

PROJETO DE GRADUAÇÃO

**MECANISMO PARA REALIZAÇÃO DE ENSAIOS
DE INSERÇÃO DE AGULHAS FLEXÍVEIS PARA
FINS DE CARACTERIZAÇÃO DE SEU
COMPORTAMENTO EM DIFERENTES TIPOS
DE TECIDO**

Por,
Paulo Érico Carvalho Santos de Oliveira

Brasília, 18 de Março de 2015

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECANICA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

PROJETO DE GRADUAÇÃO

**MECANISMO PARA REALIZAÇÃO DE ENSAIOS
DE INSERÇÃO DE AGULHAS FLEXÍVEIS PARA
FINS DE CARACTERIZAÇÃO DE SEU
COMPORTAMENTO EM DIFERENTES TIPOS
DE TECIDO**

POR,

Paulo Érico Carvalho Santos de Oliveira

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro Mecânico.

Banca Examinadora

Guilherme Caribé de Carvalho, UnB/ ENM (Orientador)

Antônio Padilha Lanari Bó, UnB/ ENE (Co-orientador)

Alberto Carlos Guimarães Castro Diniz, UnB/ ENM

Brasília, 18 de Março de 2015

Dedicatória

Dedico este trabalho a meus pais Paulo e Heliane, que me criaram e educaram para ser o que sou, a meu irmão Igor, amigo de todas as horas e a Ana Luiza, companheira carinhosa e dedicada.

Paulo Érico Carvalho Santos de Oliveira

Agradecimentos

Agradeço ao professor Guilherme Caribé pelo apoio e por me dar a oportunidade de ser seu orientado neste trabalho, ao professor Antônio Padilha por me possibilitar fazer parte deste maravilhoso projeto, ao grupo de guiagem de agulha do Laboratório de Automação e Robótica, em especial André Geraldês, Mariana Bernardes, Murilo Marinho e Thiago Rocha pelo apoio e idéias com o projeto, aos técnicos Artur Rocha e Marcos Roberto Silva pela fabricação das peças, ao técnico Tarsis Quiroz pelo apoio no laboratório de metrologia e a Ana Luiza por compreender os momentos em que não pude ficar ao seu lado e pela imensa ajuda nas revisões e detalhes do projeto.

Paulo Érico Carvalho Santos de Oliveira

RESUMO

O texto apresenta um estudo sobre o uso de agulhas em cirurgias minimamente invasivas, os diferentes tipos de agulha e as vantagens de um mecanismo robótico para sua inserção. Também mostra as diferentes técnicas e mecanismos usados para guiar agulhas flexíveis bem como modelagens de força e deflexão da interação tecido-agulha. Em seguida, foi demonstrada a confecção de um dispositivo manual de inserção de agulhas que permite fazer medições de força e velocidade a fim de determinar como diferentes fatores influenciam o movimento da agulha. Foram feitos ensaios em gelatina balística e fígado suíno com agulhas de dois diâmetros e diferentes ângulos de bisel. Os resultados obtidos são apresentados e analisados. Conclui-se que para um mesmo tecido e mesmo ângulo de bisel a curvatura da agulha ainda varia muito e é necessário o estudo de melhores formas de controlar essa curvatura.

Palavras-chave: Guiagem de agulha, agulhas flexíveis, cirurgia minimamente invasiva

ABSTRACT

This text presents a study about the use of needles in minimally invasive surgery procedures, the different types of needles and the benefits of the use of robotic systems for insertion applications. Also, it shows the different techniques and mechanisms used to steer flexible needles as well as force and deflection modeling of needle-tissue interaction. Furthermore, a manual needle insertion device, allowing force and speed measurements, built to determine how different factors contribute to the needle deflection is described. Experiments in ballistic gel and in swine liver using needles of two different diameters and different bevel tip angles were conducted. The results are presented and analyzed. It is concluded that for the same tissue and bevel tip angles the needle curve varies a great deal and further study is necessary on better ways to control the curve.

Keywords: Needle steering, flexible needles, minimally invasive surgery

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 ASPECTOS GERAIS	1
1.2 OBJETIVOS	1
1.3 METODOLOGIA	2
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	2
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS MINIMAMENTE INVASIVOS	4
2.2 AGULHAS	5
2.3 A AGULHA E SUA INTERAÇÃO COM O TECIDO	8
2.4 GUIAGEM DE AGULHAS FLEXÍVEIS	11
2.5 MODELAGEM DO MOVIMENTO DA AGULHA	12
2.6 MÉTODOS DE INSERÇÃO	15
2.7 MECANISMOS DE INSERÇÃO	17
2.8 O MECANISMO DE PICCIN	19
3. DESENVOLVIMENTO	23
3.1 PROJETO CONCEITUAL	23
3.1.1 CONSIDERAÇÕES DE PROJETO	23
3.1.2 REQUISITOS DE PROJETO	24
3.1.3 SISTEMA DE TRANSLAÇÃO	24
3.1.4 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS	26
4. METODOLOGIA	27
4.1 METODOLOGIA DE MONTAGEM	27
4.2 METODOLOGIA DE ENSAIO	29
4.2.1 GELATINA BALÍSTICA	29
4.2.2 CHANFRO DA PONTA DAS AGULHAS	29
4.2.3 CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA	32
4.2.4 FÍGADO DE PORCO	32
4.2.5 ENSAIOS	33
5. RESULTADOS	35
6. DISCUSSÃO	48
7. CONCLUSÃO	51
7.1 ASPECTOS GERAIS	51
7.2 TRABALHOS FUTUROS	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54
Anexos	57
Anexo A – Programa de conversão do arquivo de forças	57
Anexo B – Programa de converção do arquivo de velocidades	58
Anexo C – Desenhos Técnicos	59

LISTA DE FIGURAS

2.1	Comparação entre uma cirurgia minimamente invasiva e uma cirurgia aberta (Geraldes, 2012).....	4
2.2	Tipos de ponta de agulha (Abolhassani et al, 2007).	6
2.3	Definição do ângulo de bisel e orientação da agulha (Webster et al, 2005)	6
2.4	Componentes da agulha odontológica biselada de anestesia local com adaptador de plástico (Malamed, 2004). 6	
2.5	(a) A agulha simétrica exerce forças simetricamente no tecido de forma que o corte acontece na direção de movimento de inserção da agulha, já (b) a agulha biselada exerce forças assimetricamente de forma que o corte é angulado em relação ao movimento de inserção (Alterovitz et al, 2005).....	9
2.6	Eventos na inserção de agulha. (a) Fase pré-perfuração, (b) perfuração, (c) fase pós-perfuração (Simone & Okamura, 2002)	9
2.7	Forças atuantes na agulha após a perfuração demonstrando a força de corte, a força de atrito e a força normal, cujo valor determina a força de atrito (Kataoaka et al, 2002).	10
2.8	Modelo força-deflexão da agulha mostrando os parâmetros l_{in} e l_{out}	12
2.9	Comparação do modelo cinemático não-holonômico da agulha com o modelo da bicicleta (Webster et al, 2006).	13
2.10	Comparação entre os modelos não-holonômicos da bicicleta e do monociclo (Webster et al, 2006).....	14
2.11	Representação do movimento da agulha segundo o modelo não-holonômico do monociclo (Geraldes, 2012).	14
2.12	Método de guiagem por inserção exclusiva e rotação exclusiva. A trajetória é uma combinação de arcos de circunferência de raio constante $1/k$ (Reed et al, 2011).	16
2.13	– Método dos ciclos de trabalho e as diferentes curvaturas obtidas para diferentes ciclos de trabalho (Engh et al, 2006).	17
2.14	Dispositivo de guiagem de agulha por roletes de fricção (Webster et al, 2005).	17
2.15	– Dispositivo de guiagem de agulha por suporte telescópico. A bainha telescópica foi omitida da figura (Webster, 2005).....	18
2.16	Carro A: Mecanismo de translação (Piccin et al, 2009).....	19
2.17	CarroB: Mecanismo de pinçamento da agulha (Piccin et al, 2009).	20
2.18	Vista explodida do Carro B com detalhe para o sistema parafuso sem-fim e coroa (Piccin et al, 2009)....	20
2.19	Vista explodida do mecanismo das garras com detalhe do sistema de guias para abertura e fechamento destas (Piccin et al, 2009).....	21
3.1	Cortador de placas cerâmicas com sistema de guias a ser adaptado para inserção de agulhas.	24
3.2	Material para adaptação do cortador de placas cerâmicas.	25
3.3	Extensor da barra de manipulação	25
3.4	Adaptador da célula de carga.	26
3.5	Célula de carga SRI M3223.....	27
3.6	Rastreador ótico NDI Polaris Spectra	27
4.1	Montagem da barra de manipulação	27
4.2	Montagem do suporte da agulha.	28
4.3	Suporte da agulha.	28
4.4	Dispositivo montado com célula de carga.	29
4.5	Afiador de eletrodos INELCO ULTIMA-TIG.....	30
4.6	Ilustração da medição de ângulos no projetor de perfil.	30
4.7	Conjunto de agulhas.....	31
4.8	Curva de calibração da célula de carga.	32
4.9	Gelatina apoiada sobre placa de acrílico.....	33
4.10	Fígado de porco pressionado entre duas placas de acrílico por parafusos	34
5.1	Ensaio 1 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em gelatina.	35
5.2	Ensaio 2 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em gelatina.	36
5.3	Ensaio 3 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em gelatina.	36
5.4	Ensaio 4 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em gelatina.	37
5.5	Ensaio 5 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 58,04° em gelatina.	37
5.6	Ensaio 6 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 58,04° em gelatina.	38
5.7	Ensaio 7 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 17,32° em gelatina.	38
5.8	Ensaio 8 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 17,32° em gelatina.	39
5.9	Ensaio 9 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 30,03° em gelatina.	39
5.10	Ensaio 10 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 30,03° em gelatina.	40
5.11	Ensaio 11 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em gelatina.	40

