



**DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA GUIAGEM DE AGULHAS
FLEXÍVEIS EM PROCEDIMENTOS MINIMAMENTE INVASIVOS**

ANDRÉ AUGUSTO GERALDES

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA GUIAGEM DE AGULHAS
FLEXÍVEIS EM PROCEDIMENTOS MINIMAMENTE INVASIVOS**

ANDRÉ AUGUSTO GERALDES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA DE SISTEMAS ELETRÔNICOS E AUTOMAÇÃO.

APROVADA POR:

**Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB
(Orientador)**

**Prof. Geovany Araújo Borges, ENE/UnB
Presidente da banca**

**Prof. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, ENE/UnB
Examinador Interno**

**Prof. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, EEL/UFSC
Examinador Externo**

BRASÍLIA, 25 DE SETEMBRO DE 2015.

FICHA CATALOGRÁFICA

GERALDES, ANDRÉ AUGUSTO

Dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos minimamente invasivos [Distrito Federal] 2015.

xi, 103p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação, 2015).

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO – Universidade de Brasília, FACULDADE de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Guiagem de Agulhas Flexíveis

2. Robótica Cirúrgica

3. Cirurgia Minimamente Invasiva

4.

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

GERALDES, A.A. (2015). Dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos minimamente invasivos, DISSERTAÇÃO DE MESTRADO em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação, Publicação 607/2015 DM PGEA, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 103p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: André Augusto Geraldes

TÍTULO: Dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos minimamente invasivos.

GRAU: Mestre ANO: 2015

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

André Augusto Geraldes
Departamento de Eng. Elétrica (ENE) - FT
Universidade de Brasília (UnB)
Campus Darcy Ribeiro
CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

à minha amada Ana

AGRADECIMENTOS

Concluir um projeto de mestrado é sem dúvida uma experiência muito gratificante. Foram dois anos de muito aprendizado, muitas mudanças e muitos desafios. Além de crescer muito como engenheiro, este período foi muito importante para o meu amadurecimento como pesquisador, o que me permitiu ter a certeza de que quero seguir uma carreira acadêmica. No entanto, nada disso seria possível se não fossem as inúmeras pessoas que participaram deste processo. É chegado, portanto, o momento de fazer os merecidos agradecimentos a todos que me ajudaram ao longo deste projeto.

Primeiramente, eu gostaria de agradecer ao meu orientador, Prof. Antônio Padilha, não apenas pela sua orientação nestes dois últimos anos, mas por tudo o que ele já me ensinou nestes dez anos de amizade. Quando nos conhecemos, ele foi a principal inspiração para eu ingressar no curso de engenharia mecatrônica e até hoje continua sendo um grande exemplo e me inspirando a ser um pesquisador cada vez melhor. Muito obrigado por sempre confiar em mim e me motivar a superar os meus limites. Agradeço também à Prof. Mariana Bernardes por toda a dedicação e pela imensa disposição em prestar ajuda. Sou muito grato por cada uma das discussões que tivemos sobre este projeto e também pela sua atitude de me envolver em decisões importantes em outros projetos do laboratório. Obrigado também por servir de modelo de pesquisador ideal. Espero no meu doutorado ser capaz de escrever um tese tão boa quanto a sua.

Também gostaria de agradecer ao Prof. Geovany Borges por ser o principal responsável por esta linha pesquisa e pelo seu papel fundamental no laboratório LARA. Agradeço principalmente por ter me aceito neste projeto ainda durante a minha graduação, o que permitiu que eu chegasse até aqui. Agradeço também aos professores João Luis Carvalho, Alexandre Romariz, José Maurício Motta, Leonardo Menezes, Flávia Oliveira e Geovany Borges, com quem eu pude cursar as disciplinas do mestrado. Obrigado a todos pelo compromisso em me ensinar e por toda a dedicação em contribuir da melhor forma possível para o meu crescimento pessoal.

Não posso deixar de agradecer a todos os colegas do LARA com quem eu tive o prazer de conviver nos últimos quatro anos. Agradeço as inúmeras contribuições que eles tiveram em diferentes aspectos deste trabalho, muitas vezes interrompendo suas atividades para me ajudar, mas sobretudo ao aprendizado cotidiano. Agradeço especialmente ao Thiago Rocha, pela colaboração ao longo deste projeto e pela amizade de muitos anos. Agradeço também ao Lucas Fonseca, Luis Figueredo, Henrique Menegaz, Roberto Baptista, Miguel Gutierrez, Claudia Ochoa, Hugo Tadashi, João Vitor Vilela, Murilo Marinho, Rafael Cortes, George Brindeiro, Vinícius Galvão e Lucas Levy. Cada um de vocês teve um papel importante nesta trajetória e jamais irei esquecê-los.

Por fim gostaria de agradecer aos meus pais, Rosângela e Antônio, por todo amor e carinho e pela educação que me deram. Obrigado por sempre me apoiarem nas minhas escolhas e me ensinarem a lutar pelos meus sonhos. Agradeço à minha irmã Luiza, pela amizade de uma vida inteira. E finalmente, agradeço à minha amada, Ana Kelly, que em tão pouco tempo fez um estrago tão grande em meu coração. Obrigado por sempre me apoiar e não me deixar desistir frente às dificuldades.

RESUMO

DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA GUIAGEM DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM PROCEDIMENTOS MINIMAMENTE INVASIVOS

Autor: André Augusto Gerales

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

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação – PGEA

Brasília, 25 de setembro de 2015

Agulhas flexíveis constituem uma nova tecnologia para a realização de procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos. Devido a sua capacidade de curvar dentro do corpo do paciente, elas tem potencial de melhorar a performance de diferentes procedimentos cirúrgicos, no entanto o posicionamento preciso deste tipo de agulha ainda é um desafio em aberto na comunidade científica. Neste contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um novo dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis. Tal dispositivo utiliza uma abordagem de inserção discretizada, visando solucionar problemas existentes no Dispositivo de Antena Telescópica, utilizado no estado da arte. O desenvolvimento deste novo sistema compreende tanto um projeto mecânico original quanto a implementação dos sistemas eletrônico e de software necessários para controlar a inserção da agulha. A partir de experimentos de inserção *in vitro* realizados, foi possível quantificar a performance em malha aberta deste sistema e compará-lo ao estado da arte. Os resultados obtidos mostraram que este novo dispositivo apresenta melhor acurácia, resultando em um erro médio de posicionamento da agulha 35% menor, mas possui uma precisão 4 vezes menor. Através dos experimentos realizados também foi possível identificar algumas falhas mecânicas no dispositivo, que impactaram negativamente a sua performance. Acredita-se que a correção destas falhas possa melhorar a precisão do dispositivo construído, no entanto estas alterações ficam a cargo de trabalhos futuros.

Palavras Chave: Guiagem de Agulhas Flexíveis, Robótica Cirúrgica, Cirurgia Minimamente Invasiva

ABSTRACT

Author: André Augusto Geraldés

Supervisor: Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB

Graduate Program in Electronic Systems Engineering and Automation – PGEA

Brasília, 25th September 2015

Flexible needles represent a novel technology in minimally invasive surgery. Due to their ability to bend inside soft tissue, they have the potential to increase the performance of several surgical procedures, however the precise positioning of this kind of needles remains a challenge to be solved by the scientific community. In this context, this work presents a novel robotic device for flexible needle steering. This device uses a discrete insertion approach, in order to solve existing problems of the Telescoping Support Device, considered the state of the art. The development of this device comprises an original mechanical design as well as the electronics and software systems required to control the needle insertion. In vitro experiments allowed to quantify the open loop performance of the developed system and to compare it to the state of the art. The obtained results showed that the novel device has more accuracy, resulting in a 35% decrease on the mean positioning error, but it is 4 times less precise. The performed experiments also allowed identifying mechanical issues with the manufactured device, which had a negative impact in its performance. The correction of these issues should increase the precision of the developed device, however this modifications are left for future work.

Keywords: Flexible Needle Steering, Surgical Robotics, Minimally Invasive Surgery

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	3
1.3	SOLUÇÃO PROPOSTA	5
1.4	ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO	6
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1	MODELAGEM DO MOVIMENTO DA AGULHA	8
2.1.1	MODELO CINEMÁTICO DA PONTA DA AGULHA	8
2.1.2	MODELO DE TORÇÃO DA AGULHA	9
2.2	MÉTODOS DE INSERÇÃO	10
2.2.1	MANIPULAÇÃO DA BASE E DO TECIDO	10
2.2.2	MÉTODOS <i>stop-and-turn</i> E DE INSERÇÃO HELICOIDAL	11
2.2.3	AJUSTE DA CURVATURA POR CICLO DE TRABALHO	12
2.2.3.1	MÉTODO DE ROTAÇÃO CHAVEADA DA AGULHA	12
2.2.3.2	MÉTODO DE INVERSÃO CHAVEADA DA PONTA	13
2.2.4	MÉTODO DE INSERÇÃO POR PASSOS DISCRETOS	14
2.3	DISPOSITIVOS DE INSERÇÃO DE AGULHA	15
2.3.1	DISPOSITIVO DE ROLETES	16
2.3.2	DISPOSITIVO DE ANTENA TELESCÓPICA	17
2.3.3	DISPOSITIVO DE PENSAS ATIVAS	17
2.3.4	OUTROS DISPOSITIVOS DE INSERÇÃO POR PASSOS DISCRETOS	18
2.4	TIPOS DE AGULHA	19
2.4.1	AGULHAS PASSIVAS	20
2.4.2	AGULHAS ATIVAS	21
2.5	SISTEMAS DE IMAGEAMENTO E RASTREAMENTO	22
3	PROJETO MECÂNICO	24
3.1	REQUISITOS DE PROJETO	24
3.2	ANÁLISE DO DISPOSITIVO DE PENSAS ATIVAS	25
3.2.1	MECANISMO DE MANDRIL ATIVO	25
3.2.2	SISTEMA DE ROTAÇÃO DO MANDRIL	26
3.2.3	TRANSLAÇÃO DO MANDRIL MÓVEL	27
3.3	PROJETO DO MECANISMO	27
3.3.1	PROJETO ADAPTADO DO MANDRIL AUTOCENTRANTE	27
3.3.2	ESTRATÉGIA DE ACIONAMENTO DOS MANDRIS	29
3.3.3	ESTRUTURA DE SUSTENTAÇÃO	31
3.3.4	MECANISMO EM MODO ANTENA TELESCÓPICA	33
3.4	DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES	35
3.4.1	ESFORÇO DE TRANSLAÇÃO	36
3.4.2	ESFORÇO DE ROTAÇÃO	36
3.4.3	ESFORÇO DE COMPRESSÃO DA AGULHA PARA O FECHAMENTO DO MANDRIL	37

3.4.4	SELEÇÃO DOS ATUADORES	38
3.5	INTEGRAÇÃO DOS ATUADORES COM O MECANISMO	39
3.6	MONTAGEM E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DO DISPOSITIVO	41
3.6.1	PROCEDIMENTOS DE MONTAGEM.....	41
3.6.2	AVALIAÇÃO PRELIMINAR DO DISPOSITIVO	42
4	PROJETO ELETRÔNICO E DE SOFTWARE	45
4.1	ARQUITETURA DO SISTEMA	45
4.1.1	ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO	46
4.1.2	SENSORIAMENTO DO DISPOSITIVO E DA AGULHA	47
4.1.2.1	SENSORIAMENTO DO DISPOSITIVO.....	47
4.1.2.2	SENSORIAMENTO DA AGULHA	48
4.1.2.3	MEDIÇÃO DE FORÇA	49
4.1.3	UNIDADES DE PROCESSAMENTO E CONTROLE.....	49
4.1.4	ARQUITETURA COMPLETA	50
4.2	CIRCUITO ELETRÔNICO DA PLACA DE INTERFACE.....	50
4.2.1	INTERFACES STEP/DIR	51
4.2.2	GPIO DO RASPBERRY PI	53
4.2.3	SINAIS DE LEITURA DOS SENSORES	54
4.2.4	PLACA DE INTERFACE	56
4.3	SOFTWARE BAIXO NÍVEL	58
4.3.1	FUNÇÕES DE CONFIGURAÇÃO	60
4.3.2	FUNÇÕES DE CONTROLE INDIVIDUAL DOS GRAUS DE LIBERDADE.....	61
4.3.3	EXECUÇÃO DE UM PASSO COMPLETO	61
4.3.3.1	FUNÇÃO BIDIRECTIONALDUTYCYCLESTEP	63
4.3.3.2	FUNÇÃO FLIPPINGDUTYCYCLESTEP	64
4.3.3.3	FUNÇÕES PARA INSERÇÃO EM MODO ANTENA TELESCÓPICA	66
4.3.4	ROTINA PRINCIPAL E COMUNICAÇÃO COM O SOFTWARE ALTO NÍVEL.....	66
4.4	SOFTWARE ALTO NÍVEL	66
4.4.1	COMUNICAÇÃO COM O RASPBERRY PI	67
4.4.2	MEDIÇÃO DA POSE DA AGULHA COM O AURORA.....	68
4.4.3	INSERÇÃO DA AGULHA EM MALHA ABERTA.....	68
4.5	EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO	69
5	EXPERIMENTOS DE INSERÇÃO	71
5.1	SETUP EXPERIMENTAL	71
5.1.1	A AGULHA FLEXÍVEL.....	71
5.1.2	O TECIDO	72
5.1.3	SISTEMA DE RASTREAMENTO DA AGULHA	72
5.2	EXPERIMENTOS PRELIMINARES	74
5.2.1	EXPERIMENTOS DE INSERÇÃO MANUAL	74
5.2.2	EXPERIMENTOS DE INSERÇÃO COM O DISPOSITIVO	75
5.3	EXPERIMENTOS DE INVERSÃO CHAVEADA DA PONTA	76
5.3.1	METODOLOGIA.....	77
5.3.2	PARÂMETROS UTILIZADOS	77
5.3.3	RESULTADOS OBTIDOS	78

5.4 EXPERIMENTOS DE ROTAÇÃO CHAVEADA BIDIRECIONAL	82
5.5 REPETIBILIDADE EM MODO DE PASSOS DISCRETOS	83
5.5.1 METODOLOGIA	83
5.5.2 PARÂMETROS UTILIZADOS	85
5.5.3 RESULTADOS OBTIDO	85
5.6 REPETIBILIDADE EM MODO ANTENA TELESCÓPICA	86
5.7 ANÁLISE GERAL DA PERFORMANCE DO SISTEMA	88
6 CONCLUSÕES	92
6.1 PRINCIPAIS RESULTADOS OBTIDOS	92
6.2 TRABALHOS FUTUROS	93
PUBLICAÇÕES	95
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	96
I APÊNDICES	101
A CÁLCULO DO RAIOS DE CURVATURA DA AGULHA	102
A.1 CÁLCULOS GEOMÉTRICOS	102
A.2 REPRESENTAÇÃO DE POSE DO SISTEMA AURORA	102

Lista de Figuras

1.1	Cirurgia minimamente invasiva realizada pelo sistema robótico Da Vinci.	1
1.2	Exemplos de procedimentos percutâneos.	2
1.3	Forças de reação do tecido sobre a ponta da agulha durante a inserção.	2
1.4	Sistema robótico para guiagem de agulhas flexíveis.	3
1.5	Dispositivo de Antena Telescópica.	4
1.6	Dispositivo de Passos Discretos.	5
2.1	Estrutura geral de um sistema robótico de guiagem de agulhas flexíveis.	7
2.2	Modelos paramétricos propostos para representar o movimento da agulha.	8
2.3	Modelo cinemático não-holonômico proposto por Webster III et al.	9
2.4	Torção resultante na agulha em consequência do atrito lateral com o tecido.	10
2.5	Métodos de manipulação da base e do tecido para guiagem de agulhas.	11
2.6	Trajectoria planar realizada pelo método de inserção <i>stop-and-turn</i>	12
2.7	Ajuste da curvatura da agulha pelo método de inserção de rotação chaveada da ponta.	13
2.8	Métodos de ajuste de curvatura para agulhas com fio.	13
2.9	Etapas de um passo de inserção discreto.	15
2.10	Modelo CAD do Dispositivo de Roletes.	16
2.11	Modelo CAD do Dispositivo de Antena Telescópica.	17
2.12	Dispositivo de Prensas Ativas, proposto por Piccin e colaboradores.	18
2.13	Outras propostas de sistemas robóticos para inserção de agulhas pelo método de passos discretos.	19
2.14	Diferentes tipos de pontas de agulha.	20
2.15	Agulha com junção flexível.	21
2.16	Agulhas com elementos ativos para controlar a direção de curvatura.	22
2.17	Sistemas de imageamento médico utilizados para rastrear agulhas flexíveis em tecido biológico.	23
3.1	Vista explodida do mandril ativo utilizado no AGD.	26
3.2	Projeto das castanhas com formato customizado.	28
3.3	Vista superior do formato das castanhas customizadas.	28
3.4	Engrenagem guia com dois rasgos em espiral.	29
3.5	Engrenagem projetada para rotacionar a base do mandril.	29
3.6	Vista explodida do mandril de dois graus de liberdade.	30
3.7	Transmissão de acionamento para o mandril móvel por meio das barras quadradas.	32
3.8	Projeto da caixa do mandril.	32
3.9	Montagem alternativa para a caixa do mandril.	33
3.10	Montagem com as duas caixas de mandril.	34
3.11	Mecanismo de inserção por passos discretos com quatro graus de liberdade.	34
3.12	Mecanismo de inserção em modo antena telescópica.	35
3.13	Setup experimental utilizado para determinar o torque necessário para o fechamento do mandril.	38
3.14	Modelo CAD do motor de passo KTC-HT23-397.	40
3.15	Acoplamento dos motores por meio de correias e polias.	40
3.16	Projeto completo do dispositivo de passos discretos.	41
3.17	Dispositivo montado em modo de passos discretos.	43

3.18	Dispositivo montado em modo antena telescópica.	43
3.19	Desalinhamento entre o ponto de contato das castanhas e o centro do mandril.	44
3.20	Peças de Nylon utilizadas para ajustar a orientação da agulha.	44
4.1	Arquitetura modular dos sistemas eletrônico e de software.	46
4.2	Estratégia básica de acionamento de motores de passo.	46
4.3	Processo de inicialização dos motores de passo.	48
4.4	Sistema de rastreamento magnético NDI Aurora.	49
4.5	Arquitetura completa dos sistemas eletrônico e de software.	51
4.6	Driver Kalatec STR2 para acionamento dos motores de passo.	52
4.7	Interface STEP/DIR dos drivers Kalatec STR2.	52
4.8	Circuito de acionamento para entradas digitais em modo coletor aberto.	53
4.9	Acionamento do sinal M4_STEP a partir de dois pinos do Raspberry Pi, STEP4 e STEP3_4.	54
4.10	Circuito para acionamento do sinal M1_STEP com limitação de fim de curso.	55
4.11	Sinal de parada de emergência conectado em paralelo aos sinais de EN.	56
4.12	Esquemático completo da placa de interface.	57
4.13	Placa de interface soldada em placa perfurada.	59
4.14	Caixa de proteção para a placa de interface conectada ao Raspberry Pi.	59
4.15	Fluxograma das funções <code>forwardStep</code> e <code>backwardStep</code>	62
4.16	Velocidades de inserção (V) e rotação (ω) da agulha na função <code>bidirectionalDutyCycleStep</code>	64
4.17	Velocidades de inserção (V) e rotação (ω) da agulha na função <code>flippingDutyCycleStep</code>	65
4.18	Relação entre rotações do motor 1 e translação do mandril, obtida experimentalmente.	70
5.1	Agulha de Nitinol com junção flexível (<i>Agulha2</i>).	72
5.2	Sensor e gerador de campo utilizados no sistema Aurora.	73
5.3	Conector luer lock, capaz de travar a rotação entre uma agulha tubular e uma haste rígida.	73
5.4	<i>Setup</i> experimental utilizado.	74
5.5	Inserção manual das agulhas fabricadas na <i>Gelatina1</i>	75
5.6	Defasagem angular da ponta da agulha ao longo de um experimento de 22 passos.	76
5.7	Fluxograma da rotina <code>experimentDutyCycle</code>	78
5.8	Demonstração do deslocamento vertical da agulha quando rotacionada.	81
5.9	Valores de DC obtidos em relação aos valores previstos.	81
5.10	Posição da ponta da agulha antes e depois de uma rotação de 360°	83
5.11	Trajetória definida para os experimentos de repetibilidade.	84
5.12	Fluxograma da rotina <code>experimentOpenLoopTrajectory</code>	84
5.13	Comparação das trajetórias obtidas em modo de passos discretos.	87
5.14	Comparação entre as trajetórias prevista e obtida em modo de passos discretos.	87
5.15	Comparação entre as trajetórias prevista e obtida em modo antena telescópica.	89
5.16	Comparação das trajetórias obtidas em modo antena telescópica.	89
A.1	Diagrama para a medição do raio da circunferência.	103

Lista de Tabelas

3.1	Torques mínimos medidos para manter a agulha presa ao mandril.....	37
3.2	Potência necessária para os atuadores do dispositivo.	38
4.1	Entradas digitais dos quatro drivers STR2.....	53
4.2	Estado do motor M1 com base nas chaves de fim de curso.	55
4.3	Pinagem do Raspberry Pi, correspondente aos sinais usados na placa de interface.	58
4.4	Métodos públicos da classe UStepDevice, utilizada para representar o dispositivo de inserção.....	60
4.5	Comandos disponíveis para comunicação com o software baixo nível.....	67
5.1	Dimensões e ingredientes utilizados nas três gelatinas produzidas.....	72
5.2	Parâmetros utilizados nos experimentos de inversão chaveada da ponta.	79
5.3	Resultados dos experimentos de inversão chaveada da ponta.....	79
5.4	Valores de ciclo de trabalho realizados corrigidos pela perda parcial do comprimento T_F	80
5.5	Resultados dos experimentos de rotação chaveada bidirecional.	82
5.6	Valores de DC utilizados nos experimentos de repetibilidade.	85
5.7	Resultados dos experimentos de repetibilidade em modo de passos discretos.....	86
5.8	Resultados dos experimentos de repetibilidade em modo antena telescópica.....	88
5.9	Comparação dos erros de posicionamento do dispositivo	90

1. INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos são aqueles que ocorrem sem a necessidade de se realizar grandes incisões no corpo do paciente. Neste tipo de procedimento, o acesso aos órgãos internos é feito por meio pequenas incisões ou orifícios naturais, causando mínima agressão tecidual. Estes procedimentos possuem diversas vantagens em relação à cirurgia aberta, tais como menor tempo de recuperação e internação hospitalar e menor dor pós-operatória. Além disso, eles também diminuem o risco de hemorragias e infecções e reduzem o custo por operação. Por estes motivos, o número de procedimentos cirúrgicos que são realizados de forma minimamente invasiva é cada vez maior.

Apesar disso, cirurgias minimamente invasivas são mais complexas de serem realizadas, devido à dificuldade de visualização e à falta de retorno tátil. Além disso, o ponto de incisão no paciente atua como ponto pivotante para os instrumentos cirúrgicos, de modo que os movimentos realizados do lado de fora do paciente devem ser invertidos, demandando grande habilidade do cirurgião. Por este motivo, o uso de sistemas robóticos de auxílio a cirurgia como o Da Vinci (ilustrado na Figura 1.1), desenvolvido pela Intuitive Surgical¹, vem crescendo bastante. Neste tipo de sistema, o cirurgião utiliza interfaces hápticas para operar os braços robóticos que realizam a cirurgia, podendo ficar em posição ergonômica e utilizar um sistema de visualização 3D.

Procedimentos percutâneos são um tipo de cirurgia minimamente invasiva, no qual insere-se uma agulha através da pele do paciente, visando atingir uma posição alvo específica. Uma série de procedimentos cirúrgicos já são realizados desta forma, tais como a ablação de câncer do fígado por radiofrequência ou a braquiterapia da próstata. No procedimento de ablação, ilustrado na Figura 1.2a, insere-se uma agulha até o centro do tumor e queima-se o tecido canceroso aplicando-se correntes de alta frequência. Já o procedimento de braquiterapia, ilustrado na Figura 1.2b, consiste na inserção permanente de pequenas sementes radioativas no centro do tumor. Outros exemplos de procedimentos percutâneos envolvem biópsias, anestesia e neurocirurgia [1].



Figura 1.1: Cirurgia minimamente invasiva realizada pelo sistema robótico Da Vinci².

¹<http://www.intuitivesurgical.com/>

²Imagem tirada de <http://robocatz.com/daVinci-surgical.htm>



Figura 1.2: Exemplos de procedimentos percutâneos: (a) ablação cirúrgica de tumor no fígado por radiofrequência e (b) braquiterapia de próstata.

Nestes procedimentos, o posicionamento preciso da agulha é de vital importância, pois o erro de posicionamento pode invalidar o tratamento, ou mesmo causar complicações como hemorragia ou infecção. No caso dos procedimentos de ablação e braquiterapia, o tecido canceroso pode não ser totalmente destruído se a agulha não for bem posicionada. Já em biópsias, o erro de posicionamento pode ocasionar em resultado incorreto do exame, ocultando uma doença grave. Essa situação se torna crítica quando a posição alvo está localizada em regiões de difícil acesso, onde existam obstáculos no caminho da agulha, como órgãos vitais, vasos ou nervos.

Como forma de melhorar o posicionamento da agulha, desenvolveram-se técnicas para guiar a agulha dentro do corpo do paciente. Uma delas utiliza agulhas com pontas chanfradas, como ilustra a Figura 1.3. Quando uma agulha de ponta assimétrica é inserida em tecido mole, as forças de reação do tecido sobre a ponta da agulha geram uma resultante de componente radial, fazendo com que a agulha curve. Este efeito é conhecido pelos cirurgiões, que muitas vezes inserem a agulha com rotação, de modo a anular este efeito. No entanto, utilizando-se uma agulha extremamente fina e de material flexível, este efeito pode ser maximizado, fazendo com que a agulha curve intencionalmente.

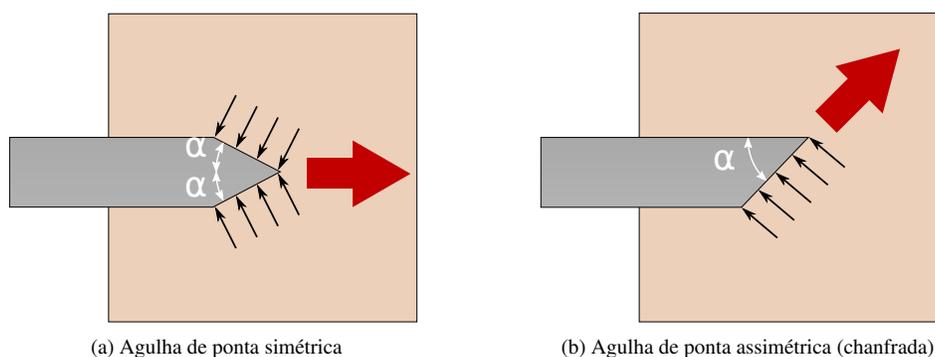


Figura 1.3: Forças de reação do tecido sobre a ponta da agulha durante a inserção. No caso da agulha de ponta simétrica, a distribuição de forças é uniforme. Já na agulha de ponta assimétrica, a resultante das forças de atrito possui uma componente radial, fazendo a agulha curvar. Fonte: [2, 3].

³ Imagem tirada de http://www.hopkinsmedicine.org/liver_tumor_center/treatments/ablative_techniques/radio_frequency_ablation.html

⁴ Imagem tirada de <http://ec.bledar.com/braquiterapia>

Essa estratégia foi proposta por Webster et al. [4], em 2006, onde eles mostraram que o uso dessas agulhas permite realizar trajetórias curvas e atingir a posição alvo desviando de obstáculos, permitindo assim atingir regiões inacessíveis por trajetórias retilíneas. Webster ainda propôs um modelo cinemático para representar o movimento de agulhas flexíveis, além de apresentar dispositivos capazes de controlar a inserção da agulha. Desde então diversos trabalhos vem sendo realizados com o objetivo melhorar o controle destas agulhas. Apesar delas ainda não serem utilizadas em procedimentos clínicos, por esta ser uma área de pesquisa muito recente, acredita-se que elas tenham o potencial de melhorar a eficiência dos procedimentos existentes ou mesmo de possibilitar o surgimento de novos procedimentos cirúrgicos.

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Quando uma agulha flexível é inserida em tecido uniforme, a sua tendência natural é curvar na direção do seu chanfro, devido às forças de interação com o tecido. No entanto, quando aplica-se uma rotação à base da agulha, ela permanece no lugar, alterando apenas a orientação da sua ponta, variando assim a direção de curvatura. Já a execução simultânea destas duas operações faz com que o movimento da agulha não se dê no plano, de modo que ela realiza um movimento helicoidal no espaço 3D. Este comportamento permite realizar diferentes trajetórias, controlando-se apenas as velocidades de inserção v e rotação ω da agulha. Portanto, o problema de guiagem de agulhas flexíveis se resume ao controle destes dois graus de liberdade.

Como v e ω devem ser controladas simultaneamente, a inserção deste tipo de agulha é difícil de ser realizada manualmente. Por este motivo, utilizam-se sistemas robóticos como mostrado na Figura 1.4. Neste tipo de sistema a agulha é inserida por meio de um dispositivo capaz de controlar as suas velocidades v e ω , de modo a realizar uma trajetória definida. As escolhas de v e ω é feita por um controlador, que determina a trajetória a ser realizada, utilizando o modelo de curvatura da agulha. No entanto, o modelo nem sempre representa o movimento da agulha, pois a curvatura da agulha pode variar durante a inserção, devido a não-uniformidades do tecido. Por isso, utilizam-se também sistemas de imageamento, como um equipamento de ultrassom, para localizar a posição da agulha durante o procedimento de inserção.

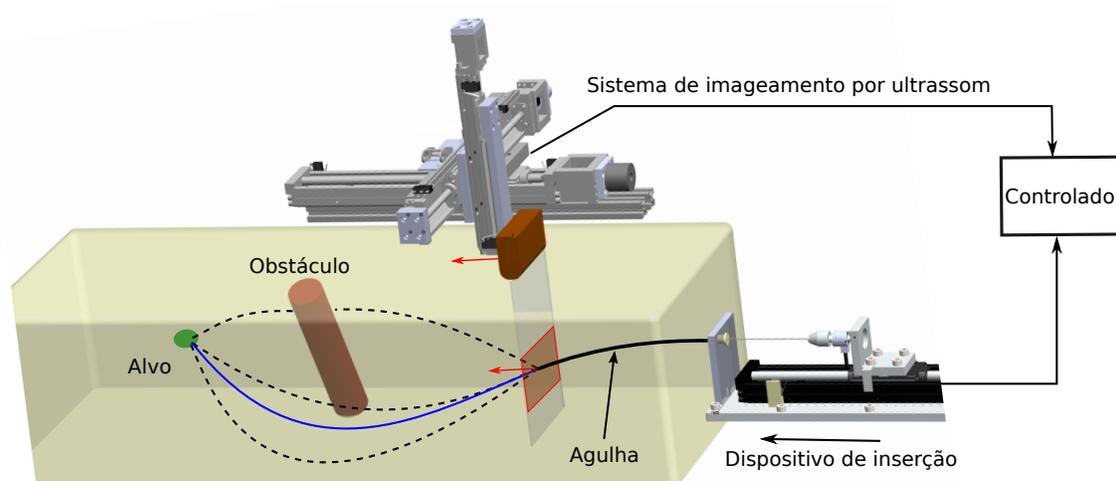


Figura 1.4: Sistema robótico para guiagem de agulhas flexíveis. Fonte: [5].

Um dos elementos mais importantes deste sistema é o dispositivo de inserção, uma vez que a performance do sistema depende do controle preciso das velocidades de inserção e rotação da agulha. A maioria dos trabalhos desenvolvidos até agora utiliza sistemas baseados no Dispositivo de Antena Telescópica [6], representado na Figura 1.5. Neste dispositivo, a base da agulha é acoplada a um motor, responsável por controlar a sua velocidade de rotação. Este, por sua vez, é acoplado a outro motor com uma guia linear, responsável por transladar todo o subsistema de rotação. Para evitar a flambagem da agulha, este dispositivo utiliza uma antena telescópica em volta dela. Além disso, o acoplamento entre a agulha e o motor normalmente é feito por um sensor de força, permitindo-se medir as forças e torques aplicados sobre a agulha durante a inserção.

Este dispositivo é bastante simples de ser atuado, o que possibilitou o desenvolvimento de diferentes trabalhos. No entanto, ele apresenta algumas desvantagens, consequentes de se atuar a agulha pela base, distante do ponto de incidência. Como a agulha é um corpo esbelto, a atuação pela base gera uma forte tendência à flambagem. Apesar da antena telescópica limitar a flambagem, ela ainda ocorre dentro do tubo, adicionando incerteza no comprimento de inserção, causando forças de atrito lateral entre a agulha e o interior da antena e podendo alterar a direção de inserção da ponta da agulha. Outro problema deste tipo de dispositivo é que a rotação aplicada à base da agulha pode não ser inteiramente transmitida à sua ponta, devido à grande distância entre a ponta da agulha e o ponto de atuação e ao atrito lateral da agulha com o tecido.

Estes dois problemas adicionam complexidade à tarefa de inserção, pois dificultam o controle preciso de v e ω . Em alguns casos, estes problemas podem ser compensados pelo controlador, no entanto em outros eles resultam em um erro de posicionamento final, prejudicando a performance da inserção.

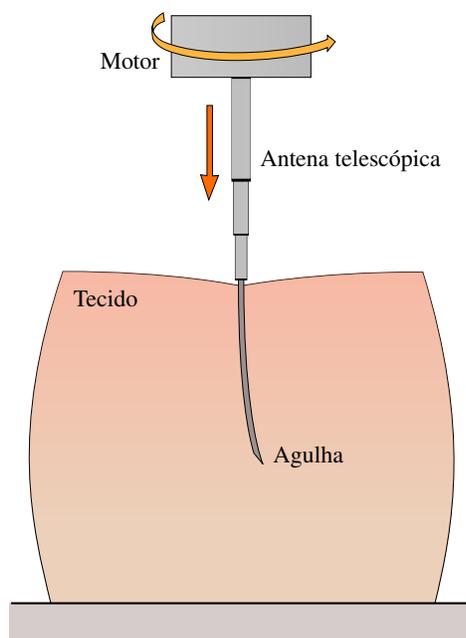


Figura 1.5: Dispositivo de Antena Telescópica. Fonte : [7]

1.3 SOLUÇÃO PROPOSTA

O principal objetivo deste trabalho é desenvolver um novo dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis, capaz de atuar a agulha próximo ao ponto de incisão, solucionando assim os dois problemas do Dispositivo de Antena Telescópica. Atuando-se a agulha próximo ao ponto de incisão, o problema da flambagem é eliminado. Além disso, outros trabalhos mostraram que esta estratégia de atuação também forneceria o maior grau de controle possível sobre a rotação da agulha [8]. No entanto, as tentativas já realizadas de se atuar a agulha dessa forma resultaram escorregamento da agulha no dispositivo [4], impossibilitando o controle da sua velocidade de inserção.

A estratégia adotada neste trabalho para atuar a agulha próximo ao ponto de incisão utiliza o método de inserção por passos discretos, já utilizado na inserção de agulhas rígidas [9]. Este método consiste em utilizar um dispositivo robótico dotado de prensas ativas, capaz de segurar e soltar a agulha ativamente, como mostra a Figura 1.6. Com este dispositivo, é possível segurar a agulha próximo ao ponto de incisão e realizar uma pequena inserção. Em seguida, pode-se soltar a agulha para retroceder o dispositivo à posição original. Durante o recuo do dispositivo, utiliza-se uma segunda prensa para segurar a agulha e garantir que ela fique parada. Repetindo-se estas operações, pode-se realizar a inserção de forma discretizada. Este conceito se inspira no movimento que um cirurgião normalmente faz, ao realizar uma inserção longa manualmente.

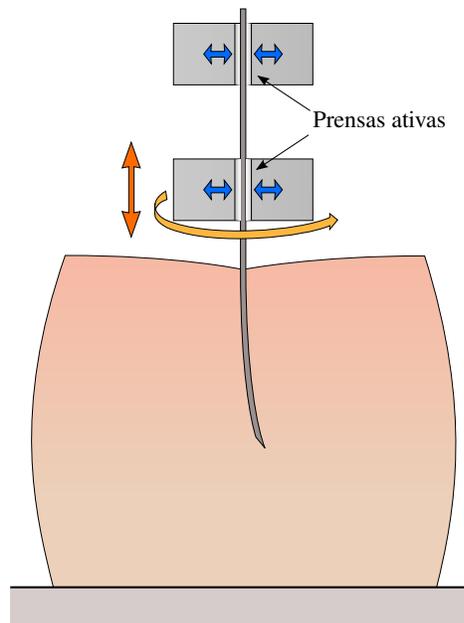


Figura 1.6: Dispositivo de Passos Discretos.

A aplicação deste método de inserção já foi validada no contexto de guiagem de agulhas flexíveis em trabalhos anteriores [7, 10]. No entanto, nestes trabalhos implementou-se o dispositivo de inserção, utilizando-se um manipulador robótico, o que acarretava em outros problemas de inserção. Além disso, o manipulador utilizado dificultava a comparação dos resultados com o estado da arte. Assim, este trabalho propõe o desenvolvimento de um novo dispositivo de inserção dedicado para realizar guiagem de agulhas flexíveis pelo método de passos discretos. Com este dispositivo espera-se avaliar eficiência deste método de inserção e compará-lo ao método de atuação da agulha pela base.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO

Os demais capítulos deste trabalho apresentam todo o desenvolvimento realizado na construção e avaliação do dispositivo de inserção proposto. Inicialmente no capítulo 2, faz-se uma revisão bibliográfica sobre guiagem de agulhas flexíveis, destacando-se os principais trabalhos desenvolvidos nos últimos 10 anos. Em seguida, o capítulo 3 descreve o projeto mecânico desenvolvido. Também estão descritos no capítulo 3, o processo de dimensionamento dos atuadores e uma avaliação preliminar das peças fabricadas. No capítulo 4, apresentam-se os projetos eletrônico e de software desenvolvidos para controlar os atuadores e realizar a inserção de agulhas pelo método de passos discretos. O capítulo 5 apresenta experimentos realizado in vitro para avaliar a performance do dispositivo. Por fim, o capítulo 6 expõe as considerações finais do trabalho e apresenta as perspectivas de trabalhos futuros.

Este trabalho também possui o apêndice A, que demonstra como calcular a curvatura da agulha, utilizando medidas feitas com um sistema de rastreamento magnético.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Devido à sua habilidade de curvar dentro do tecido, as agulhas flexíveis tem o potencial de melhorar a eficiência e a segurança de uma série de procedimentos percutâneos. No entanto, a guiagem dessas agulhas é um procedimento complexo, pois requer controlar as velocidades de inserção e rotação da agulha de forma precisa. Por isso, utilizam-se sistemas robóticos para controlar a inserção da agulha. Dessa forma, a estrutura geral de um sistema completo de guiagem de agulhas flexíveis pode ser representada pela Figura 2.1.

Além do paciente e da agulha, um sistema completo de guiagem é formado por um dispositivo de inserção e um sistema de imageamento. O dispositivo de inserção é responsável por controlar as velocidades de inserção e rotação da agulha adequadamente, enquanto o sistema de imageamento é utilizado para detectar a posição da agulha durante a inserção. O controle destes sistemas físicos é feito através de um software que reúne diferentes elementos como modelagem do movimento da agulha, planejamento da trajetória, controle do dispositivo de inserção e rastreamento da agulha.

Nos últimos 10 anos, diversos grupos realizaram trabalhos na área de guiagem de agulhas abordando um ou mais destes elementos. Apesar dos avanços realizados, ainda não é possível utilizar agulhas flexíveis em procedimentos clínicos, sendo a maioria dos experimentos ainda realizados *ex vivo* ou *in vitro*. Este capítulo apresenta o estado da arte de guiagem de agulhas flexíveis descrevendo os principais trabalhos em cada uma das áreas que compõem o problema.

Inicialmente a Seção 2.1 descreve os modelos desenvolvidos para representar o movimento da agulha dentro do tecido. Em seguida, a Seção 2.2 apresenta os diferentes métodos de inserção utilizados para guiar uma agulha flexível. Na Seção 2.3, comparam-se alguns dos principais dispositivos de inserção já desenvolvidos. Já a Seção 2.4 analisa as características de uma agulha flexível e descreve os principais tipos de agulhas já propostos. Por fim, a seção 2.5 apresenta diferentes sistemas de rastreamento da agulha, baseados em imageamento médico.

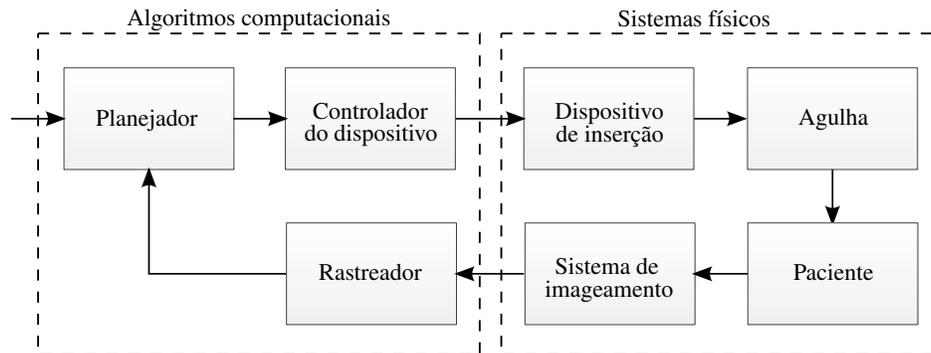


Figura 2.1: Estrutura geral de um sistema robótico de guiagem de agulhas flexíveis

2.1 MODELAGEM DO MOVIMENTO DA AGULHA

As primeiras tentativas de se modelar o movimento da agulha utilizaram métodos de elementos finitos para estimar a distribuição de forças no tecido durante a inserção. Em 2003, DiMaio e Salcudean [11, 12] propuseram um modelo para determinar o movimento da agulha com base na deformação do tecido e nas forças medidas na base da agulha. No entanto, este modelo era muito complexo, pois necessitava o conhecimento a priori das propriedades mecânicas e geométricas do tecido, o que pode ser difícil de determinar.

Outras abordagens propostas, utilizaram modelos paramétricos, ajustados através de experimentos. Em [13, 14], DiMaio e Salcudean propuseram um modelo que consiste em determinar numericamente a Jacobiana do tecido, permitindo calcular as velocidades da ponta da agulha em função das velocidades da base. Já em [15, 16], Glozman e Shoham representaram as forças de reação do tecido por um conjunto de molas virtuais. Estes dois modelos estão ilustrados na Figura 2.2. Apesar de serem mais simples que os métodos de elementos finitos, estes modelos ainda exigiam a determinação de um grande número de parâmetros.

