemente, em 2014, foi apresentado um sistema automatizado para guiagem de agulha em malha fechada utilizando imagens de ultrassom 3D em [5]. No trabalho relacionado [2], foi proposto um sistema de rastreamento em 3D utilizando-se imagens de ultrassom 2D. O transdutor foi disposto perpendicularmente ao plano de inserção, segundo a abordagem “fora do plano”. Esse método requer que o transdutor seja reposicionado para seguir a ponta da agulha, para isso um compensador foi usado a fim de estimar o movimento da agulha fora do plano. A imagem adquirida possui um artefato comumente chamado de cauda de cometa (CTA) que foi utilizado para segmentação da ponta da agulha. O artefato cauda de cometa ocorre devido a reverberação da onda de ultrassom dentro da agulha. Devido ao material e o tamanho do instrumento, as reflexões múltiplas aparecem abaixo e bem próximas umas das outras, praticamente formando uma linha.

A segmentação da ponta da agulha foi mostrada na Fig. 2.3. Inicialmente foi utilizado um filtro da mediana para reduzir o ruído do tipo sal e pimenta, típico de imagens de ultrassom. Depois foi feita uma sequência de pré-processamento, com limiarização e transformações morfológicas. Com a estrutura identificada, aplicou-se um algoritmo de detecção de linhas baseado na transformada de Hough. Supondo que a agulha é simétrica ao longo do eixo z (Ψ_u) determinou-se o segmento de reta principal (\overline{AB}) correspondente à agulha com o CTA. Por fim, considerou-se que a superfície superior da agulha encontra-se no ponto A e então conhecendo-se o seu diâmetro, o centroide (y_c, z_c) é localizado. Para estimar a pose completa, com posição e orientação, foram usadas informações das velocidades de inserção e rotação, pois com o plano de imagem perpendicular ao plano de inserção, a posição no eixo paralelo ao plano de inserção é perdida. A técnica utilizada em [2] é bastante

promissora e o sistema de rastreamento automático implementado mostrou bons resultados, com erro máximo de estimação da posição menor que 1 mm e de orientação menor que 3°.

Outra técnica utilizando o transdutor posicionado perpendicularmente ao plano da imagem foi abordada recentemente em [40]. Nela, é utilizado um dispositivo de vibração da agulha e o modo de imagem doppler, que possibilita medir velocidade. As vibrações de alta frequência e baixa amplitude aplicadas facilitam a visualização da agulha, entretanto a inserção deve ser feita em alternância com a vibração.

2.3 Imagens de ultrassom

2.3.1 Princípios básicos

A onda sonora é uma onda mecânica baseada na propagação de compressões e rarefações longitudinalmente em um meio. É caracterizada pela sua velocidade de propagação, frequência e comprimento de onda de acordo com a relação

$$v = \lambda f$$

A frequência da onda é determinada pelo oscilador e não depende do meio de propagação. Os instrumentos de ultrassom médicos utilizam ondas de som com frequências entre 1 e 20 MHz, acima da frequência de som audível (até 20 kHz) [7]. A onda é gerada por um cristal piezoelétrico, que converte uma forma de energia em outra. Esse tipo de dispositivo é chamado de transdutor.

Sendo uma forma de onda de natureza mecânica, a onda sonora necessita de matéria para se propagar, por isso a velocidade depende diretamente da densidade e compressibilidade do meio. Em tecidos moles, a velocidade do som é frequentemente adotada como 1540 m/s. A dificuldade imposta pelo meio à propagação da onda é chamada de impedância acústica. O princípio básico de um sistema de ultrassom é baseado na reflexão das ondas em uma superfície refletora. Uma onda propagando em um meio carrega determinada energia, ao se deparar com um meio diferente, parte da energia é refletida, parte é transmitida e outra parcela é perdida na forma de absorção, dispersão e refração. A diferença entre as impedâncias dos dois meios determina a proporção entre energia refletida e transmitida. Limites com diferenças de impedância muito grandes são altamente refletores. A velocidade do som no ar é tipicamente 340 m/s, quase cinco vezes menor que a velocidade no tecido. Esse é o motivo de se usar um gel para acoplar o transdutor à pele do paciente.

Um cristal piezoelétrico, quando excitado com um sinal elétrico, gera uma onda longitudinal que varre uma linha vertical. As reflexões causadas por objetos no eixo da linha retornam ao cristal que é deformado mecanicamente, gerando um sinal elétrico. O sinal elétrico é decodificado e relaciona o tempo de propagação de ida e volta com a distância do cristal ao objeto. O sinal chamado de RF (radiofrequência) é o sinal recebido pelo cristal caracterizado pela amplitude e tempo, esse é o princípio básico do modo de operação A. O modo de imagem do tipo B utiliza vários cristais piezoelétricos alinhados, cada um varrendo uma linha vertical, para formar uma imagem em duas

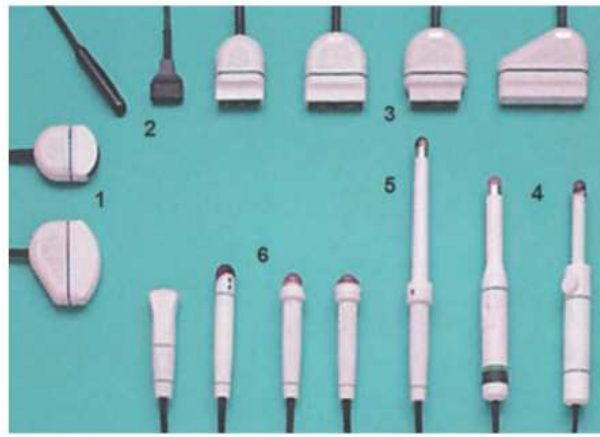


Figura 2.4: Tipos de transdutores: (1) uso geral; (2) intraoperatórios; (3) partes pequenas; (4) intra-retal; (5) intravaginal; (6) infantis. [6]

dimensões. A amplitude dos sinais RF definem a intensidade dos pixels da imagem. O modo M é usado para representar movimentos dos objetos e é tipicamente utilizado em ecocardiografia. Outro modo disponível é o doppler, ele permite quantificar a velocidade de fluxos. O instrumento que contém os cristais piezoelétricos alinhados é chamado de transdutor. Existem diversos tipos de transdutores específicos para cada aplicação. Alguns deles são mostrados na Fig. 2.4.

Uma característica importante das imagens é a resolução espacial, determinada pela menor distância entre dois objetos no espaço que pode ser distinguida na imagem. Em ultrassonografia, a resolução espacial é dividida em resolução axial (direção de propagação da onda), lateral (perpendicular à direção axial dentro do plano da imagem) e de elevação (perpendicular ao plano da imagem). Um objeto não interfere no sinal recebido de outro ponto se a distância axial entre eles for maior que a metade do comprimento do pulso emitido pelo transdutor [6]. A largura do pulso é usualmente de 1 a 3 comprimentos de onda sonora, então a resolução axial é aproximadamente 1 comprimento de onda [8]. O comprimento de onda é proporcional à velocidade e à frequência de propagação da onda. Assim, a resolução axial pode ser ajustada pela frequência do transdutor. Considerando a velocidade da onda sonora em tecidos moles de 1540 m/s e um transdutor com 10 MHz , a resolução é aproximadamente $0,15 \text{ mm}$. Da mesma forma, a 5 MHz , a resolução axial em tecidos moles é de aproximadamente $0,3 \text{ mm}$. Percebe-se que o aumento da frequência gera imagens com maior resolução, porém frequências altas são atenuadas em uma distância menor. Em contrapartida, frequências baixas podem penetrar em estruturas mais profundas em detrimento da resolução. Assim deve existir um compromisso entre resolução e profundidade (Fig. 2.5). A resolução lateral depende da largura do feixe sonoro, que pode ser alterado pela frequência do pulso emitido pelo transdutor. Comumente, na região focal, a resolução lateral e de elevação são uma ordem de magnitude pior que a resolução axial e fora dessa região, tornam-se ainda inferiores devido o aumento da largura do feixe.

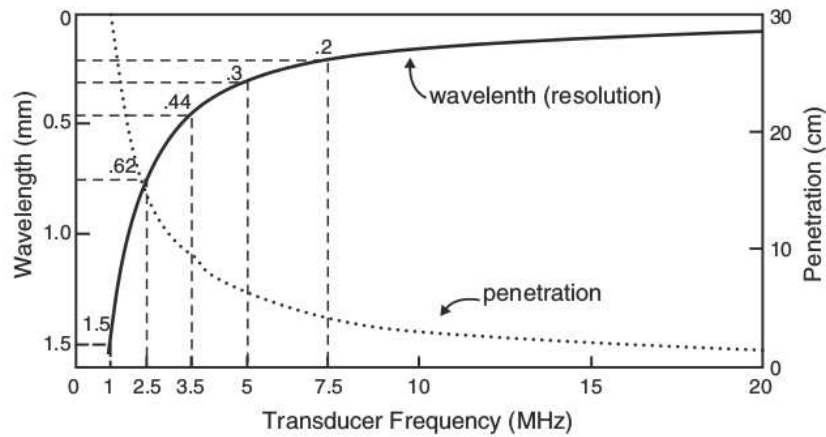


Figura 2.5: Comprimento de onda e profundidade em relação à frequência do transdutor. [7]

2.3.2 Artefatos

Os artefatos em imagens podem ocorrer devido a erros na apresentação (artefato de origem acústica), na percepção (ilusão de ótica), na interpretação (comumente chamado de armadilha), devido a ruído elétrico ou poeira no sistema de fotografia, entre outros. Os ruídos presentes na ultrassonografia geralmente são de origem acústica e podem ser relacionados à resolução, ao caminho de propagação ou atenuação. São apresentadas na imagem como estruturas não reais, ocultadas ou com caracterização inadequada, como localização, brilho, formato e tamanho diferentes [41].

Alguns artefatos podem ser úteis na segmentação de estruturas.

Alguns artefatos podem ser resultado da operação, configuração e técnica de escaneamento inadequadas, enquanto outros são inerentes ao método de identificação do ultrassom e podem ocorrer mesmo com equipamento e técnica correta.

Artefatos resultam da violação das suposições feitas pelo instrumento de ultrassonografia. Em geral as suposições principais são:

1. As ondas sonoras se propagam em linhas retas;
2. Cada interface gera apenas um eco ou reflexão;
3. Ecos são formados apenas por objetos localizados no eixo do transdutor;
4. A intensidade dos ecos retornados é diretamente relacionada à dispersão do objeto;
5. A velocidade do som e a atenuação são homogêneas e conhecidas a priori;
6. Qualquer eco detectado é devido ao pulso transmitido mais recente.

Tipicamente em instrumentos metálicos, as violações das suposições são bastante acentuadas devido à alta velocidade do som em comparação à no tecido e a grande diferença de impedância acústica. A seguir são definidos alguns dos artefatos mais importantes na área de imagem de instrumentos médicos.

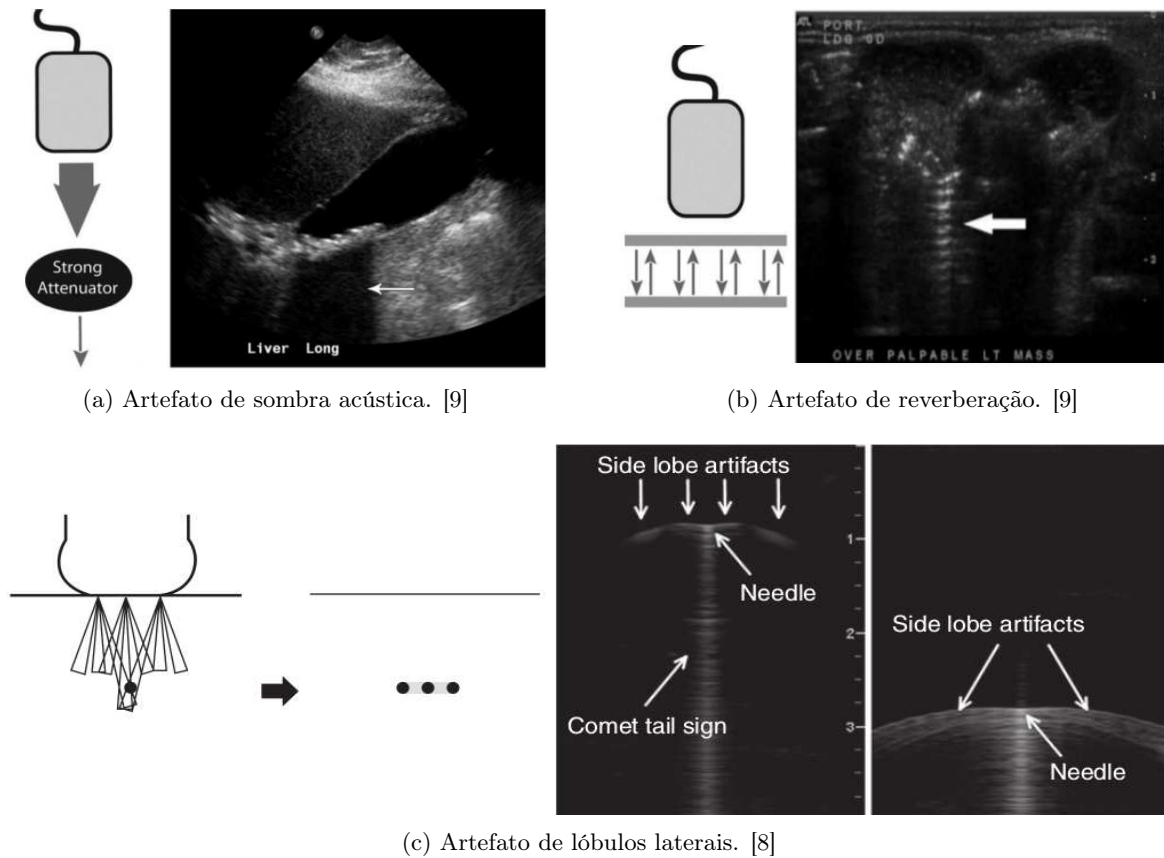


Figura 2.6: Artefatos de imagens de ultrassom.

Sombra acústica

Quando uma onda propagando-se em um meio encontra uma fronteira com outro meio, uma parte da sua energia é refletida e a outra é transmitida. A razão entre a reflexão e transmissão do ultrassom é determinada pela diferença da impedância dos meios, quanto maior, mais energia é refletida. A energia da onda transmitida após um objeto muito refletor é muito pequena, tornando difícil o reconhecimento de regiões mais profundas. Esse fenômeno aparece na imagem como uma região mais escura abaixo do objeto refletor e é um dos artefatos mais comuns em ultrassonografia, chamado de sombra acústica (Fig. 2.6a).

Cateteres de plástico não costumam causar sombreamento pois a maioria dos plásticos possui uma impedância relativamente próxima da impedância acústica de tecidos moles. Por outro lado, a impedância de agulhas de metal é bastante alta em relação a do tecido mole, por isso aparecem na imagem como objetos brilhantes hiperecoicos e podem gerar sombreamento. Devido à pequena dimensão da agulha, a sombra acústica pode não comprometer a imagem [8]. Quando o transdutor é posicionado “no plano”, a superfície superior da agulha pode gerar um sombreamento capaz de esconder a superfície inferior, assim é perdida a informação da sua dimensão real. Uma consequência curiosa acontece quando a face chanfrada da ponta da agulha está virada para o transdutor, ela aparece na imagem à frente e abaixo da linha principal da agulha (Fig. 2.7). Esse fato pode ser usado para confirmar a posição da ponta da agulha, dado que mantê-la no plano da imagem é

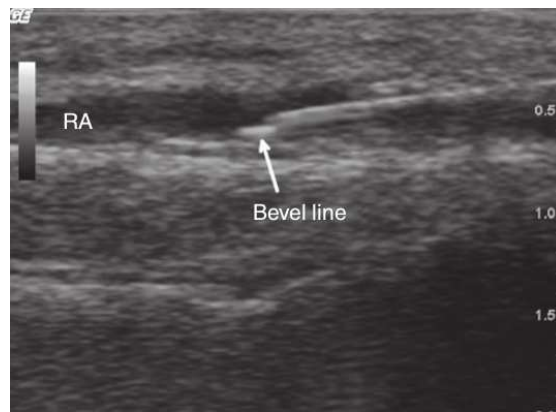


Figura 2.7: Ponta chanfrada aparenta estar deslocada devido sombreamento da superfície superior ocultar superfície inferior da agulha. [8]

uma tarefa bastante complicada.