5.12	Ensaio 12 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em gelatina	41
5.13	Ensaio 13 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em fígado de porco	41
5.14	Ensaio 14 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em fígado de porco	42
5.15	Ensaio 15 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em fígado de porco	42
5.16	Foto ensaio 1	43
5.17	Foto ensaio 2	43
5.18	Foto ensaio 3	43
5.19	Foto ensaio 4	43
5.20	Foto ensaio 5	44
5.21	Foto ensaio 6	44
5.22	Foto ensaio 7	44
5.23	Foto ensaio 8	44
5.24	Foto ensaio 9	45
5.25	Foto ensaio 10	45
5.26	Foto ensaio 11	45
5.27	Foto ensaio 12	45
5.28	Foto ensaio 13	46
5.29	Foto ensaio 14	46
5.30	Foto ensaio 15	46

LISTA DE TABELAS

2.1	Especificações dos Calibres das Agulhas (Malamed, 2004).....	8
4.1	Relação de ângulos desejados e ângulos realmente obtidos na afiação das agulhas	31
5.1	Resumo dos dados obtidos.....	47

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

x	Posição da ponta da agulha	[m]
f_{agulha}	Força total na agulha	[N]
f_{atrito}	Força de atrito na superfície da agulha	[N]
f_{corte}	Força para cortar o tecido	[N]
$f_{rigidez}$	Força de deformação elástica do tecido	[N]
C	Força de atrito dinâmico	[N]
D	Força de atrito estático	[N]
F_a	Resultante não-friccional	[N]
t	Tempo	[s]
t_p	Tempo em que ocorre a perfuração	[s]
g	Deflexão da agulha	[m]
l	Comprimento da agulha	[m]
d	Diâmetro da agulha	[m]
W	Força por unidade de comprimento	[N/m]
E	Módulo de Young	[Pa]
I	Momento de inércia	[m ⁴]
l_1	Distância da roda base	[m]
l_2	Posição de fixação da ponta da agulha	[m]
r	Raio	[m]
v	Velocidade linear	[m/s]
T	Período	[s]

Símbolos Gregos

\emptyset	Ângulo da roda frontal	[°]
k	Curvatura máxima	[1/m]
k_n	Curvatura aleatória	[1/m]
ω	Velocidade angular	[rpm]

Grupos Adimensionais

a_1	Constante empírica
a_2	Constante empírica
b	Coefficiente de amortecimento
DC	Ciclo de trabalho

Subscritos

$S1$	Posição 1 da superfície do tecido
$S2$	Posição 2 da superfície do tecido
$S3$	Posição 2 da superfície do tecido
n	Negativo
p	Positivo
in	Dentro
out	Fora

x	Direção x
y	Direção y
z	Direção z
i	Inserção
i,r	Inserção e rotação simultâneos

Sobrescritos

- Variação temporal

1. INTRODUÇÃO

1.1 ASPECTOS GERAIS

A necessidade por soluções às dificuldades práticas das diversas áreas do conhecimento caminha lado a lado com o desenvolvimento tecnológico. A capacidade de aplicar a ciência com o intuito de aprimorar e tornar mais produtivo o trabalho de profissionais ao redor do globo é essencial não só ao progresso social e econômico das nações, mas realimenta as necessidades por soluções melhores e mais criativas.

A área médica e de ciências da saúde em geral tem se beneficiado bastante nos últimos anos com o desenvolvimento de tecnologias que permitem diagnósticos mais precisos, tratamentos mais rápidos e eficazes, cirurgias menos agressivas e instrumentais automatizados e inteligentes, porém ainda há muito que se pesquisar e desenvolver.

Uma das técnicas desenvolvidas é um tipo especial de cirurgia que requer pequenas incisões nos pacientes, as cirurgias minimamente invasivas. Para este tipo de procedimento são necessários instrumentos que sejam capazes de atingir o local do tratamento, algumas vezes profundos, causando o mínimo de danos possíveis aos tecidos adjacentes. Uma agulha, dependendo do tipo de operação, poderia ser um instrumento bastante adequado e de fato ela é utilizada em muitos procedimentos minimamente invasivos, como as cirurgias percutâneas. Porém a agulha é extremamente difícil de manusear. Primeiro porque não se pode ver para onde ela está indo, necessitando de equipamentos de imageamento que nem sempre são nítidos e precisos. Segundo porque ela não é completamente rígida e pode sofrer deflexões dentro do tecido, desviando-se do caminho pretendido pelo cirurgião. Terceiro porque o cirurgião pode, inadvertidamente, aplicar forças que desviam a trajetória da agulha.

Normalmente a questão da rigidez da agulha no tecido seria um problema, mas alguns grupos de pesquisa vêm utilizando a deflexão da agulha a seu favor. Eles usam agulhas flexíveis e, com a ajuda de dispositivos robóticos, guiam a agulha por dentro dos tecidos, fazendo manobras para desviar de obstáculos e atingir seu objetivo. Para isso, diferentes mecanismos vêm sendo desenvolvidos como o objetivo de guiar a agulha de formas cada vez mais precisas.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é realizar inserções de agulhas flexíveis medindo força, velocidade e raio de curvatura a fim de obter características que possam prever com precisão seu movimento, identificar que fatores influenciam mais ou menos na curvatura e que diferenças existem na inserção em um tecido simulado artificial feito de gelatina balística caseira e em um tecido real, neste caso, fígado de porco *ex vivo*. Procura-se também, determinar as características de comportamento da agulha e influência do tecido neste.

Para isso, foi construído um mecanismo de inserção de agulha capaz de realizar tais medições. Pretende-se fazer inserções em gelatina balística e em fígado de porco com agulhas de dois calibres e diferentes ângulos de ponta. Determinar que influência tem a velocidade de inserção, o calibre e o ângulo de ponta na curvatura da agulha, quão confiável é o comportamento da agulha e qual a repetibilidade das curvas. Determinar qual a diferença entre a inserção em um tecido real e um tecido simulado.

1.3 METODOLOGIA

A metodologia adotada para a realização deste trabalho constitui-se de estudo do problema, concepção e construção de um aparato experimental para realização de testes de inserção da agulha com algum nível de controle e monitoramento, integração e calibração dos sensores, desenvolvimento de software para tratamento dos dados, realização dos ensaios, construção de planilha que permita análise e comparação dos dados, apresentação e discussão dos resultados obtidos.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho encontra-se dividido em 7 capítulos, além de referências bibliográficas e anexos.

No Capítulo 1 apresenta-se a motivação para o trabalho, assim como os objetivos a serem atingidos e a metodologia adotada para seu desenvolvimento.

O Capítulo 2 apresenta uma fundamentação teórica baseada em estudos já realizados demonstrando a aplicabilidade da guiagem de agulhas e técnicas para executá-la. Abrange-se os procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos, a agulha e como ela interage com os tecidos, modelos que procuram prever o comportamento da agulha, os diferentes métodos de inserção e os mecanismos robóticos existentes para realizá-la.

O Capítulo 3 apresenta a concepção do aparato experimental para a realização dos ensaios propostos. Define-se as considerações e requisitos iniciais, os materiais necessários para os sistemas de translação e de aquisição de dados e seu funcionamento básico.

No Capítulo 4 apresentam-se as metodologias, tanto para a montagem do equipamento de testes a partir das peças fabricadas, quanto para o preparo da gelatina, afiação das pontas das agulhas, calibração da célula de carga, preparo do fígado suíno, realização dos ensaios, aquisição e tratamento dos dados.

No Capítulo 5 apresenta-se os resultados obtidos para cada ensaio na forma de gráficos, imagens e tabelas.

O Capítulo 6 discute os resultados obtidos através de uma comparação entre dados, gráficos e figuras para os diferentes tipos de agulha e tecidos utilizados e os resultados esperados de acordo com a literatura.

O Capítulo 7 apresenta a conclusão através de uma revisão de tudo o que foi feito, ressaltando-se os pontos positivos do trabalho, as dificuldades encontradas e oportunidades de melhoria. Apresenta-se também sugestões para novas pesquisas no assunto a fim de resolver questões encontradas e dar continuidade a este trabalho.

Apresentam-se, então, as referências bibliográficas.

Em anexo, apresentam-se os programas produzidos para o tratamento dos dados e os desenhos técnicos do dispositivo.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS MINIMAMENTE INVASIVOS

Procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos (Fig. 2.1) são aqueles em que o acesso ao corpo do paciente é realizado por meio de pequenas incisões, com mínima agressão tecidual (Geraldes, 2012). O procedimento surgiu na década de 70 com o uso da minilaparotomia para fins terapêuticos (Ferraz, 2003) e se destacou na década de 90, com aplicações nas áreas de cardiologia, ortopedia e no tratamento de cânceres e tumores. Sua principal característica é que, em vez das grandes incisões como as feitas nas cirurgias tradicionais, são feitos furos e incisões com dimensões reduzidas, de forma que o dano causado aos tecidos saudáveis seja o mínimo possível. Na maioria das vezes danos aos tecidos saudáveis são necessários para acessar o local que necessita de intervenção.