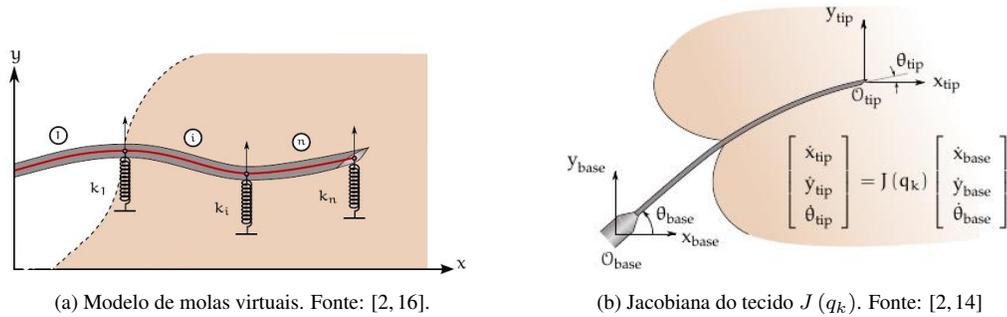


Figura 2.2: Modelos paramétricos propostos para representar o movimento da agulha. O modelo de Glozman e Shoham (a) representa as forças de reação do tecido por meio de um conjunto de molas virtuais. Já o modelo de DiMaio e Salcudean (b) estima a Jacobiana do tecido $J(q_k)$, permitindo calcular as velocidades da ponta da agulha.

2.1.1 Modelo cinemático da ponta da agulha

Em 2006, Webster III et al. [4] propuseram outro modelo paramétrico para o movimento da ponta da agulha no tecido. Tal modelo consiste em uma adaptação do modelo padrão de um unicyclo se movendo no plano XY. Este modelo utiliza uma restrição não holonômica $v_y = 0$ para representar a impossibilidade da roda se deslocar lateralmente. Sendo assim, ele possui apenas dois graus de liberdade v_x e ω_z , que correspondem à velocidade de pedalada e à velocidade de rotação do unicyclo. Considerando-se, no entanto, um unicyclo cujo ângulo da roda seja fixo, tem-se que a velocidade de rotação não pode ser controlada de forma independente, sendo que $\omega_z = kv_x$. Neste cenário, o unicyclo se move em uma trajetória circular de raio $r = 1/k$.

Expandindo-se este modelo para o caso tridimensional, para representar o movimento da agulha, adicionam-se duas restrições não holonômicas, correspondentes às impossibilidades da agulha se deslocar ($v_z = 0$) ou curvar ($\omega_y = 0$) verticalmente. Reunindo-se as quatro restrições do modelo ($\omega_y = v_y = v_z = 0$ e $\omega_z = k_{max}v_x$), temos um sistema de dois graus de liberdade, v_x e ω_x , que correspondem às velocidades de inserção e rotação da agulha, comumente denotadas por v e ω . A Figura 2.3 ilustra este modelo, mostrando que, quando inserida

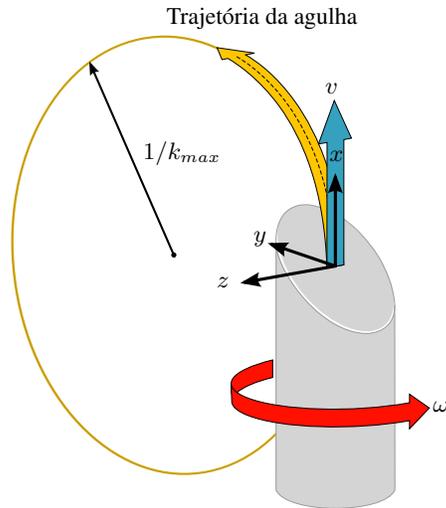


Figura 2.3: Modelo cinemático não-holonômico proposto por Webster III et al. para representar o movimento da ponta da agulha. Este modelo consiste em uma adaptação para o caso 3D do modelo de um unicyclo com roda fixa. Fonte : [2, 17]

no tecido, a agulha realiza uma trajetória circular de raio $1/k_{max}$. Dessa forma, a rotação da agulha em torno do próprio eixo causa apenas a reorientação da ponta, alterando a direção de curvatura.

Este modelo possui um único parâmetro, correspondente à curvatura natural da agulha k_{max} , que depende das propriedades mecânicas e geométricas da agulha e do tecido. No entanto, este parâmetro pode ser determinado experimentalmente com facilidade, o que faz com que este modelo seja mais simples do que os apresentados anteriormente. Apesar de sua simplicidade, Webster III et al. mostraram que este modelo representa o movimento da agulha com precisão. Em função disso, ele vem sendo adotado pela maioria dos grupos que trabalham com guiagem de agulhas flexíveis.

2.1.2 Modelo de torção da agulha

O modelo proposto por Webster III et al. [4] descreve o movimento da agulha no plano, considerando que a rotação da agulha apenas altera a direção de curvatura. Para isso, ele assume que a rotação da agulha se dá em torno do seu próprio eixo e que a rotação aplicada à base da agulha se transmite integralmente até a sua ponta. Em 2009, no entanto, Reed et al. [18] analisaram os efeitos do atrito lateral que ocorre quando a agulha é rotacionada dentro do tecido. De acordo com seus estudos, dependendo da rigidez da agulha e do tecido, o atrito torcional pode provocar uma torção sobre a agulha, resultando em uma diferença angular entre a base e a ponta da agulha. Em alguns casos esta diferença pode chegar a 45° , para inserções de apenas 10 cm de comprimento.

A Figura 2.4 ilustra a torção resultante na agulha em consequência do atrito lateral com o tecido. Uma vez que a direção de curvatura da agulha é determinada pela orientação da sua ponta, esta defasagem angular pode representar um sério problema do ponto de vista de controle da inserção. Em virtude disso, Reed et al. apresentaram um método de compensação da torção acumulada, que consiste em interromper a inserção periodicamente para realizar pequenos recuos da agulha. Segundo os experimentos realizados, este método é capaz de aliviar a torção sobre a agulha, reduzindo a defasagem angular em até 85%. Em [19], este compensador é adicionado ao um sistema de controle de inserção de agulha, baseado no modelo de Webster.

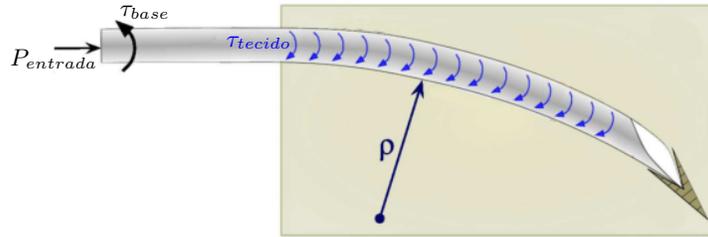


Figura 2.4: Torção resultante na agulha em consequência do atrito lateral com o tecido durante a sua rotação. Fonte: [20].

Em [8,21], Swensen et al. modelaram os efeitos da dinâmica de torção em agulhas flexíveis, verificando os problemas descritos por Reed. Além disso, eles observaram que este efeito aumenta quando o ponto de rotação da agulha está distante do ponto de incisão. Segundo eles, para se obter o maior grau de controle possível sobre a orientação da ponta da agulha, seria necessário atuar a agulha diretamente no ponto de incisão. Swensen et al. ainda afirmam que um dispositivo capaz de efetivamente atuar a agulha diretamente no ponto de incisão seria o dispositivo ideal, do ponto de vista de controle.

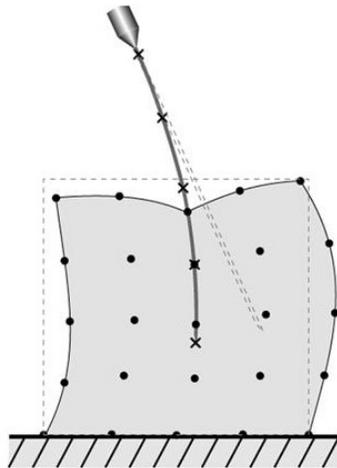
2.2 MÉTODOS DE INSERÇÃO

2.2.1 Manipulação da base e do tecido

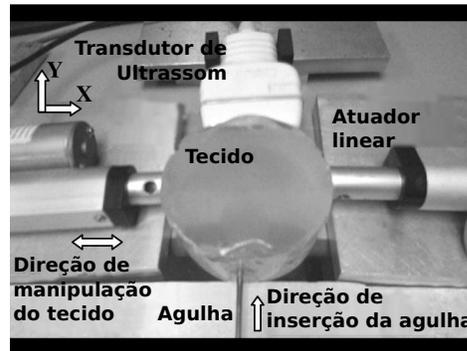
As primeiras técnicas propostas para se controlar o movimento curvo de uma agulha consistiam em realizar a movimentação lateral da base da agulha ou mesmo do tecido. Um deles é o método de manipulação da base [13, 15], que consiste em utilizar um sistema robótico para aplicar deslocamentos laterais na base da agulha, causando um movimento oposto na porção de agulha inserida no tecido, uma vez que o ponto de incisão funciona como um ponto pivotante. A Figura 2.5a ilustra este procedimento. À partir do modelo de deformação do tecido, este método permite calcular os deslocamentos necessários para realizar uma trajetória curva, evitando um obstáculo. Em 2007, Glozman et Shoham [16] aplicaram esta técnica para realizar diferentes trajetórias em peito de frango e fígado bovino.

No entanto, a curvatura obtida por este método diminui com a profundidade de inserção. À medida que o comprimento de agulha inserida aumenta, a força necessária para mover a agulha dentro do tecido se torna muito grande, devido ao atrito lateral com o tecido. Além disso, se a força aplicada na base for muito grande, a agulha pode cortar a superfície do tecido lateralmente, causando grande dano ao paciente. Isso limita a controlabilidade do movimento da agulha para maiores profundidades, fazendo com que esse método seja mais aplicado para alvos superficiais.

Outra estratégia de guiagem é o método de manipulação do tecido. Ao invés de deslocar a agulha, este método consiste em aplicar pressão externa ao tecido, de modo a aproximar o alvo ou afastar obstáculos do eixo de inserção da agulha. Esta técnica é realizada por médicos de forma manual, em procedimentos como punção ou biópsia de mama. Em 2008, Mallapragada et al. [22, 23] desenvolveram um dispositivo robótico para esta aplicação, ilustrado na Figura 2.5b. Outros trabalhos [24,25] também avaliaram o uso dessa técnica em simulação, visando outras aplicações como braquiterapia. Apesar destas duas técnicas terem sido desenvolvidas



(a) Manipulação da base. Fonte: [14].



(b) Manipulação do tecido. Fonte: [22].

Figura 2.5: Métodos de manipulação da base e do tecido para guiagem de agulhas.

para controle de agulhas rígidas, elas podem ser utilizadas em conjunto com os métodos de inserção de agulhas flexíveis que serão apresentados.

2.2.2 Métodos *stop-and-turn* e de inserção helicoidal

Um dos primeiros métodos proposto [4] para realizar inserção de agulhas flexíveis é o método *stop-and-turn*. Este método consiste em controlar as velocidades de inserção v e rotação ω da agulha de forma alternada, sem realizar estas operações simultaneamente. Segundo o modelo de Webster, quando a agulha é inserida sem rotação, ela se move em um arco de circunferência de curvatura k_{max} . Por outro lado, quando a agulha é rotacionada sem inserção, a direção de curvatura se altera, sem que a agulha se mova. Dessa forma, alternando-se entre estas duas operações, é possível realizar trajetórias formadas por sequências de arcos de circunferência de curvatura k_{max} .

Este método permite realizar uma grande variedade de trajetórias no espaço 3D. No entanto, caso as rotações realizadas sejam sempre de 180° , a agulha inverte a sua direção de curvatura sem sair do plano. Assim, é possível realizar uma trajetória planar, como ilustrada na Figura 2.6. Como pode-se ver, utilizando-se duas rotações de 180° , é possível obter uma trajetória formada por três arcos de mesma circunferência. Esta trajetória permite à agulha contornar obstáculos, atingindo uma região que seria inacessível através de uma trajetória retilínea.

Por outro lado, caso a inserção e a rotação da agulha sejam realizadas simultaneamente, a agulha realiza um movimento helicoidal no espaço 3D. Neste caso, o raio da hélice realizada não depende apenas de k_{max} , mas também de v e ω . Este método permite realizar uma variedade maior de trajetórias do que o método *stop-and-turn*, porém o planejamento necessário para determinar as velocidades v e ω é mais complexo. Por isso, os primeiros trabalhos de guiagem de agulhas flexíveis realizados utilizaram todos trajetórias planares, executadas pelo método *stop-and-turn*. Os primeiros trabalhos de planejamento de trajetória 3D só surgiram em 2010 [17, 26]. No entanto somente a partir de 2013, passou-se a realizar experimentos de inserção 3D [5, 27–29]. Isto se deve em parte à dificuldade de se rastrear as agulhas em experimentos 3D, o que só foi

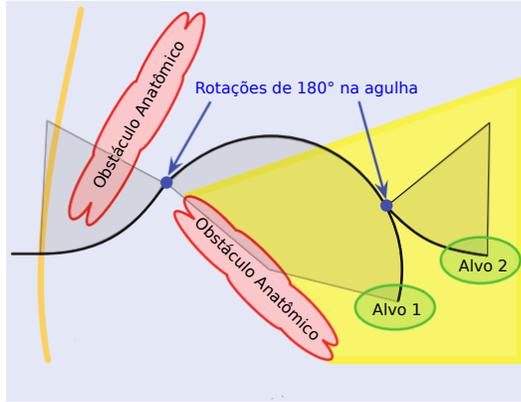


Figura 2.6: Trajetória planar realizada pelo método de inserção *stop-and-turn*, contendo duas rotações de 180° . Esta trajetória permite atingir alvos na região em amarelo, inacessível por trajetórias retilíneas. Fonte: [19].

possível devido ao avanço das técnicas de rastreamento por imagens médicas ou ao surgimento de agulhas com sensores de posição eletromagnéticos nos últimos anos.

2.2.3 Ajuste da curvatura por ciclo de trabalho

O método de inserção *stop-and-turn* é bastante utilizado, por ser simples e permitir realizar uma grande variedade de trajetórias. No entanto, a sua principal desvantagem é o fato de que todos os arcos devem ter a mesma curvatura. Com o objetivo de permitir outras trajetórias com este método tanto no caso 2D quanto 3D, é interessante poder modificar a curvatura da agulha, controlando-se v e ω . Para isso desenvolveram-se dois métodos baseados no princípio do ciclo de trabalho.

2.2.3.1 Método de rotação chaveada da agulha

No método de inserção helicoidal, o raio da hélice realizada depende dos valores de v e ω . Em geral, quanto maior for a relação ω/v , menor é o raio da hélice. No caso limite, quando $\omega \gg v$, o raio da hélice tende a 0, portanto a agulha descreve uma trajetória retilínea, que pode ser interpretada como um arco de curvatura nula. O método da rotação chaveada da agulha [30] explora este fenômeno, permitindo realizar arcos de qualquer valor de curvatura entre k_{max} e 0. Para isso, a inserção da agulha é realizada chaveando-se entre períodos T_{ins} de pura inserção e períodos T_{rot} de inserção e rotação simultâneas. Chaveando-se entre estes dois estados, a agulha realiza uma trajetória circular cuja curvatura média é dada por

$$\kappa = \kappa_{max} (1 - DC), \quad (2.1)$$

onde DC é chamado ciclo de trabalho e pode ser calculado pela relação

$$DC = \frac{T_{rot}}{T_{rot} + T_{ins}}, \quad (2.2)$$

A Figura 2.7 ilustra diferentes valores de curvatura que podem ser realizados com este método. Como pode-se observar, se $DC = 0\%$, isso significa que $T_{rot} = 0$, portanto a agulha é inserida sem rotação, resultando

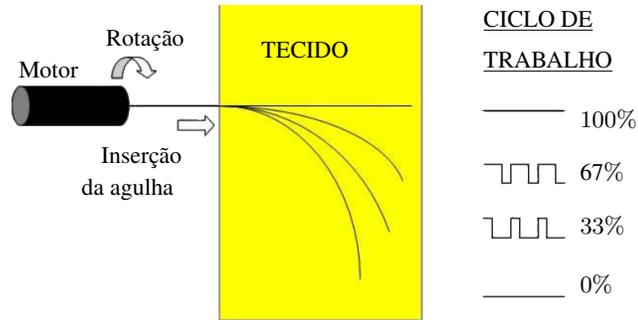


Figura 2.7: Ajuste da curvatura da agulha pelo método de rotação chaveada por ciclo de trabalho. Este método permite variar a curvatura da agulha entre k_{max} e 0, alternando-se entre períodos de pura inserção e períodos de inserção com rotação simultânea. Fonte: [30].

na trajetória de máxima curvatura. Por outro lado, se $DC = 100\%$, temos que $T_{ins} = 0$, portanto a agulha é inserida constantemente com rotação, realizando uma trajetória retilínea. Assim, escolhendo-se o valor do ciclo de trabalho adequadamente é possível realizar qualquer curvatura entre k_{max} e 0.

Para que a trajetória realizada neste método seja planar, é necessário que os períodos T_{rot} realizem rotações de 360° sobre a agulha, de modo que a direção da ponta da agulha nos períodos T_{ins} seja sempre a mesma. Em [31], Majewicz et al. propuseram uma extensão para este método, fazendo com que as rotações da agulha fossem realizadas em sentidos alternados, como ilustra a Figura 2.8a. Esta extensão permite o uso deste método de inserção com agulhas contendo sensores com fios, pois a alternância no sentido de rotação evita o enrolamento do fio. Por causa disso, esta extensão é chamada de método de *rotação chaveada bidirecional*.

2.2.3.2 Método de inversão chaveada da ponta

Outro método para se ajustar a curvatura da agulha é o método de inversão chaveada da ponta, também proposto por Majewicz et al. [31]. Diferentemente do método de rotação chaveada da agulha, onde alterna-se

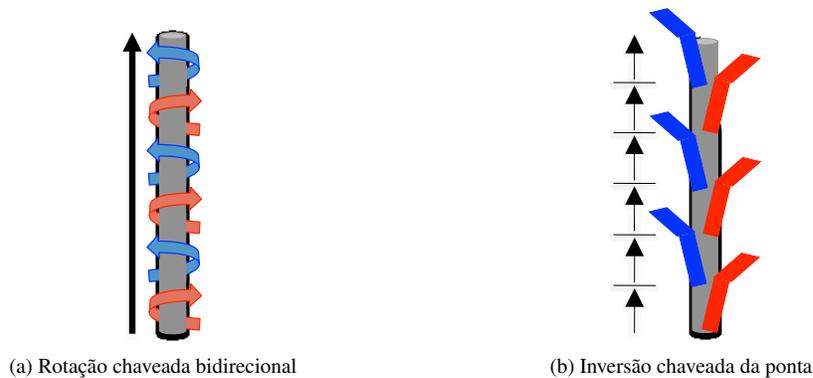


Figura 2.8: Métodos de ajuste de curvatura para agulhas com fio. Em ambos métodos as rotações aplicadas à agulha se dão em sentidos alternados. Fonte: [31].

entre pura inserção e inserção com rotação, este método prevê realizar a inserção da agulha alternando-se entre inserções no sentido de curvatura $T_{flipped}$ e inserções no sentido contrário $T_{unflipped}$, de modo semelhante ao método *stop-and-turn* planar. A diferença deste método para o *stop-and-turn* é que neste as inversões de 180° são realizadas com uma frequência muito maior, fazendo com que a trajetória realizada pela agulha seja um arco de circunferência com curvatura menor do que k_{max} .

A Figura 2.8b ilustra esta estratégia de inserção. Como pode-se ver, este método realiza uma sequência de inserções, invertendo-se a direção da ponta da agulha entre os sentidos $T_{flipped}$ e $T_{unflipped}$. Cada inversão de 180° é realizada com a agulha parada, portanto a velocidade de inserção não é contínua. Da mesma forma que no método de rotação chaveada da agulha, a curvatura realizada por este método pode ser calculada por

$$\kappa = \kappa_{max} (1 - DC), \quad (2.3)$$

sendo o ciclo de trabalho DC definido como

$$DC = 1 - \frac{T_{flipped} - T_{unflipped}}{T_{flipped} + T_{unflipped}}, \quad (2.4)$$

Segundo os experimentos apresentados por Majewikz, estes dois métodos de ajuste de curvatura pelo ciclo de trabalho, apresentam resultados bastante semelhantes. Portanto a escolha entre qual método utilizar depende das características do sistema de inserção a ser utilizado. O método de rotação chaveada bidirecional requer rotacionar a agulha a altas velocidades, pois é necessário que $\omega \gg v$. Porém ele permite realizar a inserção de forma contínua. Já no método de inversão chaveada da ponta, não há nenhuma restrição quanto a velocidade de rotação da agulha, porém ele necessita parar a inserção frequentemente, o que pode dificultar o controle da velocidade de inserção, além de tornar o procedimento mais lento.

2.2.4 Método de inserção por passos discretos

Todos os métodos de inserção apresentados até agora realizam o controle da agulha por meio das suas velocidades de inserção e rotação ou aplicando-se deslocamentos à base da agulha ou ao tecido. Dessa forma, a execução de todos estes métodos requer que a agulha esteja fixa a um dispositivo robótico de inserção. A maioria dos dispositivos robóticos existentes fixam a agulha pela base, permitindo inserir todo o comprimento da agulha no tecido continuamente.

No entanto, isso faz com que a distância do ponto de atuação da agulha ao ponto de incisão seja muito grande, sobretudo no início do experimento. Isto implica em problemas de controle como a dificuldade de se controlar a velocidade de rotação da ponta da agulha. Como visto na Seção 2.1.2, para se obter maior controle sobre a orientação da ponta da agulha, deve-se atuá-la bem próximo ao ponto de incisão. Isto pode ser obtido através de um dispositivo de inserção que possua esta característica ou de um método de inserção que permita aproximar o ponto de atuação da agulha do ponto de incisão.

Uma forma de se atuar a agulha próximo ao ponto de incisão é através do método de inserção por passos discretos, proposto em [9]. Ao invés de segurar a agulha pela base e realizar a inserção de forma contínua, este método propõe segurar a agulha em pontos arbitrários ao longo da sua extensão e dividir uma inserção completa em passos de menor comprimento. A execução de cada um destes passos pode ser dividida em duas etapas: a primeira, onde segura-se a agulha próximo ao ponto de incisão e realiza-se uma pequena inserção; e a segunda, onde solta-se a agulha para recuar o dispositivo de inserção à posição inicial.

Este procedimento está ilustrado na Figura 2.9, onde o dispositivo de inserção está representado por um robô dotado de duas prensas, capazes de segurar ou soltar a agulha ativamente. Inicialmente, o dispositivo abre a prensa superior e segura a agulha utilizando a prensa inferior (Figura 2.9b). Em seguida, ele realiza uma pequena inserção, movendo a agulha em direção ao tecido (Figura 2.9c). Após isso, o dispositivo abre a prensa inferior enquanto fecha a prensa superior (Figura 2.9d), para evitar que a agulha fique completamente solta. Por fim, a prensa inferior retorna à posição inicial, enquanto a agulha se mantém imóvel (Figura 2.9e). Estas quatro operações constituem um passo.

Este método permite atuar a agulha próximo ao ponto de incisão, uma vez que o tamanho do passo pode ser arbitrariamente pequeno. Além disso, ele é capaz de executar tanto os métodos de *stop-and-turn* e movimento helicoidal quanto os métodos de ajuste de curvatura descritos na Seção 2.2.3, uma vez que a agulha pode ser rotacionada durante a movimentação da prensa, ou mesmo entre dois passos. Ele requer, no entanto, um dispositivo robótico mais complexo que possua duas prensas ativas, capazes de segurar a agulha de forma controlada.

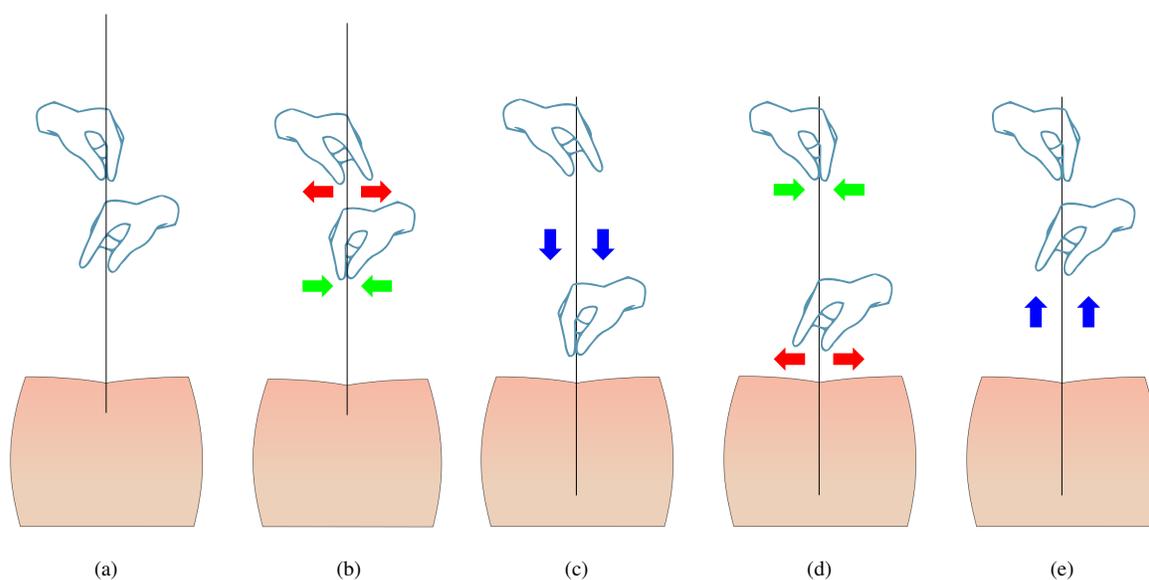


Figura 2.9: Etapas de um passo de inserção discreto: (a) Posição inicial; (b) Segurando a agulha; (c) Realizando uma inserção; (d) Soltando a agulha; (e) Retornando à posição inicial

2.3 DISPOSITIVOS DE INSERÇÃO DE AGULHA

Para guiar uma agulha flexível de ponta chanfrada, um dispositivo robótico precisa ser capaz de controlar de forma eficiente as velocidades de inserção e rotação da agulha. Mais especificamente, deseja-se controlar as velocidades da ponta da agulha, uma vez que o modelo de curvatura é descrito neste referencial. Esta tarefa nem sempre é trivial, uma vez que a agulha é um corpo extremamente fino e flexível, difícil de ser manuseado. O controle da velocidade de inserção da ponta envolve transladar a agulha na sua direção axial, fazendo necessário eliminar problemas como a flambagem da agulha. Já o controle da velocidade de rotação pode ser difícil de ser garantido, pois a rotação da ponta da agulha nem sempre acompanha à rotação aplicada na base, devido ao

atrito lateral com o tecido.

Em 2005, Webster III et al. [6] apresentaram dois dispositivos diferentes para guiar agulhas flexíveis. São eles o Dispositivo de Roletes e o Dispositivo de Antena Telescópica. Até 2012, estes foram os únicos dispositivos utilizados para guiagem de agulhas flexíveis de ponta chanfradas. Apenas recentemente novos dispositivos começaram a surgir, a medida que outros fatores se tornaram relevantes para a tarefa de guiagem de agulhas, como a necessidade do dispositivo ser compacto e portátil ou a compatibilidade com equipamentos de ressonância magnética (MRI).

2.3.1 Dispositivo de Roletes

O Dispositivo de Roletes, mostrado na Figura 2.10, é formado por um par de roletes de borracha que realizam a inserção empurrando a agulha para cima ou para baixo. Ambos roletes são movidos por engrenagens, ligadas a um parafuso rosca sem fim, conectado a um motor. Um segundo motor é utilizado para rotacionar todo o subsistema de inserção, provocando assim a rotação da agulha em torno do próprio eixo.

A principal vantagem deste dispositivo é o fato de ele ser bastante leve e compacto. Isso permite que ele seja facilmente transportado à sala de cirurgia e posicionado sobre o corpo do paciente. Além disso, ele atua a agulha bem próximo ao ponto de incisão, o que proporciona um melhor controle sobre a rotação da agulha. Outra vantagem é o fato de ele possuir dois motores independentes para controlar as velocidades de inserção e rotação da agulha. Isso torna o controle deste dispositivo bastante simples.

Apesar disso, este dispositivo apresenta algumas desvantagens relacionadas ao uso dos roletes como mecanismo de atuação. Primeiramente, observou-se que este mecanismo não fornece um controle preciso da velocidade de inserção da agulha, uma vez que ocorre escorregamento da agulha nos roletes. Mais ainda, a agulha também pode sofrer rotações involuntárias caso as velocidades de rotação dos roletes não sejam rigorosamente as mesmas. Outra desvantagem deste mecanismo é a dificuldade de se acoplar um sensor de força para medir tensões e torções na agulha, durante a inserção. Isso fez com que este dispositivo fosse abandonado. Até onde se tem conhecimento, este dispositivo não foi mais utilizado em outros trabalhos.

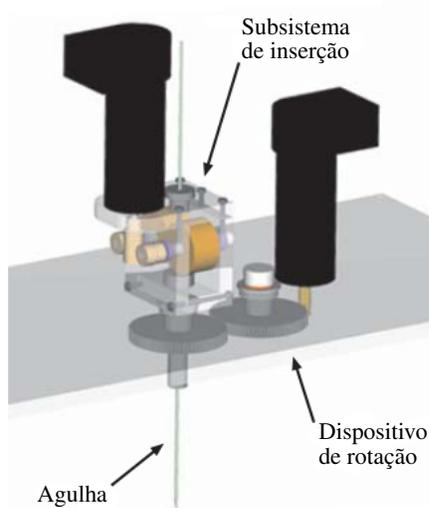


Figura 2.10: Modelo CAD do Dispositivo de Roletes. Fonte : [6]

2.3.2 Dispositivo de Antena Telescópica

O Dispositivo de Antena Telescópica, mostrado na Figura 2.11 foi construído com o objetivo de solucionar os problemas do Dispositivo de Roletes. Neste mecanismo a base da agulha é fixada diretamente ao motor responsável pela rotação, através de um sensor de força. Isto evita que haja escorregamento entre a agulha e o dispositivo e permite medir as forças de reação do tecido durante a inserção. O segundo motor do dispositivo é posicionado de modo a transladar todo o subsistema de rotação. Para evitar a flambagem da agulha, utiliza-se um conjunto de tubos concêntricos, formando uma antena telescópica, em volta da agulha.

Este dispositivo se mostrou muito mais eficiente do que o Dispositivo de Roletes e por isso, passou a ser utilizado por quase todos os grupos que trabalham com guiagem de agulhas flexíveis de ponta chanfrada [19, 32–35]. Mais recentemente, surgiram algumas adaptações dele. Em [36], Majewicz et al. desenvolveram uma versão portátil, para ser posicionada sob um fluoroscópio. Em [37], Seifabadi et al. desenvolveram um dos primeiros dispositivos compatíveis com MRI, utilizando atuadores piezoelétricos. Em [38], Pachierotti et al. integraram este dispositivo com uma interface háptica Omega 6 para permitir ao cirurgião realizar a inserção da agulha por teleoperação com retorno de força. Mais ainda, alguns trabalhos implementaram a lógica de atuação deste dispositivo, utilizando um manipulador industrial [39], permitindo assim controlar também a direção de inserção.

Apesar de ser bastante utilizado, o Dispositivo de Antena Telescópica também possui algumas desvantagens importantes. Mesmo com o uso da antena telescópica, a flambagem ainda ocorre no interior do tubo, adicionando incerteza à medição do comprimento de agulha inserido e causando forças de atrito lateral não modeladas, o que atrapalha as medições de força realizadas. Segundo Reed et al. [19], a flambagem da agulha dentro da antena telescópica pode afetar o ângulo de entrada da agulha no dispositivo. Outra desvantagem é a defasagem angular que ocorre entre a base e a ponta da agulha em decorrência do atrito torcional. Este problema é intensificado na abordagem de inserção por ciclo de trabalho, onde é necessário rotacionar a agulha frequentemente. Este problema pode ser compensado por software, utilizando-se o compensador de torção proposto por Reed [18], no entanto ele adiciona complexidade ao controlador e planejador de trajetória.

2.3.3 Dispositivo de Prensas Ativas

O Dispositivo de Prensas Ativas [9, 40], mostrado na Figura 2.12, utiliza duas prensas capazes de segurar e soltar a agulha ativamente durante a inserção, permitindo-se realizar a inserção pelo método de passos discretos. Como pode-se observar, uma das prensas é fixa à carenagem do dispositivo, enquanto a outra é acoplada a um

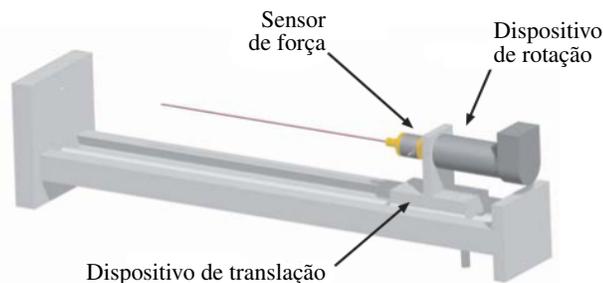


Figura 2.11: Modelo CAD do Dispositivo de Antena Telescópica. Fonte : [6]

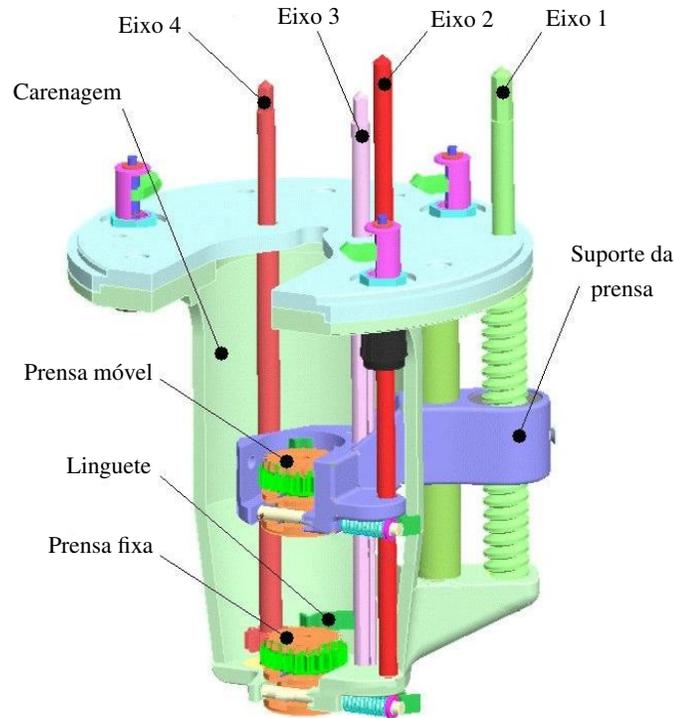


Figura 2.12: Dispositivo de Prensas Ativas, proposto por Piccin e colaboradores. Fonte: [9]

suporte, podendo ser transladada na direção axial. Para controlar a translação e a abertura e o fechamento das prensas, este dispositivo utiliza um conjunto de eixos, permitindo-se posicionar todos os atuadores distantes do paciente, na parte superior do dispositivo (não mostrada na Figura).

Por permitir atuar a agulha próximo ao ponto de incisão, este dispositivo tem potencial para solucionar os problemas do Dispositivo de Antena Telescópica, sem acarretar em escorregamento da agulha ou rotação involuntária da mesma. No entanto, por ter sido projetado para inserção de agulhas rígidas, ele possui algumas características que dificultam o seu uso para guiagem de agulhas flexíveis. A primeira delas é a impossibilidade de se controlar a velocidade de rotação da agulha, uma vez que este grau de liberdade não é necessário na inserção de agulhas rígidas. Outro problema está associado ao mecanismo de prensa projetado, que não é ideal para lidar com materiais extremamente flexíveis. Mais detalhes sobre este mecanismo são apresentados no capítulo 3, durante a descrição do projeto mecânico deste trabalho. Recentemente, uma nova versão deste dispositivo foi apresentada [41], contendo um mecanismo de prensa mais eficiente baseado em peças de termoplástico flexível. No entanto, este mecanismo é bastante complexo e de difícil fabricação.

2.3.4 Outros dispositivos de inserção por passos discretos

Além do Dispositivo de Prensas Ativas, outro sistema capaz de realizar o método de inserção por passos discretos é o dispositivo proposto por Elbannan [41], ilustrado na Figura 2.13a. Este dispositivo foi desenvolvido para realizar inserção de agulha rígida dentro de um aparelho de MRI, portanto utiliza atuadores piezoelétricos lineares (piezostack) e possui uma estrutura bastante compacta. No entanto, este dispositivo também não é adequado para guiagem de agulhas flexíveis, pois só é capaz de rotacionar a agulha em um único sentido. Além disso, o uso de atuadores lineares dificulta o controle da velocidade de inserção e o uso dos métodos de

inserção por ciclo de trabalho.

Em trabalhos desenvolvidos anteriormente [7, 10], o método de inserção por passos discretos foi implementado adaptando-se o efetuator de um manipulador robótico, como mostra a Figura 2.13b. Este sistema é capaz de controlar as velocidades de inserção e rotação da agulha simultaneamente, no entanto apresenta problemas decorrentes do uso de um manipulador industrial. Como as juntas do manipulador utilizado não possuem um furo passante, o alinhamento do efetuator com a última junta rotativa do robô foi prejudicado, sendo necessário curvar a base da agulha pela lateral do robô. Além disso, este sistema possui apenas uma prensa ativa, portanto não permite garantir que a agulha fique parada durante a etapa de recuo da prensa.

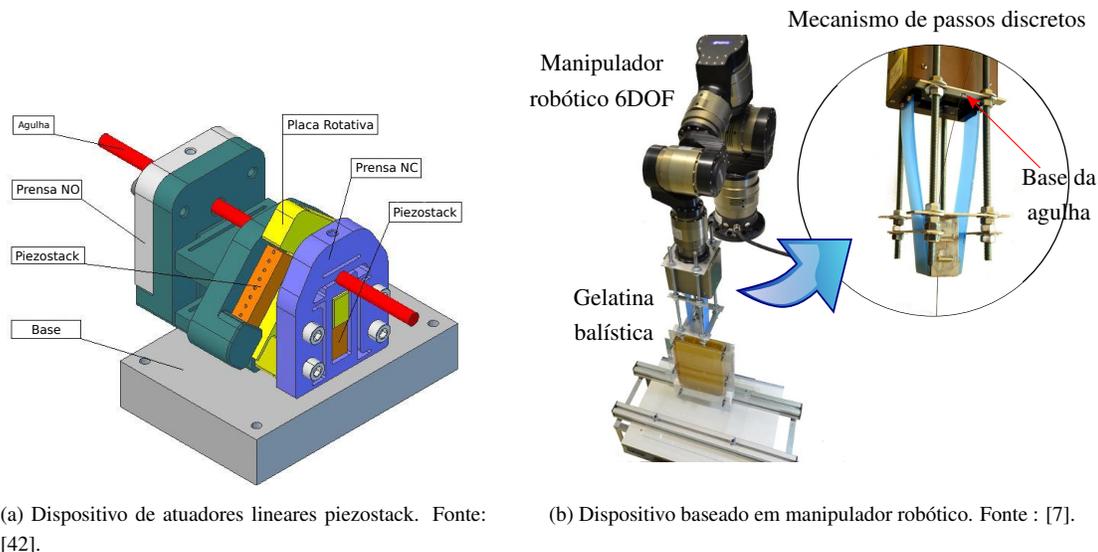


Figura 2.13: Outras propostas de sistemas robóticos para inserção de agulhas pelo método de passos discretos.

2.4 TIPOS DE AGULHA

O tipo de agulha a ser utilizada em um procedimento percutâneo depende do tipo de operação a ser realizada. Por exemplo, agulhas de biópsia ou anestesia possuem características diferentes de uma agulha de ablação. No entanto, estas agulhas podem não ser as mais indicadas para o contexto de guiagem, onde se deseja atingir a posição alvo com máxima precisão. Assim pode-se interpretar o problema de guiagem de agulhas considerando-se uma agulha guia, utilizada para realizar a trajetória definida pelo cirurgião. Uma vez que esta agulha atinja o alvo, pode-se inserir um tubo flexível por fora dela, que seguirá o caminho já aberto pela agulha. Removendo-se a agulha guia, tem-se então um canal de acesso à posição alvo, por meio do qual pode-se administrar medicação ou inserir outro instrumento flexível.

Dessa forma, a escolha do tipo de agulha guia a ser utilizada depende da curvatura natural da agulha, bem como de fatores como o dano causado ao tecido ou a possibilidade de integração com sensores. A curvatura k_{max} que uma agulha flexível realiza quando inserida em tecido depende das propriedades mecânicas e geométricas da agulha e do tecido. Como o tecido depende da aplicação clínica e normalmente não pode ser alterado, é importante selecionar agulhas com características que permitam a realização de diferentes trajetórias. Pelos

métodos de inserção por ciclo de trabalho, é possível variar a curvatura da agulha entre 0 e k_{max} . Portanto é desejável que a curvatura natural da agulha seja a maior possível, de modo a permitir um maior controle sobre a curvatura da agulha e possibilitar uma maior variedade de trajetórias realizáveis.

2.4.1 Agulhas passivas

Um dos fatores que influencia o valor de k_{max} é a rigidez relativa entre a agulha e o tecido. Quanto mais flexível for a agulha, maior será a curvatura k_{max} . Por isso, utilizam-se agulhas feitas de Nitinol, uma liga metálica resistente, mas extremamente flexível, além de compatível para uso médico. Além disso, o diâmetro da agulha influencia a sua rigidez, portanto busca-se utilizar agulhas extremamente finas. Alguns trabalhos utilizam agulhas de até 0,37 mm de diâmetro [19]. Outro fator que influencia a curvatura da agulha é o ângulo do chanfro, uma vez que a distribuição dos esforços sobre a agulha no momento do corte depende dele. Em [6], observou-se que quanto menor o ângulo do chanfro, maior a curvatura. Assim, alguns trabalhos utilizam chanfros de até 10° [34].

Além disso, a curvatura da agulha também pode ser alterada, fabricando-se pontas com formatos diferentes. Em [32], Engh et al. fabricaram uma agulha com um arame de Nitinol de 0,28 mm, acoplado a uma ponta de 1,27 mm, feita de aço. Esta configuração faz com que os esforços aplicados sobre a ponta da agulha sejam maiores, mantendo, porém, a alta elasticidade da agulha, o que resulta em uma curvatura muito alta. Outros trabalhos [35], investigaram o efeito de se realizar uma dobra um curva na ponta da agulha, como ilustra a Figura 2.14. Nestes, observou-se que tanto as agulhas curvadas quanto as com dobra realizam curvaturas maiores do que as agulhas que possuem apenas chanfro. No entanto, estas agulhas causam maior dano ao tecido quando rotacionadas. Além disso, estas geometrias de ponta causam uma descontinuidade na trajetória realizada pela ponta, quando se realizam rotações de 180° . Assim, é necessário incorporar estes elementos no modelo cinemático da agulha, como feito em [19].

Outra alternativa para se aumentar a curvatura da agulha é adicionar uma junção flexível [34] na ponta da agulha, como mostrado na Figura 2.15. Este tipo de agulha é formada por uma ponta e um corpo, ambos de Nitinol, ligados por uma junção flexível. Tal junção é formada por arames extremamente flexíveis, fazendo com que a ponta da agulha possa dobrar na direção do chanfro causando um efeito semelhante à agulha com dobra. No entanto, quando esta agulha é rotacionada, a ponta se alinha novamente ao corpo devido às forças de atrito lateral. Segundo os experimentos realizados, este tipo de agulha consegue realizar curvaturas tão grandes quanto a agulha com dobra, causando um dano muito menor ao tecido.