Reverberação

A reverberação acontece quando a onda de ultrassom é refletida repetidas vezes entre duas superfícies paralelas antes de retornar ao transdutor. As reflexões podem ser fortes o suficiente de forma a serem detectadas pelo transdutor e comprometer o reconhecimento das estruturas na imagem. Os dois primeiros ecos retornados correspondem às superfícies e os sinais subsequentes são artefatos. A reverberação aparece na imagem devido à violação das suposições 2 e 6. Como a distância é proporcional ao tempo de retorno do pulso, o sistema de ultrassom entende que os artefatos correspondem a estruturas mais profundas, por isso aparecem na imagem como várias linhas igualmente espaçadas com intensidade decrescente (Fig. 2.6b). A reverberação dentro de objetos de metal é bastante pronunciada, o que os torna fácil de serem identificados [41].

Uma forma de reverberação observada em agulhas posicionadas perpendicularmente ao plano da imagem é a cauda de cometa (CTA). O princípio é o mesmo, mas devido à pequena dimensão da agulha e à alta velocidade do som no metal, os artefatos aparecem com uma distância muito pequena entre eles, formando uma linha vertical [8]. Da mesma forma, as primeiras reflexões correspondem à agulha, portanto a superfície superior encontra-se no limite superior da cauda de cometa, não comprometendo a identificação da agulha.

Largura de feixe e lóbulos laterais

O transdutor de ultrassom é composto de vários cristais piezoelétricos formando uma linha. Idealmente, cada cristal mapeia uma linha vertical e o conjunto de todas as linhas forma uma imagem em duas dimensões. No entanto, o feixe de ultrassom é na verdade tridimensional. A representação aproximada do feixe no plano da imagem é mostrada na Fig. 2.8. Em regiões profundas, os feixes principais de cristais vizinhos podem se sobrepor e um objeto é representado na imagem erroneamente. Esse artefato é chamado de largura de feixe. O artefato de lóbulos

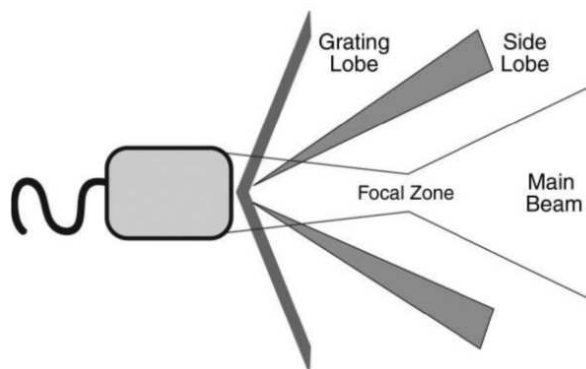


Figura 2.8: Feixe de ultrassom. [9]

laterais é semelhante, mas ocorre devido aos lóbulos laterais. Apesar de serem feixes bem menos intensos, estruturas muito refletoras podem produzir ecos fortes o suficiente de forma a serem detectados pelo transdutor. Esses dois tipos de artefatos resultam da violação da suposição 3.

2.4 Processamento Digital de Imagens

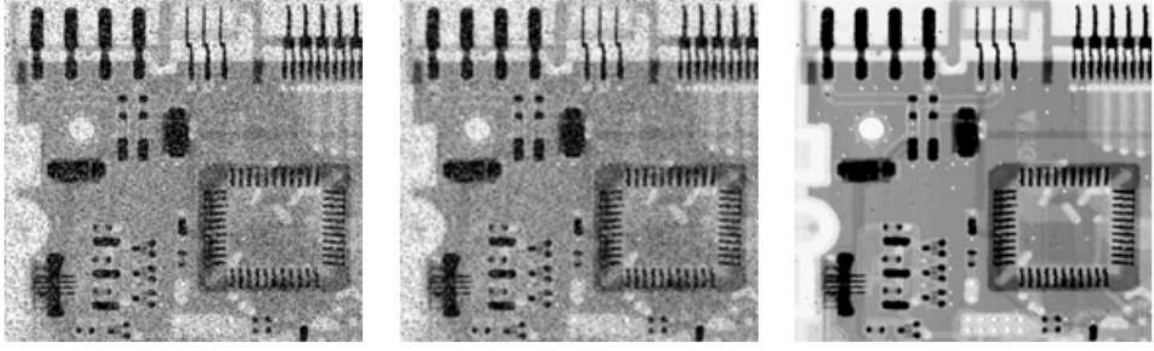
Uma imagem digital é uma representação em duas dimensões formada por uma matriz ordenada. Uma característica importante das imagens digitais é que a origem do seu sistema de coordenadas encontra-se no canto superior esquerdo. Isso não representa nenhuma vantagem computacional e pode até dificultar entendimento da representação do espaço real na imagem, porém é praticamente consenso utilizá-la. A origem desse sistema de coordenadas pode ser atribuído à televisão de tubos catódicos, em que o feixe de elétrons percorria a tela em linhas discretas.

As entradas das matrizes digitais são chamadas de pixels e geralmente são palavras binárias de comprimento k , podendo assumir 2^k valores diferentes. Uma imagem pode ter mais de um canal, como por exemplo canais que representam intensidade de cores diferentes (RGB). A profundidade de uma imagem é representada pela quantidade de bits/pixel de cada canal. Imagens comuns do nosso cotidiano geralmente são binárias ou em níveis de cinza, 8 bits. Porém, em áreas como a medicina, 8 bits podem não ser suficientes para traduzir a quantidade de informação que uma imagem carrega, por isso é comum imagens médicas de 16 e 32 bits [14].

A seguir são apresentados alguns métodos de processamento de imagens digitais.

2.4.1 Filtros espaciais de suavização

No domínio do espaço, filtros utilizam máscaras para operar nos pixels vizinhos de um ponto. O processo de filtragem espacial corresponde simplesmente a mover a máscara pixel a pixel na imagem e realizar uma operação pré-definida para cada tipo de filtro. Para um filtro linear, o pixel é substituído pela soma dos produtos dos coeficientes da máscara com o correspondente pixel debaixo dela. Sendo $f(x, y)$ uma imagem de dimensões $M \times N$, $w(x, y)$ a máscara do filtro de dimensões $m \times n$ e $g(x, y)$ a imagem resultante, o filtro espacial linear é comumente dado pela Eq.



(a) Imagem original com ruído sal e pimenta. (b) Redução de ruído com filtro de média de máscara 3×3 . (c) Redução de ruído com filtro de mediana de máscara 3×3 .

Figura 2.9: Comparação dos filtros de média e mediana. [10]

2.1 [10].

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t) \quad (2.1)$$

em que $a = (m-1)/2$ e $b = (n-1)/2$. A Equação 2.1 se assemelha à operação de convolução, por isso, esse tipo de filtro muitas vezes é referido como a convolução de uma máscara com uma imagem. Filtros espaciais não lineares procedem da mesma forma em relação ao movimento da máscara, no entanto, normalmente dependem apenas dos valores dos pixels na vizinhança considerada.

Filtros de suavização são utilizados para reduzir ruídos. Um filtro de suavização linear é dado pela média dos pixels considerados. É chamado de filtro de média ou filtro passa-baixa. O efeito desse filtro é a suavização de transições bruscas nos níveis de cinza. Ruídos são caracterizados por transições bruscas e portanto são atenuados. Entretanto as bordas dos objetos também são transições severas de valores dos pixels e conseqüentemente ficam borradas, o que não é desejável pois as bordas são utilizadas em diversas técnicas de segmentação. Semelhante à Eq. 2.1, o filtro de média é dado pela Eq. 2.2 [10].

$$g(x, y) = \frac{\sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t)}{\sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t)} \quad (2.2)$$

O filtro de mediana é um filtro não linear cuja resposta é baseada na ordenação dos pixels da área examinada e escolha do pixel de valor central. Os filtros de mediana são bastante efetivos na presença de ruído de impulso, conhecido como sal e pimenta, devido a capacidade de realizar uma excelente redução do ruído com preservação dos contornos superior à de filtros lineares de mesma dimensão [10]. Uma comparação do resultado dos filtros de média e mediana é mostrada na Fig. 2.9.



(a) Imagem original. [14]



(b) Após aplicado o gradiente. [14]

Figura 2.10: Efeito do gradiente.

2.4.2 Filtros espaciais de realce

Como a média é análoga à integração e é usada para suavização, é possível concluir que o realce pode ser implementado pela diferenciação espacial [10]. Os filtros de realce utilizam esse princípio para acentuar bordas e outras discontinuidades e atenuar variações pequenas de níveis de cinza. Um filtro de realce que utiliza a derivada de primeira ordem é o gradiente. O gradiente de uma função $f(x, y)$ no ponto (x, y) é definido pelo vetor da Eq. 2.3 [10] e a magnitude desse vetor é dado na Eq. 2.4 [10].

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$\nabla f = \text{mag}(\nabla f) = \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (2.4)$$

A magnitude do gradiente é então utilizada para criar uma máscara, implementada pelo mecanismo descrito na Eq. 2.1. A Figura 2.10 mostra o efeito do gradiente como detecção de bordas.

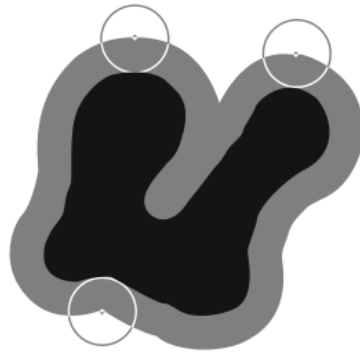
2.4.3 Operações morfológicas em imagens binárias

Dilatação e Erosão

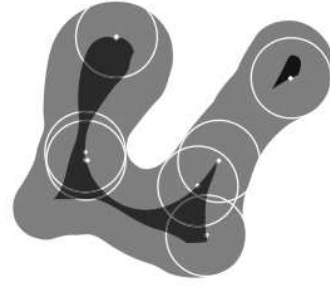
São as operações morfológicas fundamentais. A maior utilização da dilatação é para eliminar lacunas. Dada a imagem A, de duas dimensões, a dilatação de A pelo elemento estruturante B, também de duas dimensões, é definida pela Eq. 2.5 [10], que representa o conjunto de todos os deslocamentos z tal que a reflexão de B se sobrepõe a A por pelo menos um elemento.

$$A \oplus B = \left\{ z \mid \left(\hat{B} \right)_z \cap A \neq \emptyset \right\} \quad (2.5)$$

A erosão é utilizada para eliminar detalhes pequenos desprezíveis. Ela é representada pela

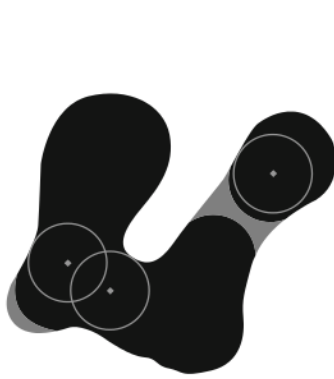


(a) Dilatação: imagem original (preto) e resultado (preto e cinza).

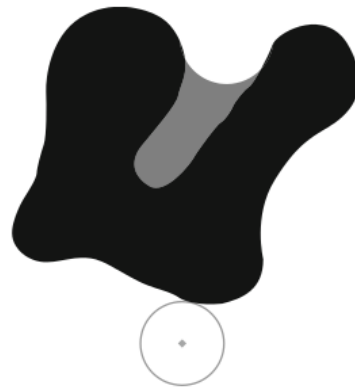


(b) Erosão: imagem original (preto e cinza) e resultado (preto).

Figura 2.11: Operações morfológicas de dilatação e erosão. [11]



(a) Abertura: imagem original (preto e cinza) e resultado (preto).



(b) Fechamento: imagem original (preto) e resultado (preto e cinza).

Figura 2.12: Operações morfológicas de abertura e fechamento. [11]

Eq. 2.6 [10], que indica que a erosão de A por B é o conjunto de todos os pontos z tal que B , transladado de z , está contido em A .

$$A \ominus B = \{z \mid (B)_z \subseteq A\} \quad (2.6)$$

A Figura 2.11 mostra o procedimento de dilatação e erosão.

Abertura e fechamento

São duas operações que combinam as operações morfológicas de dilatação e erosão. A abertura corresponde a uma erosão de A por B seguida de uma dilatação e é descrita pela Eq. 2.7 [10]. Representa a união de todos os elementos estruturantes que cabem na imagem.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (2.7)$$

De forma semelhante, o fechamento, descrito na Eq. 2.8 [10], é representado por uma dilatação de A por B seguida de uma erosão.

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (2.8)$$

A Figura 2.11 mostra o procedimento de abertura e fechamento.

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 Introdução

Este capítulo mostra as etapas de desenvolvimento do trabalho. Inicialmente, familiarizou-se com o equipamento de ultrassom e seus parâmetros. Em seguida, estudou-se as possibilidades para aquisição das imagens geradas no sistema de ultrassom, entre elas a utilização dos kits de desenvolvimento (SDKs) do fabricante ou das bibliotecas de código aberto para prototipagem de sistemas de intervenções guiadas por imagens médicas. Construiu-se simuladores de tecido mole para realizar a aquisição de imagens e por fim, aplicou-se técnicas de processamento e segmentação nas imagens de ultrassom adquiridas.

3.2 Sistema de imageamento de ultrassom

Esta seção mostra os dispositivos utilizados no sistema de imageamento de ultrassom aplicados a uma intervenção com guiagem de agulha flexível. O sistema é composto por um equipamento de ultrassom, um sistema de aquisição de imagens em tempo real e simuladores de tecido mole, chamados *phantoms*.

3.2.1 Equipamento de ultrassom

O SonixTOUCH Research (Fig. 3.1a) é um equipamento de ultrassom da Ultrasonix com um sistema embarcado Windows XP e uma Interface de Pesquisa de Ultrassom (URI). A URI permite a utilização do sistema em modo de pesquisa, que fornece funcionalidades não disponíveis em um sistema somente clínico, entre elas, a recuperação e modificação de parâmetros de baixo nível usados para gerar as imagens de ultrassom e a aquisição e armazenamento de dados em vários formatos. O SonixTOUCH Research também permite a prototipagem de transdutores, a conexão em rede local com outros sistemas para ajuste de parâmetros e aquisição de dados e o sequenciamento e controle em baixo nível da emissão de ultrassom. Uma das vantagens desse equipamento é a possibilidade de aquisição do sinal RF (radiofrequência).