Essa estratégia traz inúmeros benefícios, não somente aos pacientes, mas também ao sistema hospitalar. Uma incisão menor significa menores riscos de infecção, menos dores, recuperação mais rápida, menor gasto com materiais e com a recuperação pós-operatória, além da possibilidade de atender mais pacientes em um menor espaço de tempo. Entretanto, a complexidade de se realizar uma cirurgia minimamente invasiva é muito maior (Abolhassani et al, 2007) e requer grande habilidade do cirurgião. Isso porque, devido ao tamanho reduzido das incisões, é difícil a visualização da operação. O profissional é então obrigado a recorrer puramente a seus conhecimentos de anatomia e no retorno tátil de seu instrumental, utilizando, se necessário, aparelhos que permitam a visualização da operação, como câmeras, ultrassom, ressonância magnética, tomografia computadorizada, etc.

Uma categoria de procedimentos minimamente invasivos de especial interesse no contexto desse trabalho refere-se a cirurgias percutâneas, que requerem a inserção profunda de instrumentos, como agulhas, através da pele até atingir uma posição alvo.

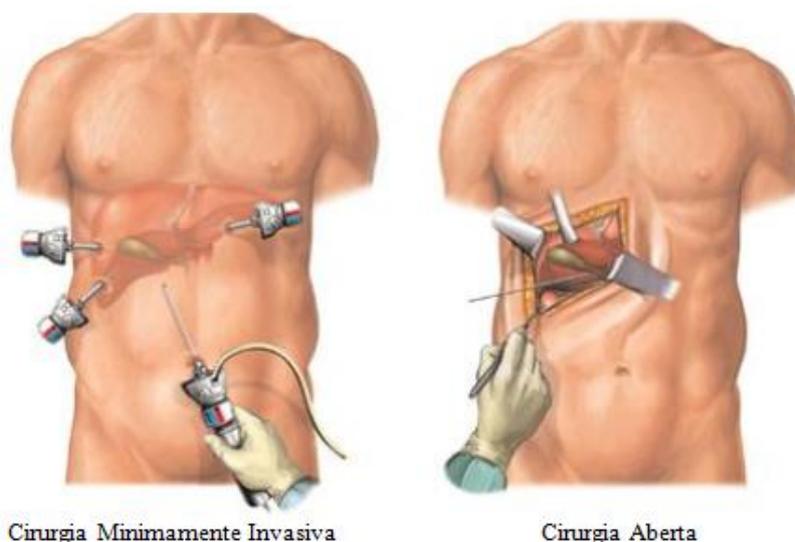


Figura 2.1 – Comparação entre uma cirurgia minimamente invasiva e uma cirurgia aberta

(Fonte: <http://www.gallbladder-help.com/2010/08/laparoscopic-gallbladder-surgery/>).

Dentre as técnicas de imageamento, o ultrassom tem atraído uma atenção especial no campo de inserção de agulhas não somente por ser mais barata e segura, mas também por permitir obter informações sobre as propriedades dos tecidos (Abolhassani et al, 2007).

Em outros casos em que é necessário imageamento, por exemplo através de tomografia computadorizada, um mecanismo robótico de inserção de agulha é particularmente vantajoso. O método atualmente utilizado envolve a inserção gradual da agulha pelo médico entre dois escaneamentos sucessivos para verificar a posição da agulha. Devido a falta de orientação visual durante a inserção, o clínico se utiliza extensivamente de feedback háptico (tátil) para perceber as estruturas anatômicas durante a inserção. Esse processo é interativo, consome muito tempo e leva os profissionais a repetitivas exposições a raios-X, o que limita o número de intervenções possíveis, sendo, portanto, uma desvantagem do procedimento. Desta forma um mecanismo robótico para inserção remota da agulha mostra-se uma solução adequada para proteger o clínico (Piccin et al, 2009).

2.2 AGULHAS

A inserção de agulhas em medicina e na área de saúde em geral é utilizada com a finalidade de conduzir uma terapia ou remover amostras de um determinado local (Webster et al, 2005). Em cirurgias percutâneas, as agulhas são úteis para a realização de biópsias, anestésias, coletas de sangue, neurocirurgias e branquiteira (Abolhassani et al, 2007).

O tipo mais comum de agulha é a agulha rígida descartável pré-esterilizada, confeccionada em aço inoxidável (Malamed, 2004). Porém, também existem as reutilizáveis, as flexíveis e confeccionadas em diversos tipos de material como platina, liga írio-platina, liga rutênio-platina, liga níquel-titânio, etc.

Em geral as agulhas podem ser divididas nas seguintes partes: ponta, haste, calota, adaptador da seringa e a extremidade que penetra no recipiente do medicamento ou coletor de amostra (Fig. 2.4).

As pontas das agulhas podem possuir diferentes geometrias como observado na Fig. (2.2). As pontas biseladas são o tipo mais comum encontrado, usadas amplamente em seringas para aplicação de injeções e anestésias (Fig. 2.3). Elas são cortadas de forma oblíqua em relação ao seu eixo formando um chanfro. Devido a sua assimetria, esse tipo de agulha sofre uma deflexão quando penetra o tecido. Normalmente essa característica é indesejada, pois pode mitigar a eficácia de um tratamento devido a um erro no posicionamento da ponta da agulha em relação à posição planejada. Biópsias, por exemplo, podem não descartar completamente tumores malignos devido à imprecisão no posicionamento da ponta da agulha (Webster et al, 2005). No caso deste trabalho, pretende-se usar essa característica para conduzir a agulha por um caminho específico, desviando de obstáculos anatômicos. Outros tipos de pontas de agulha são as pontas cônicas, as pontas do tipo Franseen ou

diamante, ou ainda triangular. No estudo de Podder et al. (2005), foi demonstrado que tanto as agulhas cônicas, como as Franseen, possuem pequena deflexão em baixas velocidades de inserção, devido a sua simetria, porém as agulhas cônicas necessitam de uma força maior devido a sua baixa capacidade de corte. Existem também as agulhas cegas, em que o ângulo de bisel pode ser considerado noventa graus.

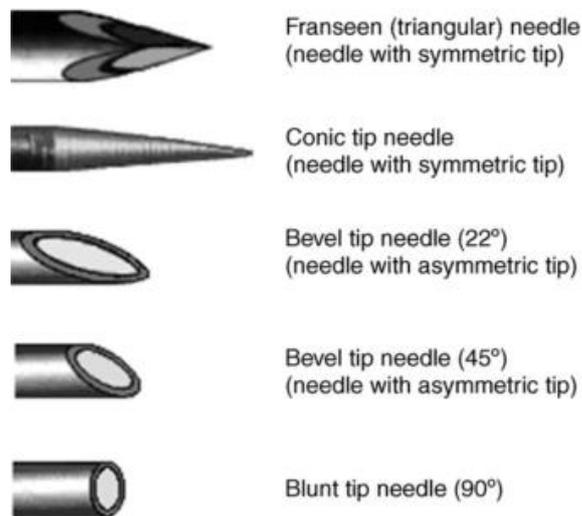


Figura 2.2 – Tipos de ponta de agulha (Abolhassani et al, 2007).

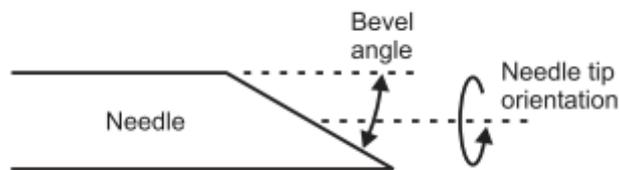


Figura 2.3 – Definição do ângulo de bisel e orientação da agulha (Webster et al, 2005)



Figura 2.4 – Componentes da agulha odontológica biselada de anestesia local com adaptador de plástico (Malamed, 2004).

A haste da agulha é o componente tubular metálico longo que compõe seu corpo. Ela se estende de sua ponta, através da calota, até extremidade que penetra o recipiente com medicamento ou coletor de amostra (Malamed, 2004).

A calota é a estrutura através da qual a agulha é fixada à seringa. Ela é a parte anterior do adaptador da seringa, e pode ser de plástico ou de metal. Ao contrário dos adaptadores de metal, os de plástico não são pré-rosqueados, devendo ser forçada contra a seringa para ser fixada (Malamed, 2004).

A extremidade da haste que penetra o recipiente de medicamento ou de amostra vai do interior do adaptador até o final da agulha. Ela é feita para atravessar o diafragma do recipiente e alcançar seu interior (Malamed, 2004).

O calibre é um parâmetro importante que define o diâmetro do lúmen, ou luz da agulha. Ele está relacionado com o diâmetro interno da agulha. Quanto maior o calibre da agulha, menor o seu diâmetro, ou seja, uma agulha de calibre 30 é mais fina que uma de calibre 27. Há uma tendência em usar agulhas com diâmetro menor, pois se supõe que sejam menos traumáticas aos pacientes (Malamed, 2004). Porém Hamburg demonstrou em 1972 que para diâmetros pequenos, de calibres 23, 25, 27 e 30, os pacientes não são capazes de distinguir qual possui diâmetro maior e qual possui diâmetro menor. O diâmetro é um parâmetro importante na guiagem de agulhas, uma vez que, quanto mais fina, menor a rigidez e maior a deflexão da agulha.