Nos últimos dois anos, começou-se a utilizar agulhas tubulares [29, 31, 43], formadas por tubos de Nitinol ao invés de arames maciços. Isso possibilita posicionar sensores dentro da agulha, medindo informações sobre a ponta da agulha durante a inserção. Os trabalhos já realizados com este tipo de agulha, posicionam sensores

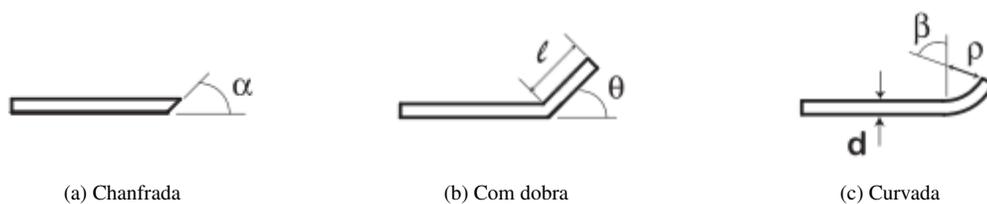


Figura 2.14: Diferentes tipos de ponta de agulhas flexíveis. Fonte: [?].

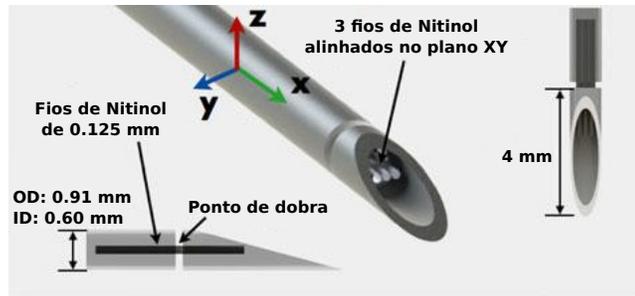


Figura 2.15: Agulha com junção flexível. Fonte: [34].

eletromagnéticos na ponta da agulha permitindo-se rastrear a posição e a orientação da ponta no espaço 3D. Para fabricar a ponta destas agulhas, pode-se utilizar qualquer uma das estratégias apresentadas para agulhas maciças. No entanto, como os tubos possuem diâmetro maior do que os arames de Nitinol, eles são menos flexíveis, fazendo-se necessário utilizar técnicas para se maximizar a curvatura da agulha. Por causa disso, todos os trabalhos envolvendo agulhas tubulares realizados até agora utilizam pontas chanfradas com dobra.

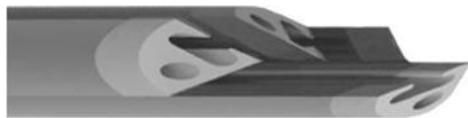
Dentre estes tipos de agulha, a mais utilizada atualmente é a agulha chanfrada com dobra. A maioria dos trabalhos publicados recentemente utiliza agulhas de diâmetro da ordem de 0,5 mm com chanfro de 45° e uma dobra de 30° na ponta. Com estas agulhas é possível obter raios de curvatura de até 50 mm [44]. Já nos trabalhos com agulhas tubulares, o diâmetro externo do tubo é da ordem de 1,0 mm e os ângulos de chanfro e de dobra são os mesmos das agulhas maciças. Neste caso, os menores raios de curvatura obtidos são da ordem de 120 mm [31, 34].

2.4.2 Agulhas ativas

Uma alternativa às agulhas completamente passivas são as agulhas que possuem atuadores embarcados, permitindo-se controlar alguns graus de liberdade. Um exemplo é a agulha de chanfro programável [45], formada por quatro segmentos que podem ser deslizados entre si. Utilizando-se atuadores lineares em cada segmento, é possível deslocá-los para frente e para trás, alterando-se assim o formato do chanfro da agulha. Isso faz com que se possa alterar a direção e a magnitude da curvatura da agulha. No entanto, o projeto deste tipo de agulha ainda se encontra em desenvolvimento e processo de miniaturização. O protótipo atual desta agulha ainda possui 8 mm de diâmetro, resultando em curvaturas significativamente menores do que as obtidas com as agulhas passivas.

Existem ainda agulhas que combinam pontas chanfradas com elementos ativos, como a agulha de ponta chanfrada com tubos concêntricos [46]. O corpo desta agulha é formado por tubos concêntricos que possuem curvaturas pré determinadas, sendo os tubos externos mais rígidos do que os internos. Dessa forma, a orientação do corpo da agulha é definida pela combinação das curvaturas dos tubos e depende do comprimento exposto de cada tubo. Assim, é possível alterar a direção de curvatura dessa agulha expandindo-se ou recolhendo-se os tubos internos.

Como pode-se observar, estas agulhas tem o potencial de realizar uma variedade maior de trajetórias, uma vez que a direção de curvatura pode ser alterada ativamente. No entanto, elas possuem um design muito mais complexo e são mais difíceis de serem fabricadas. Por estes motivos, a maioria dos trabalhos atuais em guiagem de agulhas flexíveis utiliza agulhas passivas.



(a) Agulha com chanfro programável. Fonte: [45,47].



(b) Agulha de ponta chanfrada com tubos concêntricos. Fonte: [46].

Figura 2.16: Agulhas com elementos ativos para controlar a direção de curvatura.

2.5 SISTEMAS DE IMAGEAMENTO E RASTREAMENTO

Para detectar a posição da agulha durante um procedimento de inserção é necessário utilizar um sistema de rastreamento. Isso é importante não apenas para se verificar se a posição alvo foi atingida corretamente, mas também para se realizar o controle da inserção em malha fechada, replanejando-se o movimento da agulha, caso ela se desvie da trajetória estabelecida inicialmente. Uma opção para isso é utilizar agulhas com sensores eletromagnéticos embarcados, permitindo-se detectar a sua posição por sistemas de rastreamento magnético. No entanto, esta estratégia só é possível com agulhas tubulares. Uma forma mais geral para se rastrear a posição da agulha é através de sistemas de imageamento.

Os primeiros sistemas de guiagem de agulha realizavam inserções em gelatinas translúcidas, o que permite visualizar a agulha durante a inserção. Assim, os primeiros sistemas de imageamento utilizados foram baseados em câmeras estéreo [19]. Esta abordagem é interessante, pois permite utilizar uma série de algoritmos de visão computacional bem consolidados, no entanto ela não é aplicável para inserções em tecido biológico. Além disso, ela só pode ser utilizada para rastrear a agulha em trajetórias planares, uma vez que a visualização da agulha fica comprometida à medida que a agulha se afasta da superfície da gelatina.

Para rastrear a agulha em tecido biológico é necessário utilizar sistemas de imageamento médico. Para isso, pode-se utilizar imagens de fluoroscopia [36] ou tomografia computadorizada (CT) [29]. Estas duas modalidades de imagem permitem visualizar a agulha inserida com boa resolução. No entanto, por serem baseadas em raio-X, elas apresentam risco à saúde do paciente e do cirurgião. Por isso, os sistemas de inserção baseados nestes métodos de imageamento registram poucas imagens ao longo de todo o procedimento de inserção, ao invés de permitirem monitorar a posição da agulha continuamente.

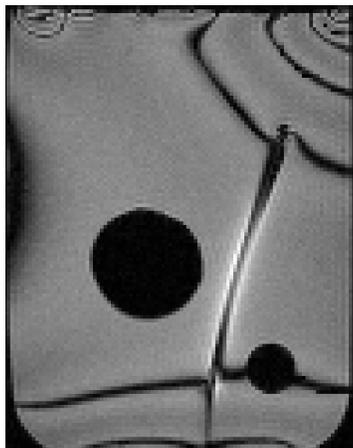
Os sistemas de ressonância magnética (MRI) não possuem este problema, podendo fornecer imagens de alta resolução durante todo o experimento. A Figura 2.17a mostra uma imagem de MRI, onde pode-se ver a agulha passando entre dois obstáculos. No entanto, a desvantagem desta modalidade de imageamento é que o dispositivo de inserção deve ser formado apenas por materiais compatíveis com MRI. Neste caso, as peças do mecanismo devem ser de plástico ou de polímeros e os atuadores devem ser pneumáticos ou piezoelétricos. Em [48], Moreira et al. desenvolveram um sistema de guiagem de agulhas baseado em um dispositivo compatível com MRI. Contudo, na versão publicada deste dispositivo, a inserção ainda é realizada de forma manual.

Outra modalidade de imagens médicas que pode ser utilizada para rastreamento de agulhas é o ultrassom. Os sistemas de ultrassom possuem as vantagens de serem bastante seguros, baratos, portáteis e por proporcionar aquisição de imagens em tempo real. No entanto, as imagens de ultrassom tipicamente são muito ruidosas, o que dificulta a detecção da agulha. Apesar disso, esta estratégia vem sendo explorada por diversos grupos de

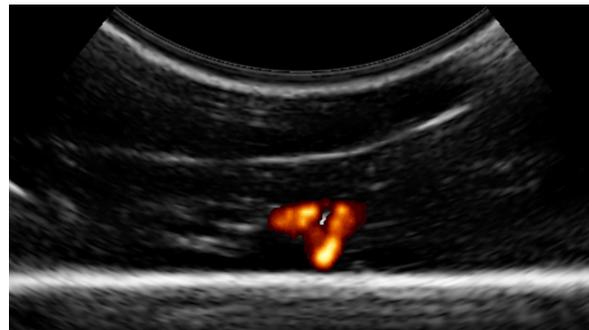
pesquisa, que desenvolveram diferentes métodos para se detectar a agulha.

Em alguns trabalhos, utilizam-se imagens de ultrassom 2D alinhadas com o plano de inserção da agulha [49]. Esta estratégia tem a vantagem de permitir visualizar uma área maior da agulha, no entanto apresenta problemas caso a ponta da agulha saia do plano da imagem. Outros trabalhos [50] consistem em posicionar o transdutor do ultrassom de forma perpendicular ao plano de inserção, de modo a visualizar apenas uma seção transversal da agulha. Este método permite detectar o momento em que a agulha atravessa o plano da imagem facilmente, no entanto ele requer transladar o transdutor de modo a acompanhar o movimento da agulha. Com objetivo de detectar a agulha por completo, alguns trabalhos fazem o uso de imagens de ultrassom 3D [51], no entanto esta técnica exige algoritmos mais eficientes devido ao grande volume de dados que se deve processar.

Por fim, uma outra abordagem proposta utiliza um ultrassom em modo doppler [44], que permite medir a velocidade de cada voxel em um volume 3D. Esta abordagem utiliza um módulo de vibração posicionado em série com o dispositivo de inserção, permitindo-se aplicar vibrações de baixa amplitude e alta frequência na agulha. Isso faz com que a agulha apareça de forma bastante clara na imagem doppler, como mostra a Figura 2.17b. Para que estas vibrações não atrapalhem o movimento da agulha, as medições são realizadas alternadamente com as inserções, sendo necessário interromper a inserção periodicamente.



(a) Ressonância magnética. Fonte: [48].



(b) Ultrassom Doppler. Fonte: [44].

Figura 2.17: Sistemas de imageamento médico utilizados para rastrear agulhas flexíveis em tecido biológico.

3. PROJETO MECÂNICO

O principal objetivo deste trabalho é desenvolver um novo sistema robótico de guiagem de agulhas capaz de avaliar a aplicabilidade do método de inserção por passos discretos ao contexto de agulhas flexíveis. Como descrito na Seção 2.2.4, este método permite atuar a agulha próximo ao ponto de incisão, proporcionando um controle mais preciso sobre a rotação da ponta da agulha. No entanto ele requer segurar e soltar a agulha ativamente durante a inserção. Para que isso seja possível, faz-se necessária a construção de um novo dispositivo de inserção, envolvendo um projeto mecânico original, acompanhado de sistema eletrônico de acionamento e software de controle. Este capítulo apresenta o desenvolvimento do projeto mecânico.

Primeiramente a Seção 3.1 descreve os requisitos de projeto. Em seguida, a Seção 3.2 traz uma análise detalhada do Dispositivo de Prensas Ativas [9], que foi a principal referência para o projeto mecânico realizado. Na Seção 3.3 apresenta-se o projeto de todas as peças que compõem o mecanismo desenvolvido. Em seguida, a Seção 3.4 descreve o processo de dimensionamento e seleção dos atuadores. O acoplamento destes com o mecanismo é descrito na Seção 3.5. Por fim, a Seção 3.6 apresenta a montagem completa do dispositivo, bem como uma avaliação inicial das peças fabricadas.

3.1 REQUISITOS DE PROJETO

Para executar o método de inserção por passos discretos, é necessário um dispositivo com quatro graus de liberdade, permitindo não apenas controlar as velocidades de inserção e rotação da agulha, como também a abertura e o fechamento de duas prensas ativas. O controle das velocidades de inserção e rotação é fundamental, uma vez que são estes graus de liberdade que determinam a trajetória realizada pela agulha. Além disso, estas velocidades devem ser controladas independentemente para possibilitar todos os métodos de ajuste de curvatura apresentados na Seção 2.2.3. Em relação à velocidade de inserção, é importante que ela se dê unicamente na direção axial da agulha, evitando-se ao máximo a ocorrência da flambagem. Já a rotação deve ocorrer exatamente em torno do eixo da agulha, permitindo reorientar a ponta da agulha dentro do tecido.

As prensas quando fechadas devem ser capazes de segurar a agulha com firmeza, impedindo que haja escorregamento durante a inserção. No entanto, a força de compressão aplicada sobre a agulha deve ser limitada, de modo a não danificá-la. Já a abertura das prensas deve ser ampla o suficiente para minimizar o atrito com a agulha durante a translação da prensa móvel. É importante também que durante o fechamento as prensas consigam centralizar a agulha, garantindo que a posição de aperto seja sempre a mesma. Consequentemente, é essencial que haja um bom alinhamento entre as duas prensas. De modo a tornar o projeto mais flexível, deseja-se também que as prensas sejam compatíveis com diferentes diâmetros de agulha.

Um requisito importante para avaliar a performance do dispositivo é a sua compatibilidade com o Dispositivo de Antena Telescópica. De modo a facilitar a comparação deste sistema com o estado da arte, é importante que ambos os dispositivos operem nas mesmas faixas de velocidades. Na maioria dos trabalhos apresentados com o Dispositivo de Antena Telescópica [19], as velocidades de inserção são da ordem de 2,5 mm/s e as de rotação são tipicamente menores do que 2 Hz. Mais ainda, para tornar a comparação mais direta, é interessante que o dispositivo desenvolvido possa ser montado nas duas configurações diferentes, permitindo realizar a in-

serção tanto pelo método de passos discretos, quanto de forma contínua utilizando-se uma antena telescópica. Esta estratégia permite realizar experimentos nas mesmas condições, possibilitando melhor comparação entre os dois métodos de inserção.

3.2 ANÁLISE DO DISPOSITIVO DE PRENSAS ATIVAS

Um exemplo de dispositivo capaz de realizar o método de inserção por passos discretos é o Dispositivo de Prensas Ativas, proposto por Piccin et al. [9], apresentado na Seção 2.3.3. Este dispositivo possui duas prensas ativas alinhadas, permitindo segurar e soltar a agulha durante o procedimento de inserção. Como ele satisfaz alguns dos requisitos de projeto, ele serviu de inspiração para o projeto mecânico desenvolvido. Em especial, o mecanismo aqui proposto para segurar a agulha pode ser visto como uma adaptação do Dispositivo de Prensas Ativas, que será chamado de AGD (*Active Grasping Device*) no restante do texto.

Por ter sido projetado para agulhas rígidas, porém, este dispositivo possui características que não o tornam adequado para guiagem de agulhas flexíveis. Dessa forma, é importante compreender o funcionamento deste mecanismo e as suas limitações. As seções a seguir descrevem detalhadamente o mecanismo de prensa do AGD, analisando principalmente os motivos pelos quais ele não poderia ser utilizado com agulhas flexíveis.

3.2.1 Mecanismo de mandril ativo

A estratégia utilizada por Piccin et al. para segurar e soltar a agulha foi um mecanismo de mandril, representado na Figura 3.1. Este mecanismo é composto por uma base com um furo central, por onde passa a agulha, três castanhas e uma engrenagem guia. A face inferior da engrenagem possui um rasgo em espiral, de modo que a rotação da engrenagem provoca um deslocamento radial sincronizado das três castanhas. Quando a engrenagem é rotacionada no sentido horário, as castanhas comprimem a agulha. Já no sentido anti-horário elas se afastam, deixando a agulha livre. Assim é possível segurar ou soltar a agulha, girando-se a engrenagem em um ou outro sentido. Além disso, o torque aplicado sobre a engrenagem guia determina a força de compressão que as castanhas aplicam sobre a agulha.

Uma vantagem deste tipo de mecanismo é que ele é capaz de segurar agulhas de diferentes espessuras, uma vez que os eixos de movimento das três castanhas se encontram no centro da base. Como o movimento das castanhas é sincronizado, as castanhas estão sempre equidistantes do centro do mandril, de modo que quando as três castanhas tocam a agulha, ela necessariamente está centralizada em relação à base. Por este motivo, este mecanismo é dito autocentrante. Este é o mesmo tipo de mecanismo utilizado em furadeiras, que podem ser utilizadas com uma grande variedade de brocas.

No entanto, a propriedade autocentrante deste mecanismo é limitada. Caso a agulha seja muito pequena em relação às castanhas ou esteja muito distante do centro do mandril, pode acontecer de ela ficar presa entre duas castanhas, impedindo o fechamento completo do mandril. Apesar de parecer uma situação irreal no caso de agulhas rígidas, ambas as condições são bastante plausíveis no caso de agulhas flexíveis. Agulhas flexíveis em geral são muito finas, pois espera-se que elas sejam altamente flexíveis para proporcionar grandes curvaturas. Além disso, elas são altamente susceptíveis a sofrer deslocamentos laterais ou flambagem, principalmente se houver uma força de reação do tecido em decorrência da porção curva da agulha já inserida. Dessa forma, é possível que no momento da abertura do mandril, a agulha se desloque consideravelmente. Nesta configuração,

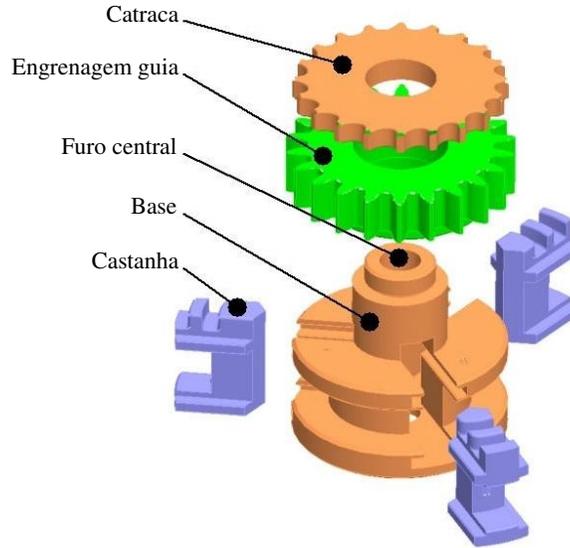


Figura 3.1: Vista explodida do mandril ativo utilizado no AGD. Fonte: [9]

o aperto do mandril sobre a agulha ficaria prejudicado, além de impossibilitar completamente a rotação da agulha.

3.2.2 Sistema de rotação do mandril

Além de segurar e soltar a agulha de forma controlada, o mandril utilizado no AGD também é capaz de rotacionar a agulha em torno do próprio eixo. Na montagem da Figura 2.12, a base do mandril é acoplada a um eixo, podendo girar livremente. No entanto, um sistema de linguete e catraca impede a rotação da base do mandril no sentido anti-horário. Assim, quando a engrenagem guia gira no sentido anti-horário, as castanhas se abrem e a base permanece imóvel. Já quando se rotaciona a engrenagem guia no sentido horário, a base pode girar, caso o torque aplicado seja superior a um dado limite. Neste caso, a base e as castanhas rotacionam junto com a engrenagem. Como neste caso as castanhas estão pressionando a agulha, a agulha acaba rotacionando junto com todo o sistema. Esta situação ocorre quando a compressão das castanhas sobre a agulha é máxima, uma vez que a rotação da base ocorre pois o torque aplicado pela a engrenagem guia não é capaz de provocar um deslocamento radial adicional das castanhas.

Este efeito é destacado pelos autores como uma vantagem do mecanismo proposto, por ser capaz de controlar tanto a abertura e fechamento quanto a rotação do mandril com um único atuador. No entanto, esta abordagem não é ideal para o caso de agulhas flexíveis. Primeiramente, esta configuração só permite rotacionar a agulha no sentido horário. Isso impossibilitaria utilizar o método de rotação chaveada bidirecional, apresentado na Seção 2.2.3.1, dificultando o uso de agulhas com sensores com fio. Além disso, isso poderia aumentar o problema da torção acumulada na agulha, gerando uma defasagem angular entre a ponta da agulha e o ponto de atuação.

Outro problema deste método de rotação é a necessidade de se aplicar compressão máxima sobre a agulha para rotacioná-la. No caso das agulhas flexíveis que são em geral mais finas e maleáveis, é importante poder controlar a rotação e a compressão da agulha de forma independente, para evitar compressão excessiva e possível dano à agulha.

3.2.3 Translação do mandril móvel

Como mostra a Figura 2.12, o Dispositivo de Prensas Ativas utiliza dois mandris ativos concêntricos para realizar o método de inserção por passos discretos. Na abordagem utilizada por eles, o mandril fixo fica na extremidade do dispositivo mais próxima ao paciente, enquanto o mandril móvel fica mais distante. Como o objetivo do dispositivo que estamos propondo é aproximar o ponto de atuação da agulha do ponto de incisão, esta estratégia deve ser invertida. É de interesse neste projeto que o mandril móvel fique o mais próximo possível do paciente.

3.3 PROJETO DO MECANISMO

Sendo assim, as três principais adaptações que precisam ser feitas em um dispositivo como o AGD para possibilitar o seu uso com agulhas flexíveis são:

1. Adaptação do projeto do mandril para assegurar a sua propriedade autocentrante, independente da magnitude do deslocamento lateral que a agulha sofra;
2. Adaptação do mecanismo de rotação para permitir rotacionar a agulha de forma independente do fechamento do mandril;
3. Projeto da estrutura mecânica geral de modo a posicionar o mandril móvel próximo do paciente.

3.3.1 Projeto adaptado do mandril autocentrante

Para assegurar a propriedade autocentrante do mandril, é necessário impedir que a agulha seja pressionada pelas faces laterais das castanhas. Uma forma de garantir isso é ajustando-se o diâmetro do furo da base para um valor pouco maior do que o diâmetro da agulha. Isso limitaria o movimento lateral da agulha, impedindo que ela se desloque muito do centro. No entanto essa solução é muito restritiva, uma vez que perde-se a flexibilidade de utilizar o dispositivo com uma grande variedade de agulhas.

Outra solução é utilizar um formato diferente de castanha, capaz de realmente conduzir a agulha ao centro, independente do deslocamento lateral que ela sofra no momento da abertura do mandril. A estratégia adotada para isso foi fazer com que na abertura do mandril a agulha não fique completamente livre, mas sim confinada a um perímetro de movimentação lateral limitado. Desta forma, o fechamento do mandril deve reduzir este perímetro até que as castanhas façam contato com a agulha, sempre no centro do mandril. Este comportamento foi obtido com duas castanhas entrelaçadas, como mostra a Figura 3.2.

Como podemos ver, as castanhas A e B possuem geometrias complementares, possibilitando o entrelaçamento das abas de perfil curvo. Na posição de máxima abertura, ilustrada na Figura 3.3a, as castanhas delimitam um perímetro de movimentação para a agulha. A medida que o mandril vai se fechando e as castanhas vão se aproximando, este perímetro vai sendo reduzido de forma simétrica. Isso garante que a agulha será comprimida pelas duas castanhas exatamente no centro do mandril. Esta abordagem também permite segurar agulhas de diferentes diâmetros como mostram as Figuras 3.3b, 3.3c e 3.3d, até um limite de 4,5 mm. Pode-se observar também por estas Figuras que as abas das castanhas foram projetadas com um perfil de curvatura variável, de modo a maximizar a área de contato das castanhas com a agulha, independente da sua espessura.

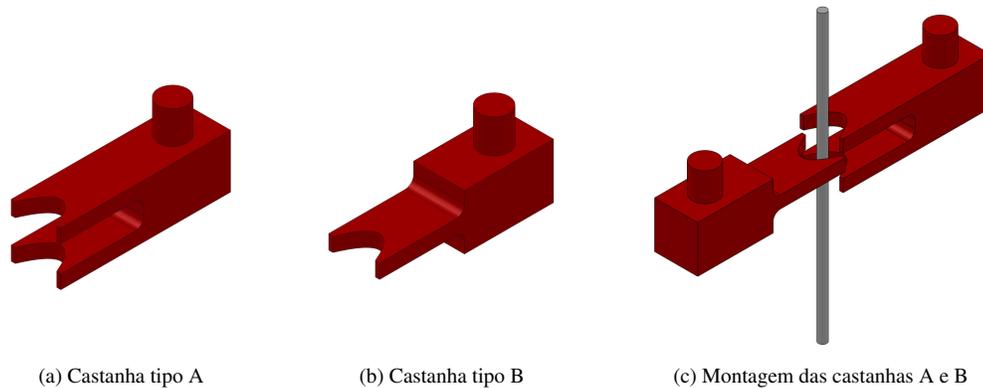


Figura 3.2: Projeto das castanhas com formato customizado. As castanhas tipo A e tipo B possuem geometrias complementares permitindo pressionar a agulha de forma entrelaçada.

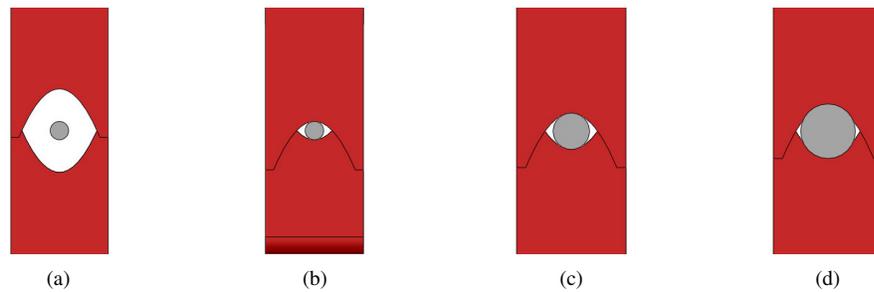


Figura 3.3: Vista superior do formato das castanhas customizadas para destacar a sua propriedade autocentrante.

De forma semelhante ao AGD, o mandril aqui projetado também conta com uma base, por onde se movimentam as castanhas, e uma engrenagem guia, para controlar o movimento sincronizado das castanhas. A engrenagem guia projetada possui dois rasgos em formato espiral, por onde deslizam os pinos das castanhas. Eles foram projetados para proporcionar um deslocamento radial de cada castanha de 3 mm para 115° de rotação da engrenagem. A Figura 3.4 mostra um modelo CAD desta engrenagem.

Além da base, das castanhas e da engrenagem guia, adicionou-se uma segunda engrenagem, acoplada à parte inferior da base por um encaixe do tipo chaveta. Este acoplamento faz com que a base e esta engrenagem girem como uma única peça. A Figura 3.5 ilustra este encaixe. Ao invés de bloquear a rotação da base em um sentido, utilizando-se uma catraca, como feito em [9], optou-se aqui por utilizar uma engrenagem, permitindo-se controlar a velocidade de rotação nos dois sentidos. Utilizando-se estas duas engrenagens, construiu-se um mandril com dois graus de liberdade, sendo eles a rotação da agulha e a abertura e fechamento do mandril. A Figura 3.6 mostra uma vista explodida deste mecanismo

A rotação da agulha com este mecanismo é controlada pela engrenagem da base, quando o mandril se encontra fechado. Já a abertura e o fechamento do mandril e conseqüentemente a compressão das castanhas sobre a agulha é controlada pelo movimento relativo entre as duas engrenagens. Quando a velocidade da engrenagem guia é maior (no sentido horário) do que a da engrenagem da base, as castanhas comprimem a agulha, fechando o mandril. Quando a velocidade da engrenagem da base é maior, o mandril se abre, soltando a agulha. Isso permite controlar a força de compressão sobre a agulha independentemente da velocidade de



Figura 3.4: Engrenagem guia com dois rasgos em espiral.

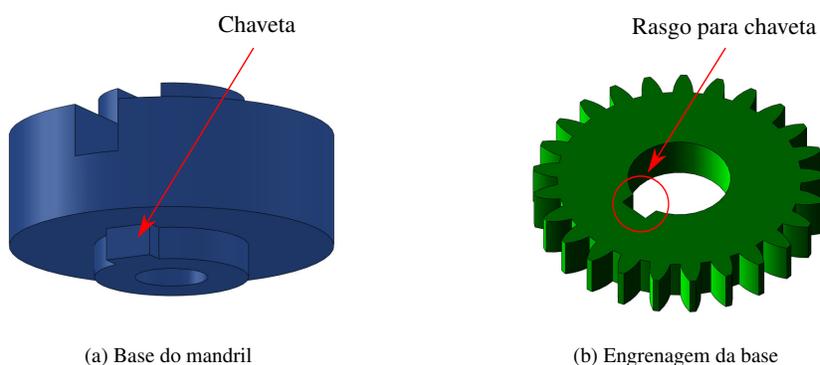


Figura 3.5: Engrenagem projetada para rotacionar a base do mandril. Destaque para o encaixe de chaveta entre a base do mandril e a engrenagem.

rotação. No entanto é importante ressaltar que esta proposta impõe uma restrição do ponto de vista de controle, uma vez que ambas engrenagens precisam ter a mesma velocidade para rotacionar a agulha sem resultar em abertura involuntária do mandril.

3.3.2 Estratégia de acionamento dos mandris

Utilizando-se este mandril com dois graus de liberdade, é possível construir um dispositivo que realize o método de inserção por passos discretos, adaptado ao caso de agulhas flexíveis. O projeto geral desse dispositivo foi formado por dois mandris deste tipo, posicionados de forma concêntrica. De forma análoga ao Dispositivo de Prensas Ativas, um dos mandris deve ficar fixo à estrutura do dispositivo, enquanto o outro deve estar acoplado a uma peça móvel podendo ser transladado na direção axial da agulha. Neste caso, optou-se por posicionar o mandril móvel na extremidade mais próxima ao paciente, e o mandril fixo mais distante.

No método de inserção por passos discretos, a função do mandril móvel é realizar pequenas inserções da agulha, controlando simultaneamente as suas velocidades de inserção e rotação. Já o mandril fixo, serve apenas para segurar a agulha no final do ciclo, quando o mandril móvel retorna à posição inicial. Dessa forma, não é necessário rotacionar o mandril fixo. Ou seja, pode-se bloquear o movimento da sua engrenagem da base completamente, transformando-o em um mandril de apenas um grau de liberdade. Esta configuração descrita compõe os quatro graus de liberdade do sistema completo:

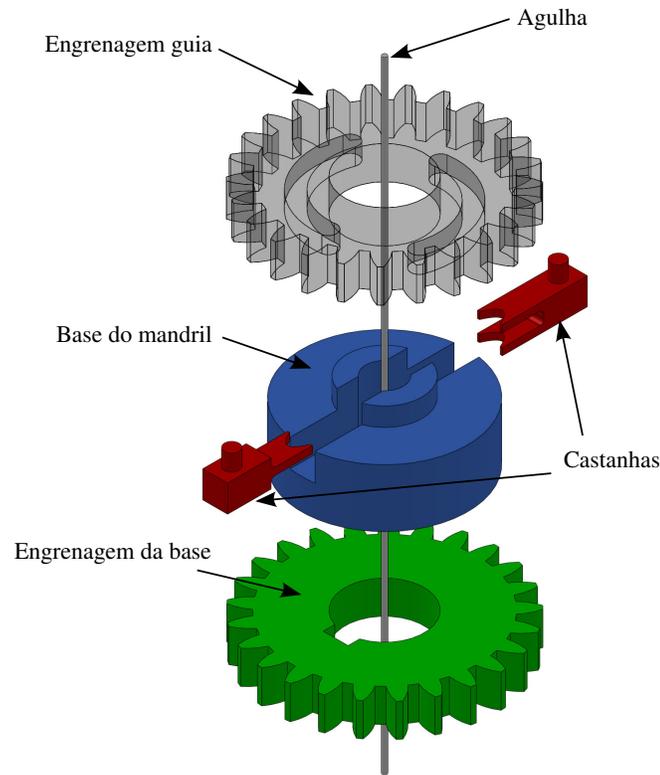


Figura 3.6: Vista explodida do mandril de dois graus de liberdade.

- Abertura e fechamento do mandril fixo;
- Abertura e fechamento do mandril móvel;
- Rotação do mandril móvel;
- Translação do mandril móvel na direção axial da agulha.

Para realizar o movimento de translação, deve-se acoplar o mandril móvel a uma guia linear. No caso dos demais graus de liberdade, porém, existem duas abordagens de acionamento possíveis. A primeira consiste em acoplar os atuadores aos mandris fixo e móvel, posicionando-os em contato direto com as engrenagens. Esta estratégia é mais simples do ponto de vista mecânico e proporciona um bom controle sobre o torque aplicado em cada engrenagem. Já a segunda consiste em posicionar os atuadores remotamente e utilizar uma cadeia de transmissão de torque para comandar o movimento das engrenagens. Esta abordagem é mais complexa, mas apresenta vantagens consideráveis, que merecem ser destacadas.

Primeiramente, o posicionamento dos motores em contato direto com o mandril móvel implica que estes tenham de ser transladados durante o movimento de inserção da agulha. Isso torna o conjunto do mandril móvel mais pesado, aumentando os esforços necessários para se realizar a translação. Além disso, esta configuração dificulta as conexões elétricas com os motores, principalmente se excursão de translação for muito grande. Posicionando-se os motores remotamente, é possível projetar a peça de translação do mandril de forma muito mais leve e compacta, reduzindo os esforços necessários e facilitando o movimento de translação. Outra vantagem do acionamento remoto é a segurança oferecida ao paciente. Posicionando-se todos os atuadores em módulo separado, acoplado à extremidade do dispositivo, pode-se esterilizar as peças que terão contato com o

paciente mais facilmente, além de facilitar a desmontagem do mecanismo em caso de emergência.

O agrupamento dos motores em um módulo de acionamento ainda permite controlar melhor o isolamento elétrico e o aquecimento dos motores, caso isso seja necessário. Por fim, outra vantagem proporcionada por essa abordagem é a possibilidade de se projetar o mecanismo de movimentação da agulha de forma independente dos atuadores. Isso confere maior liberdade ao projeto, uma vez que é possível alterar os atuadores, mantendo-se o mesmo projeto mecânico. Por estas razões, optou-se por posicionar os quatro atuadores em um módulo separado e transmitir o acionamento aos mandris utilizando um conjunto de eixos. Esta abordagem também é a utilizada no AGD, como pode ser visto na Figura 2.12.

3.3.3 Estrutura de sustentação

Para transmitir torque do módulo de acionamento para os mandris, é preciso um conjunto de eixos e engrenagens. Ao todo são necessários três eixos paralelos, sendo um para o mandril fixo e dois para o mandril móvel, de modo a possibilitar o controle de todos os graus de liberdade do sistema. Há no entanto uma complicação em relação ao acoplamento dos eixos no mandril móvel. Como o mandril se desloca na direção axial, as engrenagens de transmissão devem acompanhar o movimento, deslocando-se em relação aos eixos. No entanto, este deslocamento deve ocorrer sem que o contato mecânico seja perdido, permitindo assim rotacionar a agulha durante qualquer momento da inserção. Para isso, é preciso que os eixos possuam uma face plana ao longo de toda a sua extensão. Isso foi solucionado utilizando-se barras de secção quadrada no lugar dos eixos, como mostra a Figura 3.7.

Para realizar o deslocamento do mandril, é necessário posicioná-lo dentro de um suporte, acoplado a uma guia linear. Este suporte deve conter encaixes para a base do mandril e também para as engrenagens de transmissão, prevendo por onde as barras quadradas devem passar. Desta forma, projetou-se a caixa do mandril representada na Figura 3.8. Como podemos ver, esta caixa possui encaixes para o mandril nas chapas superior e inferior e dois tubos para posicionar as engrenagens de transmissão, por onde passam as barras quadradas. O encaixe central inferior possui um rasgo para chaveta, permitindo-se bloquear a rotação da engrenagem da base. Além disso, ela possui dois outros tubos, um em cada extremidade lateral. Um deles possui um furo roscado, por onde passa um parafuso atuado, responsável por realizar a translação da caixa. O outro possui um furo passante, por onde passa uma guia cilíndrica para sustentar o peso do conjunto da caixa e do mandril.

O projeto desta caixa foi feito com base em duas chapas metálicas paralelas, ligadas por parafusos, ao invés de uma única peça contendo todos os elementos descritos. Esta escolha visou facilitar a fabricação da caixa, uma vez que este projeto previa a usinagem de todas as peças em metal. Além disso, decidiu-se adotar uma estratégia modular para a confecção dessa peça, projetando-se os encaixes dos tubos nas chapas por meio de roscas. Como se pode ver, as chapas possuem furos roscados que não estão sendo utilizados, o que permite que ela seja montada de diferentes formas. Isso ocorre porque utilizou-se exatamente o mesmo projeto de chapa e tubos para construir as caixas dos mandris fixo e móvel. A Figura 3.9 mostra uma montagem alternativa para a mesma caixa, na qual as posições das engrenagens de transmissão e do furo roscado foram alteradas.

A razão para se adotar uma estratégia modular para o projeto destas peças foi adicionar flexibilidade ao sistema, permitindo-se alterar o funcionamento do dispositivo sem a necessidade de se fabricar novas peças. Por exemplo, caso se julgue relevante, seria possível rotacionar ambos mandris ou torná-los ambos móveis, obtendo-se um dispositivo de até seis graus de liberdade. Outra vantagem desta abordagem modular é a facilidade de reposição de peças em caso de falha ou caso a caixa precise ser adaptada para outro tamanho de eixo ou outras engrenagens. Na Figura 3.10, vemos uma montagem representando as duas caixas de mandril com

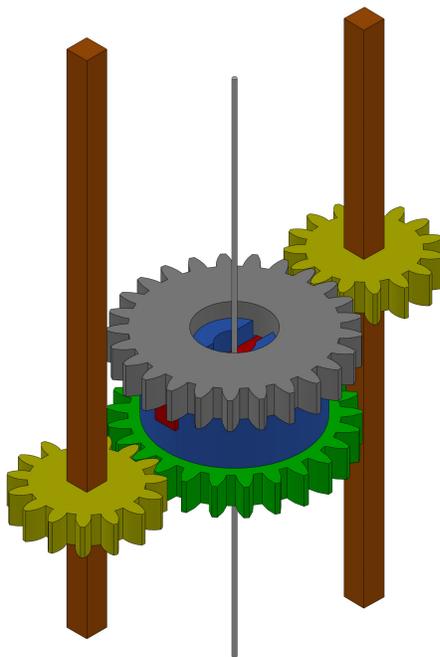


Figura 3.7: Transmissão de acionamento para o mandril móvel por meio das barras quadradas.

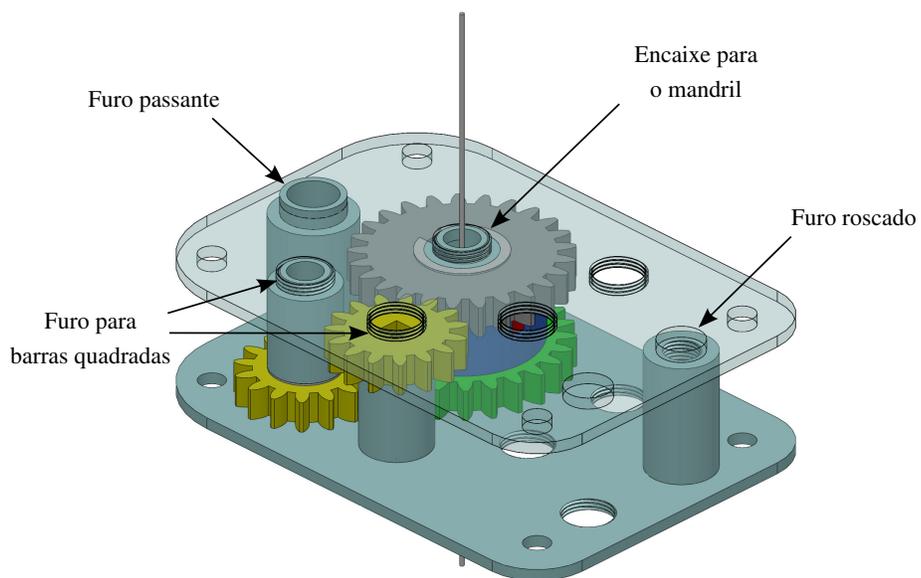


Figura 3.8: Projeto da caixa do mandril, utilizada para posicionar o mandril em contato com as engrenagens de transmissão.

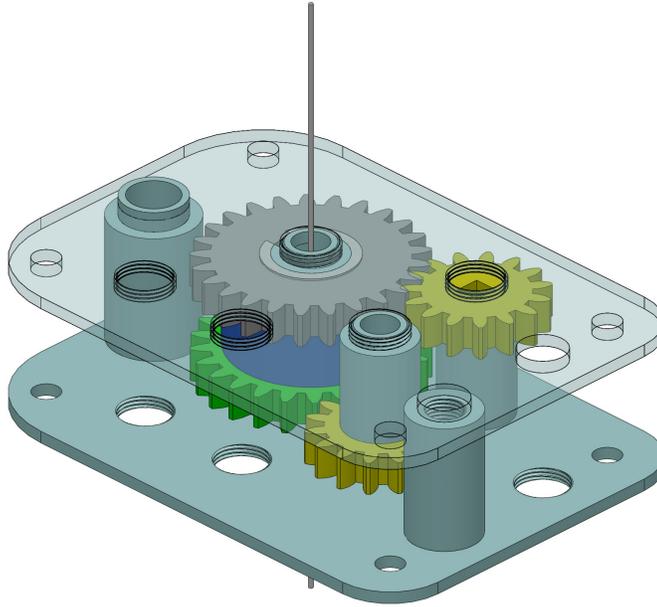


Figura 3.9: Montagem alternativa para a caixa do mandril, alterando-se a posição das engrenagens de transmissão e do furo roscado.

todos os seis graus de liberdade passíveis de atuação. Como podemos ver, as duas caixas possuem a mesma estrutura e ficam perfeitamente alinhadas, porém as posições do parafuso de translação e das barras quadradas mudam, evitando a colisão entre essas peças.

Para finalizar o projeto mecânico é necessário adicionar as peças que sustentam este conjunto de eixos, além do módulo de acionamento. Para isso, projetaram-se dois suportes (um frontal e um traseiro), formados por chapas paralelas, posicionados nas duas extremidades do mecanismo. Cada suporte possui mancais para apoiar as barras quadradas e furos para apoiar a guia de sustentação e os dois parafusos de translação. A Figura 3.11 mostra o projeto completo do dispositivo, contendo os dois mandris, os suportes e todos os eixos necessários para controlar quatro graus de liberdade. Para operar este dispositivo é necessário que os dois suportes sejam fixos a uma base, garantindo o alinhamento entre eles. Eventualmente, pode-se substituir os dois suportes por uma única peça, mas inicialmente é mais interessante utilizar duas peças, pois isso permite variar a distância entre eles, alterando o tamanho do dispositivo de acordo com a excursão necessária do mandril móvel.

3.3.4 Mecanismo em modo antena telescópica

Com o objetivo de facilitar a comparação entre o dispositivo proposto e o estado da arte, definiu-se como requisito de projeto que o dispositivo também deveria ser capaz de inserir a agulha de forma contínua, como faz o Dispositivo de Antena Telescópica. Como apresentado na Seção 2.3.2, o Dispositivo de Antena Telescópica possui apenas dois graus de liberdade, correspondentes às velocidades de inserção e rotação da agulha. Dessa forma, a fixação da agulha ao dispositivo deve ser realizada manualmente, podendo-se utilizar para isso até mesmo um mecanismo de mandril. Sendo assim, o dispositivo desenvolvido pode ser adaptado para operar em modo antena telescópica.