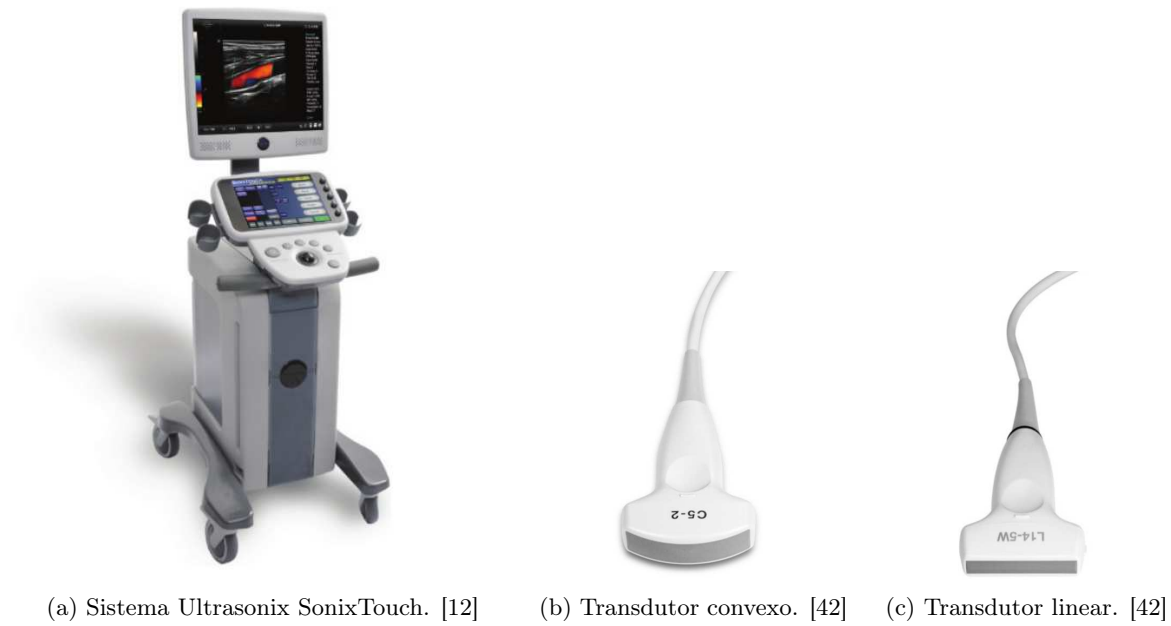


Figura 3.1: Componentes do equipamento de ultrassom.



Figura 3.2: Tela do software Exam. [12]

A imagem de ultrassom é capturada por elementos transmissores que compõem o transdutor. Atualmente existem dois transdutores disponíveis para pesquisa no laboratório, o C5-2 e o L14-5W. O C5-2 (Fig. 3.1b) é um transdutor convexo para aplicações abdominal, ginecológica, obstétrica e urológica. Possui uma largura de banda de 2-5 MHz, um alcance de profundidade de 5-30 cm e um campo de visão de 56° [42]. Possui um *footprint* de 14 mm×60 mm. O L14-5W (Fig. 3.1c) é um transdutor linear com aplicações abdominal, vascular e para partes pequenas. Sua largura de banda é de 5-14 MHz, o alcance de profundidade de 2-9 cm e um foco geométrico de 14 mm. Possui um *footprint* de 4 mm×60.4 mm [42]. Ambos possuem 128 elementos transdutores com afastamento de 0,46 mm entre eles.

O software de aquisição das imagens dos transdutores no SonixTOUCH é o Exam. A Figura 3.2 mostra uma tela do Exam. A região numerada 4 indica os valores de alguns parâmetros como: a frequência do transdutor, como já foi mencionado anteriormente, o ajuste de frequência é utilizado

Número da versão	2 bytes
Nome do tipo de dado	12 bytes
Nome do dispositivo	20 bytes
Tempo	8 bytes
Tamanho do corpo	8 bytes
CRC	8 bytes

Tabela 3.1: Estrutura da seção de cabeçalho usada no protocolo OpenIGTLink.

para melhorar a resolução em detrimento da profundidade de alcance; a profundidade de alcance; a porcentagem de vetores sendo adquiridos ou seleção do modo panorâmico; o ganho no modo de imagem B; a taxa de quadros e o número de quadros combinados em um só para suavizar ruídos (persistência); a variação dinâmica, que consiste na variação de níveis de cinza, utilizada em acordo com o mapa de escala de cinza, para ajuste de contraste e os indicadores de segurança mecânica e térmica (MI e TIS). Também é possível ajustar a posição ou região do foco do feixe sonoro, indicado pelas setas à esquerda da tela.

A Ultrasonix fornece Kits de Desenvolvimento de Software (SDKs) para pesquisa e desenvolvimento. Entre eles, o SDK Ulterius é uma ferramenta usada para estabelecer uma conexão TCP/IP com a URI. O programa cliente pode ser executado no próprio equipamento ou em um computador remoto. Entre as funcionalidades estão conectar e desconectar-se do sistema de ultrassom, selecionar o transdutor, o modo de imagem e uma pré-configuração, congelar e descongelar a imagem, recuperar, configurar, incrementar e decrementar os parâmetros de imagem e realizar a aquisição de dados em tempo real. Existem outros como o SKD Texos, que permite modificações de parâmetros em baixo nível, controlando as formas de feixe de onda dos transdutores, e o SDK Impero, que permite adquirir eventos dos botões do console. A Ultrasonix também oferece um conjunto de ferramentas para o MATLAB, chamado SonixDataTools, que permite visualizar os dados salvos. Entretanto a maior desvantagem dos SDKs fornecidos pela Ultrasonix é a falta de portabilidade. Atualmente, eles apenas estão disponíveis para o sistema operacional Windows.

3.2.2 Aquisição de imagens

Os SDKs da Ultrasonix oferecem uma gama de possibilidades de uso do equipamento para pesquisa e representa uma boa alternativa para aquisição de dados em tempo real. Entretanto, a falta de portabilidade é um fator importante a ser considerado. O desenvolvimento de aplicações de software requer modularidade e portabilidade para facilitar modificações e atualizações. Além disso, em uma aplicação real clínica, os dispositivos possuem diferentes sistemas operacionais, necessitando de compatibilidade das bibliotecas utilizadas, caso contrário, cada sistema fica restrito a suas funcionalidades, impedindo a interoperabilidade. Por esse motivo, investigou-se alternativas para a implementação da aquisição de dados do ultrassom.

Protocolo OpenIGTLink

A Ethernet está amplamente difundida em dispositivos e computadores, inclusive de uso clínico. Um padrão conhecido para transferência e armazenamento de dados em imageamento médico é o DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e utiliza protocolos de comunicação para redes TCP/IP. Entretanto, o DICOM não é factível para aplicações de imageamento em tempo real devido a grande quantidade de informações redundantes, deixando os pacotes grandes e impossibilitando a transferência em taxas muito pequenas, e a maioria das implementações DICOM não são sintonizadas para aplicações em tempo real [15]. Como não existe um protocolo padrão para transferir imagens sincronizadas e dados de rastreamento através de uma única conexão, fornecedores vêm criando interfaces de pesquisa proprietárias para seus produtos. Assim, pesquisadores são submetidos a desenvolver softwares customizados para dispositivos específicos, o que impede a modularidade e flexibilidade do software. Além disso, podem haver problemas de incompatibilidade de licenças de softwares de pesquisa e comerciais.

A comunicação em rede deve ser portátil devido a grande variedade de sistemas operacionais e arquiteturas de CPU, desde sistemas embarcados a computadores de alta performance, que possuem diferenças na capacidade de processamento e modo de operação de interfaces de programação de aplicações (API). Assim, a padronização do protocolo de comunicação entre dispositivos e computadores da sala de operações é extremamente importante para garantir a interoperabilidade. Por esses motivos, em 2009 foi proposto o OpenIGTLink, um protocolo de rede que permite a troca de dados, imagens e informações para controle e monitoramento de dispositivos, como rastreadores, escaneadores e softwares [15].

O OpenIGTLink é um protocolo de rede ponto-a-ponto projetado para a camada de aplicação da pilha do TCP/IP, permitindo que desenvolvedores o implementem em outros modelos de rede como o UDP (*User Datagram Protocol*). Ele não inclui um mecanismo para estabelecer e administrar uma sessão, e a mensagem, menor unidade de dado do protocolo, contém toda a informação necessária para interpretação pelo destinatário. A mensagem possui uma seção de cabeçalho com 58 bytes seguida de uma seção de corpo. Dependendo do tipo de dado a ser enviado, o formato da seção de corpo varia. O cabeçalho contém o tamanho e o tipo de dado do corpo da mensagem e todos os destinatários compatíveis devem ser capazes de interpretá-lo. Assim, é possível manipular qualquer mensagem, inclusive com dados customizados definidos pelo usuário, mantendo a compatibilidade entre os softwares.

A estrutura da seção de cabeçalho é mostrada na Tab. 3.1. Todos os valores numéricos devem ser usados no formato *big-endian* (mais significativo primeiro). O campo número da versão deve ser utilizado para informar a versão do formato do cabeçalho. O protocolo estabelece cinco nomes de tipo de variáveis padrão (*'IMAGE'*, *'POSITION'*, *'TRANSFORM'*, *'STATUS'* e *'CAPABILITY'*) e desenvolvedores podem definir seus próprios tipos de dados. Também é possível utilizar esse campo para solicitar dados do servidor pelo cliente, utilizando uma seção de corpo vazia. O nome do dispositivo é útil principalmente em aplicações com envio de dados de diferentes dispositivos através de uma única conexão. O campo tempo informa quando o dado foi gerado. Tamanho do corpo e CRC são usados para informar o tamanho da seção de corpo e verificar a integridade dos

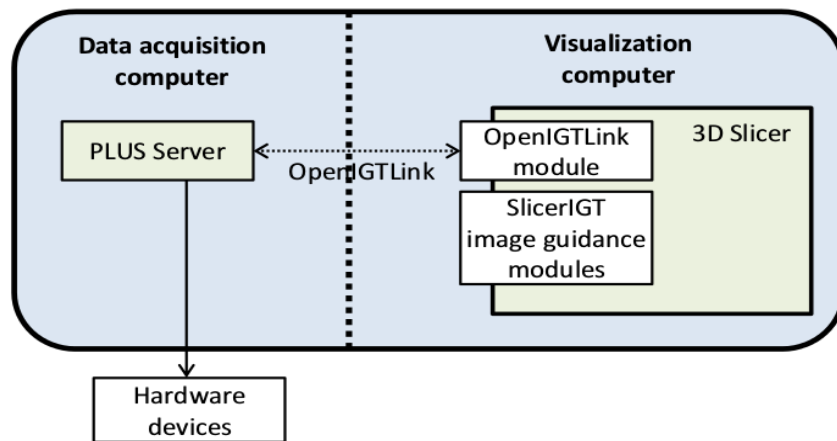


Figura 3.3: Exemplo de comunicação entre PlusServer e 3D Slicer utilizando OpenIGTLink. [13]

dados.

O protocolo oferece suporte para imagens 2D e 3D através do tipo de dado *'IMAGE'*. A seção de corpo desse tipo de dado é dividida em cabeçalho da imagem e corpo da imagem. O cabeçalho da imagem é utilizado para informações métricas como tamanho da imagem, tipo de sistema de coordenadas, posição e orientação. O corpo da imagem contém a matriz de pixels. Para informações específicas sobre o corpo das mensagens de outros tipos de dados, o leitor é direcionado a [15].

PlusServer

O PLUS (*Public software Library for Ultrasound*) foi apresentado em [13] com intuito de fornecer uma plataforma gratuita e de código aberto para facilitar a prototipagem de sistemas de procedimentos guiados por imagens de ultrassom. O PLUS é compatível com uma gama de dispositivos de imagem e rastreamento e proporciona uma variedade de métodos para aquisição de imagens de ultrassom e posição de instrumentos, gravação e transmissão em tempo real dos dados adquiridos, calibração espacial e temporal, reconstrução de volume, entre outros. Ele também inclui uma aplicação autônoma chamada PlusServer que pode adquirir dados de múltiplos dispositivos e envia para todos os clientes conectados. Os clientes conectam-se através de outra instância do PlusServer ou qualquer software compatível com OpenIGTLink e podem se inscrever a um subconjunto ou a todos os dados disponíveis. Aplicações clientes além de receber podem enviar comandos, através do OpenIGTLink, para iniciar ou parar uma gravação, realização de reconstrução de volume, etc. A Figura 3.3 mostra um esquemático da comunicação do PlusServer com a plataforma de análise e visualização de imagens médicas 3D Slicer [43].

Visto que neste trabalho era pretendido usar o OpenCV (*Open Source Computer Vision Library*), utilizou-se o PlusServer no equipamento de ultrassom, mas foi desenvolvida uma aplicação cliente compatível com o OpenIGTLink. Assim, foi possível realizar a aquisição das imagens do Ultrasonix SonixTOUCH e transmiti-las em tempo real, através de uma conexão Ethernet, para um computador pessoal periférico com ambiente Linux (Ubuntu).

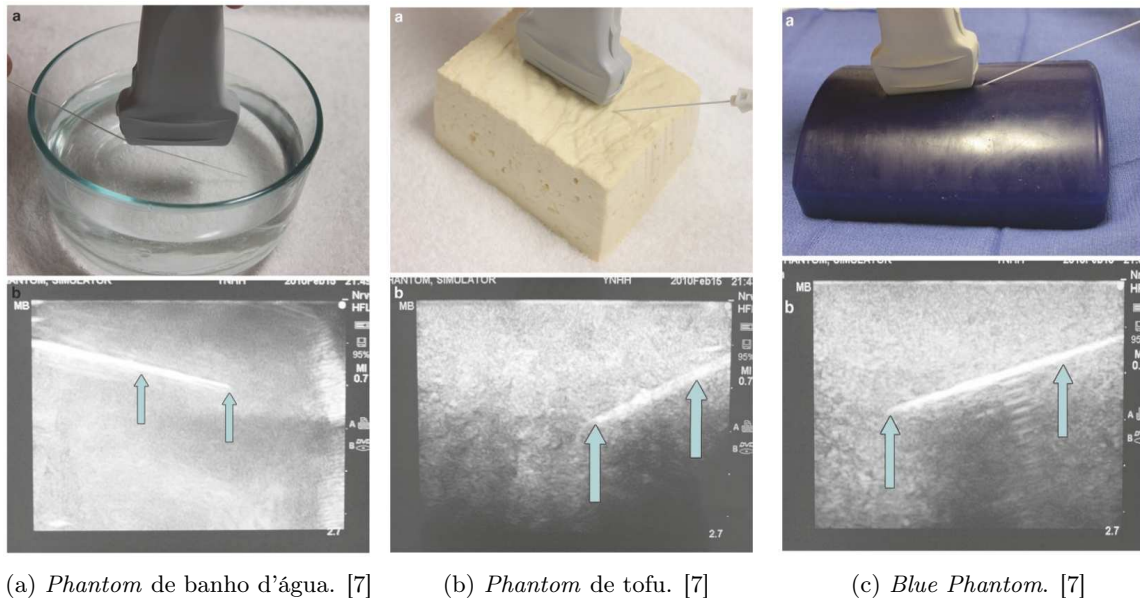


Figura 3.4: Exemplos de *phantoms*.

3.2.3 Phantoms

Para treinar operadores manuais e pesquisar novas técnicas são usados *phantoms* de ultrassom que procuram reproduzir algumas características do tecido humano. São classificados de acordo com a fidelidade de reprodução da textura do tecido. Os *phantoms* de banho d'água (Fig. 3.4a) e tofu (Fig. 3.4b) são de baixa fidelidade e o *Blue Phantom* (Fig. 3.4c) é de alta fidelidade.

Existem dois tipos principais de *phantoms* de ultrassom, um imita propriedades acústicas do tecido (velocidade de propagação do som, atenuação, etc) e outro tenta reproduzir a aparência do tecido nas imagens. O primeiro grupo é principalmente usado para avaliação do equipamento de ultrassom e estudo da interação do som com o tecido. Geralmente são mais caros e difíceis de construir. *Phantoms* que imitam a aparência da imagem podem ser construídos para simular estruturas, como órgãos e cistos, e são utilizados para treinar procedimentos como biópsias. Os mais simples são feitos com gelatina sem partículas suspensas, são translúcidos e não reproduzem os ruídos na imagem causados pela dispersão do tecido. Para imitar a dispersão pode-se utilizar fibras de *Psyllium* hidrofílico, porém a gelatina fica opaca [44].