Tabela 2.1 – Especificações dos Calibres das Agulhas (Malamed, 2004)

Calibre	Diâmetro Externo [mm]	Diâmetro Interno [mm]
7	4,57	3,81
8	4,19	3,43
10	3,40	2,69
11	3,05	2,39
12	2,77	2,16
13	2,41	1,80
14	2,11	1,60
15	1,83	1,32
16	1,65	1,19
17	1,50	1,04
18	1,27	0,84
19	1,07	0,69
20	0,91	0,58
21	0,81	0,51
22	0,71	0,41
23	0,64	0,33
25	0,51	0,25
26	0,46	0,25
27	0,41	0,20
30	0,31	0,15

2.3 A AGULHA E SUA INTERAÇÃO COM O TECIDO

Diversas tentativas de modelagem da interação da agulha e do tecido foram feitas com o objetivo de prever seu comportamento e sua trajetória durante inserção, porém essa tarefa não é simples. A modelagem da deformação dos tecidos é extremamente complicada devido à natureza não-homogênea, não-linear, anisotrópica e visco-elástica dos tecidos moles (Abolhassani et al, 2007). As propriedades mecânicas dos tecidos variam não somente com o tipo de tecido, mas com a posição e direção de aplicação da força, idade, condição do tecido, ou seja, se ele está saudável ou doente, e variam de indivíduo para indivíduo.

DiMaio & Salcudean (2005) apresentaram uma modelagem da interação tecido agulha por meio do método de elementos finitos, porém este método leva tempo, exige um alto custo computacional e sua precisão é bastante dependente dos valores de entrada. Glozman & Shoham (2004) propuseram um modelo mais simples tratando o tecido como um conjunto de molas virtuais.

Ao contrário dos modelos de elementos finitos, o modelo massa-mola é melhor para sistemas que exigem respostas em tempo real, porém não são muito precisos (Kerdok et al, 2003).

Considerando o comportamento das agulhas, os modelos de ponta biselada, quando inseridas no tecido, recebem uma força maior em um de seus lados, o que causa sua deflexão (Okamura et al, 2004). Diferentemente da agulha simétrica, a agulha com a ponta em bisel exerce forças de maneira assimétrica no tecido, de maneira que a direção de corte ocorre em um sentido oblíquo a seu eixo, sendo que essa direção depende do ângulo do bisel, rigidez da agulha e das propriedades do tecido (Alterovitz et al, 2005). O sentido de corte, em vermelho, e a simetria das forças, em verde, podem ser observados na Fig. (2.5).

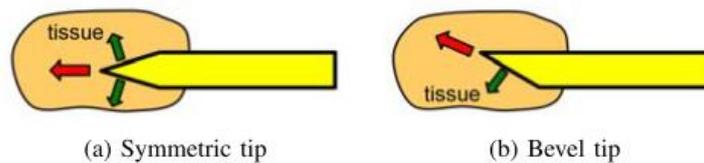


Figura 2.5 – (a) A agulha simétrica exerce forças simetricamente no tecido de forma que o corte acontece na direção de movimento de inserção da agulha, já (b) a agulha biselada exerce forças assimetricamente de forma que o corte é angulado em relação ao movimento de inserção (Alterovitz et al, 2005).

Simone & Okamura (2002), fizeram a modelagem das forças de inserção da agulha em um fígado bovino. Segundo eles, a força total atuante na agulha é:

$$f_{agulha}(x) = f_{rigidez}(x) + f_{atrito}(x) + f_{corte}(x) \quad (1)$$

Onde x é a posição da ponta, f_{agulha} é a força total na agulha, $f_{rigidez}$ é a força necessária para vencer a elasticidade do tecido, f_{atrito} é a força de atrito na haste da agulha, f_{corte} é a força necessária para cortar através do tecido causando uma deformação plástica.

A força de rigidez acontece na fase pré-perfuração, onde há a deformação elástica do tecido, enquanto as forças de atrito e de corte acontecem na fase pós-perfuração. A Figura (2.6) mostra as fases de inserção e a Fig. (2.7) as forças atuantes após a perfuração.

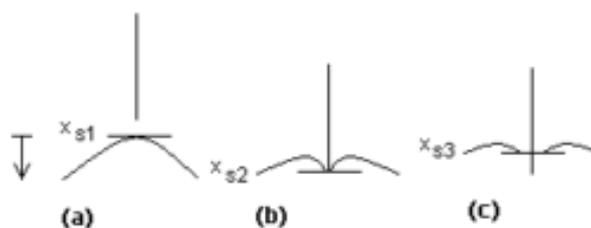


Figura 2.6 – Eventos na inserção de agulha. (a) Fase pré-perfuração, (b) perfuração, (c) fase pós-perfuração (Simone & Okamura, 2002)

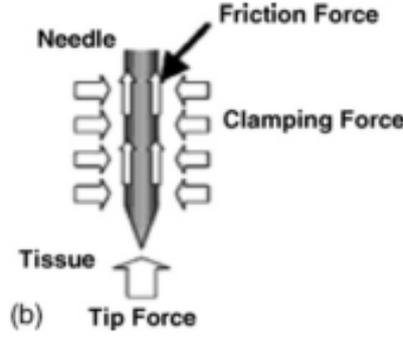


Figura 2.7 – Forças atuantes na agulha após a perfuração demonstrando a força de corte, a força de atrito e a força normal, cujo valor determina a força de atrito (Kataoaka et al, 2002).

A força de rigidez usando o modelo de uma mola não linear pode ser representada por:

$$f_{rigidez} = \begin{cases} 0, & x < x_{S1} \\ a_1x + a_2x^2, & x_{S1} \leq x \leq x_{S2} \\ 0, & x > x_{S3} \end{cases} \quad (2)$$

Onde x é a posição da ponta da agulha, x_{S1} , x_{S2} e x_{S3} são as posições da superfície do tecido segundo um sistema de coordenadas fixo (Fig. 2.6), a_1 e a_2 são constantes dependentes das propriedades do tecido (Simone & Okamura, 2002).

Para a modelagem da força de atrito que ocorre na haste da agulha, Simone & Okamura (2002) usaram um modelo de fricção de Karnopp modificado, apresentado na seguinte equação:

$$f_{atrito}(\dot{x}, F_a) = \begin{cases} C_n \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_n \dot{x} & \dot{x} \leq -\frac{\Delta v}{2} \\ \max(D_n, F_a) & -\frac{\Delta v}{2} < \dot{x} \leq 0 \\ \min(D_p, F_a) & 0 < \dot{x} < \frac{\Delta v}{2} \\ C_p \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_p \dot{x} & \dot{x} \geq \frac{\Delta v}{2} \end{cases} \quad (3)$$

Onde C_n e C_p são os valores negativo e positivo do atrito dinâmico, b_n e b_p são os coeficientes negativo e positivo de amortecimento, D_n e D_p são os valores negativo e positivo do atrito estático, \dot{x} é a velocidade relativa entre a agulha e o tecido, $\frac{\Delta v}{2}$ é o valor abaixo do qual a velocidade é considerada nula devido à fase pré-perfuração e F_a é a soma das forças não friccionais aplicadas ao sistema. Deve-se notar que a força de atrito é dependente da velocidade, correspondendo a um atrito viscoso.

A força de corte foi considerada constante para um dado tecido, sendo representada pela equação:

$$f_{corte} = \begin{cases} 0 & x \leq x_{S2} ; t < t_p \\ f_{corte} & x > x_{S3} ; t \geq t_p \end{cases} \quad (4)$$

Onde novamente x é a posição da ponta da agulha, x_{S2} e x_{S3} são as posições da superfície do tecido em relação eixo de coordenadas fixo, t é o tempo e t_p é o momento no tempo em que ocorre a perfuração do tecido (Simone & Okamura, 2002).

Simone & Okamura (2002) validaram seu modelo comparando-o com resultados experimentais. A comparação dos gráficos de força entre o modelo e os dados medidos mostrou formas similares para os dois, entretanto os valores reais variaram em relação aos calculados. Segundo eles isso se deve a variações na geometria do fígado e em sua estrutura interna. A maior força é, a princípio, a necessária para perfurar o tecido. A perfuração é identificada por uma súbita redução da força medida, que passa, então, a aumentar gradualmente, podendo superar a força de rigidez, dependendo de quanto a agulha é inserida no tecido.

2.4 GUIAGEM DE AGULHAS FLEXÍVEIS

A guiagem de agulhas flexíveis se aproveita da deflexão das agulhas biseladas para conduzi-las pelo tecido até atingir a estrutura anatômica desejada. Como mencionado previamente, a precisão com que a agulha atinge seu alvo pode influenciar a efetividade do tratamento, a rapidez da recuperação ou a confiabilidade de uma biópsia. A guiagem de agulhas flexíveis por robôs tem a capacidade de aumentar a precisão desses procedimentos e atingir locais anteriormente inacessíveis, desviando de obstáculos como tecidos impenetráveis ou vitais.

O efeito da guiagem é causado pela assimetria da ponta em bisel da agulha flexível (O'Leary et al., 2003), fazendo com que a agulha desenvolva uma trajetória curvilínea. Esse efeito de curvatura pode ser aumentado utilizando-se agulhas muito finas e material flexível ou alterando-se o ângulo de bisel da agulha. Clinicamente, as agulhas são guiadas por uma combinação de movimentos lateral (apenas agulhas rígidas), de torção e de inserção, controlados através de sistemas de imageamento, como por exemplo, o ultrassom (Song, 2003). De acordo com Webster (2005), seres humanos não são capazes de inserir a agulha com uma velocidade precisa e podem, inadvertidamente, aplicar forças laterais ou torque no eixo da agulha. Um sistema automatizado não teria esses problemas, alcançando seu alvo com maior precisão.