Para fazer esta adaptação, basta-se remover o mandril fixo e utilizar toda a excursão do parafuso de trans-

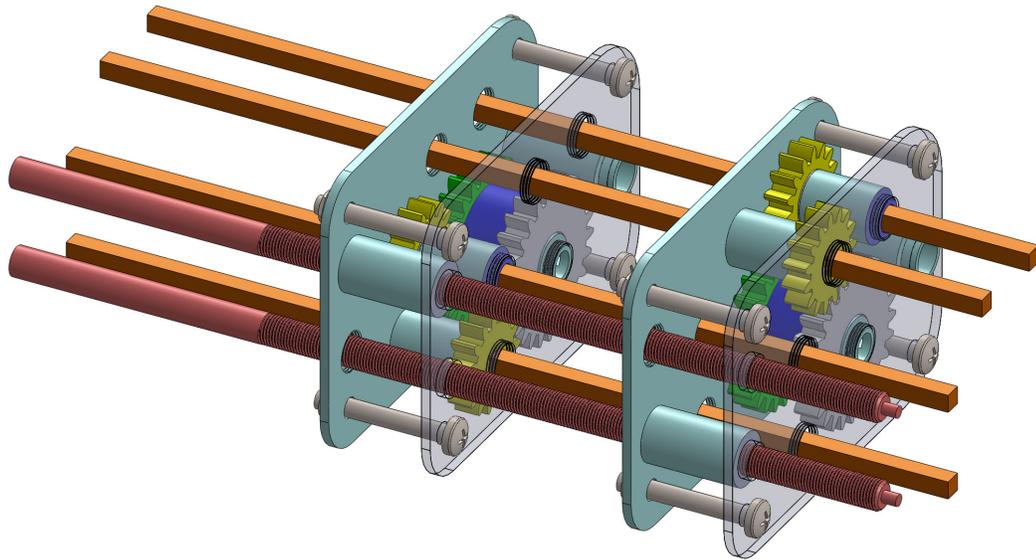


Figura 3.10: Montagem com as duas caixas de mandril, demonstrando todos os seis graus de liberdade passíveis de atuação.

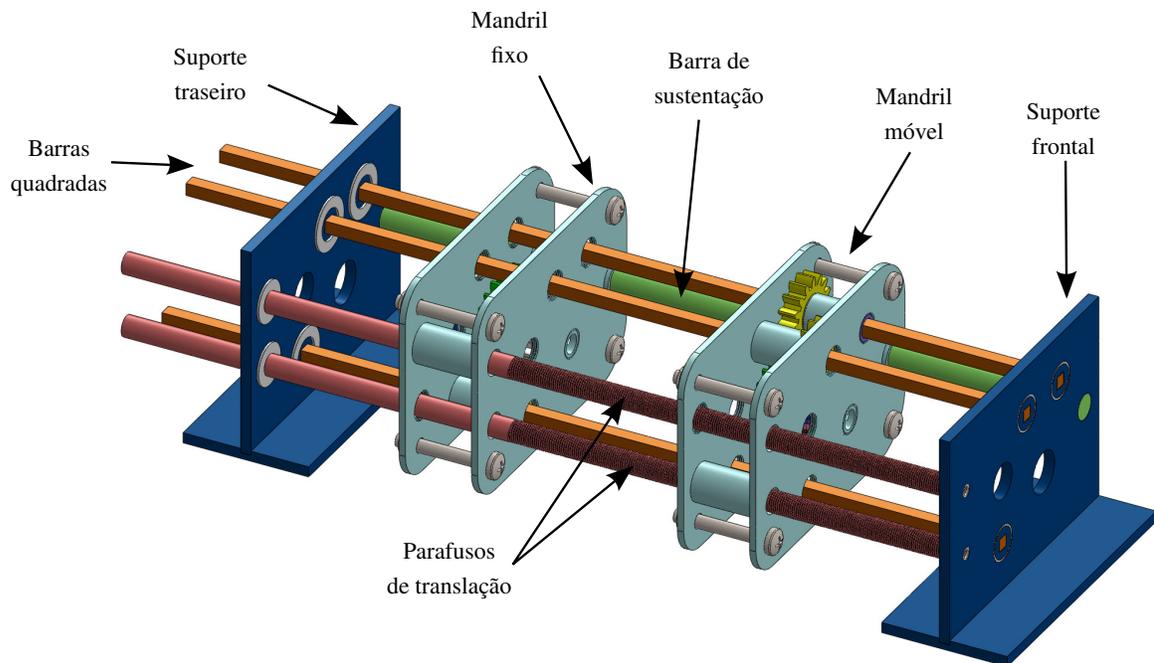


Figura 3.11: Mecanismo de inserção por passos discretos com quatro graus de liberdade.

lação para realizar a inserção. Assim, é importante neste modo de operação que o parafuso de translação seja longo, uma vez que ele define o comprimento máximo de inserção que o dispositivo consegue realizar. Dessa forma, projetaram-se os parafusos de translação com 400 mm de comprimento, contendo 250 mm de porção roscada. Isso representa uma desvantagem para o dispositivo no modo de passos discretos, uma vez que ele deixa de ser tão compacto, porém não deve atrapalhar a performance do sistema. Outra adaptação necessária para inserir a agulha de forma contínua é o uso de uma antena telescópica para limitar a flambagem da agulha. Realizando-se estas adaptações no projeto original, obtém-se a montagem representada na Figura 3.12. Como podemos ver, as peças utilizadas são as mesmas, à exceção da antena telescópica.

Finalizado o projeto mecânico, contratou-se um serviço de prototipagem, com verba disponível do projeto, para fabricar estas peças. A maioria das peças foi usinada em alumínio. Já os parafusos de translação e a barra de sustentação foram usinados em aço, uma vez que estas peças recebem esforços maiores. As engrenagens e as buchas posicionadas em todas as conexões que possuem esforço rotativo foram usinados em Nylon, de modo a reduzir o atrito entre as peças. Pelo mesmo motivo, os tubos passantes das caixas dos mandris também foram feitos de Nylon. Feito isso, pôde-se dar início ao processo de dimensionamento dos atuadores.

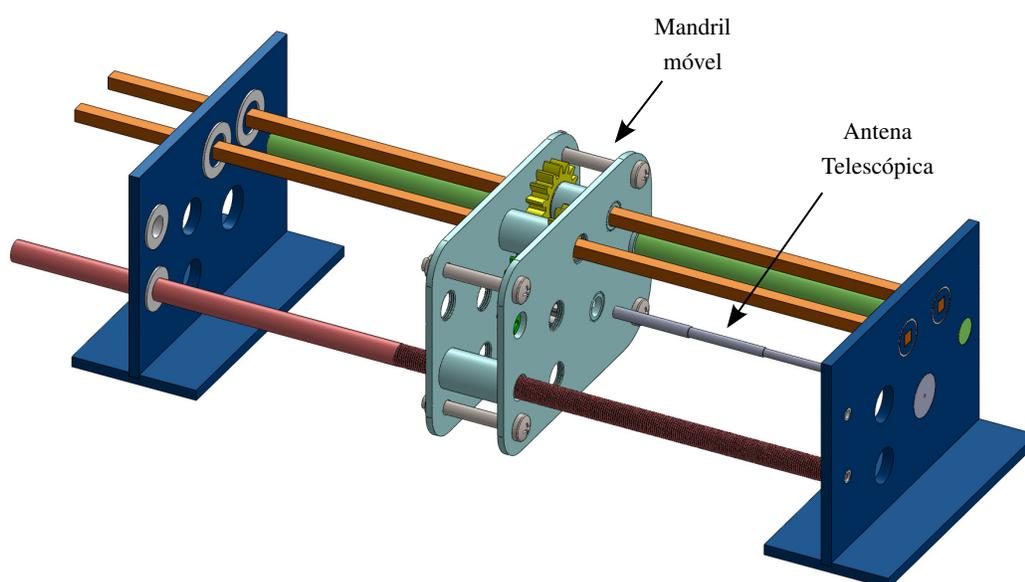


Figura 3.12: Mecanismo de inserção em modo antena telescópica.

3.4 DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES

Para dimensionar os atuadores necessários para se controlar os quatro graus de liberdade do dispositivo projetado, é preciso compreender os esforços dinâmicos envolvidos na tarefa de inserção de agulha. Para isso é preciso caracterizar as forças de reação do tecido quando a agulha é inserida ou rotacionada dentro dele. Com base nestas forças de reação, é possível calcular a propagação de forças pelo dispositivo e determinar os esforços necessários para os atuadores. Dessa forma, o procedimento utilizado para dimensionamento dos atuadores envolveu primeiramente a avaliação dos esforços de translação, seguidos pelos esforços de rotação e a avaliação dos esforços envolvidos no fechamento do mandril. Por fim, com base nos dados obtidos em tais

estudos foi possível selecionar os atuadores.

3.4.1 Esforço de translação

Quando a agulha é inserida em tecido mole, o tecido aplica uma força de reação axial no sentido contrário ao movimento. Esta força é difícil de ser calculada, pois depende não apenas dos parâmetros mecânicos da agulha e do tecido, como também de fatores relacionados à inserção, como a velocidade de inserção e o comprimento de agulha já inserido. No entanto, diversos trabalhos de guiagem de agulha utilizaram sensores de força em série com a agulha para medir a força de reação do tecido. Desta forma, os resultados apresentados nestes trabalhos podem ser utilizados para estimar a ordem de grandeza dessa força, o que já é suficiente para realizar o dimensionamento dos atuadores.

Em [52], van Gerwen et al. analisaram 99 artigos relacionados à medição de forças de interação entre o tecido e agulhas flexíveis. Com base neste estudo, eles observaram que na maioria dos casos (excetuando-se casos extremos de agulhas de diâmetro muito grande), as forças de reação na direção axial variavam entre 1 e 10 N. Na verdade eles apresentam o valor de 5 N como sendo a mediana dos valores obtidos em todos os 99 artigos. Outro trabalho importante de caracterização das forças de reação foi feito em [33], onde Misra et al. inseriram agulhas flexíveis de ponta chanfrada em tecidos como Plastisol, gelatina balística e peito de frango. Durante inserções de até 16 cm de comprimento, a baixas velocidades, eles observaram uma força de reação máxima de 8 N. Com base nestes resultados, podemos assumir 10 N como um limite razoável para as forças de reação que o dispositivo proposto deve ser capaz de vencer.

Com isso, realizou-se uma simulação de movimento em SolidWorks. Nesta simulação, definiu-se uma velocidade de inserção de 10 mm/s e aplicou-se uma força de reação de 10 N sobre a caixa do mandril. Com estes valores, o torque máximo realizado pelo parafuso de translação foi de 2 Nmm. Este valor é pequeno porque o parafuso projetado possui um passo pequeno (de apenas 1 mm) e também porque a caixa do mandril está apoiada na barra de sustentação, o que alivia boa parte do peso da caixa sobre o parafuso.

3.4.2 Esforço de rotação

Existem poucos trabalhos que analisam a forças de interação entre a agulha e o tecido no momento da rotação. Na maioria dos casos, o torque de reação à torção aplicado pelo tecido é considerado nulo. No entanto, em [53], Reed faz uma análise matemática do modelo de torção da agulha e estima valores para estes torques com base em experimentos. Os valores apresentados para uma agulha rígida rotacionada dentro de gelatina balística foram de foram de 0,45 Nmm para uma inserção de 10 cm.

A transmissão de atuação para a engrenagem da base é feita através de uma das barras quadradas e possui uma relação de engrenagens de 3:5. Assim, podemos estimar o torque necessário para o atuador responsável pela rotação como sendo 0,75 Nmm. No entanto, como a engrenagem da base está acoplada ao mandril, é preciso levar em conta não apenas o torque de reação da agulha, como também o torque aplicado na engrenagem guia. No momento do fechamento do mandril, é necessário manter a engrenagem da base imóvel, enquanto a engrenagem guia realiza o movimento das castanhas. Por isso é importante que estes dois atuadores tenham o mesmo torque de retenção, de modo a garantir que o atuador da engrenagem da base consiga impedir a rotação do mandril. Isso faz com que estes dois atuadores tenham de ser dimensionados simultaneamente.

3.4.3 Esforço de compressão da agulha para o fechamento do mandril

A força de compressão necessária sobre agulha de modo a se obter um fechamento preciso do mandril é difícil de ser estimada, principalmente pela falta de trabalhos publicados nesta área, uma vez que os dispositivos atualmente utilizados para guiagem de agulhas flexíveis não soltam a agulha durante a inserção. Mais ainda, o valor necessário para esta força de compressão depende não apenas dos materiais das castanhas e da agulha, como também da superfície de contato entre estes corpos. Este valor é difícil de ser estimado, uma vez que o ponto das castanhas em contato com a agulha varia de acordo com a espessura dela.

Levando isso em conta, decidiu-se determinar este valor de torque experimentalmente. Uma vez prototipadas as peças do mandril, foi possível realizar um experimento, atuando-se a engrenagem guia manualmente e medindo-se o torque aplicado utilizando-se uma célula de carga. A Figura 3.13 mostra a montagem utilizada para realizar este experimento. Primeiramente fixou-se a caixa do mandril a uma mesa e posicionou-se uma chaveta na engrenagem da base para impedir a rotação do mandril. Em seguida posicionou-se a engrenagem de transmissão e a barra quadrada, passando por um furo quadrado feito em uma chapa, onde estava fixa a célula de carga. Por fim, aplicou-se uma torção sobre a célula de carga, controlando-se a abertura e fechamento do mandril de forma manual, ao mesmo tempo em que o torque aplicado sobre a barra quadrada é monitorado.

Com este sistema, posicionou-se a agulha passando pelo mandril, na posição vertical, e fixou-se um peso conhecido à base da agulha. Feito isso ergueu-se a agulha de modo que o peso ficasse suspenso, fechou-se o mandril com bastante força e soltou-se a agulha. À partir desta configuração inicial, reduziu-se o torque pouco a pouco até se observar o momento em que a agulha começava a escorregar pelo mandril. Este ponto é determinado como o torque mínimo necessário para segurar a agulha. Repetiu-se este procedimento cinco vezes para dois valores diferentes de pesos. Os resultados obtidos estão representados na Tabela 3.1.

Como podemos ver, o torque médio necessário para segurar o peso de 566 g foi de 380,8 Nmm. Já o torque médio para segurar o peso de 1107 g foi de 695 Nmm. Estes resultados são coerentes, uma vez que a força de compressão sobre a agulha deve variar linearmente com o peso aplicado, pois a força de atrito entre a agulha e as castanhas é proporcional à força de compressão. Como a força equivalente ao peso de 1107 g é de 10,85 N, podemos considerá-lo uma boa representação da máxima força axial que o tecido pode aplicar sobre a agulha. Assim sendo, temos que o torque necessário para que o atuador consiga manter o mandril fechado sem que haja escorregamento é de 700 Nmm.

Tabela 3.1: Torques mínimos medidos para manter a agulha presa ao mandril.

(a) Peso =566 g		(b) Peso =1107 g	
# Teste	Torque (Nmm)	# Teste	Torque (Nmm)
1	355	1	828
2	373	2	707
3	343	3	603
4	406	4	687
5	426	5	650

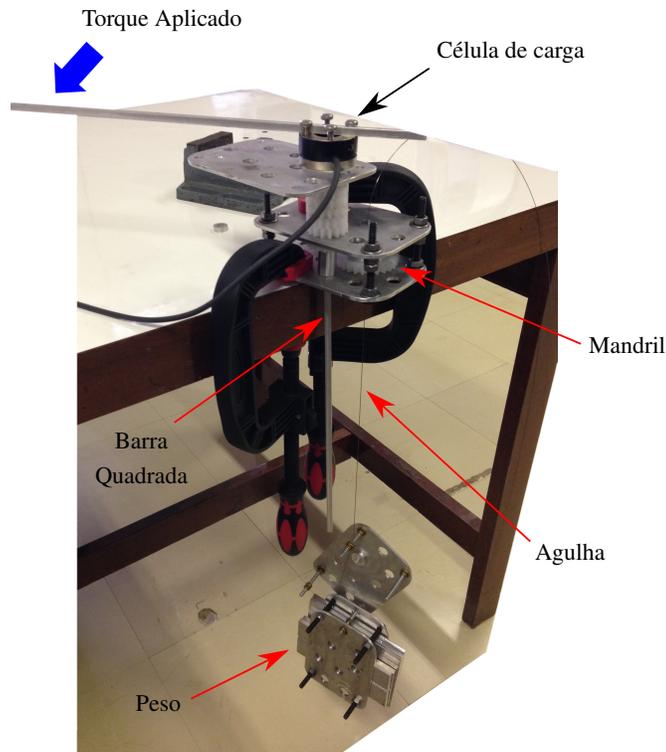


Figura 3.13: Setup experimental utilizado para determinar o torque necessário para o fechamento do mandril.

3.4.4 Seleção dos atuadores

Além do torque máximo necessário, outro fator importante no dimensionamento dos atuadores é a velocidade nominal de operação. Para um sistema de guiagem de agulha, as velocidades podem ser muito pequenas, especialmente para uma plataforma de experimentação em laboratório, onde pode-se utilizar velocidades de inserção ainda menores do que em aplicações clínicas. No entanto, com o objetivo de se especificar alguns valores base, definiram-se os seguintes limites:

- Máxima velocidade de inserção de 10 mm/s;
- Máxima velocidade de rotação de 20 Hz;
- Velocidade da engrenagem guia de 3 Hz (corresponde ao fechamento completo do mandril em 0,1 s).

Levando-se em conta as reduções de engrenagens presentes no sistema, pôde-se determinar os esforços necessários para cada um dos atuadores. Estes esforços estão descritos na Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Potência necessária para os atuadores do dispositivo.

Atuador	Torque (Nmm)	Velocidade de Rotação (Hz)	Potência (mW)
Translação	2	10	20
Rotação	0,75	33	24,75
Acionamento do mandril	700	5	3500

Conhecendo-se o torque e as velocidades necessárias de cada atuador, pôde-se especificar os atuadores mais adequados. Inicialmente, propôs-se o uso de motores DC sem escovas, por serem motores de acionamento elétrico, extremamente eficientes para se realizar controles de velocidade e posição. Entretanto, estes motores não são muito indicados para aplicações de baixas velocidades. Isso faria necessário utilizar caixas de redução acopladas aos eixos dos atuadores. Assim, especificou-se conjuntos de acionamento da empresa Maxon¹ formados por motor, caixa de redução e encoder óptico.

No entanto, a compra destes atuadores não foi possível, devido a dificuldades operacionais, tais como restrições de cronograma e finanças. Assim, optou-se por utilizar motores de passo. Motores de passo também são muito bons para realizar controle de posição, mesmo em malha aberta, e possuem alto torque de retenção. Além disso, a sua disponibilidade no mercado brasileiro é altíssima e seu custo é muito inferior aos motores DC sem escovas. Por estes motivos, esta foi a solução adotada.

Como vemos na Tabela 3.2, os motores que necessitam de maior potência são os responsáveis por acionar a abertura e o fechamento dos mandris. No entanto, como já foi discutido, é necessário que o motor da rotação possua pelo menos o mesmo torque, de modo a ser capaz de manter a base do mandril parada durante o seu fechamento. O motor responsável pela translação necessita de uma potência muito menor, no entanto para tornar o projeto mais geral e modular, decidiu-se comprar quatro motores iguais, mesmo sabendo que o motor da translação trabalharia longe da sua capacidade máxima. O fato de utilizar atuadores idênticos também facilita o acionamento eletrônico e qualquer processo de calibração que seja necessário realizar. Após realizar uma busca de mercado, optou-se pelo motor Kalatec KTC-HT23-397² que possui um torque máximo estático de 1250 Nmm.

3.5 INTEGRAÇÃO DOS ATUADORES COM O MECANISMO

Especificados os atuadores, deve-se planejar o acoplamento destes com o dispositivo mecânico projetado. A solução escolhida para tal acoplamento envolveu o posicionamento dos motores atrás do suporte traseiro e acoplamento dos seus eixos de rotação ao parafuso de translação e às três barras quadradas. De modo a facilitar a montagem do dispositivo e torná-lo mais portátil, deseja-se que o módulo dos atuadores seja compacto, no entanto isto depende do tamanho dos atuadores. A Figura 3.14 mostra um modelo CAD de um dos motores de passo comprados. Estes motores possuem uma carenagem em formato prismático de 56 mm de largura. Como a distância entre as barras quadradas é menor do que a largura dos motores, elas não podem ser acopladas diretamente aos eixos dos motores. Desta forma, é necessário utilizar um sistema de transmissão de torque como um conjunto de engrenagens ou um sistema de correias e polias.

Correias dentadas são uma boa forma de se transmitir atuação rotativa entre dois pontos. Elas transmitem o torque de forma precisa, dissipando pouca energia, e fornecem posicionamento preciso. Por este motivo, muitas impressoras 3D e máquinas CNC utilizam correias e polias para transmitir torque. Além disso, elas apresentam a vantagem de fornecer maior flexibilidade no posicionamento dos motores. Uma vez que existem correias de diferentes tamanhos disponíveis comercialmente, pode-se escolher o tamanho de correia mais adequado. Dessa forma, decidiu-se posicionar os quatro motores na configuração mostrada na Figura 3.15. Como podemos ver, as três barras quadradas foram acopladas aos motores por meio de correias e polias. Já o acoplamento do parafuso de translação se deu por um par de engrenagens, pois foi possível posicionar o motor bastante próximo

¹www.maxonmotor.com

²http://www.kalatec.com.br/motordepasso_ht23-397

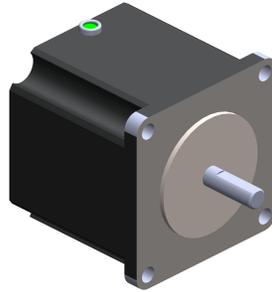


Figura 3.14: Modelo CAD do motor de passo KTC-HT23-397.

do parafuso. A estratégia de posicionar os motores uns sobre os outros torna a montagem mais compacta e facilita a fixação dos mesmos.

Para realizar a fixação dos motores e também dos suportes do mecanismo, decidiu-se projetar uma peça base para todo o sistema. Esta peça é formada por uma face horizontal com furos para fixar os suportes frontal e traseiro, acoplada a uma face vertical com furos para fixar os quatro motores. Por ser uma peça simples, encomendou-se a fabricação dela em acrílico, utilizando-se 4 mm de espessura para a camada da base e 10 mm para a superfície de fixação dos atuadores. Para facilitar o ajuste fino da posição dos motores, fez-se os furos da face vertical com uma folga lateral de 3 mm. Isso permite deslocar os motores lateralmente antes de apertar os parafusos, ajustando-se assim a tensão de cada uma das correias.

Na face vertical da base de acrílico adicionou-se ainda um tubo em torno da posição por onde a agulha é inserida no dispositivo. Este tubo evita que a agulha tenha contato com os cabos dos motores, além de ajudar a tencionar uma das correias, como pode-se observar na Figura 3.15. A Figura 3.16 mostra o projeto completo do dispositivo de passos discretos, incluindo o mecanismo de movimentação da agulha, a base de acrílico e o conjunto dos atuadores. Como podemos ver, a base de acrílico também facilita o transporte do dispositivo e o posicionamento deste para a realização dos experimentos.

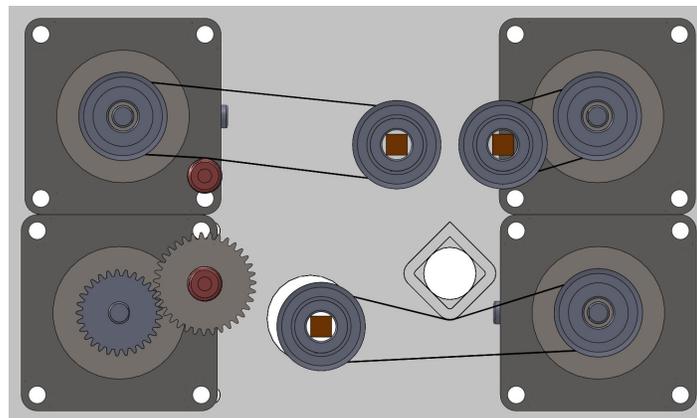


Figura 3.15: Acoplamento dos motores por meio de correias e polias.

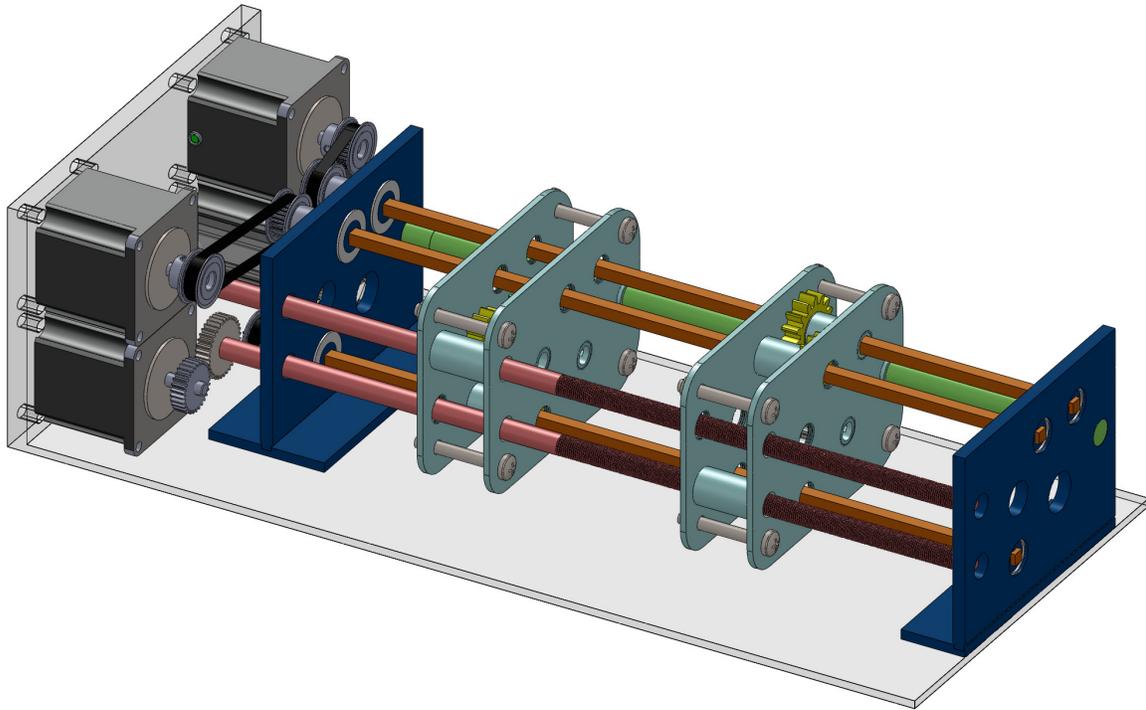


Figura 3.16: Projeto completo do dispositivo de passos discretos.

3.6 MONTAGEM E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DO DISPOSITIVO

Nesta seção são descritos brevemente os procedimentos necessários para montar o dispositivo em suas diferentes configurações, bem como são apresentados dados obtidos em avaliação preliminar do dispositivo. O principal objetivo destes experimentos é verificar se o encaixe entre todas as peças está de acordo com o esperado e se todos os eixos rotativos conseguem girar suavemente. Isto pode ser feito, mesmo antes de se desenvolver todo o sistema eletrônico. Outro intuito destes experimentos é identificar problemas que não tenham sido previstos no projeto e realizar correções nas peças fabricadas, se necessário.

3.6.1 Procedimentos de montagem

Para realizar a montagem do dispositivo em modo de passos discretos deve-se primeiramente montar os mandris, encaixando-se as castanhas e as duas engrenagens em cada base de mandril. O funcionamento destes pode ser verificado rotacionando-se a engrenagem guia manualmente, como realizado na Seção 3.4.3. Em seguida, pode-se montar as caixas dos mandris. As duas caixas devem ser montadas de forma complementar, garantindo que as três barras quadradas usem furos diferentes das caixas. No caso da caixa fixa, pode-se optar por incluir um tubo roscado de modo a fixá-la na parte mais frontal do parafuso de translação, ou remover o tubo roscado e apoiar a caixa na parte traseira do parafuso, que não possui rosca.

Tendo montado as duas caixas dos mandris, deve-se começar a fixar os elementos na base de acrílico. Primeiramente fixa-se o suporte traseiro. Em seguida, posicionam-se os dois parafusos de translação e a barra de sustentação. Após isso, deve-se posicionar as caixas dos mandris e por fim o suporte frontal. Tendo fixado

os dois suportes à base de acrílico, pode-se fixar o primeiro motor, responsável pelo movimento de translação. Em seguida, deve-se posicionar os outros três motores, juntamente com as barras quadradas, as engrenagens de transmissão e os mancais. Recomenda-se aqui montar um conjunto de cada vez. Para cada conjunto montado, deve-se fixar as polias no eixo do motor e na barra quadrada e posicionar a correia. Antes de fixar o motor à base de acrílico, é importante ajustar a sua posição de modo a tensionar a correia. Uma vez posicionadas todas as peças, utilizaram-se anéis elásticos para bloquear o deslocamento axial das barras quadradas e dos parafusos de translação, garantindo que o movimento destas peças seja apenas rotativo. A Figura 3.17 mostra o dispositivo montado em modo de passos discretos.

Para utilizar o dispositivo em modo antena telescópica é necessário remover o mandril fixo e adicionar uma antena telescópica. A antena utilizada neste sistema foi adaptada a partir de uma antena de rádio, sendo formada por quatro tubos concêntricos. Cada tubo utilizado possui 40 mm de comprimento útil, assim o comprimento total da antena quando esticada é de 160 mm. Quando comprimida, a antena ainda possui 40 mm de comprimento, possibilitando portanto uma excursão máxima da agulha de 120 mm. Esta é uma desvantagem do dispositivo em modo antena telescópica, pois a porção mais frontal do parafuso de translação acaba não sendo utilizada. A Figura 3.18 mostra a montagem do dispositivo em modo antena telescópica.

3.6.2 Avaliação preliminar do dispositivo

Uma vez montado o dispositivo, decidiu-se testar a movimentação de cada um dos graus de liberdade do sistema, controlando-se cada um dos motores separadamente. Para realizar estes testes, utilizou-se um sistema baseado em Arduino para enviar pulsos aos drivers dos motores de passo. Primeiramente testou-se a abertura e o fechamento do mandril fixo, rotacionando-se a engrenagem guia ao longo da sua máxima excursão de rotação. Nestes testes observou-se um movimento suave das engrenagens, no entanto com um pouco de atrito nos mancais. Este atrito foi reduzido lubrificando-se o encaixe entre os mancais e os suportes.

Em seguida testou-se o acionamento e a rotação do mandril móvel. Inicialmente, o torque dos motores não foi suficiente para rotacionar a engrenagem guia. Isso aconteceu porque os parafusos da caixa do mandril estavam muito apertados. Assim, foi importante ajustar a distância entre as duas chapas que compõem a caixa do parafuso, de modo a eliminar folgas, sem no entanto aplicar pressão demais sobre as engrenagens. Uma vez ajustada a posição dos parafusos, a engrenagem guia pôde rotacionar suavemente.

Nos testes da translação, identificou-se problemas de fabricação nos parafusos de translação. Observou-se que ambos os parafusos fabricados ficaram levemente abaulados. Isso não atrapalhou o encaixe dos parafusos no dispositivo, mas no caso de um deles (o mais abaulado) prejudicou bastante a translação da caixa do mandril, fazendo com que o movimento não se desse apenas na direção axial da agulha. Assim, optou-se por utilizar o parafuso mais torto apenas para sustentar o mandril fixo e o menos torto para realizar a translação. Durante a translação da caixa do mandril, observou-se também bastante atrito entre a caixa e a guia de sustentação. Este problema foi resolvido lubrificando-se a barra de sustentação com graxa de silicone. Feito isso, a caixa do mandril passou a se mover suavemente.

Por fim, realizaram-se testes com a agulha para verificar a interação dela com o mecanismo de mandril. Nestes testes, posicionou-se uma agulha dentro do dispositivo e realizou-se a abertura e o fechamento dos dois mandris de forma alternada. Infelizmente, observou-se que o alinhamento das castanhas com o centro do mandril não ficou muito preciso. A Figura 3.19 ilustra este problema. Como podemos ver, o ponto central das castanhas, onde a agulha é pressionada, está desalinhado em relação ao centro do mandril. Isso faz com que, dependendo da força de compressão aplicada pelas castanhas, a agulha sofra pequenas flexões, desviando-se

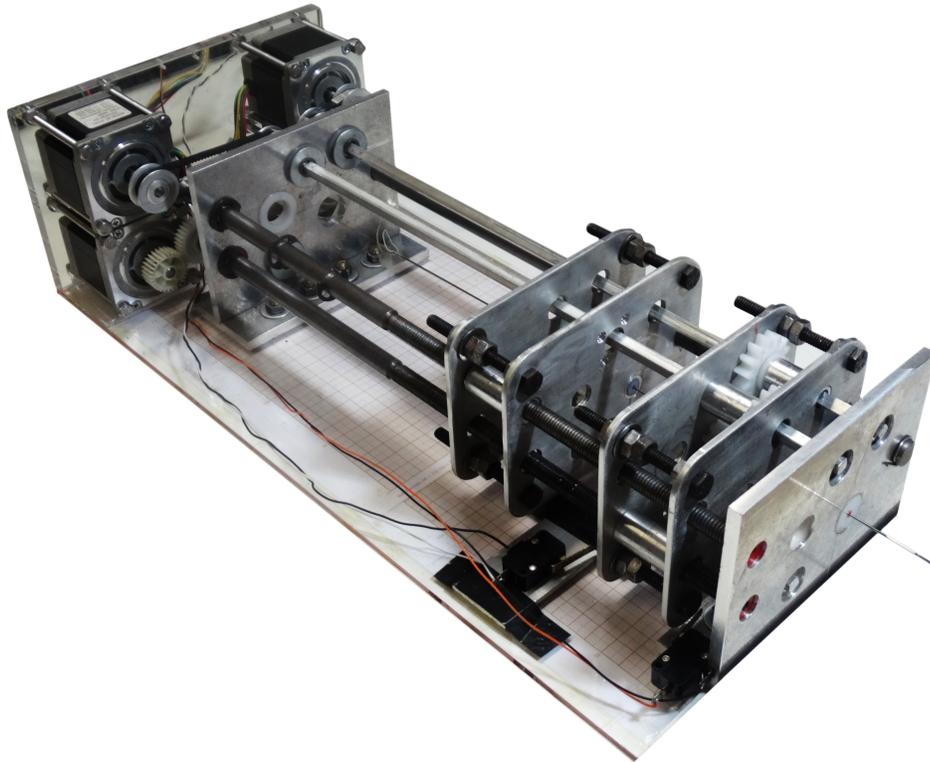


Figura 3.17: Dispositivo montado em modo de passos discretos.

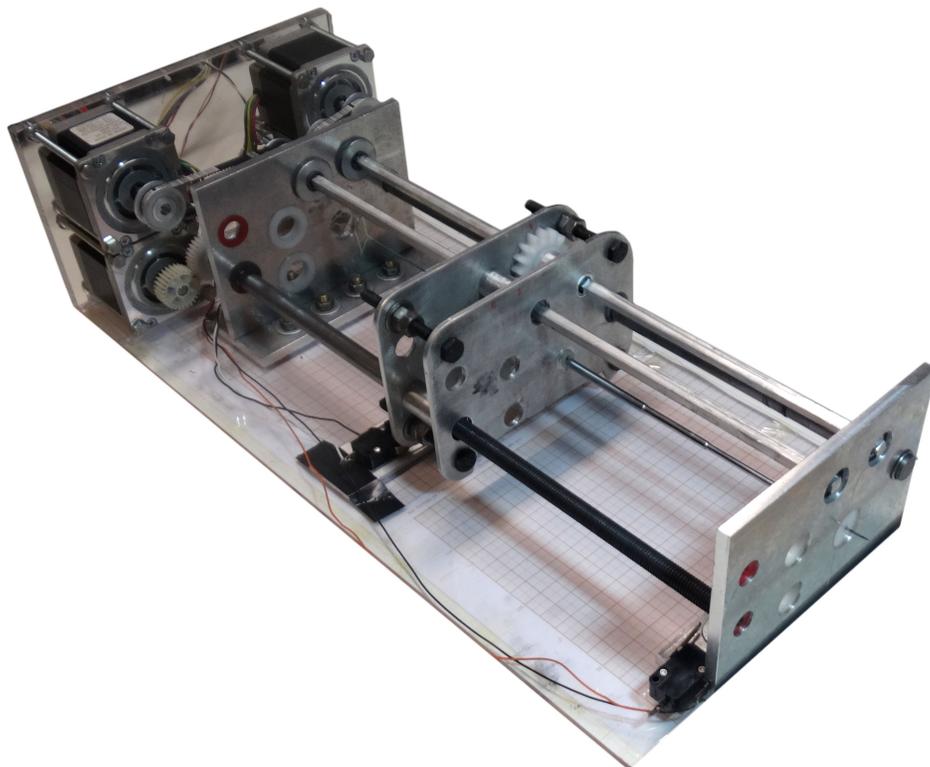


Figura 3.18: Dispositivo montado em modo antena telescópica.

da orientação original. Os ângulos de flexão observados foram da ordem de 10° . Mais ainda, observou-se que os dois mandris apresentaram este problema e que eles também estavam desalinhados entre si.

Para compensar este problema, adicionou-se peças de Nylon ao mandril fixo e ao suporte frontal para definir a orientação da agulha, como mostra a Figura 3.20. Estas peças possuem um furo de apenas 1,5 mm, sendo capazes de alinhar a agulha.

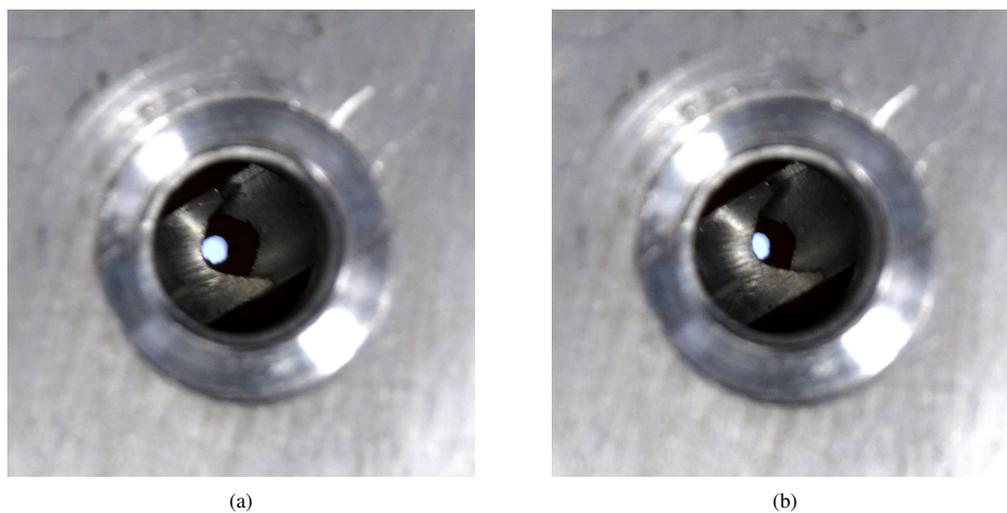


Figura 3.19: Desalinhamento entre o ponto de contato das castanhas e o centro do mandril.



Figura 3.20: Peças de Nylon utilizadas para ajustar a orientação da agulha.

4. PROJETO ELETRÔNICO E DE SOFTWARE

Para se controlar os quatro graus de liberdade do dispositivo mecânico projetado, é necessário um circuito eletrônico de acionamento, juntamente com um software de controle. O circuito eletrônico é responsável por fornecer as correntes elétricas a todos os atuadores, com base em comandos de movimento gerados pelo software. Ele também é responsável por medir variáveis importantes do sistema tais como a posição da agulha e dos atuadores. Para isso, ele precisa conectar diferentes elementos, como drivers de acionamento, fontes de alimentação, sensores e microcontroladores.

Já o software de controle é responsável por gerar todos os comandos de movimento necessários para realizar a tarefa de guiagem de agulha. Ele pode ser dividido em dois elementos principais: os softwares de alto e baixo nível. Enquanto o software de alto nível determina as velocidades da agulha necessárias para realizar uma dada trajetória, o software de baixo nível calcula os comandos de movimento que devem ser enviados a cada atuador para realizar estas velocidades. Dessa forma, o software de alto nível controla a execução da tarefa de modo mais amplo, ao passo que o de baixo nível faz o controle sincronizado de todos os atuadores do dispositivo mecânico.

Como estes elementos estão intimamente ligados, o projeto dos sistemas eletrônico e de software deve ser feito simultaneamente. Para isso, adotou-se uma abordagem top-down, definindo-se primeiramente a arquitetura geral do sistema e depois implementando-se cada uma das suas funções. Em todas as etapas do desenvolvimento, prezou-se pela modularidade do sistema, uma vez que a divisão do sistema em módulos permite avaliar o funcionamento de cada módulo separadamente. Sempre que possível, optou-se por representar as restrições e características dos sistemas elétrico e mecânico através de parâmetros do software, permitindo-se assim mudar o comportamento do sistema mais facilmente.

Este capítulo está organizado da seguinte maneira. Inicialmente, a Seção 4.1 apresenta a arquitetura geral do sistema, descrevendo os seus principais componentes. Em seguida, na Seção 4.2, apresenta-se o circuito eletrônico da placa de interface projetada para conectar todos os módulos do sistema. Após isso, a Seção 4.3 apresenta uma descrição geral das funcionalidades do software de baixo nível, criado para controlar o movimento dos motores. Em seguida, na Seção 4.4, vemos as funções desenvolvidas no software de alto nível para se controlar o movimento da agulha. Por fim, a Seção 4.5 apresenta alguns testes iniciais, realizados para verificar a funcionalidade de cada um dos elementos apresentados.

4.1 ARQUITETURA DO SISTEMA

Os sistemas eletrônico e de software reúnem diferentes funções, como o acionamento dos atuadores, a medição de variáveis importantes do sistema e o algoritmo de controle. Com o objetivo de tornar o sistema mais flexível, adotou-se uma estratégia modular, dividindo-se o sistema em três blocos principais, como mostra a Figura 4.1. Cada um destes blocos foi projetado separadamente, no entanto visando sempre a fácil integração entre eles. As subseções a seguir descrevem o comportamento de cada um destes blocos em mais detalhes.

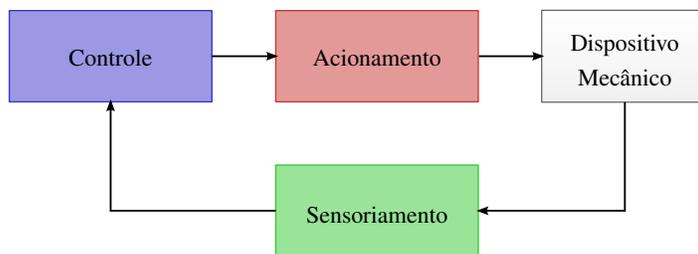


Figura 4.1: Arquitetura modular dos sistemas eletrônico e de software.