Inicialmente a aquisição de imagens foi feita utilizando um *phantom* de banho d'água. Depois foram construídos dois *phantoms* de gelatina, um com fibras de *Psyllium* (Fig. 3.5a) e outro sem (Fig. 3.5b). A gelatina translúcida foi feita para facilitar a validação do trabalho visto que a inserção da agulha ainda é realizada manualmente. Uma fato importante de notar é que o *phantom* com partículas dispersas (Fig. 3.6b) apresentou artefatos diferentes daqueles sem. Sem as fibras de *Psyllium* (Figs. 3.6a, 3.6c), os artefatos mais evidentes foram os de lóbulo lateral e cauda de cometa, enquanto com as fibras a cauda de cometa não está presente, no seu lugar é fácil identificar a sombra acústica, e os lóbulos laterais são bastante atenuado pelas partículas dispersas.



(a) *Phantom* de gelatina com fibras de *Psyllium*.



(b) *Phantom* de gelatina translúcido.

Figura 3.5: *Phantoms* construídos.

3.3 Segmentação da ponta da agulha

A segmentação da ponta da agulha descrita nessa seção foi feita primeiramente na imagem de *phantom* de banho d'água (Fig. 3.7a) e posteriormente nas imagens de gelatina com fibras de *Psyllium* (Fig. 3.9a) e gelatina translúcida (Fig. 3.12a). Utilizou-se a abordagem “fora do plano” devido às dificuldades e limitações apresentadas pela abordagem “no plano” mencionadas previamente, entre elas o principal inconveniente é a grande limitação de movimentação da agulha, quase sempre resumido ao plano da imagem.

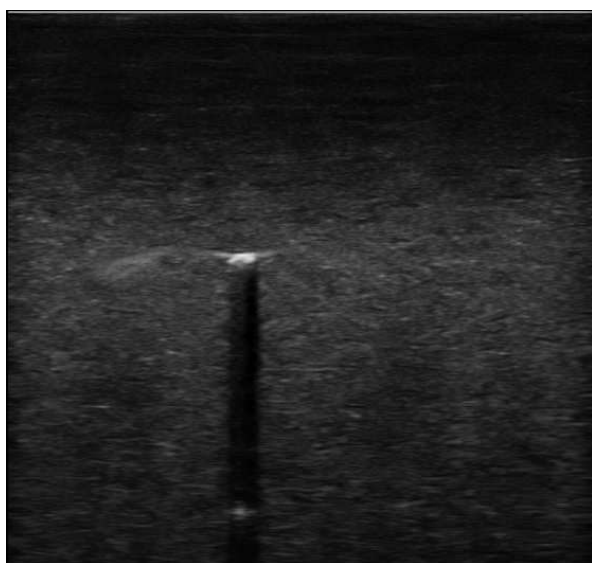
As imagens adquiridas possuem três canais de 8 bits por pixel. A fim de reduzir o custo computacional, as imagens foram convertidas para escala de cinza, com apenas um canal de 8 bits por pixel, em que cada pixel pode assumir um valor entre 0 e 255, sendo zero o pixel mais escuro e 255 o mais brilhante.

Uma região de interesse (ROI) de 200×200 pixels foi selecionada manualmente contendo a ponta da agulha no centro (Figs. 3.7b, 3.9b, 3.12b). Em uma inserção automática, a posição inicial da agulha é conhecida e pode ser usada para definir a ROI no primeiro quadro. Ao decorrer do procedimento, a ROI pode ser atualizada de acordo com a posição determinada em um quadro anterior, de forma a manter a agulha no seu centro.

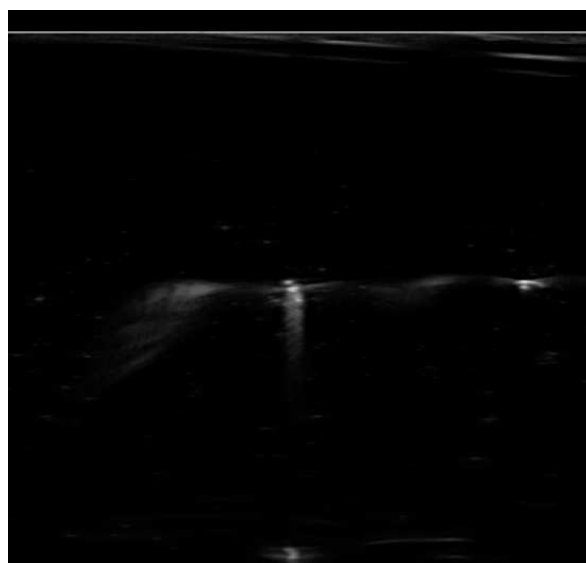
Durante a etapa de pré-processamento, foram feitas suavizações de ruídos, tentando manter as bordas acentuadas na medida do possível, e melhoria do contraste da imagem, de forma a ressaltar a ponta da agulha. A etapa de segmentação consiste em rotular regiões da imagem para que tenham significado dentro da aplicação. Foram utilizados dois métodos para localização da ponta



(a) Imagem de ultrassom do *phantom* de banho d'água.



(b) Imagem de ultrassom do *phantom* de gelatina com fibras de *Psyllium*.



(c) Imagem de ultrassom do *phantom* de gelatina transparente.

Figura 3.6: Imagens de ultrassom dos *phantoms* construídos.

da agulha na região segmentada, um através da detecção de linhas pela transformada de Hough e outro pela localização dos pixels mais intensos.

3.3.1 Pré-processamento

A etapa de pré-processamento é fundamental para garantir uma boa performance da segmentação. Ela consiste em aplicar técnicas de redução de ruído e realce de características importantes da imagem de acordo com cada aplicação. A seguir são apresentados os procedimentos de pré-processamento realizados nas imagens dos três *phantoms* (água, gelatina opaca e gelatina translúcida).

Água

Os artefatos mais relevantes da imagem (Fig. 3.7a) são a cauda de cometa e de lóbulos laterais. A cauda de cometa demasiadamente comprida em teoria não afeta o desempenho da segmentação, pois a primeira reflexão retornada ao transdutor representa a superfície superior da agulha. Já os artefatos de lóbulos laterais, que inclusive encostam na região da agulha, podem dificultar a separação dos objetos durante a fase de segmentação. Assim, procurou-se maximizar a aparência da agulha e diminuir a conexão entre os artefatos de lóbulos laterais. A imagem foi tratada em níveis de cinza e uma região de interesse foi inicialmente selecionada de forma manual (Fig. 3.7b).

Apesar de a imagem não apresentar ruído de impulso, um filtro de mediana foi aplicado (Fig. 3.7c) pensando na compatibilidade do algoritmo com imagens ruidosas, entretanto a eficácia da redução do ruído não pode ser avaliada nesse estágio. Pode-se perceber que o filtro de mediana borra as bordas da agulha. Nesse caso, a identificação da agulha ainda é imediata, mas na presença de ruído intenso, o aguçamento das bordas pode ser determinante para a segmentação e o filtro pode comprometer o seu desempenho.

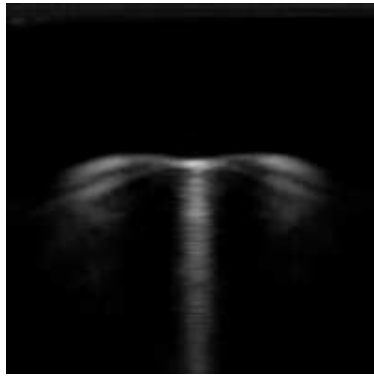
Para destacar a agulha na imagem, apesar das bordas borradas, utilizou-se uma transformação exponencial em escala de cinza. Também conhecida como correção gamma, ela é usada para manipular o contraste de imagens. Dadas as imagens de entrada r e de saída s , função gamma é determinada por

$$s = cr^\gamma$$

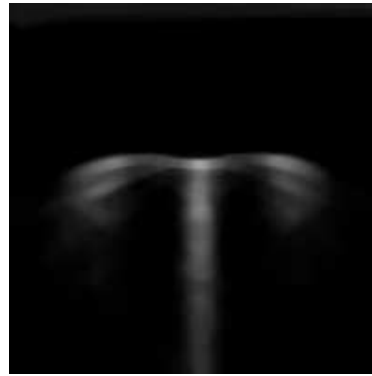
A Figura 3.8 mostra a relação entre a imagem de entrada r e a de saída s para diversos valores de gamma γ . Quando γ é igual a um, a relação é a identidade. Quando γ é maior do que um, a função mapeia grandes extensões de valores escuros da entrada em pequenas extensões da saída, resultando em uma imagem mais escura. Enquanto para γ menor que um, a função mapeia pequenas variações de valores escuros da entrada em grandes variações da saída, originando uma imagem mais clara [10]. Utilizando um valor $\gamma > 1$ e normalizando a imagem para valores entre 0 e 255, mantendo em escala de cinza, obteve-se a imagem da Fig. 3.7d.



(a) Imagem original.



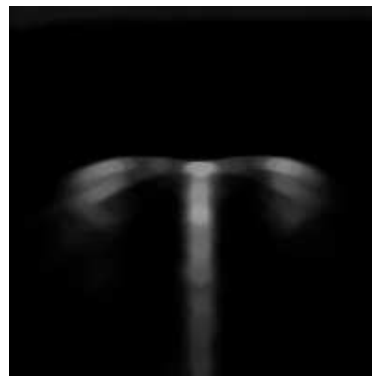
(b) ROI definida.



(c) Após filtro de mediana.



(d) Após correção gamma.



(e) Após abertura.

Figura 3.7: Etapas de pré-processamento da imagem adquirida na água.

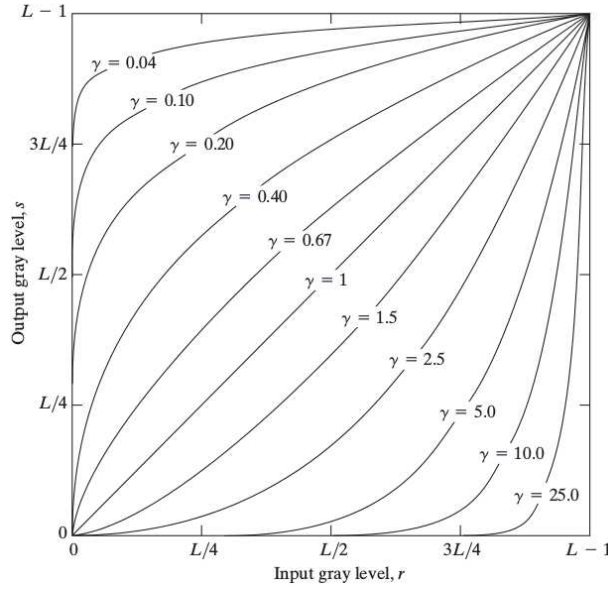


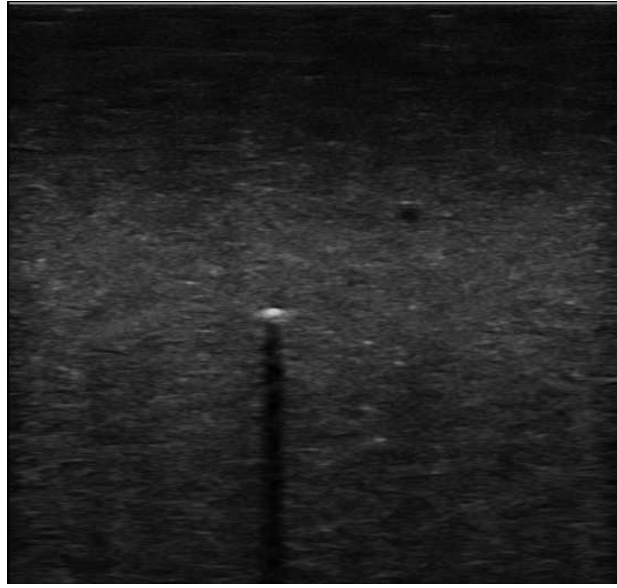
Figura 3.8: Função gamma, com $c = 1$ para todos os casos. [10]

Devido a formação do artefato de lóbulos laterais muito próximos à região da agulha, é possível que o artefato e a agulha sejam marcados no mesmo objeto durante a fase de segmentação, o que pode prejudicar a identificação da ponta da agulha. Utilizou-se a operação morfológica de abertura (Fig. 3.7e) a fim de tentar reduzir a conexão entre eles e não prejudicar a segmentação.

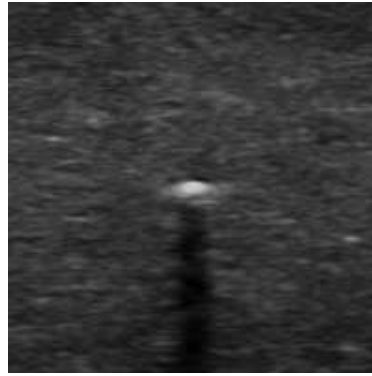
Gelatina opaca

Na imagem da gelatina com fibras de *Psyllium* (Fig. 3.9a), com ROI definida (Fig. 3.9b), verificou-se a possibilidade de utilizar um filtro diferente com objetivo de preservar as bordas da agulha. Um tipo de filtro usado com esse objetivo é o bilateral, ele pode ser bastante eficaz em reduzir o ruído presente na imagem ao mesmo tempo que mantém as bordas evidentes. Ele combina técnicas de filtros por aproximação geométrica e de filtros por similaridade da intensidade do pixel [45]. A Figura 3.10 mostra a diferença entre máscaras de filtros por aproximação, similaridade e bilateral. Utilizou-se a filtragem bilateral (Figs. 3.11a) e de fato, o resultado apresentou melhor conservação das bordas que o filtro de mediana (Fig. 3.11e). Entretanto a suavização do ruído foi inferior, inclusive intensificado pela correção gamma, podendo comprometer etapas posteriores.

Um dos problemas na imagem da gelatina opaca é que o ruído impede a utilização da operação de abertura (Fig. 3.11c), mesmo com o filtro de mediana (Fig. 3.11g). Seria necessário um elemento estruturante menor que o ruído, o que torna a operação impraticável. Foi proposto então a utilização da detecção de borda pelo gradiente, que acentua descontinuidades e atenua variações pequenas de níveis de cinza. Como o ruído de impulso é caracterizado por descontinuidades da intensidade do pixel, o resultado da aplicação do gradiente pode conter informações excessivas, como aconteceu quando o gradiente foi aplicado após o filtro bilateral e correção gamma (Fig. 3.11d). Utilizando o filtro de mediana, seguido da correção gamma e do gradiente (Fig. 3.11h), um resultado melhor foi obtido devido a maior suavização do ruído. Isso determinou a escolha do



(a) Imagem original.



(b) ROI definida.

Figura 3.9: Imagem adquirida na gelatina opaca.