2.5 MODELAGEM DO MOVIMENTO DA AGULHA

DiMaio & Salcudean (2005) e Glozman & Shoham (2004) apresentaram os primeiros trabalhos a sugerir o uso de tal técnica, onde propuseram modelos para a curvatura da agulha e formas de se controlar sua trajetória.

Em 2001, Kataoka et al. propôs um modelo força-deflexão de uma agulha de ponta biselada. Como a agulha é um corpo esbelto, ele definiu uma força infinitesimal por unidade de comprimento para caracterizar a força atuante na agulha e a partir disso elaborou um modelo para a deflexão.

$$g(l, d) = \frac{W(d)}{24EI} \left(l^4 - 4l_{in}(l_{in}^2 + 3l_{in}l_{out} + 3l_{out}^2)l + l_{in}(3l_{in}^3 + 12l_{in}^2l_{out} + 18l_{in}l_{out}^2 + 8l_{out}^3) \right), \quad 0 \leq l \leq l_{in} \quad (5)$$

Onde g é a deflexão, l é o comprimento e d é o diâmetro da agulha, l_{in} e l_{out} são os comprimentos da agulha dentro e fora do tecido, respectivamente, conforme Fig. (2.8), $W(d)$ é a força por unidade de comprimento que foi assumida constante para agulhas com o mesmo diâmetro, E é o módulo de Young do material e I é o momento de inércia da agulha. O produto EI representa a rigidez da agulha levando em consideração tanto o material em que é confeccionada, quanto sua geometria.

No resultado da comparação do modelo de Kataoka et al. (2001), com seus resultados experimentais encontrou-se uma deflexão calculada menor que a deflexão real. Segundo eles, isso se deve a outro grau de liberdade não contabilizado em seu modelo, um momento ou uma componente rotacional, que contribui para a deflexão real.

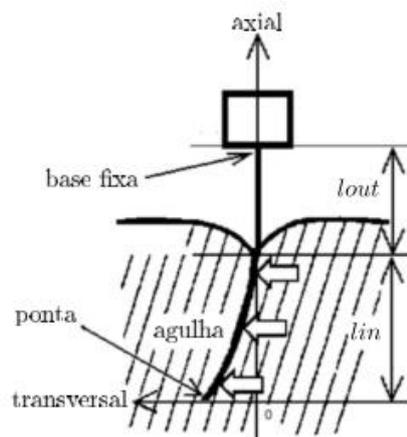


Figura 2.8 – Modelo força-deflexão da agulha mostrando os parâmetros l_{in} e l_{out} .

Em 2006, Webster et al apresentaram um modelo cinemático não-holonômico da movimentação da agulha. Um sistema não-holonômico é aquele que possui mais graus de liberdade de movimentação do que de atuação (Siciliano & Khatib, 2008). Webster et al (2006) propuseram o movimento da agulha como uma variante do modelo cinemático padrão de uma bicicleta, que da

mesma forma que a agulha, não pode instantaneamente mudar de direção e se mover lateralmente, mas pode fazer uma curva para assumir virtualmente qualquer posição no plano. Este modelo, ilustrado na Fig. (2.9), utiliza um ângulo constante da roda frontal ϕ , e a distância da roda base l_1 . Com apenas esses dois parâmetros é possível determinar a curvatura k em que será defletida a agulha, para uma dada velocidade de inserção v_x , onde o raio de curvatura r é igual a $1/k$. O parâmetro l_2 indica a posição onde a ponta da agulha estaria fixada à bicicleta, acompanhando seu movimento. A velocidade de rotação da agulha ω_x apenas altera o plano em que ocorre seu deslocamento (Webster et al, 2006). As velocidades v_x e ω_x são variáveis de entrada do problema.

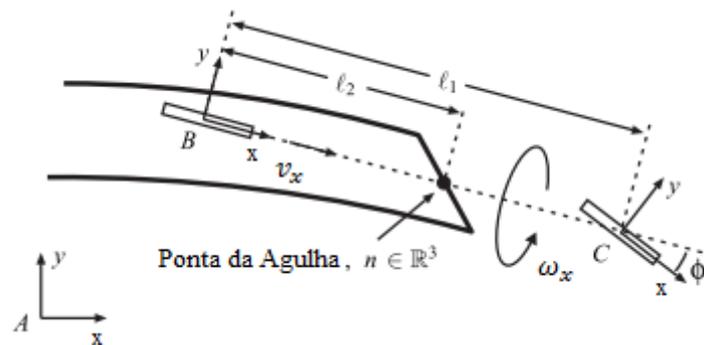


Figura 2.9 – Comparação do modelo cinemático não-holonômico da agulha com o modelo da bicicleta (Webster et al, 2006).

Em seguida, Webster et al (2006) mostraram que é possível representar de maneira satisfatória o movimento da agulha com apenas um parâmetro, a curvatura k , de modo que o modelo da bicicleta pode ser simplificado para o modelo do monociclo, em que a única roda se localiza diretamente na ponta da agulha. A Figura (2.10) esquematiza as diferenças entre o modelo da bicicleta e do monociclo. O modelo do monociclo possui as seguintes restrições não-holonômicas:

$$\omega_y = v_y = v_z = 0 \quad (6)$$

$$\omega_z = k v_x \quad (7)$$

Onde v é a velocidade linear e ω a velocidade angular nas respectivas direções das coordenadas fixas à ponta da agulha, como pode ser visto na Fig. (2.11).

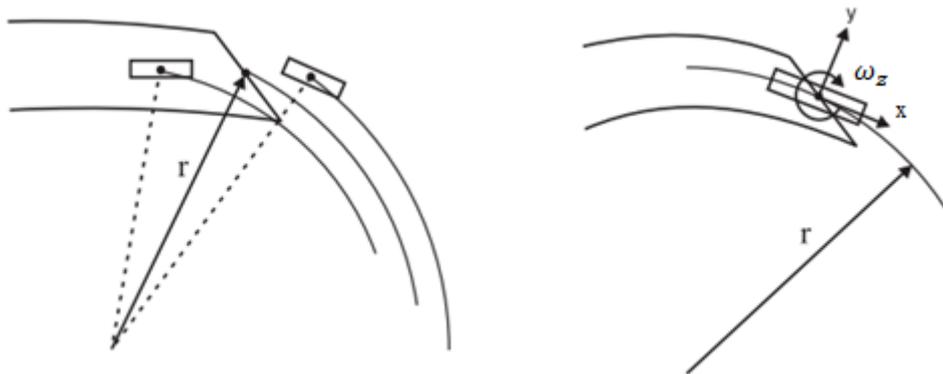


Figura 2.10 – Comparação entre os modelos não-holonômicos da bicicleta e do monociclo (Webster et al, 2006).

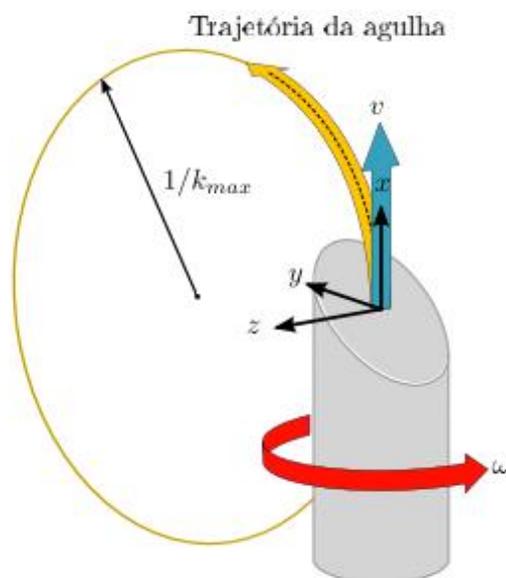


Figura 2.11 – Representação do movimento da agulha segundo o modelo não-holonômico do monociclo (Geraldes, 2012).

Porém as variáveis de controle para a guiagem da agulha são apenas duas, a velocidade de inserção v_x e a velocidade de rotação em seu próprio eixo ω_x , comumente referidas apenas como v e ω . Devido a sua simplicidade, o modelo do monociclo tem sido amplamente adotado pela maioria dos estudos realizados até hoje.

Webster et al também mostraram, em 2005, que a velocidade de inserção da agulha em um modelo representativo do tecido humano (phantom) relativamente rígido não influencia a quantidade de deflexão da agulha, mas aumenta a força necessária para inseri-la. Ainda, diferentes ângulos de bisel promovem diferentes curvaturas, sendo que a deflexão diminui conforme o ângulo de bisel aumenta. Porém um modelo analítico entre o raio de curvatura e o ângulo de bisel ainda não foi determinado (Webster et al, 2006). Isso faz sentido, uma vez que para uma força normal à ponta da agulha, tem-se uma componente lateral maior para ângulos menores e sugere que a curvatura da

agulha depende da força de corte, que é uma constante para um dado tecido, segundo a modelagem de Simone & Okamura (2002).

Outro fator que influencia a curvatura da agulha é a rigidez do tecido. O raio de curvatura não é sempre constante. Em tecidos rígidos a agulha segue uma trajetória de curvatura constante, enquanto em tecidos flexíveis a curvatura não é constante e depende das propriedades do tecido e das forças de atrito entre a agulha e o tecido (Alterovitz et al, 2005).

2.6 MÉTODOS DE INSERÇÃO

Como o visto na modelagem anterior, para realizar a guiagem da agulha necessita-se controlar apenas a velocidade de inserção e a velocidade de rotação em seu eixo. De fato são movimentos muito parecidos com os realizados nas clínicas, em que, como dito anteriormente, as agulhas são guiadas de forma manual por uma combinação de movimentos laterais, torção e inserção. Nessa guiagem podem ser utilizadas tanto agulhas rígidas como agulhas flexíveis, porém não é possível realizar movimentos laterais com agulhas flexíveis devido a sua incapacidade de deformar o tecido para mudar de posição.