4.1.1 Acionamento dos motores de passo

Motores de passo são um tipo específico de motor DC sem escovas. Isso significa que para que estes motores sejam acionados a comutação deve ser eletrônica. Para que um motor de passo gire, deve-se energizar as suas bobinas de forma alternada. Diferentemente dos motores DC com escovas, onde a passagem de corrente pelos enrolamentos gera um movimento contínuo, cada vez que um enrolamento de um motor de passo é energizado, o motor realiza um deslocamento constante, chamado passo, que corresponde a uma pequena fração de uma rotação completa. Assim, para se controlar a velocidade deste tipo de motor, é necessário comutar o acionamento das suas bobinas de forma sincronizada.

A estratégia normalmente utilizada para acionar um motor de passo está representada na Figura 4.2. Como podemos ver, o circuito de acionamento típico de um motor de passo é composto por um driver e um gerador de pulsos. O driver é o dispositivo responsável por comutar o acionamento das bobinas de forma sincronizada para que o motor gire a uma dada velocidade. A magnitude e o sentido desta velocidade são definidos por duas entradas digitais, chamadas STEP e DIR. A entrada STEP recebe uma onda quadrada, na qual cada pulso corresponde a um passo de movimento. Assim, a frequência da onda define a velocidade de rotação do motor. Já a entrada DIR determina a ordem na qual as bobinas devem ser comutadas e, portanto, o sentido de rotação. Esta interface de comando é bastante comum em dispositivos de acionamento para motores de passo e é chamada de interface STEP/DIR.

A maioria dos motores de passo divide uma revolução completa em 200 passos. No entanto, muitos drivers possuem a função de acionamento por micro passo, que permite subdividir os passos do motor em intervalos menores, proporcionando resoluções de até 20.000 passos por revolução. Isso faz com que, dependendo do deslocamento a ser realizado, seja necessário enviar uma grande quantidade de pulsos ao driver. Para isso, utiliza-se um gerador de pulsos, que recebe uma referência de posição, absoluta ou incremental, e envia a quantidade de pulsos ao driver correspondente ao movimento desejado. Diferentemente do driver, que possui circuitos analógicos e de potência, o gerador de pulsos trabalha apenas com sinais digitais, portanto pode ser



Figura 4.2: Estratégia básica de acionamento de motores de passo.

implementado utilizando-se qualquer microcontrolador ou CLP. Geralmente a escolha do gerador de pulsos depende da funcionalidade que se deseja obter, como a integração de sensores ou a realização do controle de posição em malha fechada.

Neste projeto, optou-se por comprar os drivers e as fontes de alimentação para os quatro motores de passo, mas desenvolver o gerador de pulsos utilizando um computador embarcado como o Raspberry Pi. O Raspberry Pi possui uma série de pinos de entrada e saída digitais (GPIO) que podem ser controlados via software. Assim, ele pode ser programado para enviar os pulsos aos drivers. A principal vantagem desta abordagem é a possibilidade de se concentrar a geração de pulsos dos quatro motores em um único dispositivo, permitindo sincronizar o movimento dos atuadores mais facilmente. A maioria dos geradores de pulso disponíveis comercialmente, realiza o controle de posição de um único motor, o que dificultaria a sincronização de movimento. Além disso, o uso de um gerador de pulsos completamente programável, nos permite interfacear com sensores ou outros dispositivos, incorporando estes elementos no controle de posição dos motores. Essa estratégia requer o desenvolvimento de um software específico para a realização desta tarefa, mas confere muito mais flexibilidade ao sistema.

4.1.2 Sensoriamento do dispositivo e da agulha

4.1.2.1 Sensoriamento do dispositivo

Para realizar o controle de posição de um motor de passo é necessário conhecer a posição do motor durante a sua operação. Isso pode ser feito tanto em malha aberta quanto em malha fechada. Em malha fechada, utiliza-se um encoder, incremental ou absoluto, acoplado ao eixo do motor, possibilitando medir a posição do motor a cada instante. Já na abordagem em malha aberta, não se mede a posição do eixo do motor e assume-se que a rotação do motor corresponde exatamente ao número de passos comandados pelo driver. Nesta abordagem é necessário medir apenas a posição inicial do motor, uma vez que as demais posições podem ser calculadas por meio do somatório dos passos realizados. Para isso, utilizam-se sensores de fim de curso elétricos ou mecânicos, permitindo identificar uma dada posição do motor. Assim, o processo de medição da posição inicial é feito movendo-se o motor até uma posição conhecida pelo sistema.

Apesar do controle em malha fechada ser mais seguro, motores de passo são comumente controlados em malha aberta, uma vez que o seu posicionamento é extremamente preciso. Efetivamente, o controle em malha aberta só não é capaz de determinar a posição do motor quando o torque exigido é maior do que o torque limite do motor, o que faz com que o ele perca passos. Para evitar que o motor perca passos, basta garantir que o torque de reação da carga seja inferior ao limite do motor e que as acelerações aplicadas ao eixo do motor sejam pequenas. Se estas duas condições forem satisfeitas, o controle em malha aberta pode ser considerado tão preciso quanto o em malha fechada.

Para o dispositivo de inserção de agulha fabricado, optou-se por fazer o controle dos motores em malha aberta, uma vez que as forças de reação do tecido são pequenas e as velocidades e acelerações dos motores não precisam ser elevadas. Por isso, utilizou-se apenas sensores de fim de curso para se ajustar a posição inicial dos motores. Para o motor da translação, utilizou-se chaves de fim de curso, posicionadas nos limites de excursão da caixa do mandril. Para os motores responsáveis pela abertura e fechamento dos mandris, utilizou-se uma abordagem diferente, uma vez que o design compacto destas peças dificulta a instalação de sensores adicionais. Neste caso, a inicialização é realizada de forma mecânica, desenergizando-se os motores e rotacionando-se a engrenagem guia manualmente, até atingir a posição de máxima abertura do mandril. Por fim, no caso do motor

que faz a rotação da agulha, não é necessário ajustar a sua posição inicial, uma vez que a agulha só é inserida no dispositivo depois de sua inicialização. Neste caso, o médico deve ajustar a orientação da agulha manualmente, com base na geometria da sua ponta ou em sensores adicionais. A Figura 4.3 ilustra este procedimento de determinação da posição inicial dos motores.

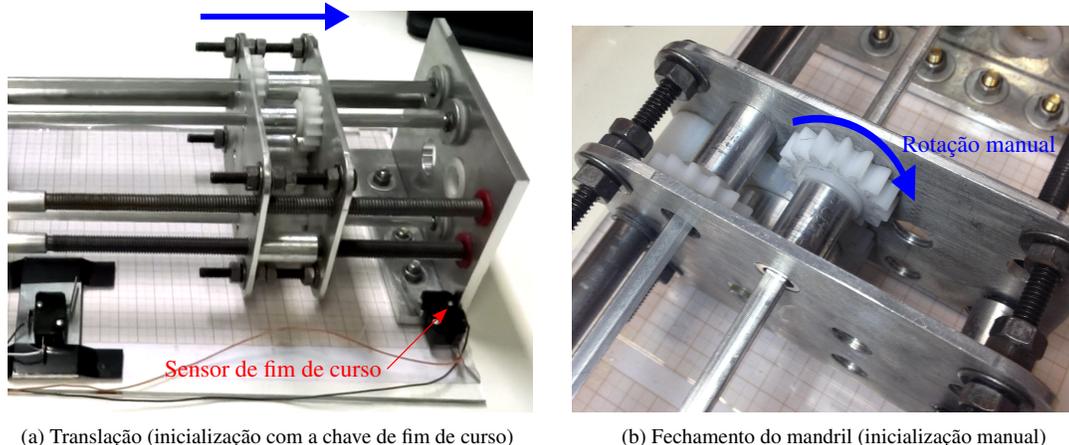


Figura 4.3: Processo de inicialização dos motores de passo. No caso do motor da translação, aciona-se o motor até que a caixa do mandril atinja a chave de fim de curso. Já no caso do motor de fechamento do mandril, desenergiza-se o motor e move-se o mandril para a posição de máxima abertura manualmente.

4.1.2.2 Sensoriamento da agulha

Além da posição dos motores, outra variável importante do sistema é a pose (posição e orientação) da ponta da agulha. Esta variável pode ser medida por sensores externos à agulha, como sistemas de visão computacional ou imageamento médico, ou sensores embarcados na própria agulha. Como vimos na seção 2.5, existem diversos métodos de se rastrear a ponta da agulha utilizando imagens médicas. Porém todos eles apresentam desvantagens, seja alto custo, baixa precisão ou alta complexidade computacional. Por outro lado, o uso de sensores embarcados na agulha possibilita uma medição mais simples e direta, mas impõem restrições do ponto de vista de fabricação da agulha.

Neste projeto, optou-se por utilizar o sistema de rastreamento magnético NDI Aurora¹, ilustrado na Figura 4.4. Este sistema é formado por uma unidade de controle (SCU), um gerador de campo, uma ferramenta contendo um ou mais sensores e uma interface para os sensores (SIU). Quando o sistema é ligado, o gerador de campo produz uma série de campos magnéticos variáveis em um determinado volume de medição. Quando a ferramenta é posicionada dentro deste volume, os sensores apresentam uma tensão induzida, cujas características dependem da posição e da orientação da ferramenta dentro do campo. Assim, o SIU mede estas tensões e envia informações para o SCU, que calcula a posição e a orientação dos sensores. Como o SCU possui uma interface de comunicação serial, estes dados podem ser lidos através de um PC.

O Aurora é compatível com uma série de sensores e ferramentas de diferentes tamanhos e formatos. Um dos sensores mais compactos disponíveis é o Aurora Micro 6DOF², com seis graus de liberdade, que possui apenas

¹<http://www.ndigital.com/medical/products/aurora/>

²<http://www.ndigital.com/medical/products/tools-and-sensors/>

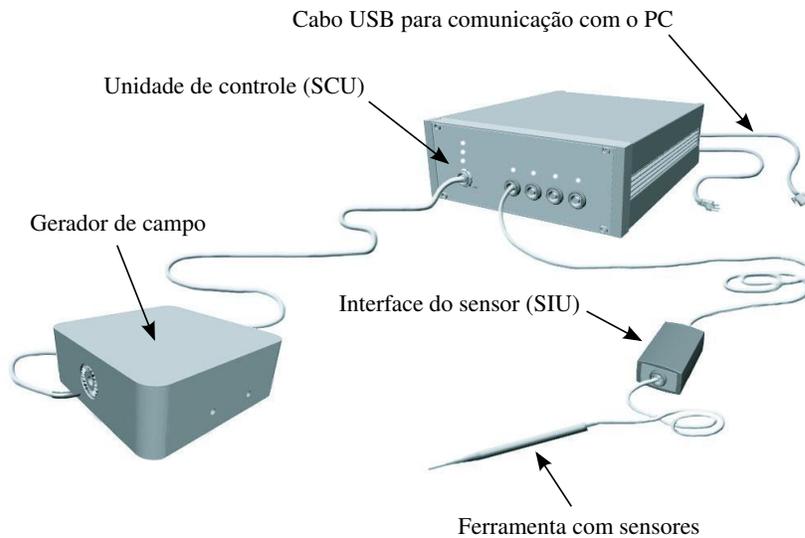


Figura 4.4: Sistema de rastreamento magnético NDI Aurora. Fonte: [54]

0,8 mm de diâmetro. Isso permite que este sensor seja colocado dentro de uma agulha tubular, possibilitando ao sistema medir a pose 3D da agulha durante toda a inserção. Esta estratégia de medição não é adequada para uma aplicação real de guiagem de agulha, uma vez que a presença de sensores ativos dentro da agulha apresenta risco ao paciente. No entanto ela facilita muito a validação do dispositivo em experimentos de laboratório, podendo inclusive ser usada como ground truth para avaliar a performance de sistemas de rastreamento por imageamento médico.

4.1.2.3 Medição de força

Por fim, além de medidas de posição, é importante medir também os esforços envolvidos na tarefa de inserção de agulha, para melhor caracterizar o comportamento do dispositivo. As principais forças a serem medidas são a força de compressão da agulha e a força de reação do tecido na direção axial. A medição destes esforços requer sensores de força bastante compactos e adaptados a este dispositivo. A força de reação na direção axial pode ser medida por uma célula de carga com orifício, posicionada entre o mandril e a caixa do mandril. Já a medição da força de compressão da agulha é mais complexa e requer o posicionamento de extensômetros ou sensores piezoelétricos diretamente nas castanhas do mandril. No entanto, devido a restrições de orçamento, optou-se por não incluir estes sensores nesta versão do projeto. Percebe-se, no entanto, que a utilização destes seria importante para melhorar o controle. Assim, integração destes sensores no dispositivo fica a cargo de trabalhos futuros.

4.1.3 Unidades de processamento e controle

A função dos dispositivos de controle é fazer a leitura do módulo de sensoriamento e gerar as referências necessárias para fazer o acionamento dos motores, realizando assim o movimento desejado da agulha. A lógica utilizada para gerar os sinais de atuação constitui a inteligência do sistema, portanto pode ser realizada por meio de um software de controle. Assim é interessante utilizar dispositivos programáveis como CLPs, microcontroladores ou mesmo PCs.

O software de controle pode ser dividido em dois módulos principais: o software de baixo nível e o de alto nível. O software de alto nível é responsável por planejar a trajetória da agulha e determinar quais devem ser as velocidades da agulha em cada instante para executar esta trajetória, levando em conta o modelo de curvatura da agulha. Ele reúne elementos como: rastreamento da agulha, planejamento de trajetória, modelagem do sistema físico e controle de posição. Já o software de baixo nível é responsável por converter as velocidades calculadas pelo software de alto nível em pulsos a serem enviados para os drivers dos motores. Assim, ele é responsável por executar o movimento de cada um dos motores de forma sincronizada.

Como o software de baixo nível envolve a geração de pulsos, ele precisa ter acesso direto a saídas digitais conectadas aos drivers. Dessa forma, optou-se por executar este software no próprio Raspberry Pi, que coordena a geração de pulsos dos quatro atuadores. Por lidar diretamente com a posição dos motores, este software também precisa ler o valor dos sensores de fim de curso utilizados para fazer a inicialização do motor da translação.

Já o software de alto nível, envolve operações mais complexas, mas não precisa ter contato direto com o hardware. Ele também poderia ser implementado no próprio Raspberry Pi, no entanto o poder de processamento de Raspberry Pi é limitado, o que impediria a implementação de algoritmos de maior complexidade computacional. Assim, com o objetivo de tornar o sistema mais flexível, optou-se por implementar o software de alto nível em um PC. Esta estratégia permite usar programas que agilizam o desenvolvimento, como o Matlab, além de integrar o software desenvolvido com bibliotecas e programas de código aberto. A comunicação entre o PC e o Raspberry Pi é feita por meio de uma conexão TCP/IP.

4.1.4 Arquitetura completa

Tendo definido os elementos que compõem os módulos de acionamento, sensoriamento e controle do sistema, pôde-se estabelecer a arquitetura completa do sistema, como ilustra a Figura 4.5. Nesta Figura podemos ver os drivers de acionamento dos motores, os sensores citados e as unidades de processamento, formadas por um PC e um Raspberry Pi. Os quatro drivers estão representados por um único bloco. Podemos ver também a presença de uma placa de interface, necessária para fazer a conexão entre o GPIO do Raspberry Pi e as entradas e saídas digitais do sistema. Em relação aos sensores, podemos ver que as chaves de fim de curso se comunicam com o Raspberry Pi, enquanto que o sistema Aurora se comunica diretamente com o PC. Esta conexão é coerente com a arquitetura definida uma vez que as chaves de fim de curso são usadas no controle baixo nível do sistema, enquanto o Aurora é usado no controle de alto nível.

4.2 CIRCUITO ELETRÔNICO DA PLACA DE INTERFACE

Para implementar a arquitetura proposta, é preciso conectar os diferentes componentes do sistema. As conexões USB (entre o Aurora e o PC) e TCP/IP (entre o PC e o Raspberry Pi) são triviais, porém a conexão do GPIO do Raspberry Pi com as interfaces STEP/DIR dos drivers de acionamento e os sensores de fim de curso é mais complicada. Não apenas ela envolve uma grande quantidade de sinais, como também requer o uso de outros componentes eletrônicos como resistores e transistores. Dessa forma, desenvolveu-se uma placa de interface para conectar todos estes elementos. As subseções a seguir descrevem o projeto e o funcionamento do circuito eletrônico desta placa.

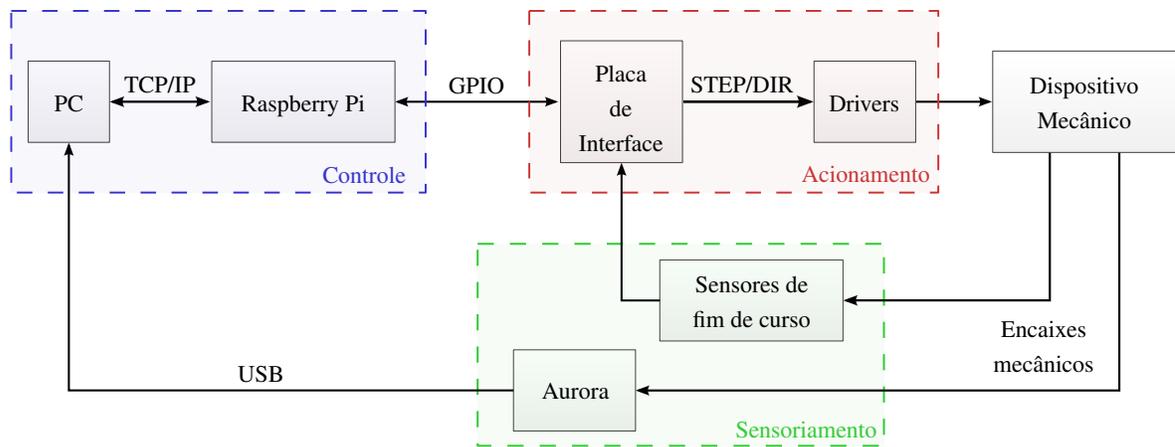


Figura 4.5: Arquitetura completa dos sistemas eletrônico e de software, demonstrando os elementos que compõem os módulos de acionamento, sensoriamento e controle, bem como as conexões entre eles.

4.2.1 Interfaces STEP/DIR

De acordo com o dimensionamento realizado na seção 3.4, decidiu-se utilizar motores de passo do tipo Kalatec KTC-HT23-397. Estes motores possuem 200 passos, o que significa que cada comutação das bobinas corresponde a uma revolução de $1,8^\circ$. Eles são motores de duas fases, mas com 8 fios, que podem ser ligados em diferentes configurações. Na configuração paralela, que fornece maior torque, eles trabalham com $2,5 V$ e consomem até $2,38 A$ de corrente por fase.

Para fazer o acionamento destes motores, foram comprados quatro drivers do tipo Kalatec STR2³, ilustrado na Figura 4.6. Este driver possui especificações de tensão e corrente compatíveis com o modelo de motor comprado, possuindo quatro saídas analógicas para acionar as duas fases do motor. Ele possui quatro entradas digitais: STEP, DIR, EN e COM+ para interface com o gerador de pulsos e uma série de parâmetros configuráveis por meio de chaves DIP.

O principal parâmetro a ser configurado é a quantidade de passos por revolução, uma vez que este driver possui a função de acionamento por micro passos. Em sua resolução máxima, o driver é capaz de dividir uma revolução em 20.000 passos fornecendo assim uma resolução angular de $0,018^\circ$. No entanto essa configuração exige frequências mais elevadas do gerador de pulsos, portanto nem sempre é utilizada. Outras funções interessantes que o driver possui incluem limitação de corrente em repouso, para reduzir o aquecimento do motor, e configuração da inércia da carga, para permitir que o driver ajuste o amortecimento aplicado de modo a evitar que o motor entre em ressonância.

As entradas digitais deste driver constituem uma interface STEP/DIR, formada por quatro sinais digitais, como mostra a Figura 4.7. Como podemos ver, esta interface é formada por um sinal de alimentação COM+ e três entradas digitais opto-acopladas STEP, DIR, EN. O sinal STEP é usado para receber pulsos que representam passos de movimento do motor. A cada borda positiva do STEP, o driver realiza uma comutação no acionamento do motor, fazendo ele se mover um único passo. O sinal DIR determina a ordem de comutação e conseqüentemente a direção de rotação do rotor. Na ausência de pulsos no sinal STEP, o motor mantém a sua posição fixa, a menos que o torque aplicado pela carga seja maior do que o torque limite do motor. Isso faz com

³<http://www.kalatec.com.br/str2>



Figura 4.6: Driver Kalatec STR2 para acionamento dos motores de passo. Fonte: [55].

que a posição do motor possa ser determinada a partir de sua posição inicial e do conjunto de sinais STEP e DIR enviados ao driver. Por fim, o sinal EN permite desenergizar o motor por completo, deixando o rotor solto. Neste caso, o motor gira livremente, sem que o driver possa monitorar a rotação, perdendo assim a informação sobre a posição do motor. No entanto, esta funcionalidade é útil no processo de inicialização manual do motor ou em caso de emergência.

Todas estas entradas são do tipo opto-acopladas, sendo compostas por um par de fotodiodo e fototransistor. Dessa forma, o driver STR2 lê um sinal lógico positivo quando ocorre passagem de corrente pelo fotodiodo. Como o pólo positivo do diodo está conectado no sinal COM+, a geração de um sinal positivo é feita ligando-se as entradas ao terra. Para que o driver STR2 leia um sinal lógico negativo, basta abrir o circuito, impedindo a passagem de corrente pelo diodo e fazendo assim com que a tensão nas entradas suba para COM+. Desta forma, este tipo de entrada digital requer um controlador com saídas do tipo coletor aberto, uma vez que não há a necessidade de impor uma tensão positiva nas entradas.

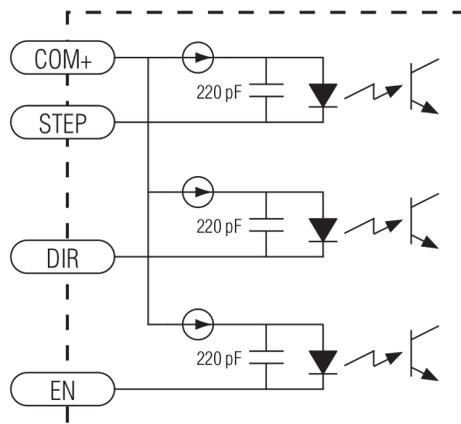


Figura 4.7: Interface STEP/DIR dos drivers Kalatec STR2.

Como o sistema completo contém quatro drivers deste tipo, existem ao todo 16 sinais que precisam ser conectados ao Raspberry Pi, sendo eles 12 sinais digitais que devem ser controlados e 4 sinais de COM+, que devem ser conectados ao Vcc. Para facilitar a referência futura a estes sinais, vamos numerar os motores e nomear as entradas dos drivers de acordo com os códigos apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Entradas digitais dos quatro drivers STR2.

Grau de liberdade	Código	Sinais correspondentes
Translação do mandril móvel	M1	M1_STEP, M1_DIR, M1_EN
Fechamento do mandril fixo	M2	M2_STEP, M2_DIR, M2_EN
Rotação do mandril móvel	M3	M3_STEP, M3_DIR, M3_EN
Fechamento do mandril móvel	M4	M4_STEP, M4_DIR, M4_EN

4.2.2 GPIO do Raspberry Pi

O computador embarcado utilizado neste projeto para controlar as entradas digitais dos quatro drivers STR2 é um Raspberry Pi modelo B+. Ele possui um processador ARM1176JZFS, 40 pinos digitais, dos quais 26 podem ser configurados como entrada ou saída (GPIO), uma porta Ethernet, quatro portas USB 2.0, além de saídas para áudio e vídeo. Os pinos de GPIO podem ser usados para controlar as 12 entradas dos drivers STR2 e para ler o estado dos sensores de fim de curso. Já a porta Ethernet pode ser usada para fazer a comunicação com o PC. No processador existente nesta placa é possível instalar um sistema operacional Linux embarcado, como o Raspbian, de modo que ele pode ser programado através de diferentes linguagens de programação, por exemplo C, C++ ou Python.

Todas as GPIO do Raspberry Pi funcionam com 3,3 V de alimentação e podem ser configuradas como entradas ou saídas, no entanto elas não possuem o modo de coletor aberto. Quando um pino do GPIO é configurado como saída, o hardware do Raspberry Pi define a tensão no pino em 0 V ou 3,3 V, mas nunca deixa o pino em estado de alta impedância. Portanto, para utilizar estes pinos para controlar os sinais de entrada dos drivers STR2, uma opção é utilizar transistores NPN, de acordo com a montagem mostrada na Figura 4.8. Neste circuito, quando o pino OUT1 está em 3,3 V, o transistor fica saturado e a tensão no pino STEP fica próxima de zero, ativando a entrada do STR2. Quando o pino OUT1 vai para zero, o transistor fica em modo aberto, impedindo a passagem de corrente no fotodiodo, levando assim a tensão de STEP para Vcc. Esta é a conexão sugerida no manual do STR2 [55] e ela possui as vantagens de precisar de uma tensão em OUT1 menor do que Vcc e uma corrente no pino menor do que a corrente de polarização do fotodiodo.

Outra vantagem desta montagem é a possibilidade de se utilizar duas saídas diferentes para controlar a

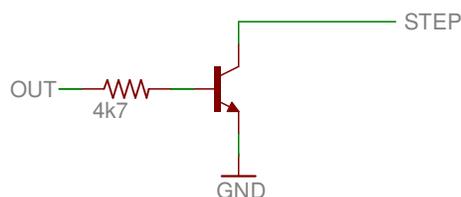


Figura 4.8: Circuito de acionamento para entradas digitais em modo coletor aberto.

mesma entrada. Esta funcionalidade é importante para fazer o controle da rotação da agulha. No dispositivo desenvolvido, para rotacionar a agulha em torno do próprio eixo, é necessário rotacionar os motores M3 e M4 com a mesma velocidade. Isso significa enviar exatamente os mesmos pulsos aos sinais M3_STEP e M4_STEP. A melhor forma de fazer isso é conectando um mesmo GPIO do Raspberry Pi a estas duas entradas. No entanto, para controlar a abertura e fechamento do mandril móvel é necessário mover o motor M4, mantendo o M3 parado. A Figura 4.9 apresenta o circuito utilizado para resolver este problema, utilizando o sinal STEP3_4. Note que a utilização de dois transistores NPN em paralelo constitui o funcionamento de uma porta lógica OR. Os resistores de pull-up foram adicionados por precaução, porém não são necessários para o funcionamento deste circuito.

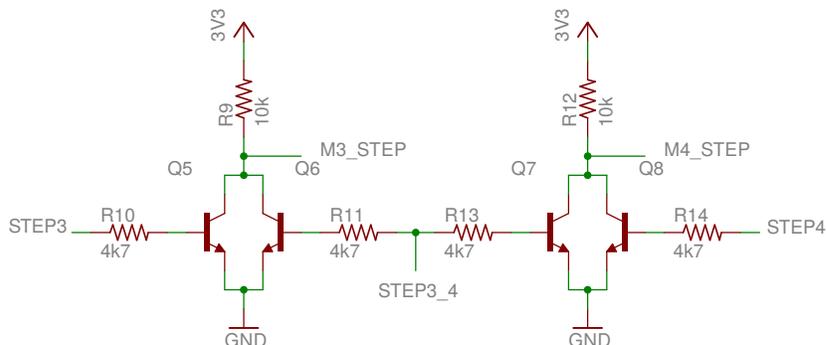


Figura 4.9: Acionamento do sinal M4_STEP a partir de dois pinos do Raspberry Pi, STEP4 e STEP3_4. Para que os dois pinos pudessem controlar o mesmo sinal, implementou-se uma porta OR com transistores NPN.

4.2.3 Sinais de leitura dos sensores

Os sensores de fim de curso utilizados para determinar a posição inicial do motor M1 são chaves eletromecânicas da Cherry Electrical modelo E21⁴. Estas chaves possuem dois terminais elétricos normalmente abertos e um botão mecânico, que quando pressionado fecha o contato entre os terminais. Elas foram posicionadas na base de acrílico próximo aos dois limites de excursão da caixa do mandril móvel. Quando o mandril se aproxima demais do suporte frontal, a chave frontal (FS) é pressionada. Já quando ele se aproxima demais do mandril fixo, ele pressiona a chave traseira (BS). Estas chaves permitem detectar estas situações e impedir o movimento do motor M1.

Para que o software de baixo nível possa identificar estes eventos, é necessário que estas chaves sejam conectadas a dois pinos do GPIO do Raspberry Pi configurados como entradas digitais. No entanto, é desejável que a interrupção de movimento do motor M1 não dependa do software, pois ela deve acontecer mesmo que o software falhe. Caso a caixa do mandril atinja uma chave de fim de curso e o movimento do motor não seja interrompido eletricamente, ela certamente irá colidir com outras peças, podendo até danificar o dispositivo. Por isso, é essencial que a chave de fim de curso interrompa o movimento do motor M1 imediatamente. A Figura 4.10 mostra o circuito desenvolvido para implementar esta função.

Como podemos ver, o sinal M1_STEP é controlado por 3 transistores diferentes, um deles conectado ao sinal STEP1 (T1) e os outros dois às chaves de fim de curso FS e BS (T2 e T3). Quando as chaves de fim de curso estão abertas, apenas o sinal STEP1 controla o movimento do motor M1. Quando o transistor T2 ou o T3 está polarizado, o sinal M1_STEP fica em zero, independente da variação do sinal STEP1. Isso faz com que o

⁴<http://www.datasheets360.com/pdf/3752916140728620118>

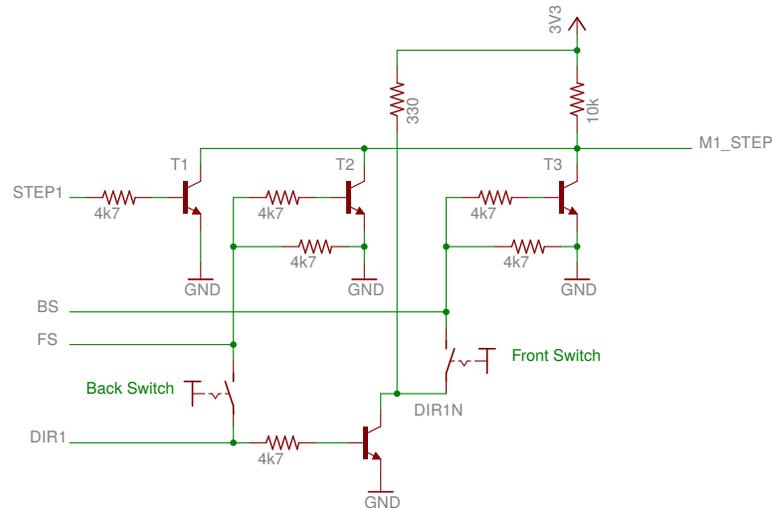


Figura 4.10: Circuito para acionamento do sinal M1_STEP com limitação de fim de curso.

motor fique parado. É importante notar que o transistor T2 só é polarizado quando DIR1 está em nível lógico alto, o que corresponde a um movimento do mandril móvel no sentido traseiro. Já o transistor T3 depende do sinal DIR1N, obtido através da inversão do sinal DIR1, que só está em nível lógico alto quando o mandril se move no sentido frontal. Isso faz com que o Raspberry Pi possa liberar o movimento do motor M1, mudando a sua direção. Isso é necessário, caso o contrário, o acionamento de uma das chaves de fim de curso necessitaria de intervenção manual no dispositivo. Como as duas chaves de fim de curso nunca são ativadas ao mesmo tempo, o Raspberry Pi sempre é capaz de controlar o motor M1. Apenas os movimentos que resultariam em colisão são interrompidos. A Tabela 4.2 ilustra esta lógica de controle.

Como discutido na Seção 4.1.2, os motores M2, M3 e M4 não necessitam de sensores de fim de curso, no entanto é importante poder interromper o seu movimento, caso ocorra uma emergência. Para isso, decidiu-se utilizar um botão de parada de emergência, do tipo Weg CSW-BESG⁵. Este botão possui dois terminais elétricos normalmente fechados e um botão mecânico, que quando pressionado abre o contato entre os terminais. De modo a interromper o movimento de todos os motores, colocou-se o sinal deste botão em paralelo com os quatro sinais de enable, como mostra a Figura 4.11. Neste caso optou-se por colocar o sinal deste botão em paralelo com os sinais de EN ao invés do sinal STEP, como foi feito com as chaves de fim de curso. Isso porque em caso de emergência, deseja-se que os motores fiquem livres, possibilitando soltar a agulha e retirá-la do paciente de forma manual. No caso das chaves de fim de curso do motor M1, não é desejado soltar o motor, pois isso impediria utilizar esta chave para definir a posição inicial do motor M1.

Tabela 4.2: Estado do motor M1 com base nas chaves de fim de curso.

DIR1	DIR1N	FS	BS	M1_STEP	Estado do motor M1
x	x	aberta	aberta	STEP1	controlável
0	1	aberta	x	STEP1	controlável
0	1	fechada	x	0	travado
1	0	x	aberta	STEP1	controlável
1	0	x	fechada	0	travado

⁵<http://ecatalog.weg.net/files/wegnet/WEG-linha-de-comando-e-sinalizacao-panorama-50042711-catalogo-portugues-br.pdf>

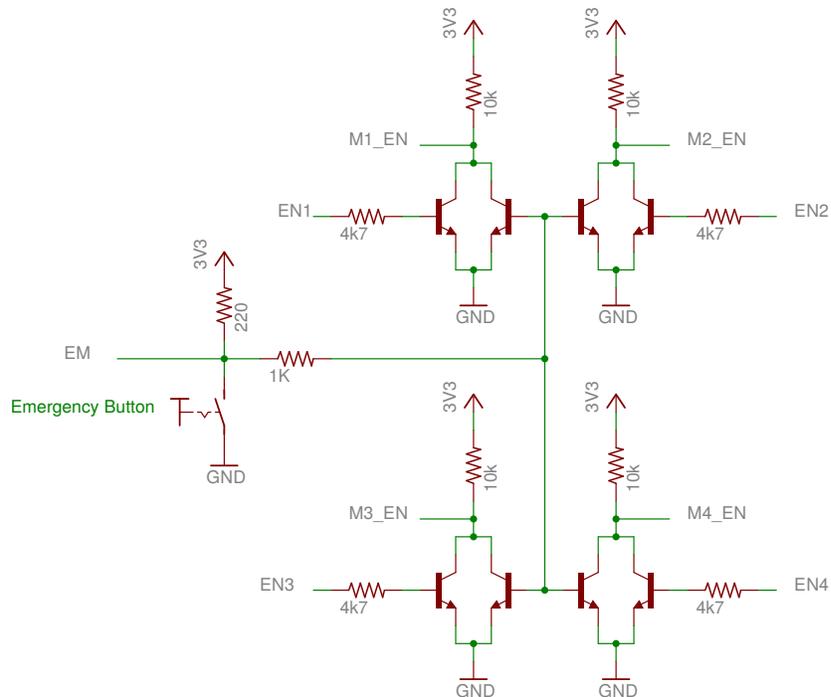


Figura 4.11: Sinal de parada de emergência conectado em paralelo aos sinais de EN, permitindo desativar todos os motores simultaneamente.

4.2.4 Placa de interface

Dessa forma, montou-se o circuito completo para a placa de interface, como mostra a Figura 4.12. Como podemos ver, ela possui um conector de 40 pinos correspondente ao GPIO do Raspberry Pi. Utilizou-se este tipo de conector para plugar um cabo Flat diretamente na placa do Raspberry Pi, evitando-se assim ter de plugar fios separados para cada um dos sinais. Ela possui também quatro conjuntos de quatro conectores para as interfaces STEP/DIR dos drivers e 3 pares de conectores para as chaves de fim de curso e o botão de emergência.

No total, este circuito contém 16 transistores e 24 resistores, formando assim um circuito bastante simples. Os transistores NPN utilizados foram do tipo BC548. Ao todo 16 pinos do GPIO do Raspberry Pi foram utilizados, sendo 13 para saídas e 3 para entradas. A Tabela 4.3 mostra uma lista de todos os sinais representados no circuito com os pinos correspondentes no Raspberry Pi. Para as entradas FS e BS, utilizou-se um pull-down interno configurado pelo próprio Raspberry Pi. Já para a entrada EM, isso não foi necessário, pois o circuito montado já possui um resistor de pull-up.

Pode-se observar que os sinais EN1, EN2, EN3, EN4, STEP1, STEP3, STEP4 e STEP3_4 seguem os circuitos apresentados anteriormente, no entanto para os sinais STEP2, DIR1, DIR2, DIR3 e DIR4 optou-se por remover o transistor NPN, ligando-se os pinos do Raspberry Pi diretamente às entradas dos drivers. Esta conexão foi possível, pois estes sinais são comandados por um único pino. Além disso, observou-se que os pinos do Raspberry Pi possuem corrente suficiente para polarizar os fotodiodos dos drivers STR2, o que elimina a necessidade de convertê-los em saídas do tipo coletor aberto. Apesar dessa montagem não ser recomendada pelo manual do driver STR2, ela permite reduzir a quantidade de transistores, tornando a placa menor.

A Figura 4.13 mostra os componentes soldados em uma placa perfurada. Podemos ver nela, todos os conectores citados devidamente identificados. Acima e abaixo da barra de 40 pinos para conexão com o Raspberry

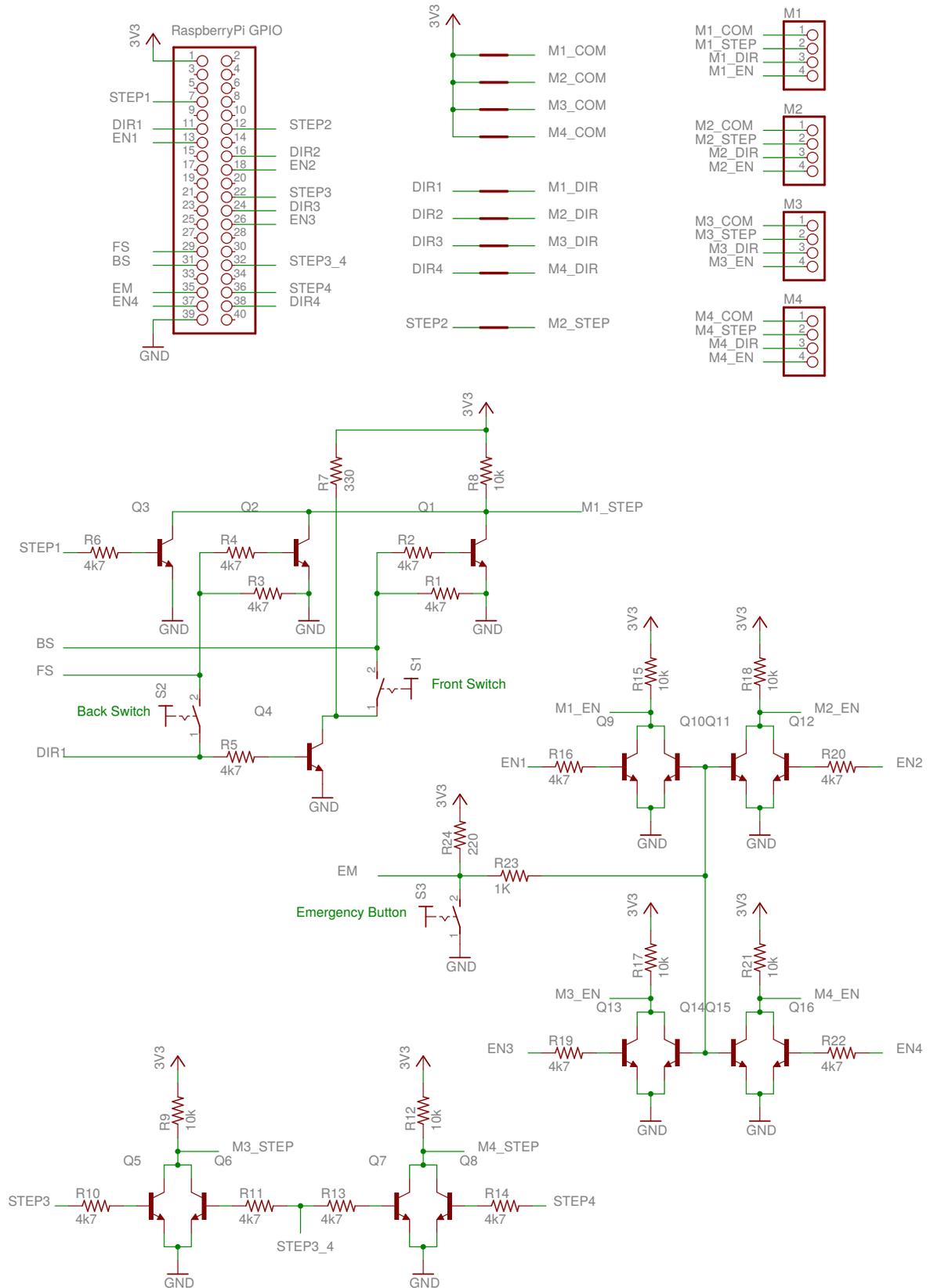


Figura 4.12: Esquemático completo da placa de interface.

Tabela 4.3: Pinagem do Raspberry Pi, correspondente aos sinais usados na placa de interface.

Sinal	Pino	Sinal	Pino
EN1	GPIO27	STEP3	GPIO25
DIR1	GPIO4	EN4	GPIO26
STEP1	GPIO17	DIR4	GPIO20
EN2	GPIO24	STEP4	GPIO16
DIR2	GPIO23	STEP3_4	GPIO12
STEP2	GPIO18	FS	GPIO5
EN3	GPIO7	BS	GPIO6
DIR3	GPIO8	EM	GPIO19

Pi, vemos também duas barras de headers fêmea. Cada um destes headers está ligado a um pino do Raspberry Pi, permitindo assim conectar um osciloscópio facilmente para verificar a tensão no pino. No entanto, pode-se ver que 2 dos 40 pinos não possuem um header associado. Isso foi feito para permitir o encaixe direto do cabo Flat na barra de pinos, além de garantir que não seja possível conectar o cabo Flat no sentido contrário. Esta é uma característica de proteção, uma vez que a conexão incorreta do cabo Flat poderia danificar o circuito. Com o objetivo de proteger o circuito soldado e facilitar o manuseio da placa, optou-se por colocá-la dentro de uma caixa plástica com furos apenas para a saída dos fios. A Figura 4.14 ilustra esta caixa montada.

4.3 SOFTWARE BAIXO NÍVEL

A função do software de baixo nível é ler e comandar os 16 sinais descritos na Tabela 4.3 de modo a controlar o movimento dos motores de passo. A leitura das entradas digitais pode ser feita de forma simples, uma vez que o software não precisa tomar nenhuma ação importante quando elas mudam de valor. Em caso de emergência, tanto as chaves de fim de curso quanto o botão de parada conseguem interromper o movimento dos motores eletricamente, o que faz com que o software não precise reconhecer estes eventos rapidamente. Dessa forma, não é necessário ler estes sinais através de interrupções.

O comando dos sinais DIR e EN também é bastante simples, uma vez que o chaveamento destes sinais ocorre a baixa frequência. Já o comando dos sinais de STEP é um pouco mais complicado, pois é necessário controlar precisamente a quantidade de pulsos enviada e a frequência dos pulsos. Para isso, utilizou-se a biblioteca em C PIGPIO⁶. Esta biblioteca possui funções para criar formas de onda a serem enviadas pelo GPIO do Raspberry Pi, definindo a largura de cada pulso com uma precisão de $1\mu s$. Uma vez geradas as formas de onda, elas são enviadas utilizando-se o periférico DMA (Direct Memory Access) do Raspberry Pi, que permite chavear os pinos do GPIO sem utilizar a CPU. Isso faz com que a largura de pulso das ondas enviadas seja bastante precisa. Além disso, esta biblioteca também possui funções de temporização realizadas por meio de espera ativa ou utilizando o timer do Raspberry Pi.