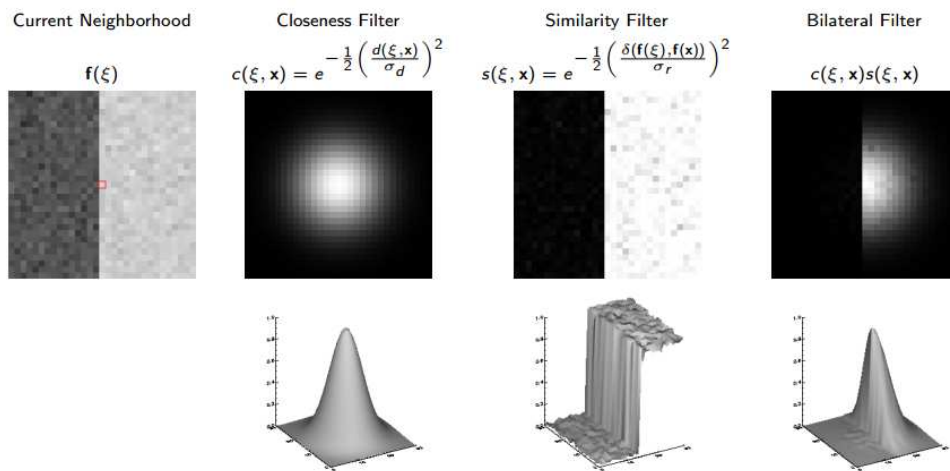
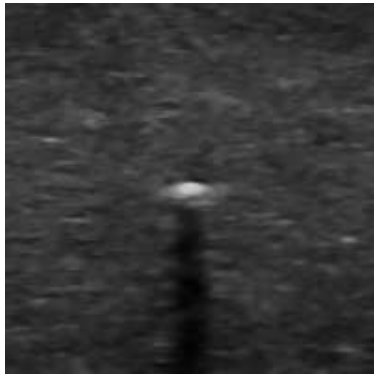
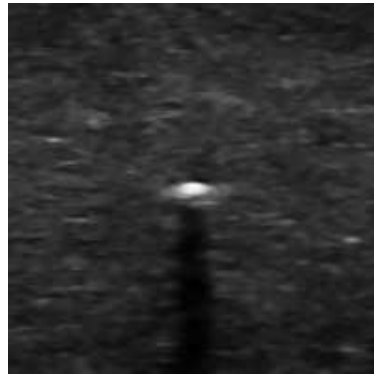


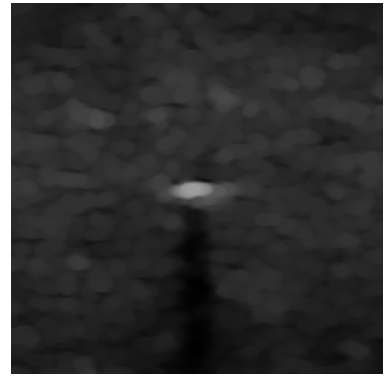
Figura 3.10: Máscaras de diferentes filtros.



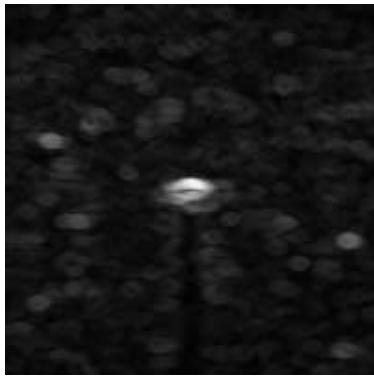
(a) Após filtro bilateral.



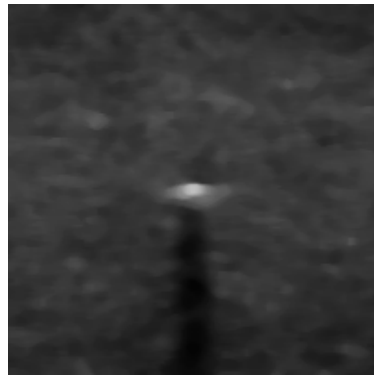
(b) Após correção gamma com filtro bilateral.



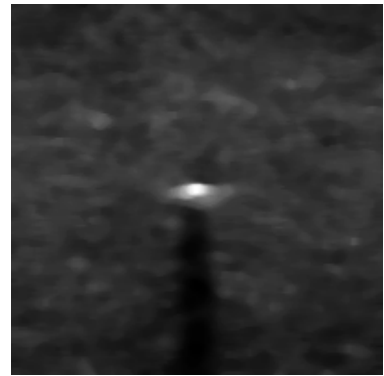
(c) Após abertura com filtro bilateral.



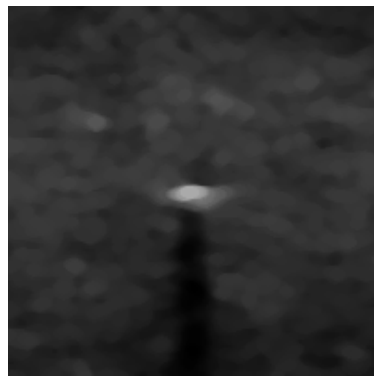
(d) Após gradiente com filtro bilateral.



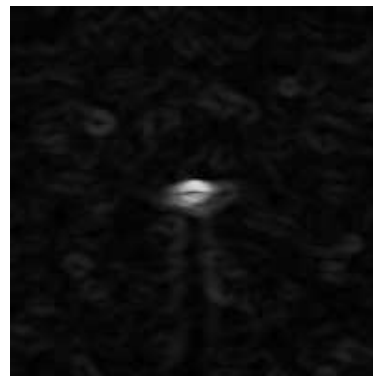
(e) Após filtro de mediana.



(f) Após correção gamma com filtro de mediana.



(g) Após abertura com filtro de mediana.



(h) Após gradiente com filtro de mediana.

Figura 3.11: Etapas da escolha do filtro de suavização para imagem adquirida na gelatina opaca.

filtro de mediana, pois a preservação das bordas do filtro bilateral em detrimento da suavização do ruído não se mostrou aceitável. Além disso, a correção gamma demonstrou-se apropriada para destacar a agulha, visto que o resultado do gradiente na região da agulha em ambos os casos (filtro bilateral e de mediana) foi bem similar.

Devido às pequenas dimensões da agulha, nesse caso, o gradiente não prejudicou excessivamente a conectividade dos pontos pertencentes à agulha. Entretanto, a integridade da cauda de cometa, usada para identificar a ponta da agulha, pode ser comprometida. Procurou-se contornar esse inconveniente através de uma escolha adequada de técnica de segmentação.

Gelatina translúcida

Para a imagem adquirida na gelatina translúcida (Fig. 3.12a), com ROI definida (Fig. 3.12b), realizou-se a redução do ruído com um filtro de mediana (Fig. 3.12c), o realce do contraste com a correção gamma (Fig. 3.12d) e a detecção de borda pelo gradiente (Fig. 3.12e). Todos esses métodos já foram definidos e justificados anteriormente.

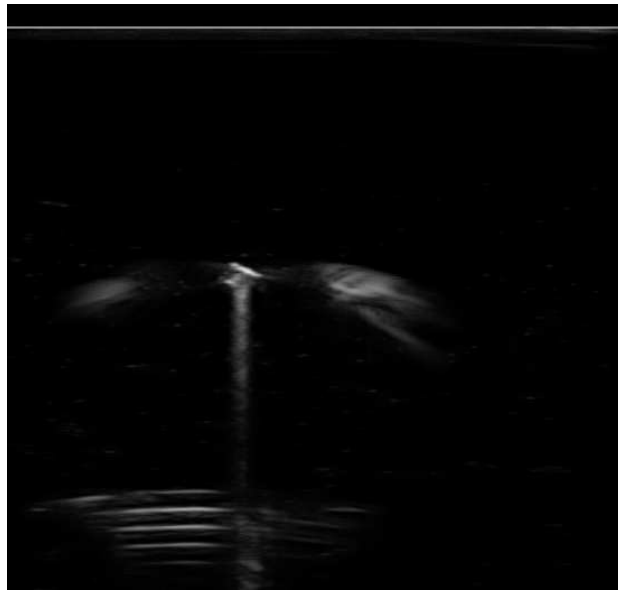
3.3.2 Segmentação

A etapa de segmentação consiste em rotular cada pixel da imagem de forma a atribuir um significado para cada grupo de pixel com um mesmo rótulo. Existem inúmeros métodos de segmentação e é necessário adaptá-los para cada aplicação. A seguir são apresentados os procedimentos de segmentação realizados nas imagens dos três *phantoms* (água, gelatina opaca e gelatina translúcida).

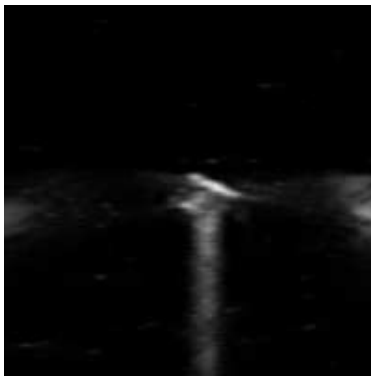
Água

Como a imagem na água foi utilizada apenas para um estudo introdutório, não foi realizada a avaliação do efeito do gradiente nela. Assim, após a transformação morfológica de abertura, realizou-se a limiarização de Otsu, obtendo uma imagem binária (Figura 3.13a). O procedimento de abertura foi suficiente para separar os artefatos de lóbulo lateral completamente da agulha em alguns casos, mas em outros não. Utilizou-se um caso de falha para verificar a consistência do algoritmo de segmentação.

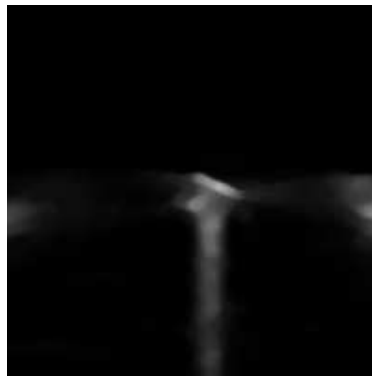
Para utilizar o algoritmo da transformada de *watershed* com marcadores é necessário identificar as “sementes” e o fundo da imagem, assim o algoritmo irá preencher apenas as marcações desconhecidas. Na imagem binária, foi calculada a distância de cada pixel ao pixel de fundo mais próximo. Normalizou-se a imagem obtida em níveis de cinza para poder ser mostrada (Figura 3.13c). Realizou-se novamente um procedimento de limiarização e o resultado final foi definido como as “sementes” para o algoritmo de *watershed*. Para marcá-las utilizou-se um procedimento de verificação de componentes conectados com conectividade de 4 elementos. Para marcar o fundo, a imagem representando as sementes foram subtraídas da imagem binária dilatada (Figura 3.13b), resultando na imagem mostrada na Fig. 3.13d. Essa imagem também representa a região desconhecida que será marcada durante o algoritmo de *watershed*. As regiões resultantes do algoritmo de



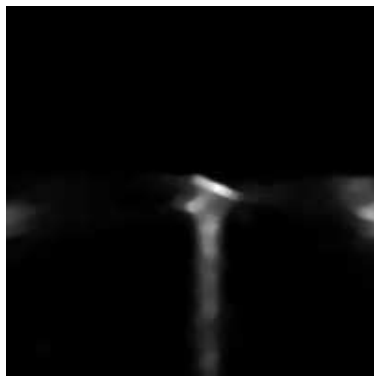
(a) Imagem original.



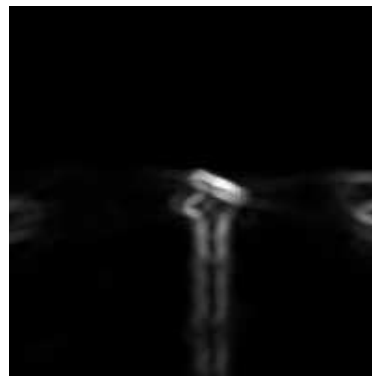
(b) ROI definida.



(c) Após filtro de mediana.



(d) Após correção gamma.



(e) Após gradiente.

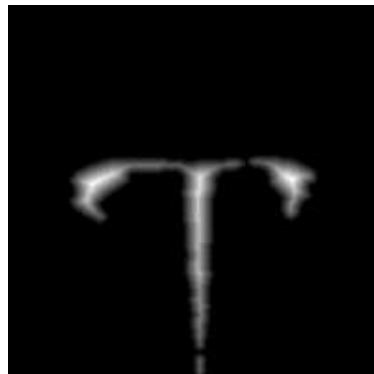
Figura 3.12: Etapas de pré-processamento da imagem adquirida na gelatina translúcida.



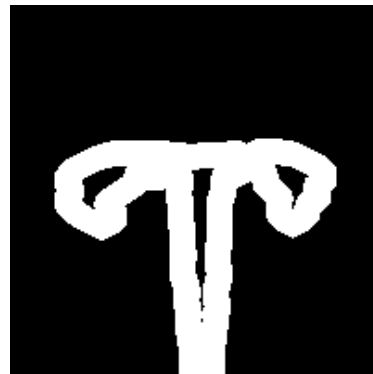
(a) Após limiarização de Otsu.



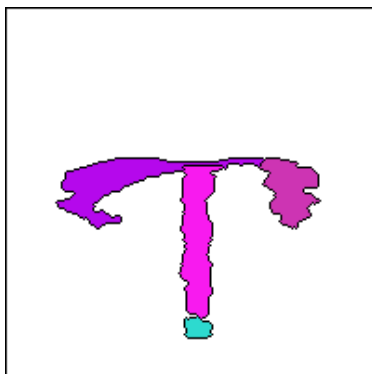
(b) Após dilatação.



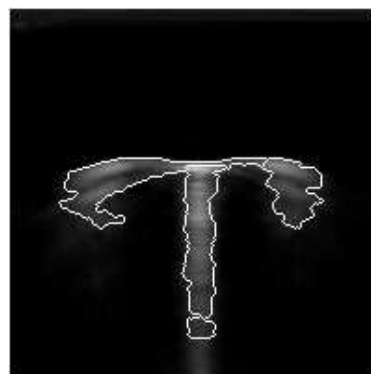
(c) Após transformada de distância.



(d) Região de informação desconhecida.



(e) Resultado da segmentação por *watershed*.



(f) Bordas dos objetos sobrepostas à imagem original.



(g) Região da agulha.

Figura 3.13: Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na água.

watershed são mostradas na Fig. 3.13e. A Figura 3.13f mostra os contornos dos objetos sobrepostos na imagem original.

A região mais ao centro da imagem foi selecionada como a região contendo a agulha (Fig. 3.13g). Os artefatos de lóbulos laterais interferiram no crescimento das regiões durante o algoritmo, de modo que os pixels da superfície superior da agulha não se encontram no objeto com a cauda de cometa. Isso representa uma perda de informação da localização precisa da agulha e causará um erro na posição final determinada. Como os lóbulos laterais são bastante atenuados no tecido mole, primeiro verificou-se o comportamento do processo de segmentação proposto em imagens mais verossímeis.

Gelatina opaca

Após o gradiente, foi feita a limiarização de Otsu (Fig. 3.14a). Apesar da aplicação do gradiente, como não houve perda significativa da integridade da região da agulha, o algoritmo de transformação de *watershed* foi feito da mesma forma mencionada no tópico anterior. As “sementes” foram definidas pela distância ao fundo da imagem (Fig. 3.14c) e a região desconhecida (Fig. 3.14d) pela subtração da dilatação (Fig. 3.14b) e das “sementes”. O resultado do crescimento das regiões é mostrado na Fig. 3.14e, a sobreposição com a imagem original na Fig. 3.14f e a região escolhida contendo a ponta da agulha na Fig. 3.14g.

Gelatina translúcida

Como foi previsto anteriormente, o gradiente comprometeu a integridade da cauda de cometa (Fig. 3.15a). Por esse motivo, um passo foi adicionado antes da implementação do algoritmo de watershed. Realizou-se uma operação morfológica de fechamento (Fig. 3.15b), o que garantiu que a “semente” pudesse ser obtida conforme mencionada anteriormente (Fig. 3.15d). As Figuras 3.15c, 3.15e, 3.15f, 3.15g e 3.15h mostram as etapas do procedimento.

O procedimento apresentado para segmentação da região da agulha apresentou um bom comportamento para imagens mais fiéis ao tecido mole. Como os artefatos de lóbulos laterais eram mais acentuados apenas nas imagens na água e variam bastante com a direção de incidência do feixe de ultrassom, um estudo mais criterioso não foi realizado nesse trabalho.