Para guiar agulhas rígidas os médicos se utilizam de técnicas de manipulação do tecido que usam sua elasticidade para mover obstáculos do caminho ou direcionar a agulha em dado sentido. O método de manuseio pela base consiste em movimentar a agulha de maneira perpendicular ao eixo de inserção de modo a causar um movimento na direção oposta na ponta da agulha, utilizando o ponto de inserção como fulcro (DiMaio & Salcudean, 2005; Glozman & Shoham, 2007). O método do manuseio do tecido consiste em aplicar uma pressão sobre este de modo a afastar obstáculos e aproximar o alvo (Mallapragada et al, 2008).

Na maioria dos métodos de guiagem robótica desconsiderar-se os movimentos laterais e a manipulação do tecido. O controle é feito apenas pela inserção e torção utilizando-se agulhas flexíveis.

O método mais simples de guiagem de agulhas flexíveis, proposto por Webster et al (2006), consiste em dividir o procedimento em intervalos exclusivos de inserção e intervalos exclusivos de rotação. Durante a inserção a agulha descreve um arco de circunferência como no modelo do monociclo e durante a rotação o plano onde se desenvolve essa trajetória se altera. Isso faz com que a trajetória da agulha seja sempre uma combinação de arcos de circunferência de raio constante (Fig. 2.12), uma vez que depende do ângulo do bisel. Por simplicidade, vamos adotar trajetórias planares, ou seja, somente em duas dimensões, sendo que a agulha será rotacionada sempre 180°.

Outra técnica consiste em realizar inserção e rotação ao mesmo tempo em uma lógica de controle baseada no ciclo de trabalho (Minhas et al, 2007). Quando inserida e rotacionada ao mesmo tempo, a agulha descreve uma trajetória helicoidal, em que o raio da hélice é proporcional a v/ω . Conforme a velocidade de rotação fica maior que a de inserção o raio da hélice diminui, até tender a

zero. Desta maneira, trajetórias retílineas podem ser obtidas (Geraldes, 2012). Combinando-se períodos de pura inserção T_i com períodos de inserção e rotação simultâneos $T_{i,r}$ é possível obter qualquer curvatura entre a curvatura natural máxima da agulha sem rotação k e uma linha reta (Fig. 2.13). Essa curvatura intermediária k_n pode ser obtida em função do ciclo de trabalho por:

$$k_n = k(1 - DC), \quad 0 < k_n < k \quad (8)$$

$$DC = \frac{T_{i,r}}{T_{i,r} + T_i} \quad (9)$$

Onde k é a curvatura máxima da agulha, obtida quando esta é inserida sem rotação, k_n é uma curvatura intermediária entre a trajetória retílinea e a curvatura máxima, DC é o ciclo de trabalho, que representa a porcentagem do período de inserção em que a agulha penetra com inserção e rotação simultâneos, T_i representa o tempo de inserção pura e $T_{i,r}$ representa o tempo de inserção e rotação em conjunto.

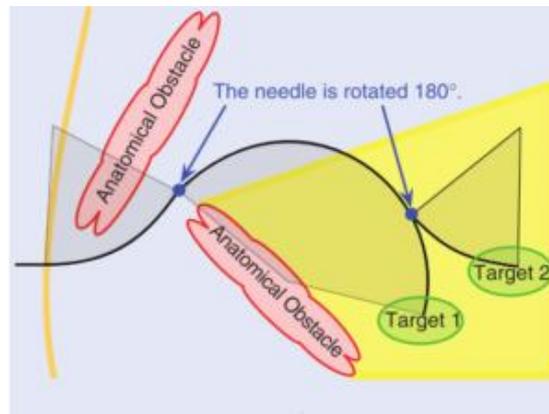


Figura 2.12 – Método de guiagem por inserção exclusiva e rotação exclusiva. A trajetória é uma combinação de arcos de circunferência de raio constante $1/k$ (Reed et al, 2011).



Figura 2.13 – Método dos ciclos de trabalho e as diferentes curvaturas obtidas para diferentes ciclos de trabalho (Engh et al, 2006).

2.7 MECANISMOS DE INSERÇÃO

Três tipos de mecanismos de inserção de agulhas têm sido desenvolvidos atualmente: o Dispositivo de Roletes, o Dispositivo de Antena Telescópica e o mais recente método de inserção por micropassos.

O Dispositivo de Roletes (Fig. 2.14) possui uma submontagem com dois roletes com superfícies de borracha que pressionam a agulha entre eles, segurando-a próximo a sua ponta. Esses roletes são acionados por uma rosca sem-fim conectada a um motor, fazendo assim a inserção. A rotação da agulha através do eixo é obtida por meio da rotação de todo o subsistema utilizando um par de engrenagens atreladas a um motor. A rotação do subsistema causa consequentemente a rotação da agulha (Webster et al, 2005).

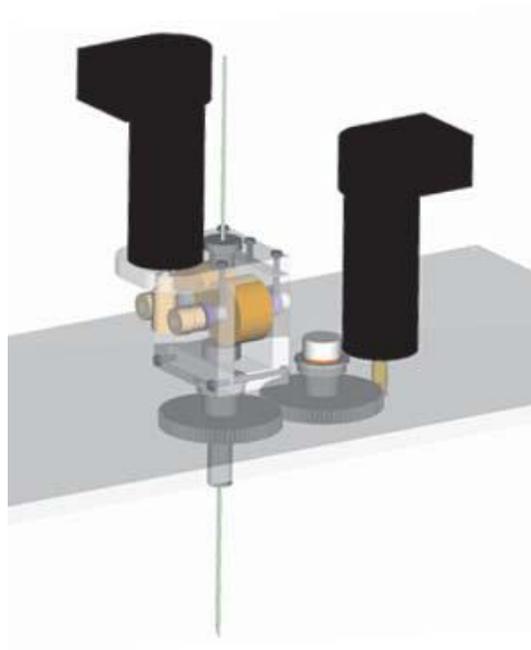


Figura 2.14 - Dispositivo de guiagem de agulha por roletes de fricção (Webster et al, 2005).

Este dispositivo se mostra bastante simples e compacto, porém apresenta algumas desvantagens. Primeiramente, como os roletes usam o atrito para empurrar a agulha, pode haver certo escorregamento desta conforme o comprimento inserido aumenta, devido ao aumento da área de contato do tecido com a agulha, necessitando de uma força maior para a inserção. Em segundo lugar, a agulha pode sofrer uma rotação indesejada ao redor de seu eixo devido a não homogeneidade das forças exercidas pelos roletes. Esse efeito se acentua quando é utilizado somente um rolete motor, enquanto o outro rolete permanece passivo. Por último, medidas de força e torque são difíceis de obter neste mecanismo (Webster et al, 2005).

Como o pinçamento e o deslocamento da agulha estão combinados em um único mecanismo, a força exercida na agulha só pode ser calculada por meios indiretos e com certa incerteza, uma vez que o atrito devido à adesão e ao amortecimento do tecido não podem ser isolados (Piccin et al, 2009).

O Dispositivo de Antena Telescópica (Fig. 2.15), o mais utilizado na maioria dos trabalhos desenvolvidos, consiste em empurrar a agulha pela base utilizando um cursor e fazendo-a passar por dentro de uma bainha telescópica, a fim de evitar a flambagem da mesma, antes de atingir o tecido, uma vez que é muito longa, possui pouca rigidez e seu diâmetro é pequeno. Esse mecanismo permite fazer a medição da força aplicada na agulha, porém, para grandes comprimentos de inserção, a flambagem ainda pode ocorrer no interior da bainha. A rotação da agulha também é prejudicada pela deformação torcional elástica desta, que aumenta devido à aplicação da torção na base e não no ponto de inserção, causando uma defasagem entre o deslocamento angular da base e o deslocamento angular da ponta. (Webster et al, 2005).



Fig. 2.15 – Dispositivo de guiagem de agulha por suporte telescópico. A bainha telescópica foi omitida da figura (Webster, 2005).

Reed et al. (2011) apresentaram uma maneira de reduzir o problema da torção no Dispositivo de Antena Telescópica em até 85%. O método consiste em, de maneira periódica, recuar levemente a agulha, permitindo que a ponta se alinhe melhor, porém esse recuo interfere no desempenho do controlador de trajetória. O mecanismo que proporciona o melhor controle sobre a orientação da agulha é aquele que aplica a rotação o mais próximo de seu ponto de inserção, sendo que um

dispositivo ideal do ponto de vista de controle seria aquele capaz de aplicar a rotação exatamente nesse ponto (Swensen, 2011; Swensen & Cowan, 2012).

O terceiro dispositivo, o Dispositivo de Micropassos consiste em um mecanismo capaz de pinçar a agulha, inseri-la no tecido, soltar e se reposicionar para fazer uma nova inserção, imitando os movimentos que seriam feitos por um médico durante o procedimento clínico. Esse mecanismo visa eliminar os problemas de alinhamento, de controle e incapacidade de medição de esforços na agulha gerada pelo sistema de roletes, ao mesmo tempo em que minimiza os problemas de flambagem e de deformação torcional elástica do suporte telescópico uma vez que é capaz de girar bem próximo ao ponto de inserção. O mecanismo de inserção por micropassos de Piccin et al (2009) será explicado em mais detalhes a seguir.