Para possibilitar o uso da biblioteca PIGPIO, desenvolveu-se todo o software de baixo nível em C++. Assim, criou-se uma classe UStepDevice para representar todo o dispositivo. Esta classe possui campos que armazenam todos os parâmetros do dispositivo, mecânicos ou de controle, e métodos que permitem comandar

⁶<http://abyz.co.uk/rpi/pigpio/>

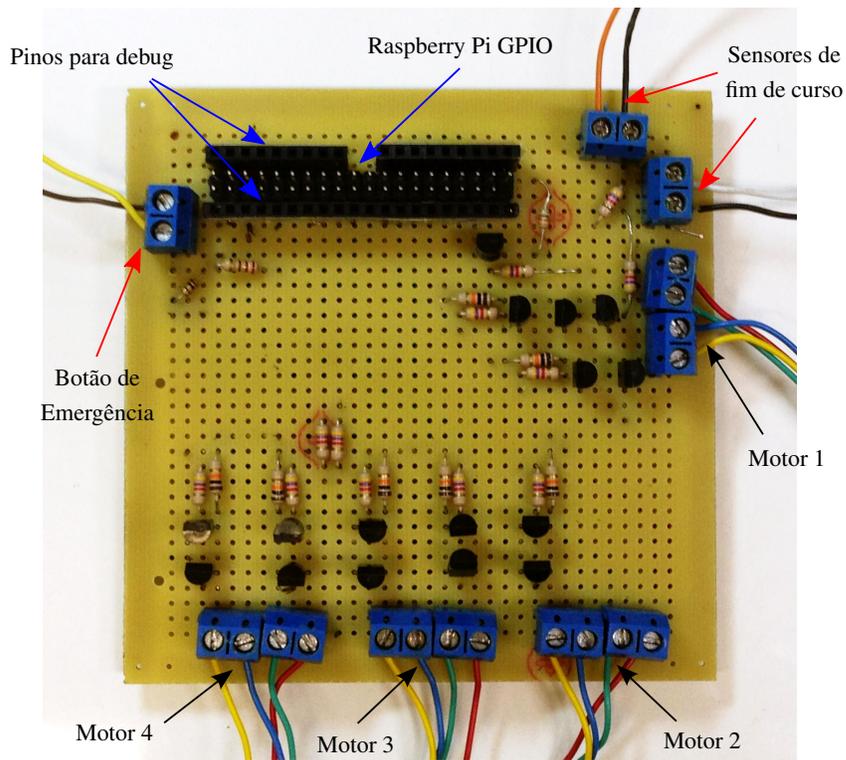


Figura 4.13: Placa de interface soldada em placa perfurada.

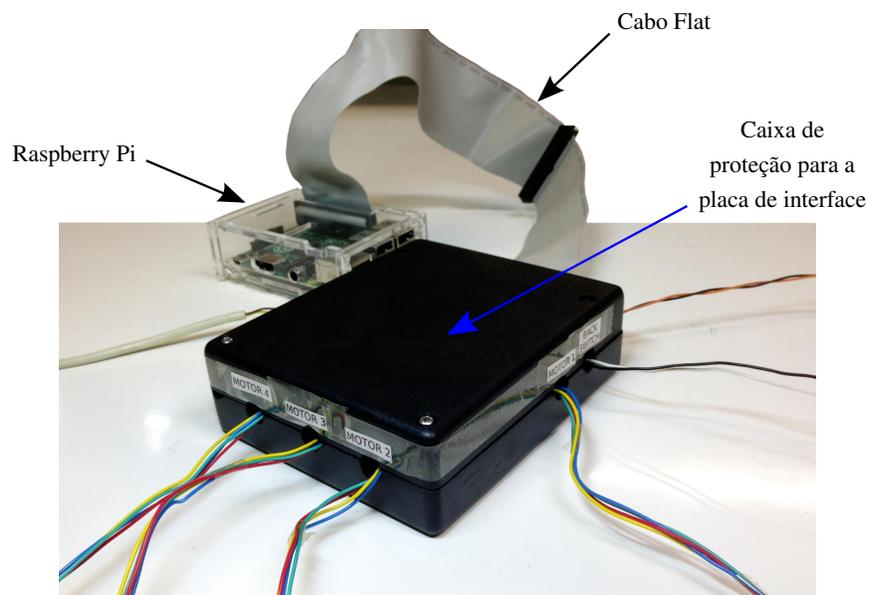


Figura 4.14: Caixa de proteção para a placa de interface conectada ao Raspberry Pi

o movimento dos atuadores. Os métodos públicos desta classe estão representados na Tabela 4.4. Eles podem ser divididos entre funções de configuração do dispositivo, funções para se controlar cada um dos graus de liberdade separadamente e por fim, funções mais complexas para realizar um passo de inserção completo. As subseções a seguir descrevem o comportamento de cada uma destas funções

4.3.1 Funções de configuração

As funções de configuração realizam três operações importantes, que são a configuração dos parâmetros do dispositivo (`configureDeviceParameters`), a inicialização os pinos do GPIO (`initGPIO`) e calibração da posição inicial de cada um dos motores (`calibrateMotorsStartingPosition`). É necessário chamar estas três funções em sequência para habilitar todas as funções de movimento. Caso uma destas três funções não seja chamada ou resulte em erro, as demais funções do software de baixo nível se tornam inacessíveis.

Assim, para inicializar o dispositivo primeiramente é necessário chamar a função `configureDeviceParameters`, que carrega os valores de todos os parâmetros do sistema para campos específicos da classe. Estes parâmetros incluem constantes mecânicas do dispositivo, limites de velocidade e aceleração dos motores, resolução de cada um dos drivers STR2 e até mesmo a pinagem do GPIO usada para controlar cada sinal. Para facilitar a alteração de seus valores, todos os parâmetros são lidos de um único arquivo fonte. Quando esta função é executada, o dispositivo passa ao estado configurado.

Realizada a configuração dos parâmetros, deve-se executar a função `initGPIO`. Esta função simplesmente inicializa a biblioteca `PIGPIO` e configura os pinos descritos na Tabela 4.3 como entrada ou saída. Esta operação pode resultar em erro, caso o GPIO do Raspberry Pi já esteja sendo utilizado por outro processo em execução. Por isso, é importante também desativar o GPIO quando o programa for encerrado, o que é feito através da função `terminateGPIO`. Caso a função `initGPIO` seja executada com sucesso, o dispositivo passa ao estado inicializado.

Uma vez inicializado o dispositivo, pode-se executar o procedimento de calibração da posição inicial dos motores, através da função `calibrateMotorsStartingPosition`. Inicialmente esta função aciona o motor M1, deslocando o mandril móvel para frente até que a chave de fim de curso frontal seja ativada. Após isso, a função desenergiza o motor M2, liberando movimento do mandril fixo, e solicita ao operador que mova a engrenagem guia para a posição de máxima abertura do mandril. Feito isso, o motor M2 é reenergizado e a função desenergiza o motor M4, solicitando ao operador que mova a engrenagem guia do mandril móvel para a posição de máxima abertura. Esta interação do dispositivo com o operador é realizada por meio de monitor e teclado. Uma vez concluído este processo, o dispositivo passa para o estado calibrado. Somente neste estado é que as

Tabela 4.4: Métodos públicos da classe `UStepDevice`, utilizada para representar o dispositivo de inserção.

Configuração do dispositivo	Controle individual dos graus de liberdade	Execução de um passo de inserção completo
<code>configureDeviceParameters</code>	<code>openFrontGripper</code>	<code>forwardStep</code>
<code>initGPIO</code>	<code>closeFrontGripper</code>	<code>backwardStep</code>
<code>terminateGPIO</code>	<code>openBackGripper</code>	<code>bidirectionalDutyCycleStep</code>
<code>calibrateMotorsStartingPosition</code>	<code>closeBackGripper</code>	<code>flippingDutyCycleStep</code>
	<code>translateFrontGripper</code>	<code>bidirectionalDutyCycleInsertion</code>
	<code>rotateNeedle</code>	<code>flippingDutyCycleInsertion</code>

funções de movimentação são habilitadas.

4.3.2 Funções de controle individual dos graus de liberdade

Uma vez concluído o processo de inicialização e calibração do dispositivo, pode-se acessar as funções de controle individual de cada um dos seus graus de liberdade. Um dos graus que pode ser comandado é a abertura e o fechamento do mandril fixo, realizado pelas funções `openBackGripper` e `closeBackGripper`. A função `closeBackGripper` realiza o fechamento do mandril enviando um número fixo de pulsos ao motor M2, a uma frequência constante. A quantidade de pulsos a ser enviada corresponde exatamente ao deslocamento necessário para mover a engrenagem guia da posição de máxima abertura à posição em que o mandril segura a agulha com firmeza. Este ângulo de rotação da engrenagem é determinado experimentalmente e pode ser ajustado por meio de um dos parâmetros do sistema. A função `openBackGripper` envia a mesma quantidade de pulsos ao motor M2, no entanto inverte a direção de movimento através do sinal DIR2, realizando assim a abertura do mandril. De forma análoga, as funções `openFrontGripper` e `closeFrontGripper` realizam respectivamente a abertura e o fechamento do mandril móvel.

A função `translateFrontGripper` permite controlar o deslocamento do mandril móvel na direção axial da agulha. Ela recebe como parâmetros um valor de deslocamento em mm e uma velocidade em mm/s. Com base nestes parâmetros ela calcula frequência e a quantidade de pulsos a serem enviados ao motor M1. No entanto, antes de realizar o envio dos pulsos, ela verifica se a velocidade solicitada está dentro dos limites do atuador e se o deslocamento não levará o mandril móvel para fora do seu limite de movimentação. Como o motor só consegue se mover em um número inteiro de passos, os valores de velocidade e deslocamento realizados podem diferenciar dos valores solicitados devido ao truncamento das variáveis.

A função `rotateNeedle` ocorre de forma semelhante à `translateFrontGripper`, permitindo controlar a rotação da agulha em torno do próprio eixo. A diferença é que esta função aceita velocidades de rotação do motor muito maiores do que na função anterior. Como supõe-se que a velocidade de inserção da agulha sempre é baixa, a forma de onda gerada pela função `translateFrontGripper` possui frequência constante. Já no caso da rotação da agulha, pode-se utilizar velocidades maiores, especialmente se a agulha estiver sendo inserida e rotacionada simultaneamente. Para isso é necessário realizar uma rampa de aceleração, variando-se a frequência dos pulsos gradativamente. Sem esta rampa de aceleração, a máxima velocidade que o motor consegue realizar sem perder passos é 7 Hz. No entanto, iniciando-se o movimento a uma velocidade menor e utilizando-se uma rampa de aceleração é possível atingir uma velocidade de 40 Hz em menos de 0,2 s.

4.3.3 Execução de um passo completo

Com estas funções é possível controlar todos os graus de liberdade do dispositivo, permitindo assim realizar uma inserção através do método de passos discretos. Como descrito na seção 2.2.4, este método consiste em dividir a inserção completa em passos de menor comprimento, sendo cada passo realizado por meio de uma sequência de operações, que envolvem o deslocamento do mandril móvel e o fechamento alternado dos dois mandris. Dessa forma, implementou-se a função `forwardStep` que realiza um passo completo, representada pelo fluxograma da Figura 4.15a.

Como podemos ver, cada passo se inicia com o fechamento do mandril fixo e a abertura do mandril móvel. Em seguida, recua-se o mandril móvel de modo a afastá-lo do suporte frontal do dispositivo. Como neste

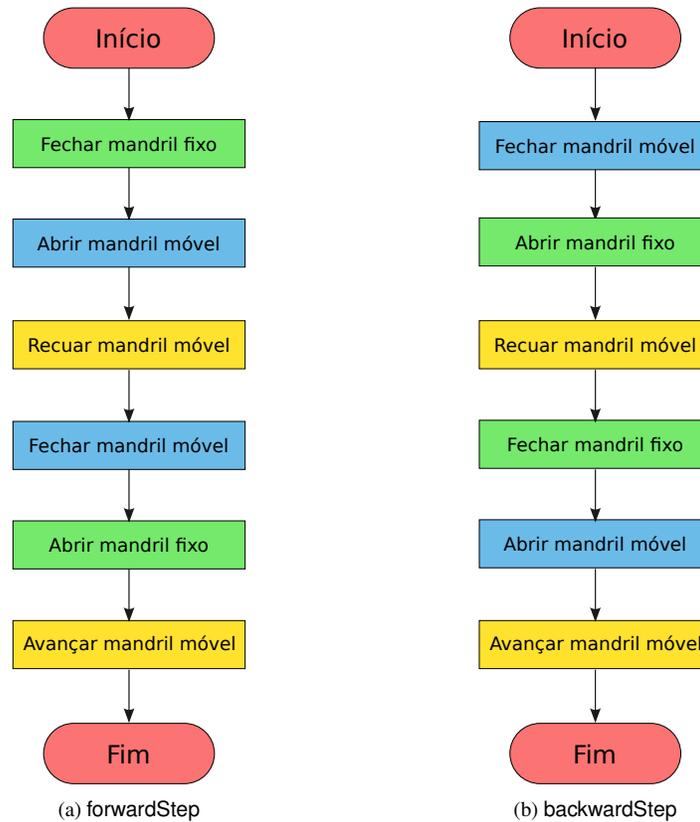


Figura 4.15: Fluxograma das funções `forwardStep` e `backwardStep`, que permitem inserir e remover a agulha por meio de passos discretos. As ações em verde e azul correspondem ao acionamento dos mandris fixo e móvel, respectivamente, enquanto as ações em amarelo correspondem ao movimento de translação.

momento o mandril móvel se encontra aberto, a agulha permanece parada. Feito isso, fecha-se o mandril móvel, segurando-se a agulha com firmeza, e abre-se o fixo. Por fim, realiza-se o avanço do mandril móvel, inserindo a agulha no tecido. Como o deslocamento realizado pelo mandril nas direções de avanço e recuo é o mesmo, o dispositivo encerra o ciclo mesma posição de início, permitindo que esse procedimento possa ser realizado repetidamente.

De forma análoga implementou-se a função `backwardStep` para realizar um passo na ordem inversa, representada pelo fluxograma da Figura 4.15b. Como pode-se observar, as etapas que compõem esta função são as mesmas da `forwardStep`, porém o acionamento dos mandris é feito de forma contrária. Assim, o movimento da agulha ocorre durante o recuo do mandril móvel e não durante o avanço, permitindo-se remover a agulha do tecido. Ambas funções recebem dois parâmetros, correspondentes ao comprimento do passo (L) e à velocidade de inserção (V). Estes parâmetros são utilizados nas etapas de recuo e avanço do mandril móvel. Já nas etapas de abertura e fechamento dos mandris, utilizam-se velocidades definidas por parâmetros globais do dispositivo.

Utilizando-se a função `forwardStep`, a agulha é inserida sem rotação, realizando assim a sua curvatura máxima. Portanto para permitir o controle da curvatura da agulha, pelos métodos de inserção apresentados na Seção 2.2.3, implementou-se duas funções adicionais, `bidirectionalDutyCycleStep` e `flippingDutyCycleStep`, que realizam os métodos de rotação chaveada bidirecional e inversão chaveada da ponta, respectivamente. Estas duas funções estão descritas nas Subseções a seguir.

4.3.3.1 Função bidirectionalDutyCycleStep

A função `bidirectionalDutyCycleStep` também insere a agulha por meio de passos discretos, portanto ela possui a mesma estrutura da `forwardStep`. A diferença neste caso está apenas na operação de avanço do mandril móvel, que é realizada pelo método de rotação chaveada da ponta, apresentado na Seção 2.2.3.1. Este método consiste em dividir a inserção da agulha em momentos de pura inserção (T_{ins}) e momentos de inserção com rotação simultânea (T_{rot}), fazendo com que a curvatura média da agulha ao longo do passo seja menor do que a curvatura máxima.

Esta função recebe dois parâmetros adicionais, correspondentes à velocidade de rotação requerida da agulha (ω) e ao ciclo de trabalho (DC). Com base nestes parâmetros, é possível calcular a duração dos períodos T_{ins} e T_{rot} .

Inicialmente, calcula-se a duração total do passo e os valores previstos para os períodos T_{rot} e $T_{DC} = T_{rot} + T_{ins}$.

$$T_{total} = \frac{L}{V} \quad (4.1)$$

$$T_{rot}^* = \frac{1}{\omega} \quad (4.2)$$

$$T_{DC}^* = \frac{T_{rot}^*}{DC} \quad (4.3)$$

Com isso, calcula-se quantos períodos T_{DC} podem ser executados dentro de um passo.

$$N_{DC} = \text{round} \left(\frac{T_{total}}{T_{DC}^*} \right) \quad (4.4)$$

Este número deve ser inteiro, pois não se pode realizar um ciclo T_{DC} parcialmente, uma vez que cada ciclo deve conter uma revolução completa da agulha. Assim, podemos calcular a duração dos períodos T_{ins} e T_{rot} .

$$T_{DC} = \frac{T_{total}}{N_{DC}} \quad (4.5)$$

$$T_{rot} = T_{DC} * DC \quad (4.6)$$

$$T_{ins} = T_{DC} - T_{rot} \quad (4.7)$$

Caso o valor de T_{rot} seja diferente de T_{rot}^* , calcula-se a velocidade que deve ser de fato utilizada para rotacionar a agulha.

$$\omega' = \frac{1}{T_{rot}} \quad (4.8)$$

Calculadas as durações dos períodos T_{ins} e T_{rot} , bem como a velocidade da agulha ω' , é possível realizar o avanço do mandril móvel, controlando-se as velocidades de inserção e rotação da agulha simultaneamente. A Figura 4.16 mostra um gráfico dessas velocidades durante a execução de um passo. Como podemos ver, a

velocidade de inserção da agulha é mantida constante, sendo a velocidade de rotação chaveada entre ω' e 0. A cada período T_{rot} a agulha sofre uma revolução completa, de modo que a direção de curvatura nos períodos T_{ins} é sempre a mesma. Além disso, a direção de rotação da agulha alterna entre cada revolução.

Na Figura 4.16 podemos ver também as rampas de aceleração utilizadas para realizar a rotação. Caso o valor de ω' seja muito alto, o software de baixo nível deve utilizar rampas de aceleração para acionar o motor, da mesma forma que é feito na função `rotateNeedle`. Como neste caso, a revolução completa da agulha deve ocorrer dentro do período T_{rot} , isso faz com que a velocidade de rotação atingida pela agulha seja superior a ω' . Isso não é um problema, pois neste método de inserção, o aumento da velocidade de rotação não altera a trajetória realizada pela agulha.

Por outro lado, o uso de uma velocidade de rotação muito baixa pode ser prejudicial, pois pode fazer com que a agulha realize um movimento helicoidal. Por isso, o valor de N_{DC} na Equação 4.4 deve ser arredondado para cima. Isso também limita o valor mínimo de DC que esta função consegue realizar. Como $N_{DC} \geq 1$, temos que

$$T_{DC} \leq T_{total}, \quad (4.9)$$

portanto

$$\frac{T_{rot}}{DC} \leq \frac{L}{V} \quad (4.10)$$

$$DC \geq \frac{V}{\omega L} \quad (4.11)$$

Na prática, optou-se por definir um valor mínimo para o DC de 0,1. Assim, caso o DC solicitado seja menor do que 0,1, esta função realiza a inserção sem rotação, de forma equivalente à função `forwardStep`.

4.3.3.2 Função `flippingDutyCycleStep`

A função `flippingDutyCycleStep` apresenta outra forma de se realizar a inserção da agulha controlando-se a sua curvatura. Neste caso, o avanço do mandril é realizado através do método de inversão chaveada da ponta,

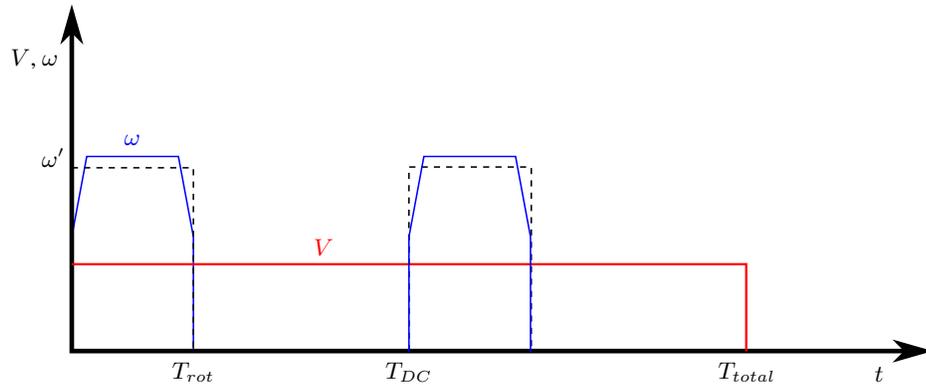


Figura 4.16: Velocidades de inserção (V) e rotação (ω) da agulha durante a execução de um passo por meio da função `bidirectionalDutyCycleStep`.

apresentado na Seção 2.2.3.2. Este método consiste em dividir a inserção da agulha em inserções na direção de curvatura (T_F) e inserções na direção contrária (T_U), rotacionando-se a agulha em 180° entre cada inserção. De forma semelhante ao método de rotação chaveada bidirecional, esta estratégia faz com que a curvatura média da agulha ao longo do passo seja menor do que a curvatura máxima.

Desta forma, esta função recebe quatro parâmetros, sendo eles a velocidade de inserção (V), o comprimento do passo (L), o comprimento mínimo para a inserção T_U (δ) e o valor do ciclo de trabalho (DC). Com base nestes parâmetros, a função calcula o comprimento das inserções T_F e T_U .

Inicialmente, calcula-se o máximo comprimento de T_U que poderia ser realizado dentro do passo.

$$T_U^* = \frac{L * DC}{2} \quad (4.12)$$

Em seguida, calcula-se quantos períodos $T_{DC} = T_U + T_F$, podem ser realizados no passo, respeitando-se o limite mínimo para T_U .

$$N_{DC} = \text{round}\left(\frac{T_U^*}{\delta}\right) \quad (4.13)$$

Assim, calculam-se os comprimentos T_U e T_F que devem ser realizados.

$$T_U = \frac{T_U^*}{N_{DC}} \quad (4.14)$$

$$T_F = T_U \left(\frac{2}{DC} - 1\right) \quad (4.15)$$

Calculados os comprimentos de T_F e T_U , esta função realiza o avanço do mandril móvel, controlando as velocidades de inserção e rotação da agulha como mostra a Figura 4.17. Como podemos ver, neste caso a inserção da agulha é interrompida sempre que aplica-se uma rotação de 180° sobre a agulha. Isso faz com que se possa rotacionar a agulha a velocidades mais baixas, uma vez que não há a necessidade de sincronizar o movimento dos dois motores. De forma semelhante à função `bidirectionalDutyCycleStep`, as rotações aplicadas neste caso também se dão em sentidos alternados.

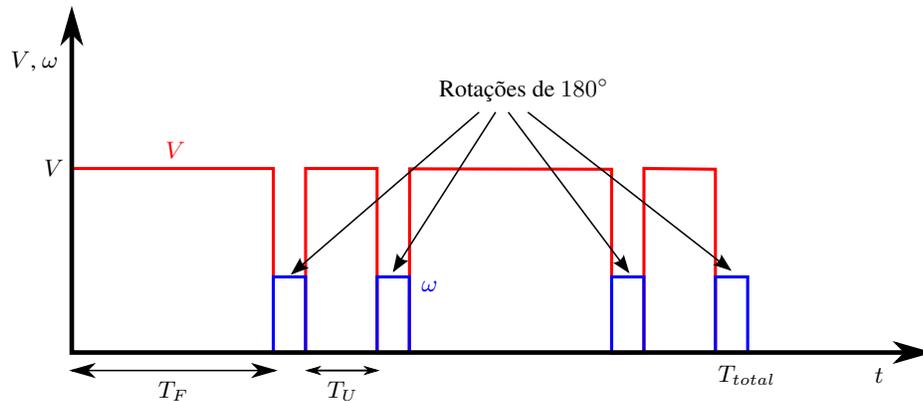


Figura 4.17: Velocidades de inserção (V) e rotação (ω) da agulha durante a execução de um passo por meio da função `flippingDutyCycleStep`.

Diferentemente do método de rotação chaveada, o valor de N_{DC} na Equação 4.13 deve ser arredondado para baixo, uma vez que o seu arredondamento para cima resultaria em um comprimento de inserção T_U menor do que δ . Assim, fazendo-se $N_{DC} \geq 1$ pode-se calcular o menor valor de DC que esta função consegue executar.

$$T_U^* \geq \delta \quad (4.16)$$

$$DC \geq \frac{2\delta}{L}, \quad (4.17)$$

No entanto, esta restrição é mais flexível do que no caso da função `bidirectionalDutyCycleStep`. Caso seja necessário realizar um valor de DC abaixo deste limite, é possível fazê-lo, violando-se o limite δ . Porém, caso o comprimento de inserção T_U seja muito pequeno é possível que o atrito da agulha com o tecido impeça o movimento da agulha, prejudicando a performance deste método de inserção.

4.3.3.3 Funções para inserção em modo antena telescópica

De modo a permitir que os métodos de rotação chaveada bidirecional e inversão chaveada da ponta também possam ser executados com o dispositivo em modo antena telescópica, desenvolveram-se mais duas funções, chamadas `bidirectionalDutyCycleInsertion` e `flippingDutyCycleInsertion`. Estas funções possuem os mesmos parâmetros e realizam exatamente o mesmo comportamento da `bidirectionalDutyCycleStep` e da `flippingDutyCycleStep`, porém realizam apenas o movimento correspondente ao avanço do mandril móvel. Ou seja, nestas funções não é executado o recuo do mandril móvel nem a abertura ou fechamento dos mandris. Portanto elas permitem realizar a inserção de forma contínua e não pelo método de inserção por passos discretos.

4.3.4 Rotina principal e comunicação com o software alto nível

Para gerenciar o funcionamento do dispositivo e a chamada de todas as funções da Tabela 4.4, implementou-se uma rotina principal para o software de baixo nível. Primeiramente esta rotina faz a inicialização do sistema, executando as funções `configureDeviceParameters`, `initGPIO` e `calibrateMotorsStartingPosition`. Em seguida, ela inicia um servidor TCP/IP para receber comandos do software de alto nível. Para cada mensagem recebida, o software decodifica o comando e os parâmetros enviados e realiza o movimento correspondente. Ao final do movimento, a rotina envia um byte de confirmação ao cliente que enviou o comando. Este protocolo de comunicação está representado na Tabela 4.5, que mostra a lista completa de comandos que o cliente TCP/IP pode enviar ao software de baixo nível, bem como os parâmetros que devem acompanhar cada comando.

4.4 SOFTWARE ALTO NÍVEL

A função do software de alto nível é planejar o movimento da agulha e definir os comandos que devem ser enviados ao software de baixo nível para que a agulha realize uma dada trajetória. Ele também é responsável por se comunicar com o sistema Aurora para realizar a medição da pose da agulha. No entanto, diferentemente do software de baixo nível, que reúne todas as funcionalidades do dispositivo em um único programa, pode-se

Tabela 4.5: Comandos disponíveis para comunicação com o software baixo nível.

Comando	Código	Parâmetros	Função executada
OPEN_FRONT_GRIPPER	0x02	nenhum	openFrontGripper
CLOSE_FRONT_GRIPPER	0x03	nenhum	closeFrontGripper
OPEN_BACK_GRIPPER	0x04	nenhum	openBackGripper
CLOSE_BACK_GRIPPER	0x05	nenhum	closeBackGripper
ROTATE	0x06	N_{rev}, ω	rotateNeedle
TRANSLATE	0x07	L, V	translateFrontGripper
MOVE_FORWARD	0x08	L, V	forwardStep
MOVE_BACKWARD	0x09	L, V	backwardStep
MOVE_DC_BIDIRECTIONAL	0x0A	L, V, ω, DC	bidirectionalDutyCycleStep
MOVE_DC_FLIPPING	0x0B	L, V, δ, DC	flippingDutyCycleStep
INSERT_BIDIRECTIONAL	0x0C	L, V, ω, DC	bidirectionalDutyCycleInsertion
INSERT_FLIPPING	0x0D	L, V, δ, DC	flippingDutyCycleInsertion

aquí criar diferentes rotinas, dependendo da estratégia de controle que se deseje realizar. Assim, com objetivo de agilizar o desenvolvimento, optou-se por implementar as rotinas de alto nível em Matlab.

O uso de uma linguagem de programação alto nível como Matlab facilita a integração de diversos elementos envolvidos na tarefa de inserção de agulha. Devido a grande quantidade de bibliotecas disponíveis, o software de inserção da agulha pode ser incorporado a diferentes funcionalidades, tais como planejamento de trajetória e rastreamento da agulha por imagens médicas. No entanto, neste trabalho realizou-se apenas o controle de inserção da agulha em malha aberta e a medição da pose da agulha por meio do sistema Aurora. Para realizar a inserção em malha fechada, seria necessário integrar o sistema desenvolvido com algoritmos de planejamento de trajetória capazes de replanejar a trajetória da agulha durante a inserção. A integração destes algoritmos fica a cargo de trabalhos futuros. As subseções a seguir descrevem as rotinas implementadas para realizar a comunicação com o Raspberry Pi, medir a pose da agulha e realizar a inserção em malha aberta.

4.4.1 Comunicação com o Raspberry Pi

A comunicação do programa Matlab com Raspberry Pi é feita por meio de um protocolo TCP/IP. Assim, o software alto nível deve utilizar um cliente TCP/IP para se conectar ao servidor existente no Raspberry Pi e enviar os comandos da Tabela 4.5. Como esta Tabela foi alterada diversas vezes durante o processo de desenvolvimento do dispositivo, optou-se por encapsular esta comunicação criando-se uma classe em Matlab UStepDeviceHandler. Esta classe possui a tabela de comandos disponíveis, bem como funções para iniciar a comunicação e aguardar o byte de confirmação do software baixo nível. Isso permite desenvolver as rotinas de inserção da agulha sem se preocupar com o processo de comunicação. Além disso, sempre que o protocolo de comunicação for modificado basta-se atualizar esta classe para manter-se todas as funcionalidades do software alto nível.

Para testar a comunicação entre os softwares de alto e baixo nível e também para verificar o funcionamento geral do sistema, implementou-se uma série de rotinas simples permitindo controlar cada um dos graus de liberdade do dispositivo. Uma delas é a testGripperMotion, que realiza a translação do mandril móvel. Esta função permite selecionar valores de deslocamento e velocidade, utilizando o terminal do Matlab, e envia o

comando TRANSLATE ao Raspberry Pi. Analogamente, a função testNeedleSpin permite realizar a rotação da agulha em torno do próprio eixo por meio do comando ROTATE. A facilidade de selecionar os parâmetros de movimento através do terminal do Matlab auxiliou bastante no processo de teste do dispositivo.

Outras funções de teste implementadas foram a testGripperFunctions e a testDutyCycleMotion. A testGripperFunctions permite ao usuário controlar a abertura e o fechamento dos dois mandris. Já a testDutyCycleMotion permite executar um passo de inserção completo através dos comandos MOVE_DC_BIDIRECTIONAL, MOVE_DC_FLIPPING, INSERT_BIDIRECTIONAL e INSERT_FLIPPING. Nesta função, os parâmetros de cada passo são definidos pelo terminal, no entanto o comando usado para mover o mandril é definido em uma variável que não pode ser alterada em tempo de execução. Isso ocorre pois a mudança de método utilizado para executar o passo pode necessitar uma alteração na montagem do dispositivo.

4.4.2 Medição da pose da agulha com o Aurora

A comunicação serial com o sistema Aurora é feita através de uma API (Application Program Interface), contendo 33 comandos, descrita no manual publicado pela NDI [56]. Além de ler os dados dos sensores, estes comandos permitem realizar diferentes operações como inicializar o sistema, configurar a comunicação serial, habilitar a geração do campo magnético, ativar ou desativar uma dada ferramenta ou controlar LEDs presentes no SCU. Apesar da NDI disponibilizar apenas uma API para sistema operacional Windows, o manual da API fornecido contém o protocolo de comunicação de todos os comandos. Assim, pôde-se portar a API para Matlab criando-se a classe AuroraDriver.

Para iniciar o processo de medição com o Aurora, é necessário inicializar o sistema, ativar todos os sensores e colocar o sistema em modo rastreamento, o que ativa a geração do campo magnético. Para realizar estas operações, criou-se uma função startAuroraSystem. Feito isso, é possível solicitar a pose do sensor a cada instante. A cada solicitação, o Aurora fornece a pose do sensor magnético através de um vetor de posição \vec{r} e um quatérnio unitário de orientação q . Ele também fornece variáveis de estado, que permitem identificar se o sensor está funcionando corretamente e se está dentro do volume de medição.

Acoplando-se o sensor magnético à ponta da agulha, pode-se utilizar estas medidas para rastrear a posição da agulha durante toda a inserção. Além disso, é possível também conhecer a orientação da ponta da agulha, permitindo-se medir o raio da curvatura realizada. Para quaisquer duas poses medidas (\vec{r}_1, q_1) e (\vec{r}_2, q_2) sobre um mesmo arco de circunferência, temos que o raio de curvatura pode ser calculado como

$$R = \frac{\|\vec{r}_2 - \vec{r}_1\|}{\sqrt{2(1 - \cos(\alpha))}}, \quad (4.18)$$

onde α é a variação angular da ponta da agulha e pode ser medida à partir dos quatérnios q_1 e q_2 . O apêndice A apresenta a demonstração desta fórmula e descreve como calcular α à partir das medidas do Aurora. Assim, implementou-se também a função measureNeedleCurvature, que realiza este cálculo de forma automática.

4.4.3 Inserção da agulha em malha aberta

Para realizar uma inserção completa da agulha, implementou-se a função testOpenLoopTrajectory. Esta função permite definir uma sequência de passos que deve ser realizada pelo dispositivo, utilizando um dos comandos de inserção com ciclo de trabalho. Da mesma forma que na testDutyCycleMotion, o comando utilizado

para executar os passos é definido por um parâmetro da função. Cada passo da trajetória é definido por um conjunto de quatro parâmetros: L , V , DC e ω ou δ (dependendo do método de inserção selecionado).

Definida a trajetória a ser realizada, esta função envia um dos comandos de inserção ao Raspberry Pi com os parâmetros definidos para o passo. Para cada comando enviado, a função aguarda o byte de confirmação do Raspberry Pi, para então enviar o próximo comando até que a trajetória completa seja realizada. Dessa forma, esta função permite realizar qualquer trajetória possível de ser executada com o dispositivo desenvolvido, contanto que os parâmetros de todos os passos sejam definidos manualmente. Para auxiliar a visualização da trajetória definida, implementou-se a função `simulateDutyCyclePlanarTrajectory`, que simula a trajetória a ser realizada, utilizando o modelo de movimentação da agulha.

4.5 EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO

Para validar os sistemas eletrônico e de software, realizou-se uma sequência de experimentos utilizando-se as funções implementadas no software de alto nível. Estes experimentos também foram utilizados para determinar algumas constantes mecânicas do dispositivo. Inicialmente testou-se o movimento de translação do mandril móvel, utilizando-se a função `testGripperMotion`. Para isso, realizaram-se diversos testes variando-se a velocidade de translação e o tamanho do deslocamento. Estes testes mostraram que o dispositivo consegue mover o mandril nos dois sentidos até uma velocidade de 4 mm/s. Esta velocidade atende os requisitos de projeto, no entanto caso fosse necessário atingir velocidades mais altas, bastaria alterar a função `translateFrontGripper` para utilizar rampas de aceleração no movimento do motor M1.

Como definiu-se no software de baixo nível que a translação ocorre sem utilizar rampas de aceleração para o movimento do motor, não foi possível deslocar o mandril a velocidades mais altas.

Após estes testes utilizou-se um papel milimetrado para marcar 10 posições na base do dispositivo, com distância de 10 mm entre elas. Em seguida, utilizou-se a função `testGripperMotion` para mover o mandril a 1 mm/s e encontrar o deslocamento necessário do motor para atingir cada posição marcada. Isso permitiu determinar experimentalmente a relação de engrenagens entre o motor 1 e a translação do mandril. A Figura 4.18 mostra os resultados obtidos. Como podemos ver, os dados obtidos estão perfeitamente lineares, sendo que cada revolução do motor corresponde a 1,24 mm de deslocamento do mandril. Como o acionamento do parafuso de translação contém uma relação de engrenagens de 29:35, o valor esperado para essa relação era de 0,83 mm por revolução. Isso mostra que o parafuso fabricado possui um passo de 1,5 mm, ao invés de 1,0 mm, como especificado. No entanto, isso não prejudica o funcionamento do dispositivo.

Em seguida, realizou-se testes com a função `testNeedleSpin`, rotacionando-se a agulha a diferentes velocidades. Como a função implementada para a rotação da agulha utiliza rampas de aceleração para acionar os motores, foi possível atingir uma velocidade de até 5 Hz. Como os acionamentos das engrenagens guia e da base possuem uma relação de engrenagens de 40:21, essa velocidade corresponde a uma velocidade do motor de 9,52 Hz. De forma semelhante ao realizado para o motor 1, decidiu-se também verificar a relação de engrenagens da rotação da agulha experimentalmente. Assim, ajustou-se a orientação da agulha e realizou-se 100 revoluções no sentido horário a uma velocidade de 0,2 Hz. Ao final deste teste verificou-se que a orientação final da agulha foi a mesma do início. Isso mostra que a relação de engrenagens da rotação está correta e que o motor consegue girar a agulha sem perder passos. A verificação da orientação no início e final do experimento foi realizada visualmente.

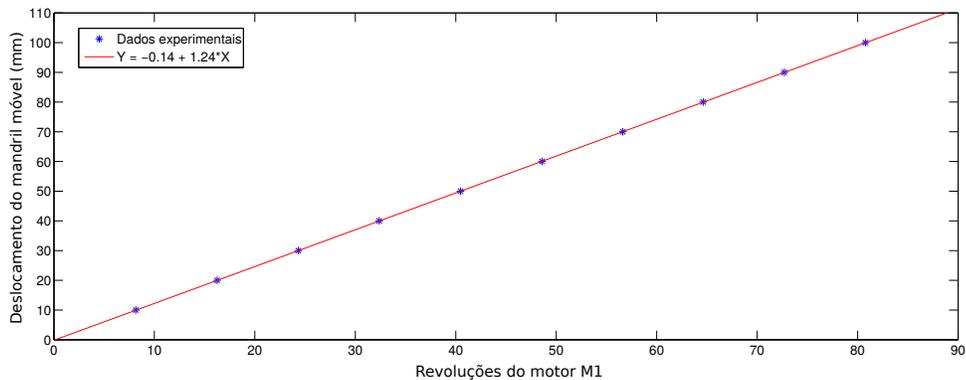


Figura 4.18: Relação entre rotações do motor 1 e translação do mandril, obtida experimentalmente.

O funcionamento dos mandris pôde ser verificado através da função `testGripperFunctions`, que permite realizar a abertura e o fechamento dos mandris fixo e móvel. Com esta função realizou-se uma série de experimentos para determinar o ângulo de fechamento necessário do mandril para impedir que haja escorregamento entre a agulha e o dispositivo. Para isso, comandou-se o fechamento do mandril móvel, variando-se o ângulo de fechamento, e inseriu-se a agulha em gelatina balística, deslocando-se o mandril através da função `testGripperMotion`. Para cada inserção, verificou-se visualmente se ocorria escorregamento entre a agulha e o dispositivo. Com base nestes testes, observou-se que um ângulo de fechamento de $126,5^\circ$ da engrenagem guia já é suficiente para impedir que ocorra escorregamento. Mais ainda, determinou-se também a partir destes experimentos o ângulo máxima de fechamento como sendo 132° , pois observou-se que a engrenagem guia não consegue aplicar um ângulo maior do que este. Assim, para segurar a agulha com firmeza sem correr o risco de danificá-la, decidiu-se utilizar o valor de 128° como ângulo de fechamento padrão para os dois mandris.

5. EXPERIMENTOS DE INSERÇÃO

Este capítulo apresenta os experimentos de inserção realizados para avaliar a performance do sistema desenvolvido ao guiar uma agulha flexível. O principal objetivo destes experimentos é analisar a precisão do dispositivo nos modos de passos discretos e antena telescópica, permitindo a comparação entre estas duas montagens. Para isso, realizaram-se experimentos de caracterização, para avaliar a controlabilidade do sistema sobre a curvatura da agulha, e experimentos de trajetória, para quantificar a repetibilidade em malha aberta do sistema ao executar uma trajetória completa.

Estes experimentos estão descritos nas seções a seguir. Inicialmente, apresenta-se o *setup* experimental, na Seção 5.1, descrevendo-se a configuração utilizada do sistema e fornecendo-se detalhes sobre a agulha, o tecido e o sistema de medição. Em seguida, a Seção 5.2.1 descreve alguns experimentos preliminares, realizados para avaliar a adequação entre a agulha e o tecido. Em sequência, apresentam-se quatro tipos de experimentos.

Os dois primeiros têm como objetivo avaliar a capacidade do sistema de controlar a curvatura da agulha, através dos métodos de inversão chaveada da ponta (Seção 5.3) e rotação chaveada bidirecional (Seção 5.4). Os demais avaliam a repetibilidade em malha aberta do sistema, utilizando a montagem de passos discretos (Seção 5.5) e a montagem de antena telescópica (Seção 5.6). Por fim, na Seção 5.7, comparam-se os resultados obtidos e faz-se uma análise geral da performance do sistema.

5.1 SETUP EXPERIMENTAL

Para se realizar um experimento de inserção de agulha são necessários, além do dispositivo de inserção, três elementos principais: a agulha flexível, um tecido (biológico ou artificial) para simular o paciente e um sistema de medição para rastrear a posição da agulha. As subseções a seguir descrevem cada um destes elementos utilizados.

5.1.1 A agulha flexível

A agulha utilizada é formada por um tubo de Nitinol (liga metálica de composição 55,5% Níquel e 44,5% Titânio) com diâmetros externo e interno de 1,14 e 0,96 mm, respectivamente. Neste tubo produziu-se uma ponta chanfrada com junção flexível, semelhante à proposta por Swaney [34], descrita na Seção 2.4. Para fabricar este tipo de agulha, usinou-se um chanfro de cerca de 10° em uma ponta de tubo, ligada ao resto do tubo por arames de Nitinol de 0,29 mm de diâmetro, fixados com cola Epóxi. A cola Epóxi também foi usada para preencher o chanfro da ponta, impedindo que o tecido entre na agulha durante a inserção.

A escolha de utilizar uma agulha com junção flexível (a despeito de outras técnicas mais consolidadas como as agulhas com dobra na ponta) se deu pelas suas vantagens, destacadas por Swaney, de proporcionar grandes curvaturas causando menor dano ao tecido e também pelo fato de ser uma técnica mais recente (proposta em 2013) e bastante promissora. Por este motivo, decidiu-se fabricar duas versões de agulhas, para melhor avaliar o comportamento da junção flexível. Na primeira versão (chamada de *Agulha1*), utilizaram-se três arames de

Nitinol para fazer a junção. O ângulo de chanfro obtido foi de 12° e a largura da lacuna foi de cerca de 0,15 mm. Já na segunda versão (chamada de *Agulha2*), utilizaram-se apenas dois arames de Nitinol na junção. O ângulo de chanfro obtido foi de 8° e a largura da lacuna foi de 0,31 mm. De forma ilustrativa, a Figura 5.1 mostra a *Agulha2* fabricada.