3.3.3 Estimação da posição da ponta da agulha

O mesmo procedimento foi feito para as imagens dos três *phantoms*. Dois métodos foram utilizados para determinar a posição da ponta da agulha: o primeiro utilizando a transformada de Hough para determinar a linha principal formada pela agulha e a cauda de cometa (CTA), e o segundo por um máximo local do nível de cinza na região segmentada. O segundo método foi proposto devido a constatação da falta do artefato CTA nas imagens da gelatina com partículas.

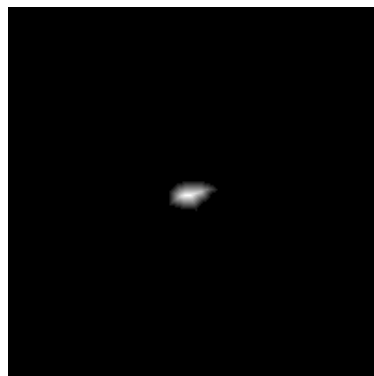
A transformada de Hough é utilizada para detectar linhas na imagem. Ela é baseada na relação entre pontos no espaço da imagem e retas no espaço de parâmetros. O espaço de parâmetros é



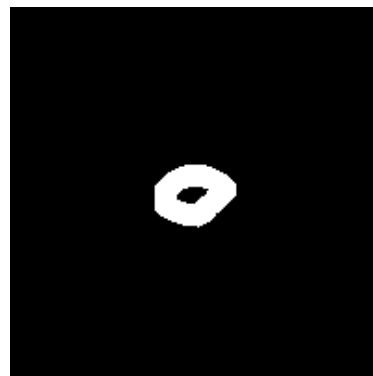
(a) Após limiarização de Otsu.



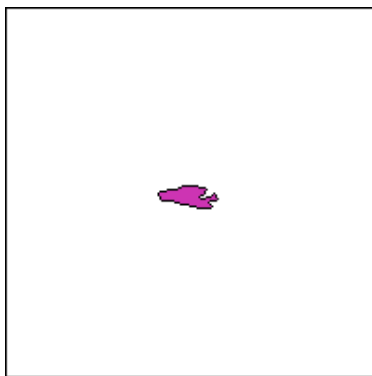
(b) Após dilatação.



(c) Após transformada de distância.



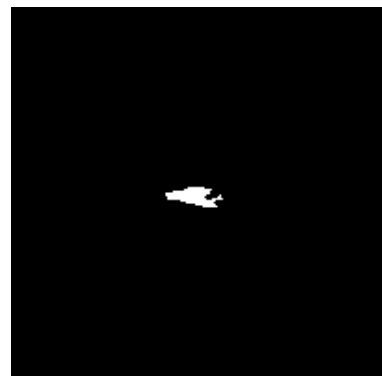
(d) Região de informação desconhecida.



(e) Resultado da segmentação por *watershed*.



(f) Bordas dos objetos sobrepostas à imagem original.



(g) Região da agulha.

Figura 3.14: Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na gelatina opaca.

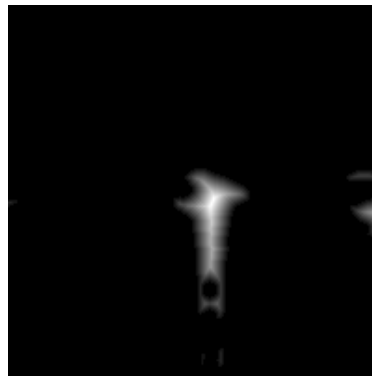


(a) Após limiarização de Otsu.

(b) Após fechamento.



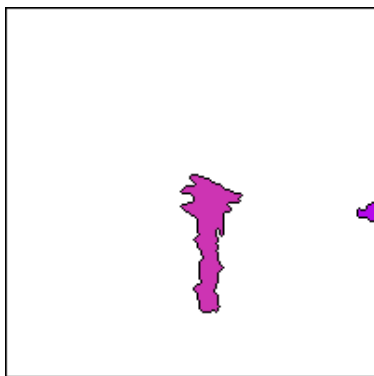
(c) Após dilatação.



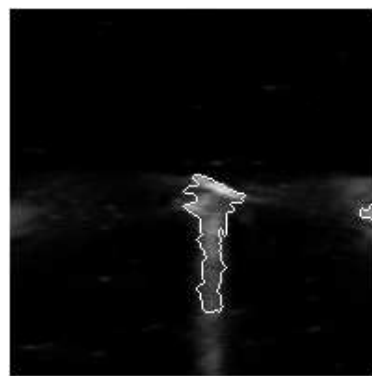
(d) Após transformada de distância.



(e) Região de informação desconhecida.



(f) Resultado da segmentação por *watershed*.



(g) Bordas dos objetos sobrepostas à imagem original.



(h) Região da agulha.

Figura 3.15: Etapas de segmentação da agulha na imagem adquirida na gelatina translúcida.

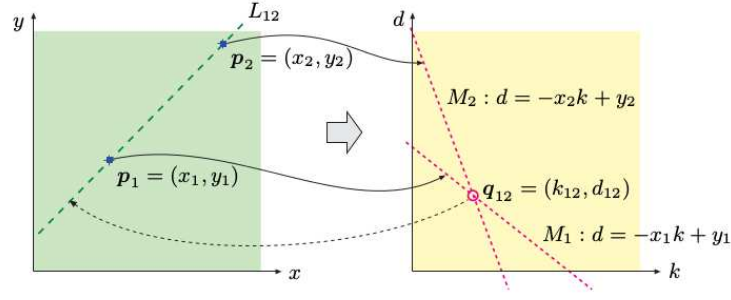


Figura 3.16: Relação entre pontos no espaço da imagem e de parâmetros. [14]

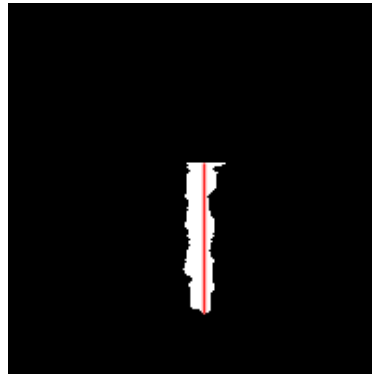
um espaço bidimensional com os eixos representando os coeficientes angular e linear de uma reta. São investigadas todas as retas que passam por um ponto (x, y) da imagem. O conjunto de todas essas retas forma uma reta no plano de parâmetros. Assim cada ponto da imagem é mapeado por uma reta no espaço de parâmetros e a interseção de duas retas, um ponto, representa outra reta no espaço da imagem (Fig. 3.16).

Primeiramente é criado uma matriz chamada de acumulador que representa o espaço de parâmetros. Então cada ponto é mapeado no acumulador, incrementando as células em que se encontra. Quando o mapeamento termina, as células com os maiores números de interseções, chamados de votos, representam as linhas na imagem com o maior número de pontos. Usualmente ao invés do espaço de parâmetros ser representado pelos coeficientes angular e linear, é utilizada a representação em coordenadas polares, comprimento e ângulo de um vetor normal à reta.

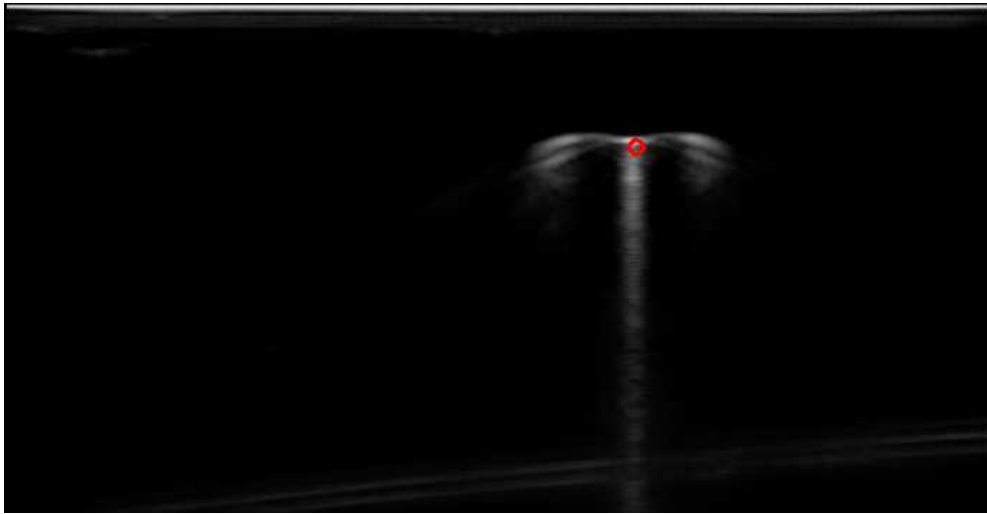
Similarmente ao que foi mostrado em [2], foi aplicada a transformada de Hough sobre a região segmentada e selecionadas as retas perpendiculares com comprimento mínimo igual ao diâmetro da agulha. Assumindo certa simetria da cauda de cometa, selecionou-se uma reta principal, em que a extremidade superior representa a superfície da agulha. Um problema surge quando a cauda de cometa não está presente, como no caso da imagem na gelatina opaca. Como a região segmentada corresponde praticamente a apenas a circunferência da agulha, essa região contém poucos pontos, gerando poucas linhas pelo algoritmo de Hough. Foi preciso diminuir o critério de votos para seleção das linhas, o que faz com que muitas linhas sejam selecionadas quando a cauda de cometa está presente, acarretando em custo de memória do algoritmo.

As retas selecionadas para as imagens dos *phantoms* de água, gelatina opaca e gelatina translúcida, respectivamente, estão mostradas nas Figs. 3.17a, 3.18a e 3.19a e a posição da ponta da agulha é mostrada nas Figs. 3.17b, 3.18b e 3.19b.

O segundo método, mais simples, consiste em determinar um máximo local do nível de cinza da região segmentada. Como a reflexão mais forte da onda sonora ocorre na fronteira entre o tecido e a agulha, teoricamente deve ser representado pela região mais brilhante da imagem. A posição da agulha determinada por esse método é mostrada nas Figs. 3.17c, 3.18c e 3.19c.



(a) Linha selecionada pela transformada de Hough.

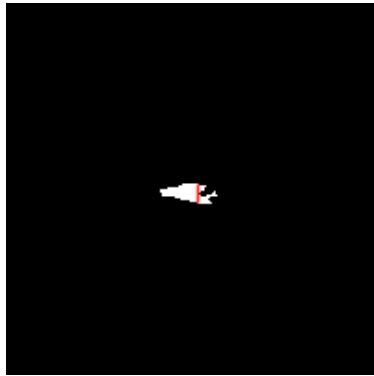


(b) Posição da ponta da agulha obtida pela transformação de Hough.

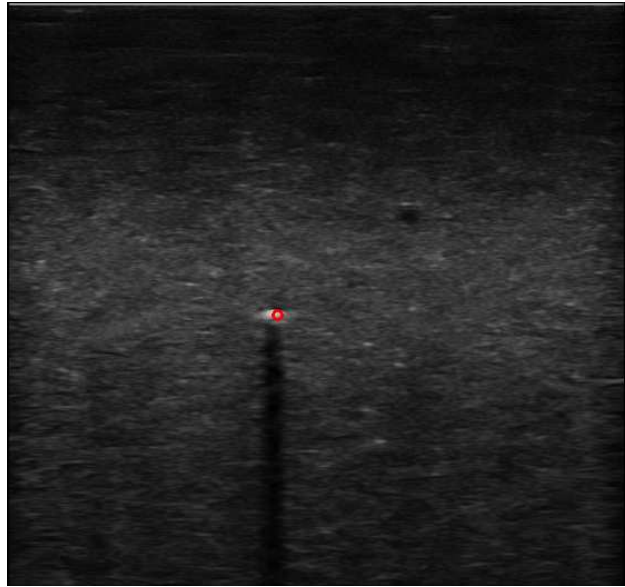


(c) Posição da ponta da agulha obtida pelo método de máximo local.

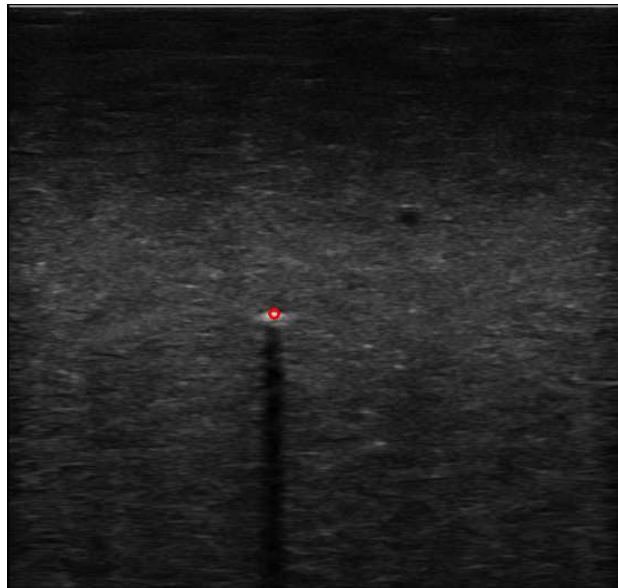
Figura 3.17: Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na água.



(a) Linha selecionada pela transformada de Hough.



(b) Posição da ponta da agulha obtida pela transformação de Hough.

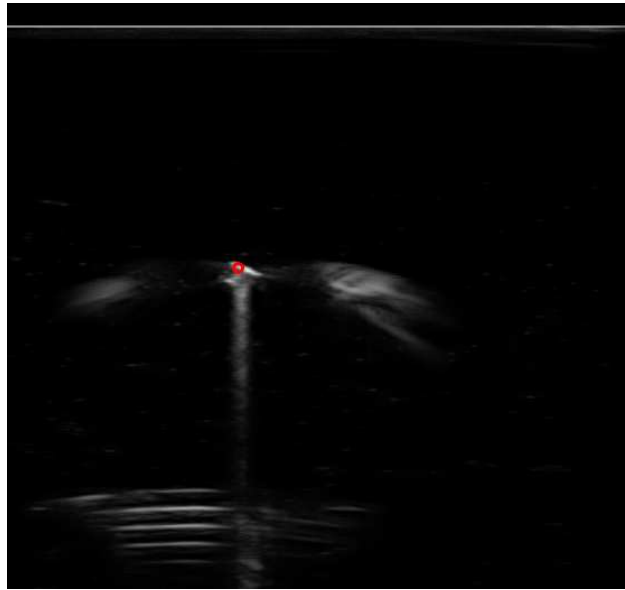


(c) Posição da ponta da agulha obtida pelo método de máximo local.

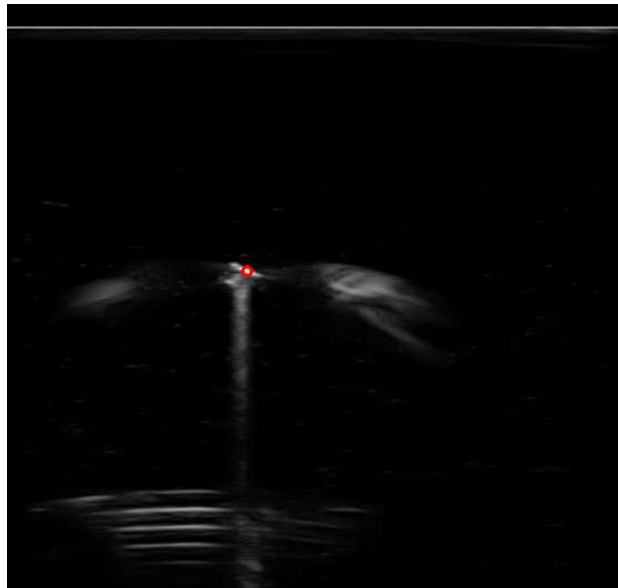
Figura 3.18: Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na gelatina opaca.