2.8 O MECANISMO DE PICCIN

Piccin et al (2009) desenvolveram um aparelho para inserção de agulha com feedback háptico, guiado por imagens de tomografia computadorizada. O dispositivo, que foi testado em um suíno anestesiado, se divide em duas partes. Um mecanismo de translação que usa uma redução de engrenagens helicoidais para girar um parafuso de potência que move o Carro A por uma guia (Fig. 2.16). O Carro A possui um sensor de força capaz de medir a força com a qual a agulha está sendo inserida. Esse sensor envia um sinal para o dispositivo de controle do robô, provendo assim o feedback háptico para o usuário.

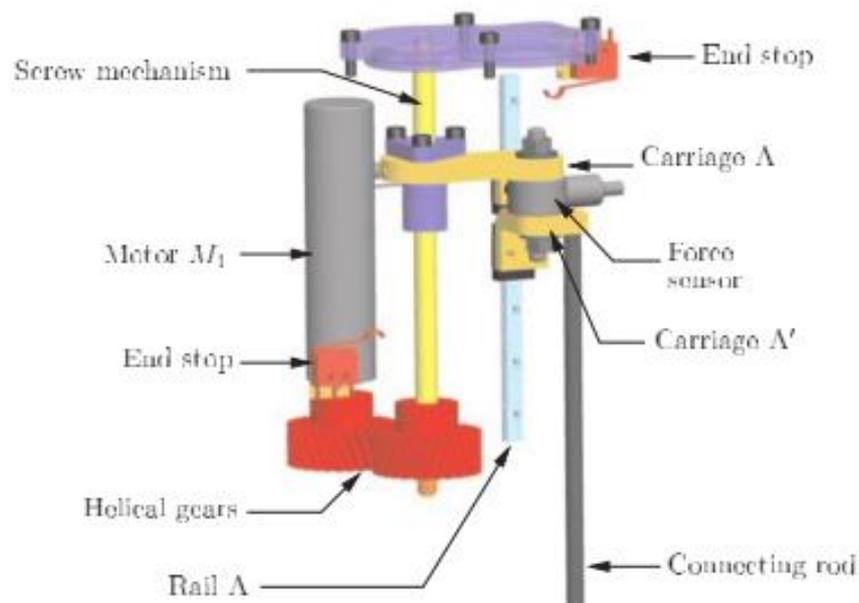


Figura 2.16 – Carro A: Mecanismo de translação (Piccin et al, 2009).

O segundo mecanismo é responsável pelo pinçamento da agulha. Esse sistema se localiza no carro B que é movido pelo carro A através de uma barra de conexão que transmite forças axiais.

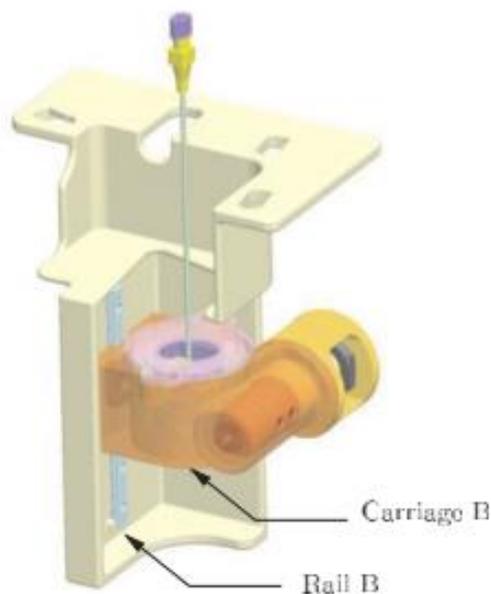


Figura 2.17 – CarroB: Mecanismo de pinçamento da agulha (Piccin et al, 2009).

O carro B, Fig. (2.17), é composto por um sistema de guias dentro de um conjunto parafuso sem-fim e coroa (Fig. 2.18) que, ao ser rotacionado por um motor elétrico, causa o fechamento das garras que prendem a agulha (Fig. 2.19).

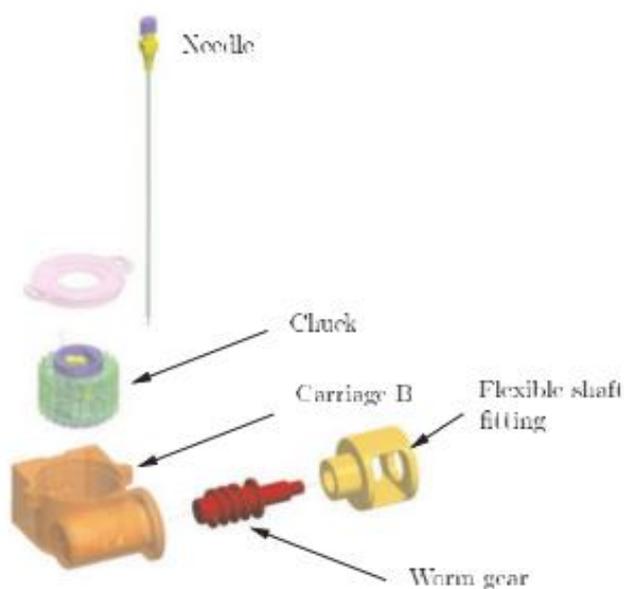


Figura 2.18 - Vista explodida do Carro B com detalhe para o sistema parafuso sem-fim e coroa (Piccin et al, 2009).

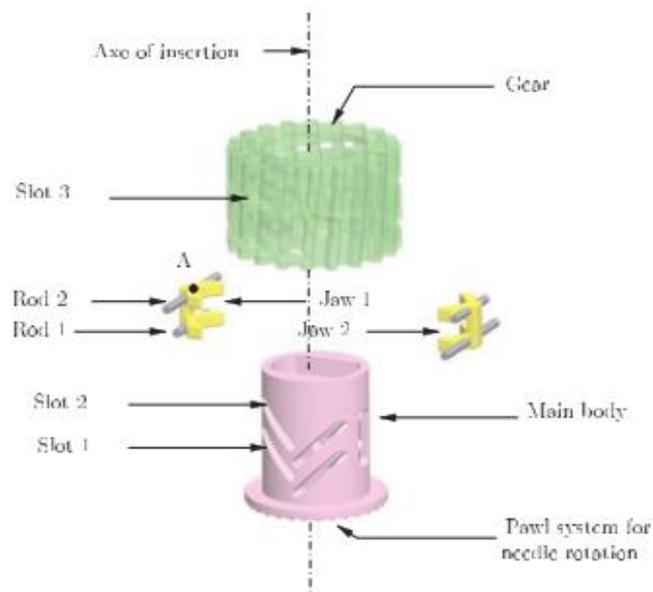


Figura 2.19 – Vista explodida do mecanismo das garras com detalhe do sistema de guias para abertura e fechamento destas (Piccin et al, 2009).

O sistema de pinçamento é feito de tal forma que quando aberto permite movimentação da agulha em relação ao ponto de entrada. Essa característica evita lacerações do tecido entre duas inserções consecutivas uma vez que alivia as tensões entre o tecido e a agulha e permite compensação devido à movimentação dos órgãos internos.

O princípio de funcionamento do mecanismo ocorre da seguinte maneira. A partir da posição inicial, com o carro na posição mais alta, a agulha é posicionada e pinçada pela garra. Começa então o ciclo de inserção da agulha. O ciclo de inserção pode ser dividido em quatro passos:

- 1) O carro se move para a posição mais baixa;
- 2) A garra se abre deixando a agulha se mover de acordo com o movimento dos órgãos internos;
- 3) O carro se move novamente para a posição superior;
- 4) A garra pinça novamente a agulha.

Segundo Piccin et al (2009), a força teórica máxima que pode ser transmitida pelo mecanismo de translação é de 500 N, mais que o suficiente para a aplicação. Porém, deve-se notar que esta força é diferente da força máxima de inserção, que depende do atrito entre a superfície da agulha e as garras. Em seus testes, a força máxima exercida utilizando uma agulha de biópsia calibre 18 não excedeu 20 N, porém isso não leva em consideração a força de rigidez do tecido uma vez que foi feita uma pequena incisão para facilitar a entrada da agulha. A força teórica máxima de aperto das garras é de 67 N, julgada suficiente para a aplicação.

A maioria dos componentes do dispositivo foi confeccionada por prototipagem rápida usando resina do tipo ABS.

Um mecanismo semelhante ao de Piccin et al (2009) foi desenvolvido por Geraldtes (2012) na Universidade de Brasília de maneira independente. Ele adaptou um sistema de pinças a um braço robótico visando realizar a inserção da agulha em um tecido feito de gelatina balística que simulava um tecido humano. A vantagem do mecanismo de Geraldtes (2012) em relação ao de Piccin et al (2009) é que seu mecanismo era capaz de rotacionar a agulha mudando sua direção, enquanto a agulha guiada por Piccin et al (2009) só defletia para um lado.

3. DESENVOLVIMENTO

3.1 PROJETO CONCEITUAL

Neste trabalho, deseja-se desenvolver um mecanismo capaz de obter dados preliminares de ensaios de inserção de agulha em tecidos simulados e tecidos reais. O sistema deve ser capaz de obter medições de força e velocidade de inserção da agulha em uma receita caseira de gelatina balística e em tecido animal.

Através dos ensaios com este mecanismo será possível analisar o comportamento da curvatura da agulha e as medições de força e velocidade poderão ser comparadas com estudos anteriores.