5.1.2 O tecido

O tecido utilizado para simular o paciente foi uma receita de gelatina balística em concentração de 10%. Este tipo de tecido é bastante utilizado [31, 34, 57] por possuir densidade e viscosidade semelhantes ao tecido muscular humano e por ser translúcido, o que permite visualizar a agulha no interior do tecido. Durante os experimentos foram utilizadas ao todo três blocos de gelatina, cada um de um tipo diferente.

A primeira gelatina (chamada *Gelatina1*) foi feita com 1000 ml de água quente e 72 g de gelatina em pó sem sabor (Dr. Oetker). Esta gelatina foi utilizada apenas nos experimentos preliminares, descritos na Seção 5.2.1. A segunda (chamada *Gelatina2*), utilizada nos experimentos das Seções 5.3 e 5.4, foi feita com 1680 ml de água quente, 168 g de gelatina em pó sem sabor (Royal) e 400 ml de glicerina líquida. A adição de glicerina afeta pouco a rigidez da gelatina, mas ajuda a preservá-la, possibilitando realizar experimentos de longa duração. A terceira (chamada *Gelatina3*), utilizada nos experimentos das Seções 5.5 e 5.6, foi feita com 1200 ml de água quente, 120 g de gelatina em pó sem sabor (Dr. Oetker) e 400 ml de glicerina líquida. A Tabela 5.1 resume os ingredientes destas três gelatinas e apresenta as dimensões dos blocos de gelatina obtidos.

Tabela 5.1: Dimensões e ingredientes utilizados nas três gelatinas produzidas.

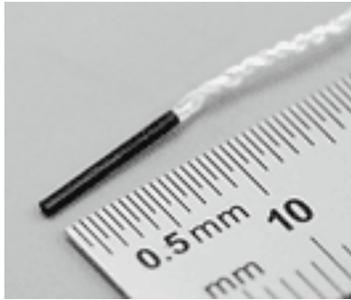
	Água	Gelatina em pó	Glicerina	Comprimento	Largura	Espessura
<i>Gelatina1</i>	1000 ml	72 g	0	253 mm	155 mm	25 mm
<i>Gelatina2</i>	1680 ml	168 g	400 ml	304 mm	192 mm	35 mm
<i>Gelatina3</i>	1200 ml	120 g	400 ml	253 mm	155 mm	41 mm

5.1.3 Sistema de rastreamento da agulha

Para medir a posição da agulha utilizou-se o sistema de rastreamento magnético NDI Aurora, descrito na Seção 4.1.2. Este sistema foi utilizado com um gerador de campo planar e um sensor de seis graus de liberdade Aurora Micro 6DOF, ilustrados na Figura 5.2. O sensor Aurora Micro possui apenas 0,8 mm de diâmetro, de modo que ele pode ser posicionado no interior do tubo de Nitinol, permitindo-se medir a posição e a orientação da ponta da agulha.



Figura 5.1: Agulha de Nitinol com junção flexível (*Agulha2*).



(a) Sensor Aurora Micro 6DOF ¹.



(b) Gerador de campo planar. Fonte: [54].

Figura 5.2: Sensor e gerador de campo utilizados no sistema Aurora.

Inicialmente, tentou-se fixar o sensor ao tubo por meio de um conector luer lock, ilustrado na Figura 5.3. Este tipo de conector permite travar a rotação entre o sensor e a agulha, garantindo que eles girem juntos. No entanto, como o sensor utilizado não possui haste rígida, apenas um cabo flexível, isso não foi possível. Assim, o posicionamento do sensor foi feito empurrando-o para dentro do tubo de Nitinol com um arame, até ele chegar bem próximo da junção flexível, a 14 mm de distância da ponta da agulha. Infelizmente, esta montagem possibilita ao sensor girar dentro do tubo, impossibilitando a medição desse grau de liberdade. Entretanto, na prática, observou-se que este fenômeno não ocorre com facilidade, uma vez que a diferença do diâmetro do sensor pro diâmetro interno do tubo é pequena.

Infelizmente o dispositivo mecânico produzido possui algumas peças de aço, que causam interferência no sistema Aurora. Já nos primeiros experimentos realizados, observou-se que quando a agulha se encontra muito próxima do dispositivo, o Aurora não consegue detectar o sensor devido a essa interferência. O sistema só consegue detectar o sensor magnético quando a ponta da agulha se encontra a pelo menos 8 cm de distância do suporte frontal do dispositivo. No entanto, uma vez detectado o sensor, é possível aproximar a agulha a até 4 cm de distância do dispositivo, sem que o rastreamento seja perdido. Esta interferência prejudicou o uso do sensor magnético, sobretudo no início de cada experimento.

Além do sistema Aurora, utilizou-se uma câmera digital SONY DSC-HX300 para registrar o resultado de cada experimento. Em cada ensaio, utilizou-se sempre um papel milimetrado ou uma base de geometria conhecida sob a gelatina, o que permitiu extrair informações de posição à partir das imagens. No entanto, não implementou-se neste trabalho um sistema de processamento de imagens para rastreamento da agulha, de modo que as medições realizadas nas fotos foram feitas manualmente. O objetivo de utilizar uma câmera digital desta maneira foi apenas o de validar as medições do sistema Aurora e melhorar a apresentação dos resultados.

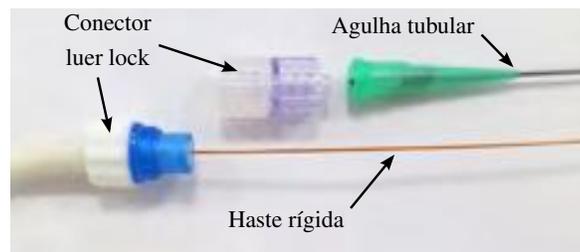


Figura 5.3: Conector luer lock, capaz de travar a rotação entre uma agulha tubular e uma haste rígida. Fonte: [31]

¹ Imagem tirada de <http://www.ndigital.com/medical/products/tools-and-sensors/>

Utilizando-se todos estes elementos, obteve-se o *setup* experimental representado na Figura 5.4. Como podemos ver, o dispositivo de inserção foi posicionado sobre uma mesa na posição horizontal, em frente à gelatina balística. Todo o sistema eletrônico, formado pelos *drivers*, fontes, placa de interface e Raspberry Pi, foi posicionado atrás do dispositivo, na extremidade oposta à gelatina. O gerador de campo do sistema Aurora foi posicionado sob a mesa. Esta montagem é necessária, pois o volume de medição do sensor fica 12 cm acima do gerador de campo. Por fim, utilizou-se também um monitor conectado ao Raspberry Pi para exibir as mensagens da rotina de calibração dos motores e também para depuração.

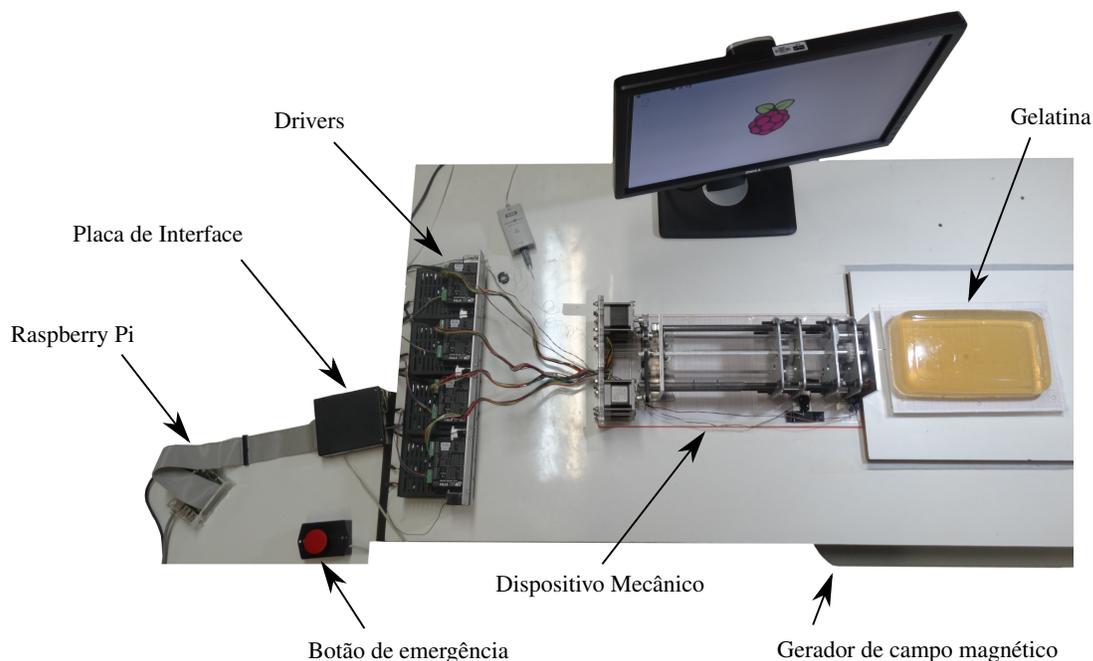


Figura 5.4: *Setup* experimental utilizado.

5.2 EXPERIMENTOS PRELIMINARES

5.2.1 Experimentos de inserção manual

Antes de inserir a agulha com o dispositivo, decidiu-se realizar inserções manuais para avaliar a curvatura das agulhas fabricadas e verificar se elas estão adequadas para a receita de gelatina utilizada. Assim realizaram-se duas inserções simples na *Gelatina1*, uma com a *Agulha1* e outra com a *Agulha2*. Em cada uma das inserções as agulhas foram inseridas sem nenhuma rotação e a orientação da ponta foi ajustada de modo a manter toda a trajetória no plano horizontal. A Figura 5.5 mostra os resultados obtidos.

Utilizando-se estas imagens, pôde-se medir o raio de curvatura graficamente. Antes de realizar as medições, as imagens passaram por uma correção de perspectiva usando o *software* GIMP² para corrigir problemas

²<http://www.gimp.org/>

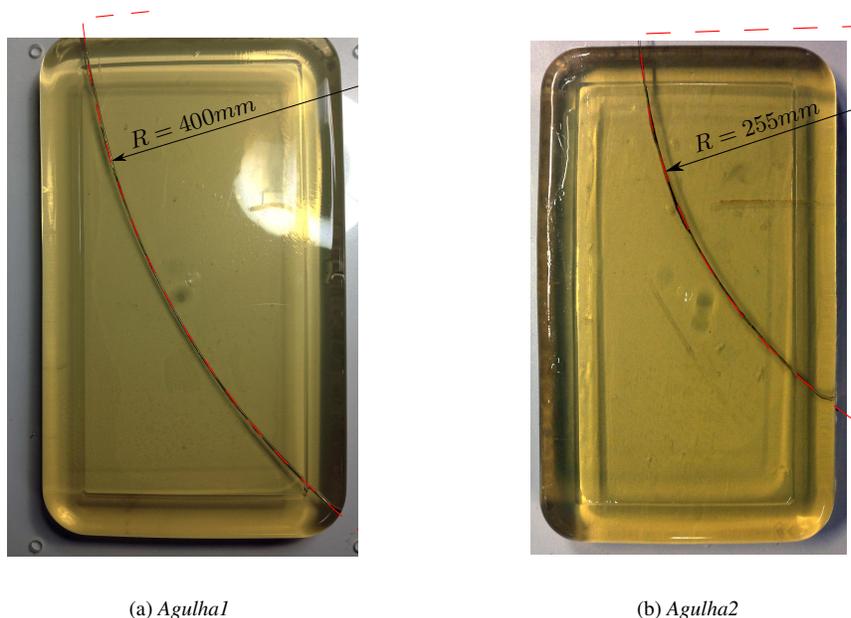


Figura 5.5: Inserção manual das agulhas fabricadas na *Gelatina1*.

relacionados à inclinação da câmera e ajustar a escala da foto. Como podemos ver, a *Agulha2* teve um raio de curvatura de 255 mm e curvou mais do que a *Agulha1*, cujo raio de curvatura foi de 400 mm. Este resultado era esperado, uma vez que a junção utilizada na *Agulha2* é mais fina. No entanto, ambas agulhas apresentaram curvatura menor do que relatada em [34], cujo raio foi de 121 mm. Este resultado provavelmente está relacionado ao fato de que o tubo e os arames de Nitinol utilizados neste trabalho são de maior espessura do que os utilizados por Swaney, resultando em uma agulha menos flexível.

Com base nestes resultados, optou-se por utilizar a *Agulha2* em todos os experimentos seguintes, uma vez que a curvatura da *Agulha1* é muito pequena. Além disso, como a colocação e remoção do sensor Aurora Micro 6DOF não é trivial, preferiu-se utilizar uma única agulha, para evitar o risco de se danificar o sensor.

5.2.2 Experimentos de inserção com o dispositivo

Em seguida, realizaram-se inserções semelhantes às da Figura 5.5 utilizando o dispositivo. Já nos primeiros experimentos realizados, observou-se um erro grave relacionado à rotação da agulha. Utilizando-se o Aurora para medir o ângulo da ponta da agulha, observou-se que a orientação da agulha ao final de 22 passos de inserção sem rotação estava defasada em -57° . Isso fez com que a agulha se desviasse muito do plano horizontal, quase saindo da gelatina pela sua face superior. Mais ainda, observou-se que a defasagem angular continuava a aumentar durante a remoção da agulha. A Figura 5.6 mostra o ângulo de orientação da agulha medido ao longo de um experimento completo, incluindo tanto as medidas realizadas durante a inserção quanto durante a remoção da agulha. Os primeiros 9 passos não estão representados porque nestes o sensor não foi detectado, devido à interferência magnética do dispositivo.

Investigando-se mais atentamente o comportamento do dispositivo, observou-se um problema relacionado ao fechamento do mandril móvel. No caso do mandril fixo, a engrenagem guia controla o movimento das castanhas, mas o mandril não pode girar, pois há uma chaveta travando a rotação da base. Já no caso do

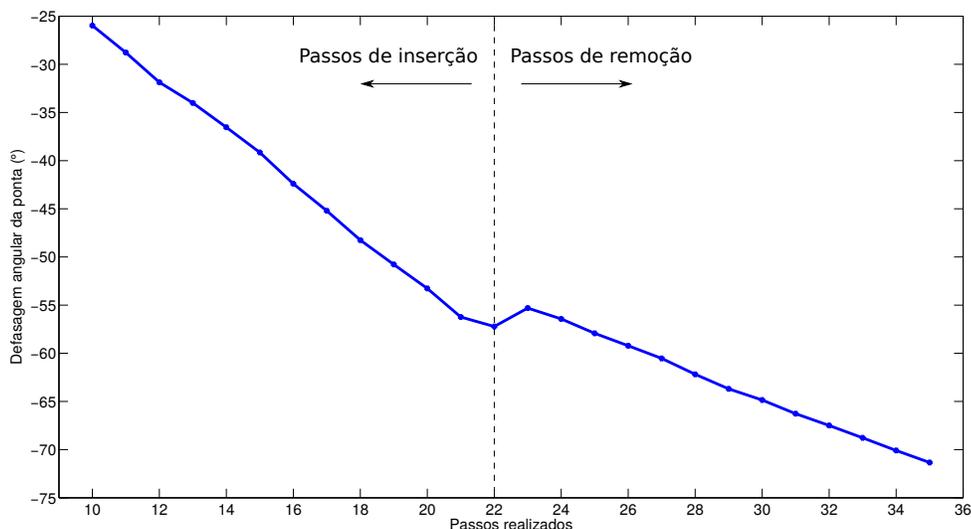


Figura 5.6: Defasagem angular da ponta da agulha ao longo de um experimento de 22 passos.

mandril móvel, o que trava a rotação da base é a engrenagem da base, atuada pelo motor 3 através de uma correia. Por ser um elemento elástico, essa correia pode ceder se submetida a um torque muito elevado, como ocorre quando se realiza o fechamento do mandril para pressionar a agulha. Isso fez com que a cada fechamento do mandril fixo a agulha sofresse uma pequena rotação no sentido horário. Como o método implementado realiza a inserção através de um grande número de passos, o erro de orientação acumulado é grande.

Este problema pode ser solucionado, reduzindo-se o ângulo de rotação da engrenagem guia, de modo a evitar que este torque elevado seja aplicado sobre o mandril. No entanto, reduzindo-se o ângulo de fechamento, as castanhas não geram compressão suficiente sobre a agulha, permitindo que haja escorregamento entre a agulha e o dispositivo. Para fornecer uma compressão mais eficiente sobre a agulha, aplicando menos torque sobre a engrenagem guia, seria necessário utilizar castanhas com uma geometria mais eficiente.

Outra forma de se corrigir este problema é substituindo-se a correia do motor 3 por um par de engrenagens, de modo a aumentar a rigidez da transmissão de torque e garantir que a engrenagem da base não sofra esta rotação. Esta solução seria factível, mas exigiria alterar a montagem do dispositivo. Portanto, para solucionar o problema de forma mais rápida, adicionou-se uma correção por *software*, rotacionando-se a agulha no sentido anti-horário após cada fechamento do mandril móvel. Esta solução é menos robusta, mas se mostrou suficiente para compensar este problema e permitir a execução dos experimentos. O ângulo de correção médio necessário foi calculado à partir dos dados da Figura 5.6 e ajustado ao longo de dois outros experimentos de validação. O valor final utilizado foi de $1,6^\circ$ para cada fechamento do mandril.

5.3 EXPERIMENTOS DE INVERSÃO CHAVEADA DA PONTA

Os primeiros experimentos realizados com o dispositivo de passos discretos tiveram como objetivo avaliar a capacidade do dispositivo em realizar uma inserção completa, controlando-se a curvatura da agulha pelo método de inversão chaveada da ponta. Como vimos na Seção 2.2.3.2, este método permite alterar a curva-

tura média da agulha dividindo o passo em uma inserção na direção de curvatura e uma inserção na direção oposta. Assim, realizou-se uma série de inserções planares, semelhantes às da Figura 5.5, variando-se o ciclo de trabalho de cada inserção e medindo o raio de curvatura obtido.

5.3.1 Metodologia

Para garantir que todos os experimentos sejam realizados da mesma forma, criou-se a rotina em Matlab `experimentDutyCycle`, representada pelo fluxograma da Figura 5.7. Esta rotina começa fazendo a inicialização do sistema, que consiste em inicializar o sistema Aurora e a comunicação com o Raspberry Pi. Para isso é necessário que o *software* de baixo nível já esteja em execução no Raspberry Pi. Em seguida, o programa apresenta uma mensagem ao usuário solicitando que a agulha seja posicionada dentro do dispositivo. Após isso, a rotina desloca a agulha para frente até que ela seja detectada pelo sistema Aurora. Esta etapa inicial é realizada sem a gelatina.

Uma vez detectada a agulha, mede-se o ângulo de rotação do sensor magnético em torno do próprio eixo. Se o sensor não tiver se deslocado dentro da agulha, este ângulo corresponderá à direção do chanfro, ajustada durante o posicionamento do sensor. Assim, é possível rotacionar a agulha até que a direção do chanfro esteja alinhada com o plano horizontal. Concluída esta etapa, o programa realiza uma pausa para conferência visual da ponta da agulha. Caso a direção do chanfro esteja errada, pode-se identificar que houve rotação do sensor dentro da agulha, sendo necessário corrigir a orientação da ponta fornecendo-se incrementos de rotação. Este processo de correção também permite atualizar a informação do sistema sobre a orientação do sensor dentro da agulha.

Uma vez corrigida a direção do chanfro, retorna-se a agulha para a posição original e solicita-se que a gelatina seja posicionada em frente ao dispositivo, para que se possa iniciar a inserção. A inserção é realizada por meio de passos sucessivos, sendo que cada passo é realizado pela função `flippingDutyCycleStep`. Após realizar um passo, o sistema mede a pose da agulha através do Aurora. Todos os parâmetros da inserção como velocidades, tamanho do passo e ciclo de trabalho são definidos a priori, de modo que a inserção é realizada completamente em malha aberta. Após realizar todos os passos previstos, o programa faz uma pausa, para que se possa registrar o resultado do experimento com a câmera digital.

Por fim, a rotina remove a agulha também por meio de passos sucessivos. Cada passo é realizado pela função `backwardStep`, que realiza o passo na ordem inversa. Os tamanhos dos passos utilizados são os mesmos da inserção, de modo que as posições medidas com o Aurora durante a remoção correspondem às mesmas medidas da inserção. Isso permite recuperar medições que tenham sido perdidas por conta da interferência magnética do dispositivo. Quando a agulha retorna à posição inicial, o experimento se encerra e todas as variáveis registradas são salvas em um arquivo `.mat`. Com base nos dados adquiridos, calcula-se a curvatura realizada pela agulha, utilizando-se a função `measureNeedleCurvature`.

5.3.2 Parâmetros utilizados

Todas as inserções foram realizadas com a *Agulha2* e a *Gelatina2*. O *driver* do motor de inserção foi ajustado para 20.000 passos por revolução, enquanto os dos outros três motores foram ajustados para 5.000 passos por revolução. Essa configuração fornece uma alta resolução angular, fazendo com que o movimento de todos os motores seja suave.

Em todos os experimentos, a agulha foi inserida a 1,0 mm/s, por um comprimento de 176 mm. Foi escolhida

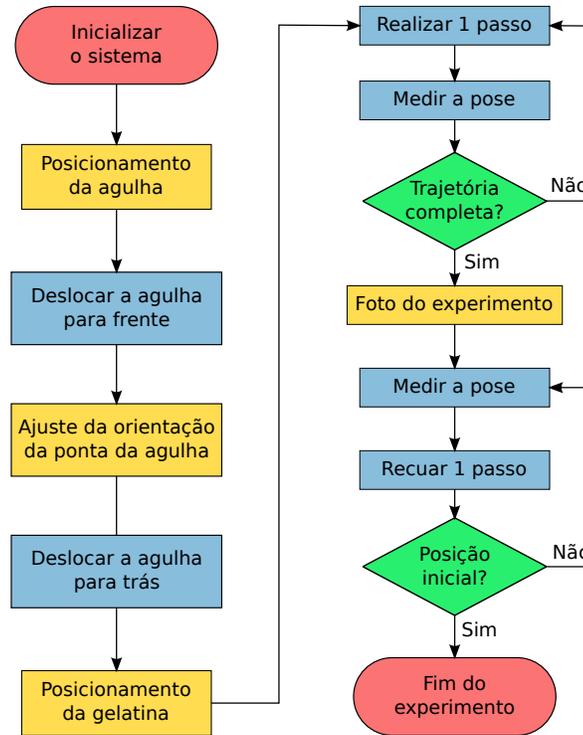


Figura 5.7: Fluxograma da rotina `experimentDutyCycle`. As etapas amarelas indicam ações com pausas para intervenção manual, enquanto as etapas azuis são automáticas.

uma velocidade baixa, com o objetivo de minimizar problemas de origem mecânica além de permitir monitorar melhor o funcionamento do dispositivo como um todo. No entanto, observou-se em testes preliminares que para velocidades de inserção abaixo de 1,0 mm/s, a caixa do mandril móvel travava na barra de sustentação, fazendo com que o movimento da agulha não fosse tão suave. Da mesma forma, escolheu-se uma velocidade de rotação pequena, de apenas 0,2 Hz, para realizar a inversão de direção da ponta da agulha.

O tamanho do passo (L) e o ciclo de trabalho (DC) foram definidos para cada experimento, como mostra a Tabela 5.2. Esta tabela também mostra os comprimentos de inserção realizados na direção de curvatura ($T_{flipped}$, representado apenas por T_F) e na direção oposta ($T_{unflipped}$, representado por T_U), calculados com base no valor do ciclo de trabalho desejado. Como podemos ver, na maioria dos casos utilizou-se um passo de 8 mm, de modo a atuar a agulha bem próximo ao ponto de inserção, porém realizou-se também alguns experimentos com passos maiores, para avaliar se valores muito baixos de T_U não comprometem a execução deste método de inserção.

5.3.3 Resultados obtidos

A Tabela 5.3 mostra os valores de raio de curvatura (R) previstos e obtidos para cada experimento, além do valor de ciclo de trabalho que corresponderia a cada raio obtido. Como podemos ver, em todos os experimentos o raio de curvatura foi maior do que o esperado, resultando em curvaturas menores do que o previsto. Mais ainda, no experimento DCF_12, onde o ciclo de trabalho utilizado foi de 100%, observou-se que a agulha curvou para o lado contrário. Isso sugere que o comprimento de inserção na direção oposta T_U tenha sido maior do que o T_F .

Tabela 5.2: Parâmetros utilizados nos experimentos de inversão chaveada da ponta.

Experimento	DC	T_U (mm)	T_F (mm)	L (mm)	Número de passos
DCF_1	0%	0	8	8	22
DCF_2	12,5%	0,5	7,5	8	22
DCF_3	18,75%	0,75	7,25	8	22
DCF_4	25%	1	7	8	22
DCF_5	37,5%	1,5	6,5	8	22
DCF_6	50%	1	3	8	22
DCF_7	12,5%	1	15	16	11
DCF_8	18,75%	1,5	14,5	16	11
DCF_9	25%	2	14	16	11
DCF_10	50%	2	6	8	22
DCF_11	75%	3	5	8	22
DCF_12	100%	4	4	8	22

Tabela 5.3: Resultados dos experimentos de inversão chaveada da ponta.

Experimento	DC previsto	R previsto (mm)	R obtido (mm)	DC correspondente
DCF_1	0%	177,7	177,7	0%
DCF_2	12,5%	203,0	384,0	53,73%
DCF_3	18,75%	218,7	478,4	62,86%
DCF_4	25%	236,9	346,6	48,74%
DCF_5	37,5%	284,3	512,9	65,36%
DCF_6	50%	355,3	1202,4	85,22%
DCF_7	12,5%	203,0	346,7	48,75%
DCF_8	18,75%	218,7	337,5	47,37%
DCF_9	25%	236,9	381,1	53,38%
DCF_10	50%	355,3	984,9	81,96%
DCF_11	75%	710,7	2678,4	93,37%
DCF_12	100%	∞	-2052,0	108,66%

Na verdade, após a conclusão destes experimentos, observou-se que o movimento de translação da agulha não segue exatamente o movimento de translação aplicado à caixa do mandril. Quando se inverte a direção de translação, observou-se que a extremidade da caixa do mandril em contato com o parafuso de translação se move, mas que a extremidade em contato com a barra de sustentação não, causando uma leve rotação da caixa do mandril. Isso ocorre devido a uma folga entre a barra de sustentação e a caixa do mandril. Dessa forma, sempre que o sentido de translação se inverte, parte do deslocamento não é transferido à agulha.

Como em cada passo executa-se primeiramente a inserção T_F e depois a inserção T_U , este problema faria com que para o experimento de $DC = 100\%$ o deslocamento T_U fosse de fato maior do que o T_F , resultando em uma curvatura da agulha na direção contrária. Realizando-se outros testes, estimou-se o comprimento perdido de translação em 0,7 mm. A Tabela 5.4 mostra os valores de ciclo de trabalho realizados levando-se em conta esta perda de 0,7 mm em cada inserção T_F . Como podemos ver, a correção dos valores de ciclo de trabalho é pequena e não explica completamente a discrepância entre os valores de curvatura obtidos e previstos.

Tabela 5.4: Valores de ciclo de trabalho realizados corrigidos pela perda parcial do comprimento T_F .

Experimento	DC previsto	T_U (mm)	T_F previsto (mm)	T_F realizado (mm)	DC realizado
DCF_1	0%	0	8	7,3	0%
DCF_2	12,5%	0,5	7,5	6,8	13,70%
DCF_3	18,75%	0,75	7,25	6,55	20,55%
DCF_4	25%	1	7	6,3	27,40%
DCF_5	37,5%	1,5	6,5	5,8	41,10%
DCF_6	50%	1	3	2,65	54,79%
DCF_7	12,5%	1	15	14,3	13,07%
DCF_8	18,75%	1,5	14,5	13,8	19,61%
DCF_9	25%	2	14	13,3	26,14%
DCF_10	50%	2	6	5,3	54,79%
DCF_11	75%	3	5	4,3	82,19%
DCF_12	100%	4	4	3,3	109,59%

Acredita-se que esta discrepância esteja mais associada a problemas observados em relação à rotação da agulha. Na seção 3.6.2, identificou-se que os mandris fabricados apresentam um problema de desalinhamento, por isso adicionou-se peças de Nylon com um furo de 1,5 mm para corrigir a orientação da agulha. No entanto, mesmo com essas peças o ponto de contato da agulha com as castanhas continua desalinhado, de modo que quando o mandril é rotacionado, a agulha se desloca lateralmente, realizando um movimento cônico. Este fenômeno pode ser observado na Figura 5.8, que mostra a sobreposição de quadros de um movimento de rotação da agulha realizado com o mandril móvel.

Como podemos ver, além da agulha girar em torno do próprio eixo, ela se desloca para cima, aparecendo borrada e mais larga na imagem. Isso tende a deslocar a porção da agulha que se encontra inserida na gelatina. Por mais que a tendência do tecido seja de manter a agulha no lugar, impedindo o deslocamento lateral, é possível que estes esforços estejam alargando o furo realizado no tecido, permitindo que a agulha se mova para uma posição de menor curvatura. Dessa forma, cada vez que a agulha é rotacionada, parte da curvatura realizada é desfeita, fazendo com que a curvatura final seja menor do que a esperada. Isso também acontece quando se realiza a abertura ou fechamento dos mandris, por causa do desalinhamento entre os mandris móvel e fixo. Infelizmente, este problema não pode ser resolvido facilmente, pois requer a fabricação de novas peças

com maior precisão.

Levando-se em conta estes problemas, traçou-se um gráfico com os valores de ciclo de trabalho aplicados (levando em conta a correção de 0,7 mm) e os valores correspondentes às curvaturas medidas, representado na Figura 5.9. Como podemos ver, os resultados estão longe da reta teórica prevista, mas existe uma relação entre os valores de ciclo de trabalho previstos e obtidos. Em geral, os experimentos que foram realizados mais de uma vez apresentaram resultados bastante próximos. Portanto por mais que a relação entre o ciclo de trabalho aplicado e a curvatura obtida não seja linear, é possível controlar a curvatura da agulha, operando dentro de uma faixa de curvaturas limitada.

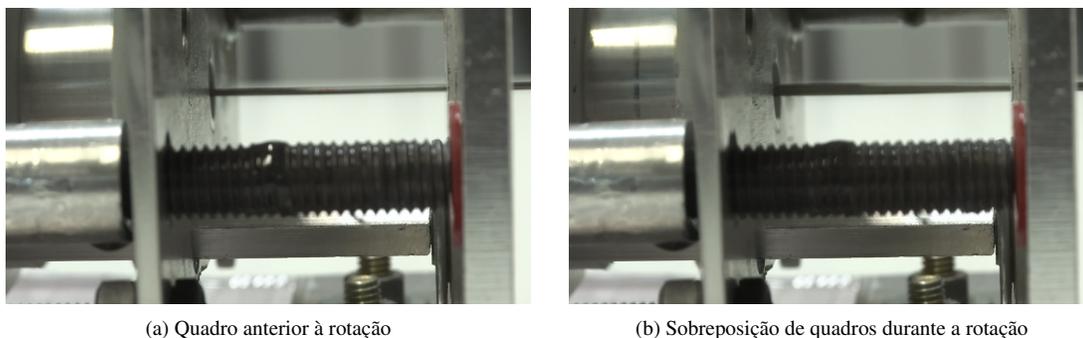


Figura 5.8: Demonstração do deslocamento vertical da agulha quando rotacionada. A foto (a) mostra a posição da agulha antes de ser rotacionada. A foto (b) mostra uma sobreposição de quatro quadros durante uma rotação da agulha. Como a agulha se desloca verticalmente, a sobreposição fica borrada, fazendo a agulha parecer mais espessa do que na (a).

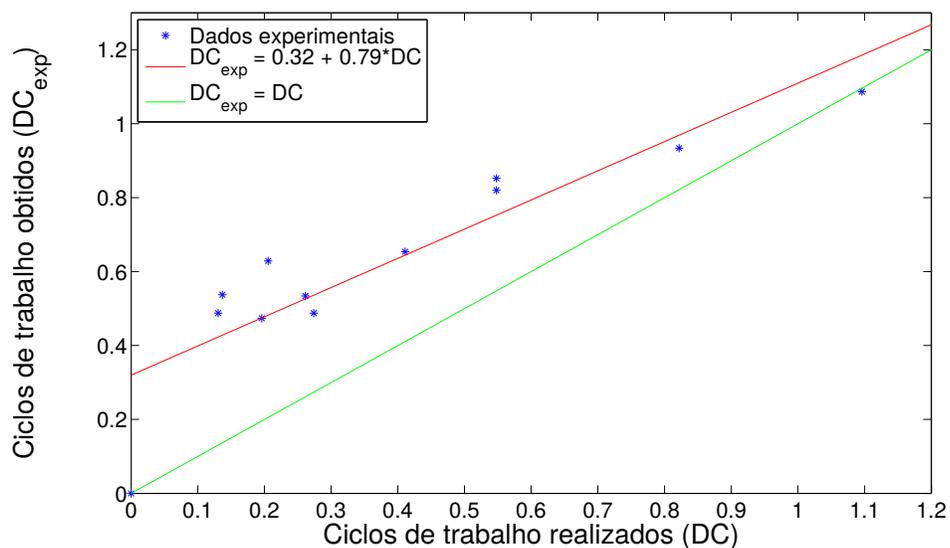


Figura 5.9: Valores de DC obtidos em relação aos valores previstos.

5.4 EXPERIMENTOS DE ROTAÇÃO CHAVEADA BIDIRECIONAL

A segunda sequência de experimentos teve como objetivo avaliar o método de rotação chaveada bidirecional, descrito na Seção 2.2.3.1, que também permite alterar a curvatura média da agulha, controlando-se o valor do ciclo de trabalho. Neste caso porém, divide-se o passo em momentos de pura inserção e momentos de inserção com rotação. Segundo Majewicz [31], estas duas técnicas de controle da curvatura da agulha apresentam resultados bastante semelhantes.

Dessa forma, realizou-se a mesma rotina experimental apresentada na Figura 5.7, alterando-se apenas a chamada da função `flippingDutyCycleStep` pela `bidirectionalDutyCycleStep` que executa um passo pelo método de rotação chaveada. Utilizaram-se a mesma agulha e gelatina dos experimentos da Seção 5.3, mas neste caso foi preciso reduzir as resoluções dos quatro motores para 2.000 passos por revolução. Esta redução é necessária, pois controlar a inserção e a rotação da agulha simultaneamente consome mais recursos do Raspberry Pi. Apesar disso, essa configuração também produz movimento suave de todos os motores.

Assim como na Seção 5.3, as trajetórias realizadas foram compostas por 22 passos de 8 mm cada, a uma velocidade de inserção de 1 mm/s. A velocidade de rotação escolhida para a agulha foi de 1 Hz. A Tabela 5.5 apresenta os resultados de três experimentos realizados com valores de ciclo de trabalho de 25%, 50% e 75%. Como podemos ver, as curvaturas resultantes foram ainda menores do que as obtidas pelo método de inversão chaveada da ponta.

Este resultado era esperado, pois estes experimentos utilizam uma velocidade de rotação da agulha mais elevada, o que aumenta o problema de deslocamento lateral da agulha durante a rotação. Esta é uma restrição do método de rotação chaveada, onde as velocidades de rotação precisam ser altas para impedir que a agulha realize um movimento em espiral. Mais ainda, acredita-se que o fato de rotacionar a agulha durante a inserção também potencializa o problema deste dispositivo, fazendo com que o corte realizado no tecido seja mais largo.

As Figuras 5.10a e 5.10b mostram dois quadros de uma inserção de agulha realizada por este método nos instantes imediatamente antes e depois de uma revolução completa da agulha. Já a Figura 5.10c mostra a sobreposição destes quadros, com destaque para os contornos das agulhas. O contorno em vermelho indica a posição da agulha antes da rotação. Como a agulha é inserida com rotação, ela deveria descrever um movimento retilíneo mantendo a orientação. Assim, a ponta da agulha deveria seguir a linha amarela. No entanto, vemos que a posição da ponta após à rotação, indicada pelo contorno azul, está cerca de 1 mm para a direita, mais próxima da vertical. Isso mostra que a rotação da agulha em torno do próprio eixo realmente desfaz parte da curvatura já realizada no tecido.

Tabela 5.5: Resultados dos experimentos de rotação chaveada bidirecional.

Experimento	DC previsto	R previsto (mm)	R obtido (mm)
DCB_1	25%	236,9	584,8
DCB_2	50%	355,3	2458,7
DCB_3	75%	710,7	1628,5

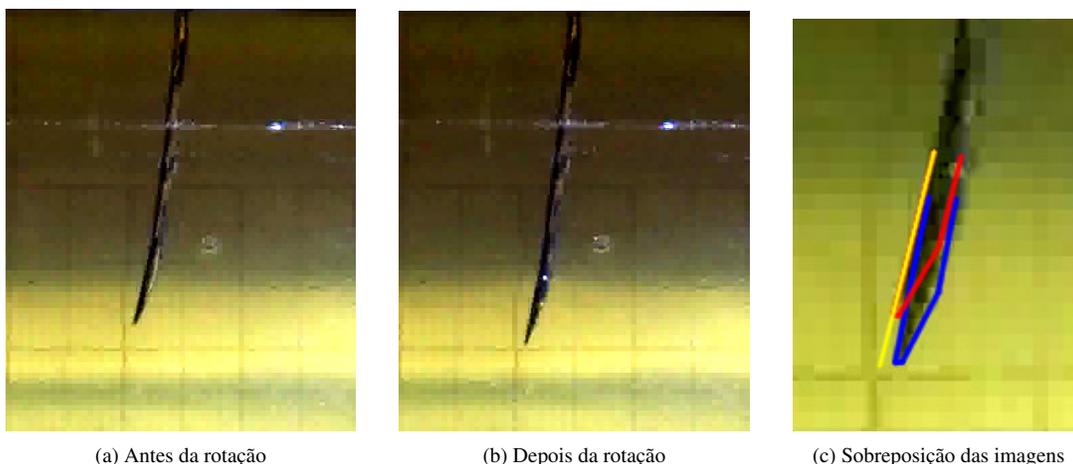


Figura 5.10: Posição da ponta da agulha antes e depois de uma rotação de 360° . Pela sobreposição das imagens, vê-se que a posição da ponta após a rotação (contorno azul) está mais à direita do que a posição antes da rotação (contorno vermelho), indicando que parte da curvatura está sendo desfeita.

5.5 REPETIBILIDADE EM MODO DE PASSOS DISCRETOS

Concluídos os experimentos de controle da curvatura da agulha, decidiu-se realizar um série de experimentos para quantificar o ruído de inserção em malha aberta do sistema. Para isso, definiu-se uma trajetória a priori, representada na Figura 5.11. Nesta trajetória, a agulha deve atingir uma posição alvo a 121 mm de profundidade, desviando de dois obstáculos circulares de 32 mm e 48 mm de diâmetro. O método escolhido nestes experimentos para controlar a curvatura da agulha foi o método de inversão chaveada da ponta, uma vez que ele se mostrou mais eficiente do que o método de rotação chaveada.

5.5.1 Metodologia

De forma análoga aos experimentos das Seções 5.3 e 5.4, criou-se aqui uma rotina em Matlab chamada `experimentOpenLoopTrajectory` para automatizar os experimentos e garantir que todas as repetições fossem realizadas da mesma forma. Esta rotina recebe uma trajetória a priori, formada por dois vetores $DC(k)$ e $Rot(k)$, representando uma sequência de N passos. O vetor $DC(k)$ descreve o valor do ciclo de trabalho a ser utilizado em cada passo. Já o vetor $Rot(k)$ determina os instantes em que se deve aplicar uma rotação de 180° sobre a agulha para inverter a direção de curvatura. A Figura 5.12 apresenta um fluxograma desta rotina. Como podemos ver, esta função é muito parecida com a `experimentDutyCycle`.

Para facilitar a comparação entre os resultados dos experimentos, ajustou-se cuidadosamente a posição de todos os elementos do *setup* experimental. O dispositivo, a gelatina e o gerador de campo do sistema Aurora foram fixados à mesa de modo a garantir o posicionamento relativo entre eles. Já a agulha, foi posicionada no dispositivo tomando-se o cuidado de deixar exatamente 10 mm de ponta da agulha para fora do dispositivo. Este posicionamento é suficiente para que a junção flexível da agulha fique sempre fora do dispositivo, evitando o atrito do suporte frontal com as rebarbas da junção, o que poderia atrapalhar o início da inserção. Além disso, este posicionamento permitiu iniciar cada experimento com uma pré-inserção manual da agulha na gelatina.

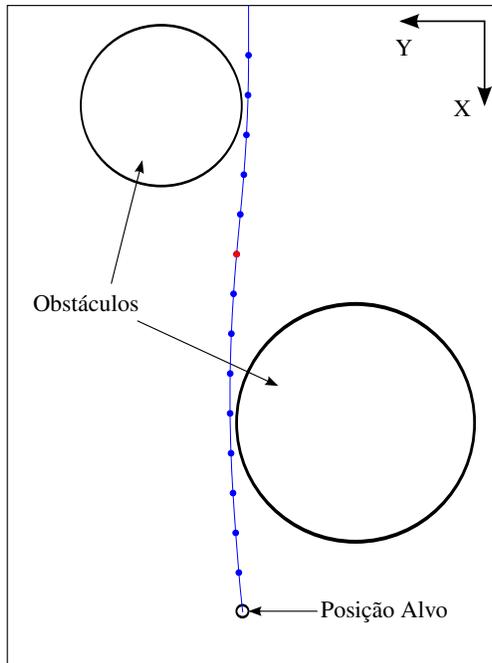


Figura 5.11: Trajetória definida para os experimentos de repetibilidade.

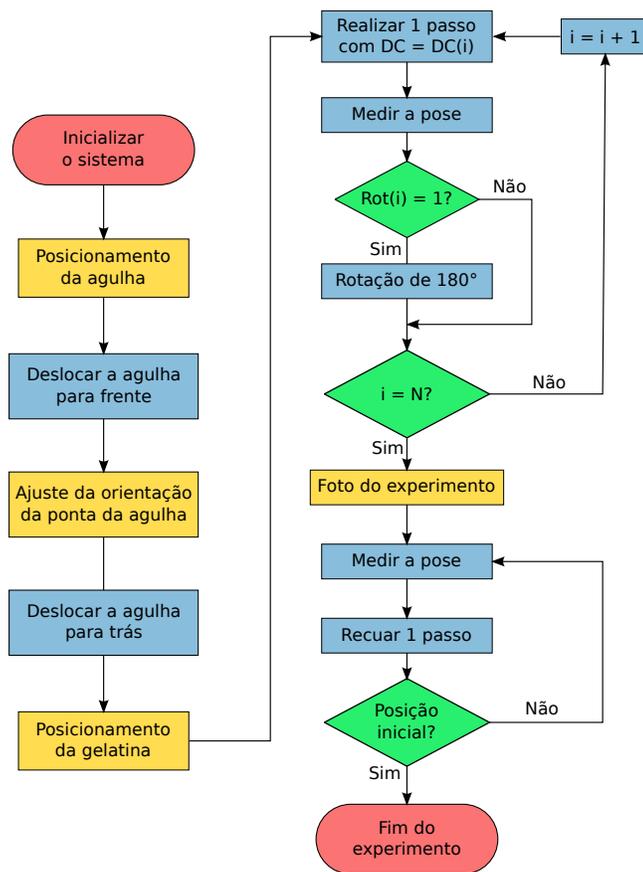


Figura 5.12: Fluxograma da rotina experimentOpenLoopTrajectory.