(a) Linha selecionada pela transformada de Hough.



(b) Posição da ponta da agulha obtida pela transformação de Hough.



(c) Posição da ponta da agulha obtida pelo método de máximo local.

Figura 3.19: Posição da ponta da agulha na imagem adquirida na gelatina translúcida.

Capítulo 4

Resultados Experimentais

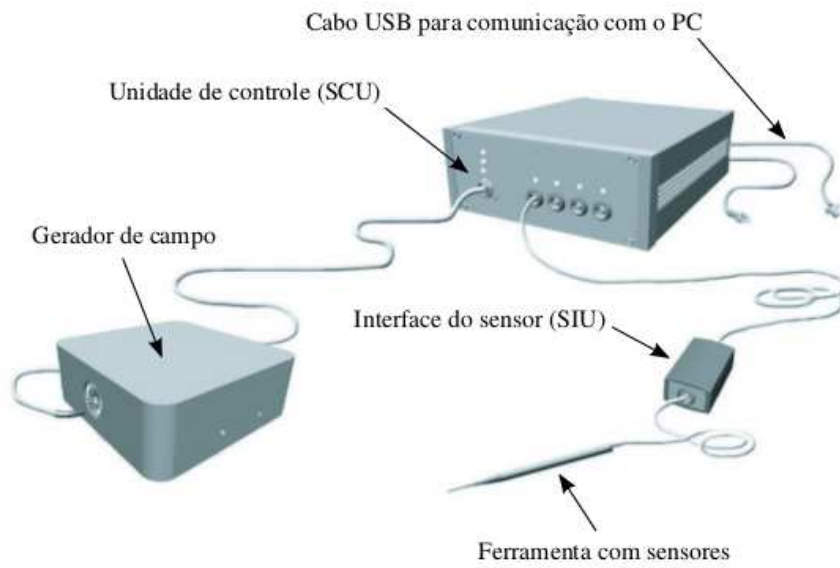
4.1 Introdução

Com objetivo de validar o algoritmo desenvolvido para segmentação da agulha nas imagens de ultrassom adquiridas, utilizou-se um sistema de rastreamento eletromagnético NDI Aurora. O processamento das imagens ainda não é realizando em tempo real, então um vídeo foi capturado utilizando o protocolo OpenIGTLink, simultaneamente às informações de rastreamento do sensor eletromagnético. Após as devidas transformações de coordenadas, a distância entre a posição do sensor e a posição adquirida pela imagem foi calculada para cada quadro do vídeo, gerando um sinal de erro.

4.2 Setup Experimental

O sistema de aquisição de imagem, como já foi apresentado, é composto pelo equipamento de ultrassom SonixTOUCH, com ambiente Windows executando um software servidor de imagens PlusServer, e conectado via Ethernet a um computador pessoal, com ambiente Linux executando uma aplicação compatível com OpenIGTLink. Para validar o algoritmo de rastreamento desenvolvido, utilizou-se o sistema de rastreamento eletromagnético NDI Aurora (Fig. 4.1a), com um cateter e um sensor, ambos com 6 graus de liberdade (Figs. 4.1b, 4.1c) e um gerador de campo planar (Fig. 4.1d). A Figura 4.2 esquematiza a transmissão de dados em um sistema bem parecido, apresentado em [15].

O cateter e o sensor possuem uma posição e orientação em relação a um eixo de referência no gerador de campo. O sensor de 0,8 mm foi instrumentado dentro de uma agulha tubular de Nitinol (liga metálica de composição 55,5% Níquel e 44,5% Titânio) com diâmetros externo de 1,14 mm e interno de 0,96 mm. A agulha apresenta ponta chanfrada de aproximadamente 10° e junção flexível (Fig. 4.4), de forma que o sensor foi posicionado a 14 mm da ponta da agulha. O cateter foi fixado no transdutor (Fig. 4.3), sendo possível descobrir a sua transformação em relação à origem do plano da imagem e por consequência, a transformação entre sistema de coordenadas do plano da imagem e a referência do NDI Aurora.



(a) Sistema de rastreamento eletromagnético NDI Aurora. [3]



(b) Cateter Aurora 6DOF. [site]



(c) Sensor Aurora Micro 6DOF. [3]



(d) Gerador de campo planar. [3]

Figura 4.1: Sistema de rastreamento eletromagnético.

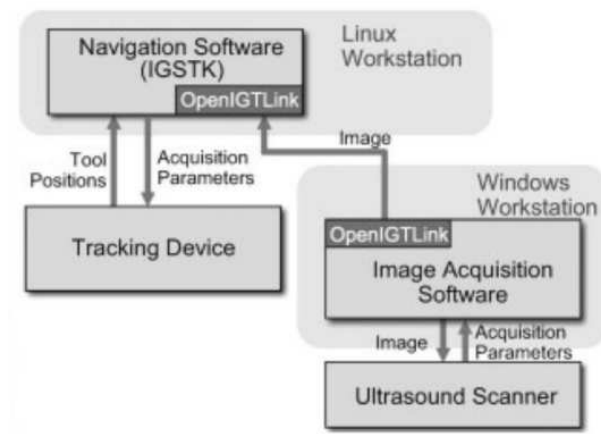
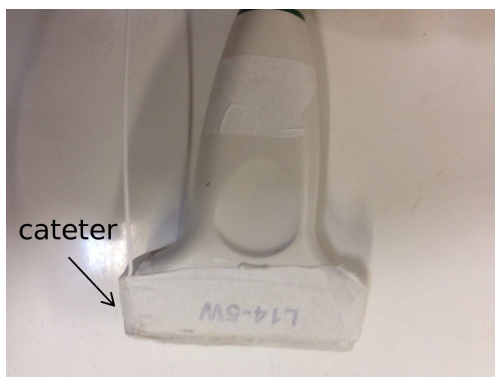
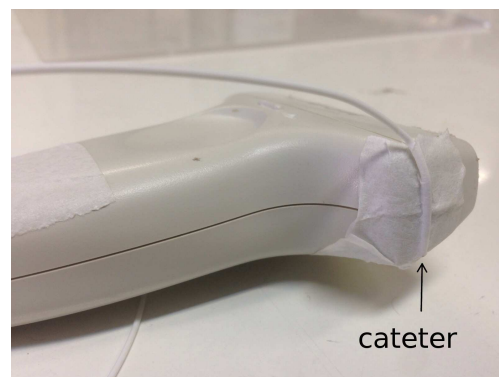


Figura 4.2: Dispositivos de rastreamento. [15]



(a) Visão frontal.



(b) Visão lateral.

Figura 4.3: Cateter acoplado ao transdutor.



(a) Visão superior da agulha.



(b) Visão lateral da agulha.

Figura 4.4: Agulha de nitinol com junção flexível. [3]

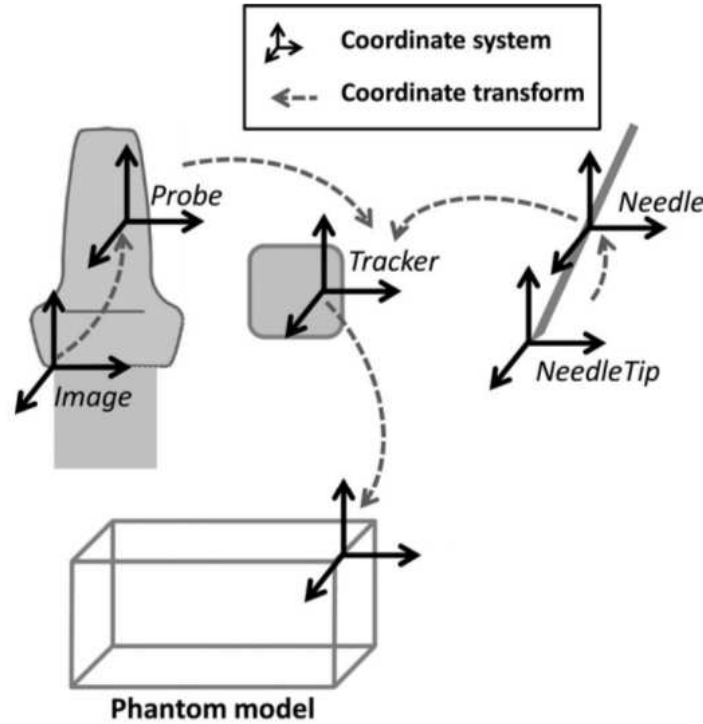


Figura 4.5: Sistema de coordenadas. [16] (Adaptado)

Como o rastreamento foi feito em duas dimensões, a informação da posição da ponta da agulha na direção fora do plano é perdida. Também por esse motivo, não houve preocupação com a rotação do sensor e do cateter no momento. É suposto que transdutor se mantém alinhado ao eixo de referência, não sofrendo rotações. Visto que o transdutor é transladado manualmente para acompanhar a agulha, essa suposição é possivelmente a maior fonte de error entre a posição do sensor e da imagem. Foi considerado o sistema de referência do NDI Aurora como referência global e que o seu plano (y, z) é equivalente ao plano (x, y) da imagem, portanto a direção fora do plano do movimento da agulha é na direção x do sistema de referência.

Visando trabalhar com a pose completa da agulha no futuro, os cálculos das transformações de coordenadas foram feitos em ambiente MATLAB utilizando as ferramentas da biblioteca DQ Robotics de operações de quatérnios duais. A Figura 4.5 mostra os sistemas de coordenadas principais em uma intervenção guiada por ultrassom.

4.3 Resultados

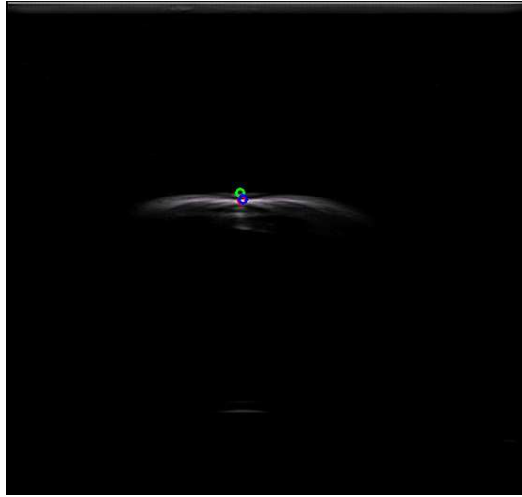
A imagem formada da agulha pode variar bastante dependendo do ângulo de incidência do feixe sonoro. Por esse motivo, foram realizados três experimentos principais: com a agulha parada (Fig. 4.6), com a agulha movimentando-se horizontal e verticalmente no plano da imagem (Figs. 4.7, 4.8). Considerou-se a posição obtida com os Método 1, pela transformada de Hough, e Método 2, pelo máximo local no nível de intensidade de cinza.

As Figuras 4.6a, 4.7a e 4.8a mostram um quadro do vídeo com as posições adquiridas pelo sensor eletromagnético (azul), pelo Método 1 (verde) e pelo Método 2 (vermelho). Durante o experimento da agulha parada, foi possível alinhar a ponta da agulha e o plano da imagem de forma mais precisa, por esse motivo ele apresentou um erro menor em relação aos outros experimentos. Nele, para o Método 1, o erro médio foi de 1,055196 mm e o máximo foi de 1,478924 mm e para o Método 2, o erro médio de 0,733252 mm e o máximo de 1,283728 mm. As curvas dos erros em mm para cada quadro do vídeo foram plotadas nas Figs. 4.6b e 4.6c.

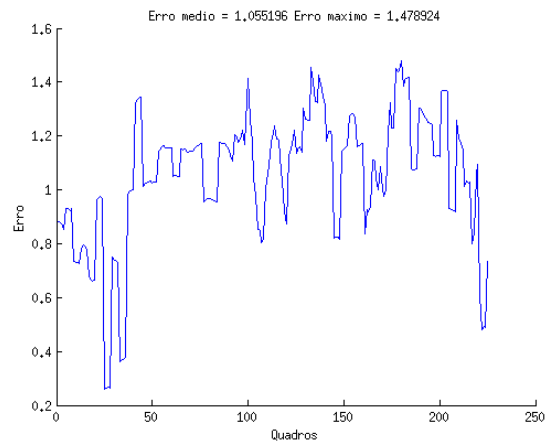
No experimento com a agulha se movimentando horizontalmente no plano da imagem, o erro médio foi de 0,879690 mm e o máximo foi de 2,534413 mm para o Método 1 e para o Método 2, o erro médio de 2,124518 mm e o máximo de 4,882169 mm (Figs. 4.7b e 4.7c). Por fim, no experimento com a agulha se movimentando verticalmente no plano da imagem, o erro médio do Método 1 foi de 2,156982 mm e o máximo foi de 6,746073 mm e para o Método 2, o erro médio de 1,818037 mm e o máximo de 4,745983 mm (Figs. 4.8b e 4.8c). Os transições abruptas nas curvas do erro indicam possíveis transições bruscas na posição obtida pelo rastreamento, o que não é possível na realidade devido às limitações de velocidade da agulha. Uma possibilidade de suavizá-las é utilizar a informação da posição obtida numa etapa anterior do algoritmo e as condições de movimentação da agulha, velocidades lineares e angulares, para limitar a região de busca e avaliar a qualidade do dado obtido.

A fonte dos erros advém principalmente da dificuldade de manter a ponta da agulha no plano da imagem durante a inserção, visto que tanto a inserção quanto o reposicionamento do transdutor foram feitos manualmente. Outro problema relacionado ao posicionamento manual se refere ao desalinhamento dos quadros de referência e do transdutor, gerando uma rotação que não foi considerada nas transformações. Além disso, a transformação do quadro do transdutor para o sistema de coordenadas da imagem foi obtida por aproximações das medidas das distâncias entre a posição do cateter e o início do *footprint* do transdutor. Para um método ideal, deve ser feita uma calibração entre a posição do transdutor e a posição da imagem no sistema de referência.

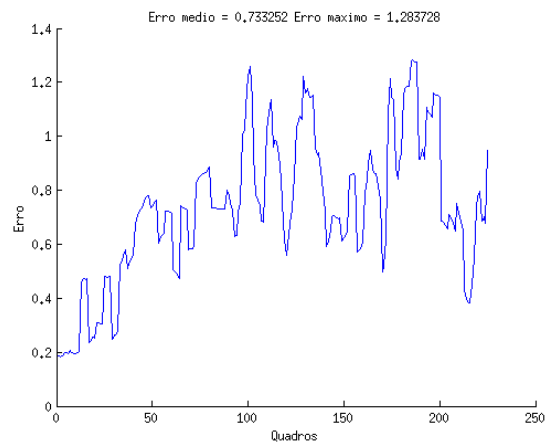
Até este momento, não foram avaliados os custos computacionais do algoritmo de segmentação proposto e a sua aplicabilidade em tempo real. Entretanto é sabido que o algoritmo de *watershed* tradicional tem uma carga muito alta para aplicações em tempo real. O algoritmo implementado pelo OpenCV é uma variação não-paramétrica baseada em [46]. Devido a baixa robustez de métodos compatíveis com o processamento em tempo real, foram estudadas algumas variações da implementação do algoritmo *watershed* em [47], [48], [49], [50]. Para melhorar a performance do algoritmo realizado, poderia ser reduzida a região de interesse (ROI). Foram utilizadas regiões aproximadamente 20 vezes maiores que a agulha, o que pode ser desnecessário se for utilizada determinada heurística sobre o movimento da agulha e as regiões de maior probabilidade da ponta estar localizada.



(a) Posição adquirida pelo sensor eletromagnético (azul), pelo Método 1 (verde) e pelo Método 2 (vermelho).

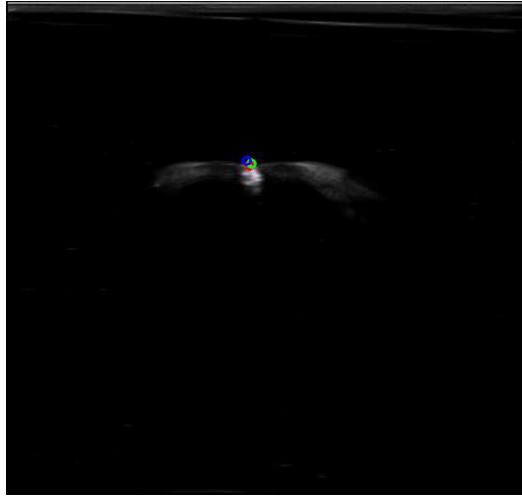


(b) Erro (em mm) do Método 1 durante experimento com agulha parada.

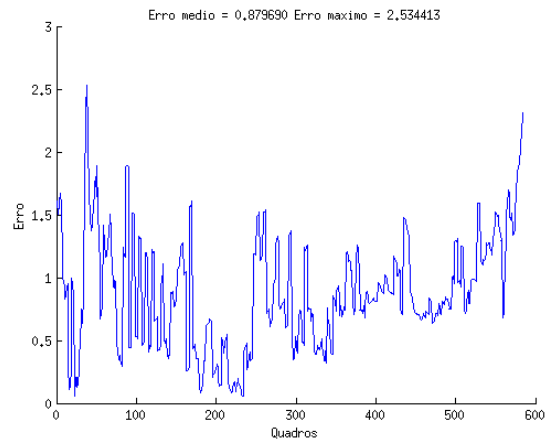


(c) Erro (em mm) do Método 2 durante experimento com agulha parada.

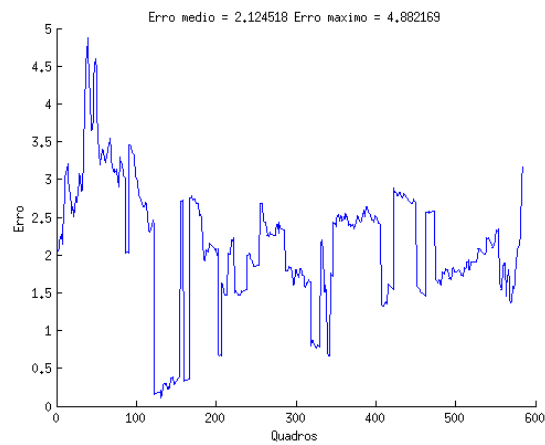
Figura 4.6: Experimento com agulha parada.



(a) Posição adquirida pelo sensor eletromagnético (azul), pelo Método 1 (verde) e pelo Método 2 (vermelho).

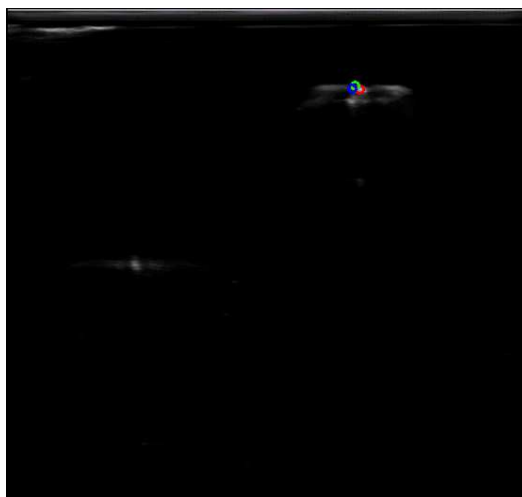


(b) Erro do Método 1 durante experimento com agulha em movimento horizontal.

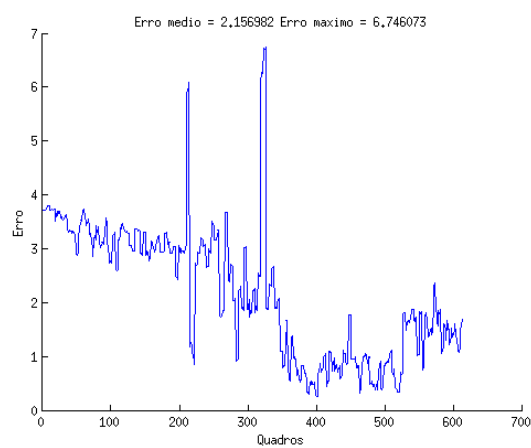


(c) Erro do Método 2 durante experimento com agulha em movimento horizontal.

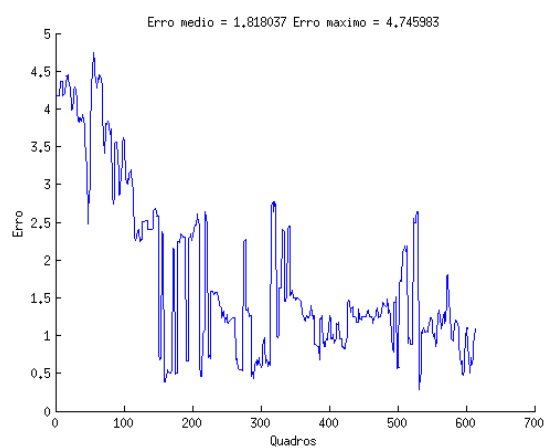
Figura 4.7: Experimento com agulha em movimento horizontal.



(a) Posição adquirida pelo sensor eletromagnético (azul), pelo Método 1 (verde) e pelo Método 2 (vermelho).



(b) Erro do Método 1 durante experimento com agulha em movimento vertical.



(c) Erro do Método 2 durante experimento com agulha em movimento vertical.

Figura 4.8: Experimento com agulha em movimento vertical.

Capítulo 5

Conclusões

Como já foi mencionado, a utilização do imageamento médico em procedimentos clínicos é de vital importância para garantir a eficácia do tratamento ou a precisão do diagnóstico. Um sistema de posicionamento automático dos instrumentos, tais como agulhas flexíveis, requer um controle em malha fechada para se tornar robusto a interferências, como perturbações e variações de parâmetros. A realimentação da malha do sistema pode ser feita com sistemas de imageamento e rastreamento automático.

Esse trabalho abordou os aspectos relacionados ao imageamento de agulhas flexíveis para procedimentos percutâneos. Entre eles, as possíveis modalidades de imagens médicas usadas em intervenções minimamente invasivas, com foco especial em imagens de ultrassom devido suas vantagens de segurança e portabilidade; as características de imagens de ultrassom, mostrando os artefatos mais comuns; as principais técnicas de processamento e segmentação em imagens digitais; um sistema de aquisição e transmissão de dados em tempo real aplicado à imagens de ultrassom, incluindo a caracterização do protocolo utilizado; e por fim, a apresentação de um algoritmo para segmentação automática da ponta da agulha.

A posição da agulha foi adquirida em três etapas principais: o pré-processamento, a segmentação da agulha e a identificação da ponta. O pré-processamento se mostrou extremamente importante devido à principal característica de imagens de ultrassom que é a presença do ruído de impulso. Seguindo os procedimentos clássicos de filtragem, foi possível reduzir o ruído de imagens simulando tecido mole, adquiridas através da construção de *phantoms*. Na fase de segmentação também utilizou-se métodos consolidados, como segmentação por binarização de imagens digitais e por crescimento de regiões.

O estudo da modelagem e inserção de agulhas flexíveis ainda é muito recente. O rastreamento automático em tempo real, mais ainda. Esse trabalho procurou seguir as diretrizes apresentadas em [2], devido às vantagens de realizar um rastreamento em três dimensões utilizando um equipamento de imagem de duas dimensões e por ser uma técnica recente e bastante promissora. Entretanto o sistema de inserção automática ainda está em desenvolvimento, por isso optou-se por esmiuçar as alternativas de rastreamento ao invés de tentar implementá-la em malha fechada, com reposicionamento do transdutor.

5.1 Perspectivas Futuras

Por ser uma área de pesquisa recente, muito ainda tem a ser feito. Nesse trabalho, foi realizada uma abordagem estática por quadro, mas a sequência de quadros guarda informações bastante relevantes que podem ser utilizadas, tais como uma noção da direção do movimento, utilização da informação de posição anterior para estimar posições futuras e corrigir possíveis erros de obtenção da posição pela imagem, entre outros. O sistema de aquisição de dados por enquanto trabalha apenas com imagens, mas é possível realizar transmissões de informações relevantes, tais como parâmetros de imagem e informações de rastreamento de sensores.

Também é importante estudar as implicações do método de inserção discretizada no procedimento de reposicionamento do transdutor e a possibilidade de expansão do rastreamento realizado em duas dimensões para três dimensões, utilizando informações das velocidades de inserção. Por fim, o objetivo principal desse estudo é a integração do sistema de imageamento com um sistema de reposicionamento robótico do transdutor. Deve-se estudar a possibilidade de uso de um braço robótico, porém os excessivos graus de liberdade podem deixar o problema redundante, e a fabricação de um dispositivo próprio de posicionamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ETO, M.; NAITO, S. Robotic surgery assisted by the zeus system. In: *Endouroonology: New Horizons in Endourology*. [S.l.]: Springer Tokyo, 2005, (Recent Advances in Endourology, v. 6). p. 39–48.
- [2] 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.
- [3] GERALDES, A. A. *Dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos minimamente invasivos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, 2015.
- [4] BERNARDES, M. C. *Robot-Assisted Steering of Flexible Needles for Percutaneous Procedures*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2012.
- [5] ABAYAZID, M. et al. Experimental evaluation of ultrasound-guided 3d needle steering in biological tissue. *Int J CARS*, 2014.
- [6] SUETENS, P. *Fundamentals of Medical Imaging*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009.
- [7] NAROUZE, S. N. *Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management*. [S.l.]: Springer, 2011.
- [8] REUSZ, G. et al. Needle-related ultrasound artifacts and their importance in anaesthetic practice. *British Journal of Anaesthesia*, 2014.
- [9] FELDMAN, M. K.; KATYAL, S.; BLACKWOOD, M. S. Us artifacts. *RadioGraphics*, 2009.
- [10] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. [S.l.]: Prentice Hall, 2001.
- [11] DESERNO, T. M. *Biomedical Image Processing*. [S.l.]: Springer, 2011.
- [12] ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION. *SonixTouch Ultrasound System Extended User Manual*. [S.l.], 2013.
- [13] LASSO, A. et al. Plus: open-source toolkit for ultrasound-guided intervention systems. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2014.
- [14] BURGER, W.; BURGE, M. J. *Digital Image Processing*. [S.l.]: Springer, 2008.

- [15] TOKUDA, J. et al. Openiglink: an open network protocol for image-guided therapy environment. *Int J Med Robot*, 2009.
- [16] UNGI, T. et al. Perk tutor: An open-source training platform for ultrasound-guided needle insertions. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2012.
- [17] KWOH, Y. S. et al. A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 35(2), p. 153–160, Feb 1988.
- [18] BARGAR, W. L.; BAUER, A.; BÖRNER, M. Primary and revision total hip replacement using the robodoc system. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 354, p. 82–91, 1998.
- [19] MARESCAUX, J. et al. Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, v. 413, p. 379–380, 2001.
- [20] ABOLHASSANI, N.; PATEL, R.; MOALLEM, M. Needle insertion into soft tissue: A survey. *Medical Engineering & Physics*, v. 29, p. 413–431, 2007.
- [21] DIMAIO, S. P.; SALCUDEAN, S. E. Needle steering and motion planning in soft tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 56, p. 965–974, 2005.
- [22] GLOZMAN, D.; SHOHAM, M. Flexible needle steering and optimal trajectory planning for percutaneous therapies. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2004. (Lecture Notes in Computer Science, v. 3217), p. 137–144.
- [23] WEBSTER, R. J. et al. Nonholonomic modeling of needle steering. In: *Experimental Robotics IX (The 9th International Symposium on Experimental Robotics)*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2006. (Springer Tracts in Advanced Robotics, v. 21), p. 35–44.
- [24] MINHAS, D. S. et al. Modeling of needle steering via duty-cycled spinning. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2007.
- [25] WEBSTER, R. J.; MEMISEVIC, J.; OKAMURA, A. M. Design considerations for robotic needle steering. In: *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. [S.l.]: IEEE, 2005. p. 3588–3594.
- [26] ABAYAZID, M.; SHAHRIARI, N.; MISRA, S. Three-dimensional needle steering towards a localized target in a prostate phantom. In: *2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. [S.l.]: IEEE, 2014. p. 7–12.
- [27] VANCAMBERG, L. et al. Needle path planning for digital breast tomosynthesis biopsy using a heterogeneous model. In: *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. [S.l.]: IEEE, 2011. p. 5749 – 5755.

- [28] ENGH, J. A. et al. Toward effective needle steering in brain tissue. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.]: IEEE, 2006. p. 559 – 562.
- [29] REED, K. B. et al. Robot-assisted needle steering. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, v. 18, n. 4, p. 35–46, 2011.
- [30] KALLEM, V.; COWAN, N. J. Image guidance of flexible tip-steerable needles. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, 2009.
- [31] PATIL, S. et al. Needle steering in 3-d via rapid replanning. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, 2014.
- [32] GLOZMAN, D.; SHOHAM, M. Image-guided robotic flexible needle steering. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, 2007.
- [33] SEIFABADI, R.; IORDACHITA, I.; FICHTINGER, G. Design of a teleoperated needle steering system for mri-guided prostate interventions. In: *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. [S.l.: s.n.], 2012.
- [34] MOREIRA, P. et al. A preliminary evaluation of a flexible needle steering algorithm using magnetic resonance images as feedback. In: *2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. [S.l.: s.n.], 2014.
- [35] PATEL, N. A. et al. Closed-loop asymmetric-tip needle steering under continuous intraoperative mri guidance. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, 2015.
- [36] OKAZAWA, S. H. et al. Methods for segmenting curved needles in ultrasound images. *Medical Image Analysis*, 2006.
- [37] 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.
- [38] NEUBACH, Z.; SHOHAM, M. Ultrasound-guided robot for flexible needle steering. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2010.
- [39] ABOOFAZELI, M. et al. A new scheme for curved needle segmentation in three-dimensional ultrasound images. *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on*, 2009.
- [40] ADEBAR, T. K.; FLETCHER, A. E.; OKAMURA, A. M. 3-d ultrasound-guided robotic needle steering in biological tissue. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2014.
- [41] KREMKAU, F. W.; TAYLOR, K. J. W. Artifacts in ultrasound imaging. *J Ultrasound Med*, 1986.

- [42] ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION. *Transducers Product Specification Sheet*. [S.l.].
- [43] A., F. et al. 3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. *Magnetic Resonance Imaging*, 2012.
- [44] BUDE, R. O.; ADLER, R. S. An easily made, low-cost, tissue-like ultrasound phantom material. *J Clin Ultrasound*, 1995.
- [45] TOMASI, C.; MANDUCHI, R. Bilateral filtering for gray and color images. In: *Computer Vision, 1998. Sixth International Conference on*. [S.l.: s.n.], 1998.
- [46] MEYER, F. Color image segmentation. In: *Image Processing and its Applications, 1992., International Conference on*. [S.l.: s.n.], 1992.
- [47] 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.
- [48] KUO, C.; ODEH, S.; HUANG, M. Image segmentation with improved watershed algorithm and its fpga implementation. In: *Circuits and Systems, 2001. ISCAS 2001. The 2001 IEEE International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2001.
- [49] RUPARELIA, S. *Implementation of Watershed Based Image Segmentation Algorithm in FPGA*. Dissertação (Mestrado) — University of Stuttgart, 2012.
- [50] SUN, H.; YANG, J.; REN, M. A fast watershed algorithm based on chain code and its application in image segmentation. *Pattern Recognition Letters*, 2005.