5.5.2 Parâmetros utilizados

Para realizar a trajetória estabelecida, definiu-se uma sequência de 14 passos de 8 mm de comprimento cada. As posições da agulha ao início de cada um destes passos estão representadas pelos círculos na Figura 5.11. Entre a execução do 5º e 6º passo, a agulha é rotacionada em 180° (indicado por um círculo vermelho) de modo a inverter a direção de curvatura e contornar o segundo obstáculo. A velocidade de inserção para todos os passos foi de 1 mm/s e as velocidades de rotação utilizadas foram de 0,2 Hz. Além disso, utilizou-se nestes experimentos a correção de 1,6° para resolver o problema de fechamento do mandril e também a correção de 0,7 mm na translação, para compensar o comprimento de inserção perdido no início de cada passo. A gelatina utilizada nestes experimentos foi a *Gelatina3*.

A Tabela 5.6 mostra os valores de ciclo de trabalho definidos para cada passo da trajetória. Como sabe-se que o dispositivo realiza curvaturas menores do que as esperadas, a trajetória da Figura 5.11 foi gerada simulando-se o movimento da agulha com os ciclos de trabalho correspondentes ao movimento do dispositivo. Como pode-se ver, para um ciclo de trabalho comandado de 25%, assumiu-se na simulação que a curvatura da agulha seria equivalente a um ciclo de 52%. Esta relação entre valores de DC comandados e as curvaturas correspondentes foi extraída dos resultados mostrados na Figura 5.9.

5.5.3 Resultados obtido

Para cada um dos experimentos realizados, mediu-se a posição final da agulha com o sistema Aurora, mas infelizmente não foi possível medir a posição inicial, devido à interferência do dispositivo. Entretanto, como o *setup* experimental ficou fixo durante todos os ensaios, foi possível estimar a posição inicial uma única vez e utilizá-la como referência para todos os resultados obtidos. Com isso, calculou-se para cada experimento o erro de posicionamento final $e = (e_x, e_y, e_z)$ dado pela diferença entre as posições finais medidas e a prevista. A Tabela 5.7 mostra os erros obtidos ao longo de 5 experimentos, bem como o erro médio e o seu desvio padrão. Esta tabela também apresenta o módulo do erro de posicionamento e a orientação da agulha $\Delta\theta$ ao final do experimento.

Como pode-se observar, o erro médio de posicionamento foi de 5,32 mm, sendo as suas maiores componentes nas direções X e Y. O erro médio em Z, que corresponde ao quanto a agulha desviou do plano horizontal, foi de 0,46 mm e o seu valor máximo foi de 2,53 mm. Isso mostra que foi possível manter a agulha próxima

Tabela 5.6: Valores de DC utilizados nos experimentos de repetibilidade. Os valores considerados para a simulação da trajetória são maiores do que os valores comandados ao dispositivo, pois sabe-se que o dispositivo realiza curvaturas menores do que as teóricas.

Passo	DC comandado	DC simulado
1	0%	32%
2	0%	32%
3	0%	32%
4	25%	52%
5	50%	72%
6	25%	52%
7	0%	32%

Passo	DC comandado	DC simulado
8	0%	32%
9	0%	32%
10	0%	32%
11	0%	32%
12	50%	72%
13	50%	72%
14	0%	32%

Tabela 5.7: Resultados dos experimentos de repetibilidade em modo de passos discretos.

Experimento	e_x (mm)	e_y (mm)	e_z (mm)	$ e $ (mm)	$\Delta\theta$ ($^\circ$)
MSD_1	-1,59	0,98	0,19	1,87	-7,4
MSD_2	-1,61	-0,08	-1,06	1,93	-5,9
MSD_3	-5,18	-4,09	0,85	6,66	-4,8
MSD_4	-5,34	-5,34	-0,22	7,56	-3,3
MSD_5	-5,90	-5,71	2,53	8,59	5,4
média	-3,92	-2,85	0,46	5,32	-3,2
desvio padrão	2,14	3,09	1,35	3,20	5,1

ao plano horizontal, mesmo com o problema de rotação involuntária no fechamento do mandril, apresentado na Seção 5.2.2. Analisando-se as orientações da agulha medidas ao final dos experimentos, vemos que a máxima defasagem angular foi inferior a 8° , o que mostra a compensação realizada por *software* consegue atenuar bastante o problema.

A Figura 5.14 mostra uma imagem do experimento MSD_3 sobreposta à trajetória prevista. Por esta imagem, podemos ver que a agulha evitou o primeiro obstáculo, mas acabou desviando-se para a direita, atingindo a borda do segundo. Mesmo levando-se em conta os valores de ciclo de trabalho que o dispositivo consegue realizar, ainda houve diferença entre trajetória obtida e a prevista, resultando em um erro de posicionamento final de 6,66 mm.

Já na Figura 5.13 vemos uma comparação das 5 trajetórias realizadas. Como podemos ver, as trajetórias 1 e 2 foram bastante parecidas, resultando em um erro de posicionamento menor do que 2 mm. Já as trajetórias 3, 4 e 5 apresentaram erros entre 6 e 8 mm, mas também foram bastante semelhantes entre si. Pode-se observar nestas três trajetórias que a agulha curvou menos para a esquerda durante o início da inserção, o que resultou em uma curvatura maior para a direita. Este problema pode estar relacionado às imprecisões do dispositivo mecânico, mas também pode representar um erro na pré-inserção da agulha, que pode ter se dado de forma diferente nestes três experimentos.

5.6 REPETIBILIDADE EM MODO ANTENA TELESCÓPICA

A última sequência de experimentos teve como objetivo comparar o método de inserção de agulha por passos discretos com o método utilizado em dispositivos de antena telescópica. Para isso, alterou-se a montagem do dispositivo para o modo antena telescópica, conforme apresentado na Seção 3.3.4, e repetiu-se os experimentos de trajetória da Seção 5.5. Para facilitar a comparação, utilizou-se exatamente a mesma trajetória e os mesmos parâmetros de inserção dos experimentos anteriores. No entanto, neste modo, a agulha é fixa ao mandril móvel no início do experimento e todos os passos da inserção são realizados em sequência, sem saltar a agulha.

A Tabela 5.8 mostra os resultados obtidos nestes experimentos. Como podemos ver, o erro médio de posicionamento foi maior do que no modo de passos discretos, chegando a 8,10 mm. Além disso, a maior componente do erro se deu na direção Y, sendo o erro em X menor que 2,5 mm. Isso também pode ser visto na Figura 5.15, que mostra a sobreposição da trajetória prevista com o resultado do experimento TSD_4. Como

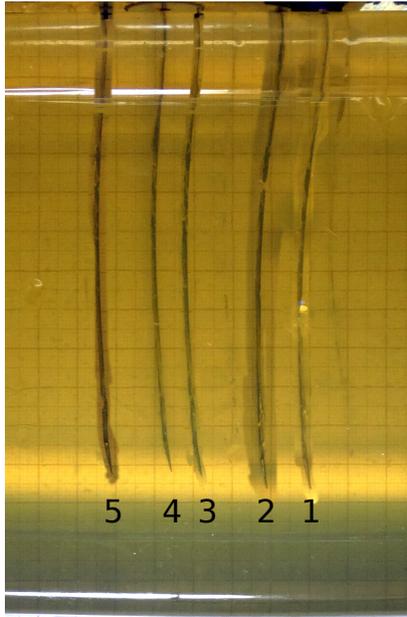


Figura 5.13: Comparação das trajetórias obtidas em modo de passos discretos.

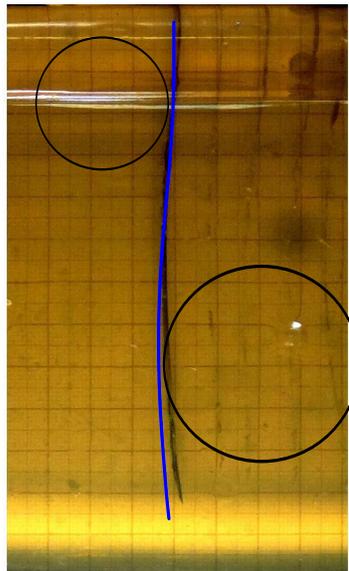


Figura 5.14: Comparação entre as trajetórias prevista e obtida em modo de passos discretos.

vemos nesta figura, a curvatura da agulha nos primeiros passo da inserção é quase nula, fazendo com que ela atinja uma parcela maior do obstáculo 2.

Apesar disso, vemos que os experimentos realizados em modo antena telescópica tiveram um desvio padrão muito menor do que em modo de passos discretos. Como vemos na Figura 5.16, as 5 trajetórias realizadas foram extremamente semelhantes, o que indica uma alta repetibilidade do sistema. Isso sugere que o erro observado seja sistemático e possa estar relacionado a alguma característica não modelada do dispositivo em modo antena telescópica. Como os experimentos das Seções 5.3 e 5.4 foram realizados apenas em modo de passos discretos, não identificou-se a relação entre os valores de DC comandados e executados pelo dispositivo em modo antena telescópica. Caso essa relação seja diferente da encontrada nos experimentos da Seção 5.3, a trajetória simulada não seria uma boa representação do comportamento do dispositivo nesta montagem.

Este erro sistemático também pode ser explicado se o ângulo de entrada da agulha na gelatina estiver incorreto, o que deslocaria toda a trajetória realizada para a direita. Isto pode ser consequência da flambagem da agulha dentro da antena telescópica. Apesar da flambagem não ter sido observada (em virtude da dificuldade de visualização da agulha nesta montagem), sabe-se que o efeito de flambagem da agulha tem influência sobre a orientação inicial da mesma. Portanto, mesmo com a peça de Nylon posicionada no suporte frontal, é possível que a agulha tenha entrado na gelatina com um ângulo diferente de 90° .

Por fim, este erro também pode ser consequência da variação algum parâmetro inicial destes experimentos, como a posição dos elementos do *setup* experimental. Esta justificativa é menos provável, uma vez que tomou-se o cuidado de fixar a posição de todos os componentes, no entanto, como foi necessário alterar a montagem do dispositivo para realizar esta sequência de experimentos, existe a possibilidade de que o gerador de campo ou mesmo a mesa tenham sido deslocados.

5.7 ANÁLISE GERAL DA PERFORMANCE DO SISTEMA

Analisando os resultados das Seções 5.3 e 5.4, vemos que o dispositivo construído consegue realizar a inserção da agulha pelo método de passos discretos, mas não consegue controlar a curvatura da agulha com eficiência. Ambos os métodos testados para variar a curvatura da agulha por meio do ciclo de trabalho resultaram em curvaturas menores do que o esperado, fazendo com que o dispositivo não possa realizar todos os valores de ciclo de trabalho adequadamente.

Apesar disso, os experimentos realizados permitiram caracterizar bem o dispositivo e determinar as princi-

Tabela 5.8: Resultados dos experimentos de repetibilidade em modo antena telescópica.

Experimento	e_x (mm)	e_y (mm)	e_z (mm)	$ e $ (mm)	$\Delta\theta$ ($^\circ$)
TSD_1	-2,44	-6,47	0,41	6,93	1,2
TSD_2	-2,22	-7,75	1,14	8,14	-1,3
TSD_3	-2,32	-7,56	2,09	8,18	-3,6
TSD_4	-2,24	-7,55	1,51	8,02	-2,0
TSD_5	-2,96	-8,22	2,95	9,22	-1,6
média	-2,43	-7,51	1,62	8,10	-1,5
desvio padrão	0,30	0,64	0,96	0,81	1,7

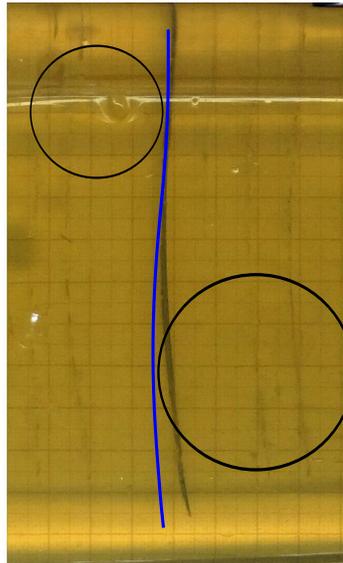


Figura 5.15: Comparação entre as trajetórias prevista e obtida em modo antena telescópica.

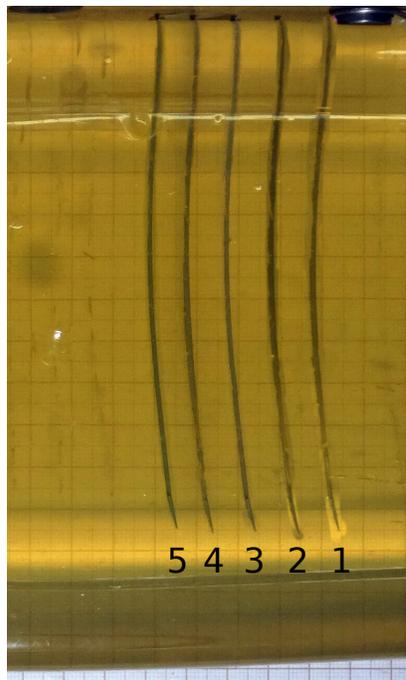


Figura 5.16: Comparação das trajetórias obtidas em modo antena telescópica.

país origens dos seus problemas. De acordo com as observações realizadas, o problema mecânico que mais prejudica a curvatura da agulha é a dificuldade de se rotacionar a agulha em torno do próprio eixo sem deslocá-la lateralmente. Este problema resulta no alargamento do furo realizado no tecido, desfazendo parte da curvatura realizada pela agulha. Para solucionar este problema, deve-se fabricar uma nova versão das castanhas do mandril, garantindo-se o alinhamento delas com a base do mandril. Deve-se também repensar o projeto de castanhas com abas entrelaçadas, uma vez que esse formato de castanhas pode causar flexão na agulha, caso a força de compressão aplicada seja muito elevada.

Outros problemas importantes do dispositivo que puderam ser identificados são a rotação involuntária do mandril durante o fechamento e perda parcial da translação ao se inverter o sentido de movimento do mandril. Estes dois problemas são passíveis de compensação por *software*, mas devem ser solucionados mecanicamente em versões futuras deste dispositivo. Para corrigir a rotação involuntária do mandril deve-se substituir a correia do motor M3 por um par de engrenagens, de modo a aumentar a rigidez da transmissão de torque para a engrenagem da base. Já o problema de perda parcial da translação pode ser solucionado reduzindo-se o atrito e as folgas envolvidas na translação do mandril. Isso pode ser feito reduzindo-se o peso das peças que compõem a caixa do mandril ou utilizando-se um parafuso de translação de diâmetro maior. Estas duas modificações tornariam a translação da caixa do mandril mais estável.

Nos experimentos das Seções 5.5 e 5.6 foi possível realizar uma comparação direta entre o método de inserção por passos discretos e o método de antena telescópica. Como podemos ver na Tabela 5.9, estes experimentos mostraram que o modo de antena telescópica apresenta maior repetibilidade, mas possui um erro médio de posicionamento mais elevado. As causas deste erro sistemático não puderam ser plenamente identificadas, portanto seria interessante realizar mais experimentos nesta montagem. Já o método de passos discretos apresentou um erro médio menor, mas um desvio padrão mais elevado do que o método de antena telescópica. Acredita-se, porém, que a variância do dispositivo em modo de passos discretos possa ser reduzida, realizando-se as correções mecânicas já discutidas. Mais ainda, é possível utilizar o dispositivo desenvolvido para realizar inserções de agulha, contanto que as características do dispositivo de inserção sejam levadas em conta no planejamento da trajetória.

A principal motivação do dispositivo de passos discretos é atuar a agulha próximo ao ponto de inserção de modo a proporcionar um maior controle sobre a rotação da agulha além de evitar que a agulha flambe. Com o dispositivo desenvolvido foi possível evitar completamente a flambagem, mas não se pôde verificar se a rotação da ponta da agulha se dá de forma mais eficiente, uma vez que as operações de abertura e fechamento do mandril acabaram causando uma defasagem angular maior do que a do dispositivo em modo antena telescópica.

De acordo com os resultados obtidos, pode-se afirmar que a maior fonte de incerteza do dispositivo está associada à abertura e ao fechamento dos mandris. Isso justifica o fato dos experimentos em modo antena telescópica terem apresentado um desvio padrão muito menor. Em relação ao problema da flambagem, não se pôde observá-lo em nenhum dos experimentos realizados. No entanto, é possível que a flambagem tenha ocorrido no modo antena telescópica. Isso pode explicar a falta de curvatura da agulha na parcela inicial da

Tabela 5.9: Comparação dos erros de posicionamento do dispositivo nos modos de passos discretos e antena telescópica.

Modo do dispositivo	Erro médio (mm)	Desvio padrão (mm)
Passos Discretos	5,32	3,20
Antena Telescópica	8,10	0,81

trajetória, resultando em uma posição final bastante distante da posição alvo.

Uma vantagem do dispositivo de passos discretos, porém, que merece ser destacada é o seu *design* compacto em relação ao Dispositivo de Antena Telescópica. Nos experimentos por passos discretos, foi possível realizar inserções de qualquer comprimento, utilizando passos de 16 mm ou menos. Isso mostra que seria possível produzir um dispositivo bastante compacto, caso ele fosse operar apenas no modo de passos discretos. Já em modo antena telescópica, a inserção está limitada a 112 mm, pois além de precisar de toda a excursão do parafuso de translação, parte do espaço de movimentação é perdido por causa da antena telescópica. Isso faz com que o dispositivo completo precise ser muito grande e conseqüentemente mais pesado.

Por fim, vale a pena citar que os experimentos realizados permitiram avaliar diferentes aspectos do sistema desenvolvido, sobretudo pela flexibilidade do projeto mecânico e do *software* desenvolvido. À partir das rotinas em Matlab desenvolvidas foi possível determinar facilmente a trajetória a ser realizada pela agulha além de configurar os parâmetros do sistema e alternar os métodos de inserção. Se não fosse pela interferência magnética do dispositivo no sistema Aurora, os experimentos poderiam ser realizados de forma ainda mais automática e eficiente. No entanto, isto pode ser solucionado futuramente substituindo-se as peças de aço por materiais compatíveis com o Aurora.

6. CONCLUSÕES

6.1 PRINCIPAIS RESULTADOS OBTIDOS

Neste trabalho, desenvolveu-se um novo dispositivo robótico para guiagem de agulhas flexíveis, capaz de realizar o método de inserção por passos discretos. Este dispositivo possui quatro graus de liberdade, permitindo não apenas controlar as velocidades de inserção v e rotação ω da agulha como também segurar e soltar a agulha ativamente, o que permite atuar a agulha bem próxima ao ponto de incisão. O projeto deste dispositivo foi baseado no Dispositivo de Prensas Ativas, mas incorporou diversas alterações para torná-lo mais adequado à guiagem de agulhas flexíveis. Além disso, o dispositivo desenvolvido permite uma montagem alternativa, possibilitando inserir a agulha como o Dispositivo de Antena Telescópica, facilitando assim a comparação com o estado da arte.

Os experimentos realizados permitiram identificar alguns problemas mecânicos do dispositivo. Os principais problemas identificados foram a rotação involuntária da agulha durante o fechamento do mandril e o desalinhamento das peças do mandril. Estes problemas prejudicaram o controle da orientação da agulha e impossibilitaram rotacionar a agulha em torno do próprio eixo, causando um deslocamento lateral da agulha a cada rotação. Isso fez com que as curvaturas obtidas fossem menores do que os valores esperados, nos dois métodos de inserção por ciclo de trabalho avaliados. No entanto, o método de inversão chaveada da ponta apresentou melhores resultados, uma vez que ele permite rotacionar a agulha a baixas velocidades. Apesar destes problemas foi possível caracterizar a relação entre os valores de ciclo de trabalho e as curvaturas realizadas pelo dispositivo.

Nos experimentos de repetibilidade em malha aberta, observou-se que o dispositivo em modo de passos discretos apresenta maior variabilidade do que em modo antena telescópica, devido à rotação involuntária da agulha durante o fechamento do mandril. Por causa disso, não foi possível verificar, através deste dispositivo, se atuar a agulha próximo ao ponto de incisão proporciona maior controle sobre a velocidade de rotação da ponta da agulha. Por outro lado, observou-se que o erro médio de posicionamento do dispositivo em modo de passos discretos foi menor do que em modo antena telescópica, o que pode estar associado à flambagem da agulha. No caso do modo antena telescópica, a flambagem não pôde ser observada, mas acredita-se que a agulha possa ter flambado dentro do tubo, resultando no erro de posicionamento obtido. Essa comparação demonstra uma vantagem de se atuar a agulha próximo ao ponto de incisão.

Além disso, este trabalho incorporou elementos do estado da arte, propostos nos últimos dois anos, como o uso de agulhas tubulares com sensores eletromagnéticos e uma agulha tubular com junção flexível. Infelizmente o sistema de rastreamento magnético sofreu bastante interferência do dispositivo, porém permitiu medir a posição e a orientação da agulha ao final do experimento. O software desenvolvido utilizou uma estratégia modular, permitindo realizar diferentes métodos de inserção. Acredita-se que a implementação do software de alto nível em Matlab deva facilitar a integração deste dispositivo com algoritmos de planejamento e rastreamento.

O dispositivo desenvolvido constitui uma inovação no contexto de guiagem de agulhas flexíveis, por possibilitar o uso de um novo método de inserção. Apesar de ele ainda apresentar maior variabilidade do que o estado da arte, o seu erro de posicionamento em malha aberta é menor. Portanto é possível que a performance

em malha fechada destes dois sistemas seja comparável. Além disso, acredita-se que a precisão do dispositivo desenvolvido possa ser melhorada, resolvendo-se alguns dos problemas mecânicos identificados. Mais ainda, ele possui a vantagem de poder ser bastante compacto, independentemente do comprimento de inserção a ser realizado. Sendo assim, pode-se dizer que ele representa uma alternativa viável ao Dispositivo de Antena Telescópica. Por fim, acredita-se que o trabalho aqui desenvolvido sirva como ponto de partida e possa nortear o surgimento de novos dispositivos de inserção.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Para possibilitar uma melhor avaliação do dispositivo de passos discretos, é importante caracterizar melhor o seu funcionamento em modo antena telescópica, identificando a causa do erro sistemático de posicionamento. Para isso, sugere-se inicialmente realizar mais experimentos de repetibilidade utilizando diferentes trajetórias. De modo a verificar se a flambagem da agulha ocorre, deve-se iniciar os experimentos com a antena telescópica parcialmente recolhida, permitindo assim a visualização de parte da agulha. Outra avaliação que pode ser feita, é a repetição dos experimentos de ciclo de trabalho em modo antena telescópica para verificar se o dispositivo apresenta a mesma relação de curvaturas que a encontrada nos experimentos realizados em modo de passos discretos.

Em seguida, para melhorar a precisão do dispositivo é importante solucionar os problemas mecânicos identificados. A rotação involuntária da agulha no fechamento do mandril pode ser solucionada substituindo-se a correia do motor que controla a rotação do mandril por um par de engrenagens. Esta alteração deve aumentar a rigidez da transmissão de torque, impedindo que o mandril gire involuntariamente.

Outro problema mecânico que deve ser solucionado é o desalinhamento das castanhas dos mandris. Esta alteração requer a fabricação de novos mandris, portanto só poderá ser feita na próxima versão deste dispositivo. Nessa ocasião, sugere-se repensar o formato das castanhas a ser utilizado, uma vez que constatou-se aqui que o uso de castanhas entrelaçadas pode flexionar a agulha caso a força de compressão aplicada seja muito elevada. Acredita-se portanto que a melhor solução para este problema seja utilizar três castanhas de faces planas (como em um mandril convencional) associadas a um mecanismo de centralização. A versão mais recente do Dispositivo de Prensas Ativas [41] utiliza uma estratégia desse tipo.

Na segunda versão deste dispositivo deve-se também melhorar a translação do mandril móvel, uma vez que a versão atual apresenta um movimento com engasgos dependendo da velocidade de translação escolhida. Sugere-se, portanto, reduzir as dimensões das peças da caixa do mandril e aumentar o diâmetro do parafuso de translação, uma vez que estas modificações tornariam a translação do mandril mais estável. Por fim, deve-se também substituir todas as peças de aço do dispositivo por um material compatível com o sistema Aurora.

Para melhorar o sensoriamento do sistema é importante que se faça o acoplamento rotativo do sensor eletromagnético com o tubo de Nitinol, apesar deste problema ser de difícil solução. Alguns grupos de pesquisa utilizam sensores customizados de haste rígida, fabricados sob demanda. Também seria vantajoso adicionar sensores de posição às engrenagens guia, de modo a realizar a inicialização de todos os motores de forma automática. A adição de sensores de força também seria importante, pois permitira controlar diretamente a força de compressão sobre a agulha, ao invés de ter de estimá-la a partir do ângulo de fechamento da engrenagem guia.

Por fim, mesmo que não se possa realizar as alterações mecânicas descritas, é importante integrar o dispositivo desenvolvido com um sistema de imageamento para realizar o controle da inserção em malha fechada.

Para isso, deve-se também integrar o software de alto nível desenvolvido com algoritmos de planejamento de trajetória capazes de realizar replanejamento durante a inserção. Para melhorar o controle, pode-se ainda utilizar filtros que permitam estimar a curvatura da agulha durante a inserção. Essa função é importante sobretudo para experimentos em tecido biológico, onde a curvatura não é constante. Um exemplo de filtro que poderia ser utilizado é o UKF (*Unscented Kalman Filter*), como é feito em [28].

PUBLICAÇÕES

Além de um sistema robótico para inserção de agulhas flexíveis, desenvolveu-se neste trabalho de mestrado um sistema de rastreamento de agulha baseado em imagens de ultrassom 2D. Como o objetivo inicial do projeto consistia em realizar inserções de agulha em malha fechada, estes dois sistemas foram desenvolvidos em paralelo. No entanto, devido a falta de tempo, não foi possível concluir o sistema de rastreamento nem integrá-lo ao dispositivo de inserção. Por este motivo, optou-se por omitir esta parte do trabalho deste manuscrito.

Apesar disso, o desenvolvimento do sistema de rastreamento por ultrassom resultou em dois artigos científicos, publicados em conferências internacionais IEEE. Os detalhes de cada um dos artigos se encontram abaixo.

Título: Flexible needles detection in ultrasound images using a multi-layer perceptron network [58]

Autores: Thiago S. Rocha, André A. Gerales

Publicado em: IEEE Biosignals and Biorobotics conference (ISSNIP) 2014¹

Resumo/Abstract: In percutaneous surgical procedures, the precise positioning of the needle tip is of paramount relevance for good performance. Nevertheless, locate the tip of a inserted needle in a patient still represent a challenge. An imaging technique widely used for this task is the ultrasound imaging, however the low signal/noise ratio often make virtually impossible the use of simple image processing techniques. In this work, we propose an alternative way to detect needles in ultrasound images using Multi-Layer Perceptron neural networks. The results show good needle detection in most of cases, giving an average error of 3 pixels in 529 pixels per image.

Título: A neural network approach for flexible needle tracking in ultrasound images using Kalman filter [49]

Autores: André A. Gerales, Thiago S. Rocha

Publicado em: IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics 2014

Resumo/Abstract: Percutaneous surgical procedures depend on the precise positioning of the needle tip for effectiveness. Although, robustly locating the tip of the needle still represents a challenge, specially when flexible needles are used. An imaging technique widely used for this task is 2D ultrasound, however the low signal/noise ratio makes it difficult to apply conventional image processing techniques. In this work, we propose an alternative method for detecting the needle in an ultrasound image and tracking it during a complete insertion. The proposed method combines a Multilayer Perceptron network with a Kalman filter estimator for improving robustness. In preliminary experimental characterization, we acquired ultrasound images for creating the data set and evaluated the performance of the tracker with a complete insertion video. However the tracking performance is still far from optimal, the obtained results suggests the neural network approach to be a feasible alternative to this problem.

¹<http://www.brc2014.org/>

Referências Bibliográficas

- [1] N. Abolhassani, R. V. Patel, and M. Moallem, “Needle insertion into soft tissue: a survey.,” *Medical engineering & physics*, vol. 29, pp. 413–31, May 2007.
- [2] M. C. Bernardes, *Robot-Assisted Steering of Flexible Needles for Percutaneous Procedures*. PhD thesis, 2012.
- [3] S. Misra, K. B. Reed, B. W. Schafer, K. Ramesh, and A. M. Okamura, “Mechanics of flexible needles robotically steered through soft tissue,” *The International journal of robotics research*, 2010.
- [4] R. J. Webster, J. S. Kim, N. J. Cowan, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, “Nonholonomic modeling of needle steering,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 509–525, 2006.
- [5] P. Moreira, S. Patil, R. Alterovitz, and S. Misra, “Needle steering in biological tissue using ultrasound-based online curvature estimation,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*, pp. 4368–4373, IEEE, 2014.
- [6] R. J. Webster, J. Memisevic, and A. M. Okamura, “Design Considerations for Robotic Needle Steering,” in *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pp. 3588–3594, 2005.
- [7] A. Gerales, M. M. Marinho, M. C. Bernardes, A. P. L. Bo, G. A. Borges, and Others, “On the use of discrete steps in robot-aided flexible needle insertion,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4867–4870, IEEE, 2013.
- [8] J. P. Swensen, *Torsional dynamics and rotational estimation of tip-steerable needles*, vol. 73. 2011.
- [9] O. Piccin, P. Renaud, L. Barbé, B. Bayle, B. Maurin, and M. de Mathelin, “A Robotized Needle Insertion Device for Percutaneous Procedures,” in *ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, (Long Beach), pp. 433–440, 2005.
- [10] A. A. Gerales, *Desenvolvimento de uma Plataforma Robótica para Guiagem de Agulhas Flexíveis em Procedimentos Cirúrgicos usando o Método de Micropassos*. PhD thesis, 2012.
- [11] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, “Needle insertion modeling and simulation,” *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 5, pp. 864–875, 2003.
- [12] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, “Interactive simulation of needle insertion models,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 7, pp. 1167–1179, 2005.
- [13] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, “Needle steering and model-based trajectory planning,” in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2003*, pp. 33–40, Springer, 2003.
- [14] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, “Needle steering and motion planning in soft tissues,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 6, pp. 965–974, 2005.

- [15] D. Glozman and M. Shoham, "Flexible needle steering and optimal trajectory planning for percutaneous therapies," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* (C. Barillot, D. Haynor, and P. Hellier, eds.), vol. 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 137–144, Springer Berlin Heidelberg, 2004.
- [16] D. Glozman and M. Shoham, "Image-guided robotic flexible needle steering," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 23, pp. 459–467, June 2007.
- [17] V. Duindam, J. Xu, R. Alterovitz, S. Sastry, and K. Goldberg, "Three-dimensional motion planning algorithms for steerable needles using inverse kinematics," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 29, no. 7, pp. 789–800, 2010.
- [18] K. B. Reed, A. M. Okamura, and N. J. Cowan, "Modeling and Control of Needles With Torsional Friction," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 12, pp. 2905–2916, 2009.
- [19] K. B. Reed, A. Majewicz, V. Kallem, R. Alterovitz, K. Goldberg, N. J. Cowan, and A. M. Okamura, "Robot-Assisted Needle Steering," *Robotics Automation Magazine, IEEE*, vol. 18, no. December, pp. 35–46, 2011.
- [20] N. J. Cowan, K. Goldberg, G. S. Chirikjian, G. Fichtinger, R. Alterovitz, K. B. Reed, V. Kallem, W. Park, S. Misra, and A. M. Okamura, "Robotic needle steering: Design, modeling, planning, and image guidance," in *Surgical Robotics - Systems, Applications, and Visions* (J. Rosen, B. Hannaford, and R. Satava, eds.), pp. 557–582, Springer, December.
- [21] J. P. Swensen and N. J. Cowan, "Torsional dynamics compensation enhances robotic control of tip-steerable needles," in *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pp. 1601–1606, 2012.
- [22] V. G. Mallapragada, N. Sarkar, and T. K. Podder, "Robot-assisted real-time tumor manipulation for breast biopsy," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 25, no. 2, pp. 316–324, 2009.
- [23] V. G. Mallapragada, N. Sarkar, and T. K. Podder, "Autonomous coordination of imaging and tumor manipulation for robot assisted breast biopsy," in *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pp. 676–681, IEEE, 2008.
- [24] M. Torabi, K. Hauser, R. Alterovitz, V. Duindam, and K. Goldbe, "Guiding medical needles using single-point tissue manipulation," in *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on*, pp. 2705–2710, IEEE, 2009.
- [25] J. Smolen and A. Patriciu, "Model based stabilization of soft tissue targets in needle insertion procedures," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 5084–5087, IEEE, 2009.
- [26] W. Park, Y. Wang, and G. S. Chirikjian, "The path-of-probability algorithm for steering and feedback control of flexible needles," *The International journal of robotics research*, 2009.
- [27] M. Abayazid, M. Kemp, and S. Misra, "3d flexible needle steering in soft-tissue phantoms using fiber bragg grating sensors," in *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pp. 5843–5849, IEEE, 2013.

- [28] T. K. Adebar and A. M. Okamura, "Recursive Estimation of Needle Pose for Control of 3D-Ultrasound-Guided Robotic Needle Steering," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2014)*, no. Iros, pp. 4303–4308, 2014.
- [29] S. Patil, J. Burgner, R. J. Webster, and R. Alterovitz, "Needle steering in 3-D Via rapid replanning," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 4, pp. 853–864, 2014.
- [30] J. Engh, G. Podnar, S. Khoo, and C. Riviere, "Flexible needle steering system for percutaneous access to deep zones of the brain," in *Bioengineering Conference, 2006. Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast*, pp. 103 – 104, april 2006.
- [31] A. Majewicz, J. Siegel, A. Stanley, and A. Okamura, "Design and evaluation of duty-cycling steering algorithms for robotically-driven steerable needles," in *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*, pp. 5883–5888, 2014.
- [32] J. A. Engh, G. Podnar, D. Kondziolka, and C. N. Riviere, "Toward effective needle steering in brain tissue," in *Proc. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, pp. 559–62, Jan. 2006.
- [33] S. Misra, K. B. Reed, A. S. Douglas, K. T. Ramesh, and A. M. Okamura, "Needle-tissue interaction forces for bevel-tip steerable needles," in *IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, (Scottsdale, USA), pp. 224–231, 2008.
- [34] P. J. Swaney, J. Burgner, H. B. Gilbert, and R. J. Webster, "A flexure-based steerable needle: High curvature with reduced tissue damage," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 4, pp. 906–909, 2013.
- [35] T. R. Wedlick and A. M. Okamura, "Characterization of pre-curved needles for steering in tissue.," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2009, no. Needle 2, pp. 1200–3, 2009.
- [36] A. Majewicz, T. R. Wedlick, K. B. Reed, and A. M. Okamura, "Evaluation of robotic needle steering in ex vivo tissue," *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2068–2073, 2010.
- [37] R. Seifabadi, I. Iordachita, and G. Fichtinger, "Design of a teleoperated needle steering system for MRI-guided prostate interventions," *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 793–798, 2012.
- [38] C. Pacchierotti, M. Abayazid, S. Misra, and D. Prattichizzo, "Steering of flexible needles combining kinesthetic and vibratory force feedback," in *Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), 2014 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 1202–1207, IEEE, 2014.
- [39] M. C. Bernardes, B. V. Adorno, P. Pognet, and G. A. Borges, "Semi-automatic needle steering system with robotic manipulator," in *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pp. 1595–1600, 2012.
- [40] O. Piccin, L. Barbe, B. Bayle, M. de Mathelin, and A. Gangi, "A Force Feedback Teleoperated Needle Insertion Device for Percutaneous Procedures," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pp. 1154–1168, 2009.

- [41] N. Kumar, O. Piccin, L. Meylheuc, L. Barbé, and B. Bayle, “Compliant grasping device for robotized medical applications,” *21ème Congrès Français de Mécanique, 26 au 30 août 2013, Bordeaux, France (FR)*, 2013.
- [42] K. M. Elbannan and S. P. Salisbury, “Design of a two degree-of-freedom, MRI-compatible actuator.” in *34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2012, pp. 940–3, Jan. 2012.
- [43] D. C. Rucker, J. Das, H. B. Gilbert, P. J. Swaney, M. I. Miga, N. Sarkar, and R. J. Webster, “Sliding mode control of steerable needles,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, no. 5, pp. 1289–1299, 2013.
- [44] T. Adebar, A. Fletcher, and A. Okamura, “3-d ultrasound-guided robotic needle steering in biological tissue,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 61, pp. 2899–2910, Dec 2014.
- [45] R. Secoli and F. Rodriguez y Baena, “Closed-loop 3d motion modeling and control of a steerable needle for soft tissue surgery,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pp. 5831–5836, May 2013.
- [46] P. J. Swaney, A. W. Mahoney, A. A. Ramirez, E. Lamers, B. I. Hartley, R. H. Feins, R. Alterovitz, and R. J. Webster, “Tendons, concentric tubes, and a bevel tip: Three steerable robots in one transoral lung access system,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*, pp. 5378–5383, 2015.
- [47] N. van de Berg, D. van Gerwen, J. Dankelman, and J. van den Dobbelsteen, “Design choices in needle steering — A review,” *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 20, pp. 2172–2183, Oct 2015.
- [48] P. Moreira, G. van de Steeg, F. van der Heijden, J. Futterer, and S. Misra, “A preliminary evaluation of a flexible needle steering algorithm using magnetic resonance images as feedback,” in *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS EMBS International Conference on*, pp. 314–319, Aug 2014.
- [49] A. Geraldès and T. Rocha, “A neural network approach for flexible needle tracking in ultrasound images using kalman filter,” in *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS EMBS International Conference on*, pp. 70–75, Aug 2014.
- [50] M. Abayazid, N. Shahriari, and S. Misra, “Three-dimensional needle steering towards a localized target in a prostate phantom,” in *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pp. 7–12, IEEE, 2014.
- [51] P. Chatelain, A. Krupa, and N. Navab, “3d ultrasound-guided robotic steering of a flexible needle via visual servoing,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*, pp. 2250–2255, May 2015.
- [52] D. J. van Gerwen, J. Dankelman, and J. J. van den Dobbelsteen, “Needle–tissue interaction forces—A survey of experimental data,” *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 6, pp. 665–680, 2012.
- [53] K. B. Reed, “Compensating for torsion windup in steerable needles,” in *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on*, pp. 936–941, 2008.
- [54] N. D. Inc., *Aurora V2 User Guide*. Northern Digital Inc.
- [55] A. M. Products, *STR2 Hardware Manual*. Applied Motion Products.

- [56] N. D. Inc., *Aurora Application Program Interface Guide*. Northern Digital Inc.
- [57] R. Roesthuis, Y. R. van Veen, A. Jahya, and S. Misra, "Mechanics of needle-tissue interaction," in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 2557–2563, Sept 2011.
- [58] T. Rocha and A. Geraldes, "Flexible needles detection in ultrasound images using a multi-layer perceptron network," in *Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 5th ISSNIP-IEEE*, pp. 1–5, May 2014.

Parte I

Apêndices

A. CÁLCULO DO RAIOS DE CURVATURA DA AGULHA

Este apêndice demonstra a fórmula que permite calcular o raio de curvatura da agulha à partir de poses medidas com o sistema Aurora. Inicialmente, vamos mostrar como calcular o raio à partir de dois pontos sobre a mesma circunferência. Em seguida, vamos descrever a representação de orientação utilizada pelo Aurora e como extrair as medidas necessárias à partir dela.

A.1 CÁLCULOS GEOMÉTRICOS

A Figura A.1 ilustra dois pontos p_1 e p_2 sobre um arco de circunferência. Por relação trigonométrica, podemos ver que o ângulo do arco α pode ser obtido à partir dos ângulos dos vetores tangentes à circunferência θ_1 e θ_2 de modo que

$$\alpha = \theta_2 - \theta_1 \quad (\text{A.1})$$

Aplicando-se a lei dos cossenos para o triângulo de arestas R e D , temos

$$D^2 = R^2 + R^2 - 2R^2 \cos(\alpha)$$

$$D^2 = 2R^2(1 - \cos(\alpha))$$

$$R = \frac{D}{\sqrt{2(1 - \cos(\alpha))}} \quad (\text{A.2})$$

Substituindo-se a equação A.1 na A.2 temos

$$R = \frac{D}{\sqrt{2(1 - \cos(\theta_2 - \theta_1))}} \quad (\text{A.3})$$

Assim, vemos que o raio da curvatura pode ser calculado conhecendo-se apenas a distância entre dois pontos e a variação angular do vetor tangente à circunferência.

A.2 REPRESENTAÇÃO DE POSE DO SISTEMA AURORA

O sistema Aurora representa a pose do sensor magnético dentro do volume de medição por meio de um vetor de posição $\vec{r} = (x, y, z)$ e um quatérnio unitário de orientação $q = (q_0, q_x, q_y, q_z)$. Este quatérnio

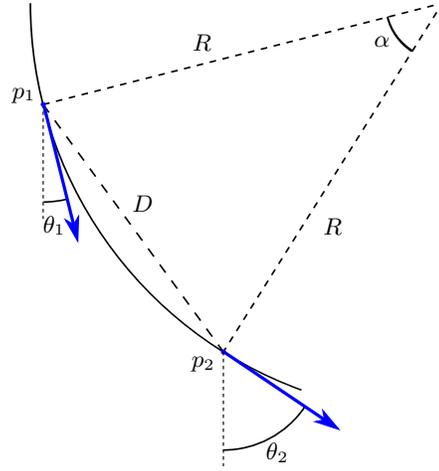


Figura A.1: Diagrama para a medição do raio da circunferência

representa a transformação de corpo rígido que leva o sistema de coordenadas do sensor Aurora Micro para uma dada orientação a partir da sua orientação inicial. Dessa forma, pode-se determinar as coordenadas do vetor \vec{v} , que passa pelo eixo do sensor como sendo

$$\vec{v} = q\vec{v}_0q^* \quad (\text{A.4})$$

onde $\vec{v}_0 = (0, 0, 1)$ é a orientação inicial do eixo do sensor e $q^* = (q_0, -q_x, -q_y, -q_z)$ é o conjugado do quatérnio q .

A equação A.4 permite calcular a orientação do eixo do sensor, que corresponde também ao eixo central da agulha. Assim, para um para de medidas (\vec{r}_1, q_1) e (\vec{r}_2, q_2) pode-se calcular a variação angular da ponta da agulha por meio do ângulo entre os vetores \vec{v}_1 e \vec{v}_2

$$\vec{v}_1 = q_1\vec{v}_0q_1^* \quad (\text{A.5})$$

$$\vec{v}_2 = q_2\vec{v}_0q_2^* \quad (\text{A.6})$$

Como os vetores \vec{v}_1 e \vec{v}_2 são unitários, o ângulo entre eles pode ser obtido pelo produto interno

$$\cos(\theta_2 - \theta_1) = \langle \vec{v}_1, \vec{v}_2 \rangle \quad (\text{A.7})$$

Já a distância entre os dois pontos, pode ser obtida pela norma do vetor diferença de \vec{r}_1 e \vec{r}_2

$$D = \|\vec{r}_2 - \vec{r}_1\| \quad (\text{A.8})$$

Substituindo-se as equações A.7 e A.8 na A.3 temos

$$R = \frac{\|\vec{r}_2 - \vec{r}_1\|}{\sqrt{2(1 - \langle \vec{v}_1, \vec{v}_2 \rangle)}} \quad (\text{A.9})$$