Demonstrou-se anteriormente que para que a guiagem da agulha seja possível, além de uma agulha biselada flexível e o conhecimento das propriedades do tecido, é necessário o controle de dois parâmetros, a velocidade de inserção da agulha e sua rotação. No momento mostra-se mais importante conhecer o comportamento da agulha no plano, logo o movimento de rotação não será levado em consideração na elaboração do dispositivo, que possuirá apenas um movimento translacional.

3.1.1 CONSIDERAÇÕES DE PROJETO

Em um projeto mecânico é fundamental o conhecimento das forças atuantes no processo para que se possa ser feito o dimensionamento apropriado dos componentes da máquina. Infelizmente, devido à imensa complexidade e variabilidade das características dos tecidos humanos e a falta de um modelo que possa prever com precisão as forças necessárias para o procedimento de inserção da agulha, isso não é possível. Com a viabilização deste mecanismo, espera-se o avanço no estudo das interações entre tecido e agulha.

A princípio o dispositivo deve ser capaz de inserir cerca de 30 cm de agulha em um bloco de gelatina balística utilizada para simular um tecido humano. Para representar a agulha, inicialmente será utilizado um fio de liga Ni 55,5% - Ti 44,5% de 0,6 mm de diâmetro como usado por Geraldês (2012), cujo trabalho se dá continuidade, e um fio de 1,2 mm de diâmetro da mesma liga. Testes em tecidos simulados e reais devem ser conduzidos.

3.1.2 REQUISITOS DE PROJETO

Assumindo que o ponto de entrada da agulha e o ângulo de inserção são conhecidos, o mecanismo deve ser capaz de realizar as seguintes tarefas:

- Transladar a agulha
- Permitir que o usuário transmita a força necessária à inserção da agulha
- Medir a força de inserção no eixo de translação
- Medir a velocidade de inserção
- Manipular agulhas de diferentes calibres

3.1.3 SISTEMA DE TRANSLAÇÃO

O sistema de translação está diretamente relacionado à inserção da agulha e seu movimento influencia diretamente a velocidade de inserção e as forças que atuarão na agulha. Para facilitar a construção do sistema de inserção será utilizado um cortador de placas cerâmicas (Fig. 3.1), que será adaptado de forma a manipular a agulha. Esta ferramenta foi escolhida por já possuir uma sistema de guias que facilitará a montagem do mecanismo, descartando-se a necessidade de conceber um sistema de guias inteiramente novo.



Figura 3.1 – Cortador de placas cerâmicas com sistema de guias a ser adaptado para inserção de agulhas.

Para fazer a adaptação do cortador foram adquiridos os seguintes materiais (Fig. 3.2):

- Cortador de pisos cerâmicos Cortag CG-40
- Uma barra de aço inoxidável de 1/2" e 700mm de comprimento
- Dois cilindros de alumínio de 2" e 35mm de comprimento
- Quatro parafusos Allen com cabeça



Figura 3.2 – Material para adaptação do cortador de placas cerâmicas.

A alavanca de manuseio do cortador de piso original foi substituída por uma barra de aço inoxidável mais comprida, que permite a inserção da agulha a noventa graus com o tecido. O maior comprimento da alavanca também permitiu que fosse feita uma adaptação para que se pudesse instalar a célula de carga, visto que é nesta barra que o usuário aplicará as forças que causarão a inserção da agulha.

Para isso usinou-se na barra de aço inoxidável uma rosca igual à presente na alavanca original. Os cilindros de alumínio foram usados para se construir uma conexão para uma célula de carga a ser instalada na barra. Os parafusos foram usados para a fixação da célula de carga.



Figura 3.3 – Extensor da barra de manipulação

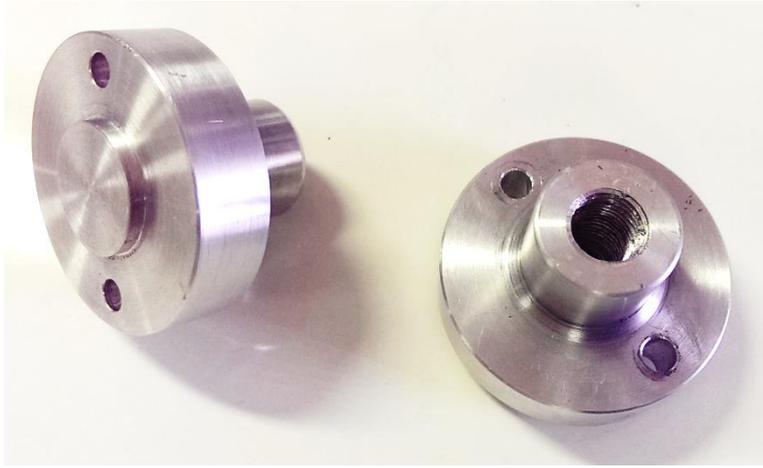


Figura 3.4 – Adaptador da célula de carga

3.1.4 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

É de interesse deste trabalho, para a caracterização da interação da agulha com o tecido, saber que forças estão interagindo com a agulha, como a velocidade de inserção interage com esta força e que influência isso tem na curvatura da agulha no tecido. Para isso são necessários instrumentos capazes de medir força e velocidade de inserção, logo foram utilizados os seguintes instrumentos do Laboratório de Automação e Robótica (LARA):

- Célula de carga SunRise Instruments (SRI) M3223
- Rastreador ótico NDI Polaris Spectra

A célula de carga, mostrada na Fig. 3.5, responsável pela medição das forças na agulha, foi posicionada na alavanca de manuseio do sistema de translação.



Figura 3.5 – Célula de carga SRI M3223.

O rastreador ótico, mostrado na Fig 3.6, responsável por medir a velocidade do sistema, será posicionado separadamente, de forma que o sistema esteja em seu campo de visão e um marcador será colocado no suporte da agulha. Na prática o rastreador mede a velocidade do marcador, mas como este estará se movendo junto com a agulha, podemos considerar esta igual à velocidade da agulha.



Figura 3.6 – Rastreador ótico NDI Polaris Spectra.

4. METODOLOGIA

4.1 METODOLOGIA DE MONTAGEM

A montagem do dispositivo de ensaio foi realizada removendo-se a barra de manipulação original do cortador de placa cerâmica e substituindo-a pelo extensor usinado em barra de aço inoxidável. Na outra extremidade do extensor foi rosqueada uma das metades do suporte da célula de carga. Na extremidade da barra de manipulação original, foi rosqueada a outra metade do suporte da célula de carga, conforme a Fig. 4.1.



Figura 4.1 – Montagem da barra de manipulação

A ponteira da agulha foi montada no suporte conforme mostram a Fig. 4.2 e a Fig. 4.3. Cada agulha possui uma ponteira e é fixada nesta por interferência. O parafuso acima do suporte serve para pressionar a ponteira de forma que esta não saia da posição. Ambos a ponteira e o suporte foram fabricados em alumínio.

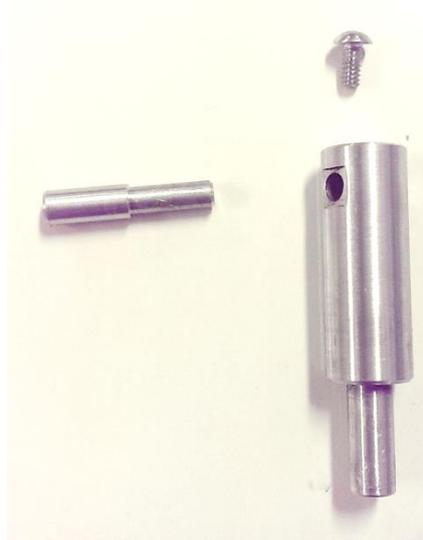


Figura 4.2 – Montagem do suporte da agulha.



Figura 4.3 – Suporte da agulha.



Figura 4.4 – Dispositivo montado com célula de carga.

4.2 METODOLOGIA DE ENSAIO

Para a parte experimental deste projeto foram realizados ensaios com fios sólidos de 0.6 mm e 1.2 mm de níquel-titânio com diferentes ângulos de bisel. Os ensaios foram feitos em uma receita caseira de gelatina balística e em peças de tecido animal.

4.2.1 GELATINA BALÍSTICA

A receita caseira de gelatina balística utilizada nos testes foi a mesma utilizada por Geraldês (2012) e consiste dos seguintes ingredientes:

- 500 ml de água
- 36 mg de gelatina incolor sem sabor (3 pacotinhos)
- 200 ml de glicerina líquida (2 frascos)

Modo de Preparo:

Aqueceu-se a água até ferver. Em seguida adicionou-se a gelatina, misturando a água até que se dissolvesse por completo. Adicionou-se a glicerina, misturando bem. Então levou-se a mistura para a geladeira até ficar consistente.

Após ficar pronta a gelatina foi colocada em uma placa de acrílico para que fossem realizados os testes.

4.2.2 CHANFRO DA PONTA DAS AGULHAS

Os dois fios de níquel-titânio, de 0,6 mm e de 1,2 mm, foram cortados em três pedaços cada, compondo um conjunto de seis agulhas. Inicialmente foram idealizados ângulos de 30, 45 e 60 graus para as agulhas de ambos calibres, porém, isso não foi possível devido ao pequeno diâmetro das mesmas e a dificuldade da precisão da confecção destes ângulos.

Para a agulha de 1,2 mm, foi utilizado um afiador de eletrodos de tungstênio INELCO ULTIMA-TIG (Fig. 4.5) que permitiu uma aproximação boa para os ângulos de 60 e 45 graus. O ângulo de 30 graus não ficou tão próximo quanto os outros dois.

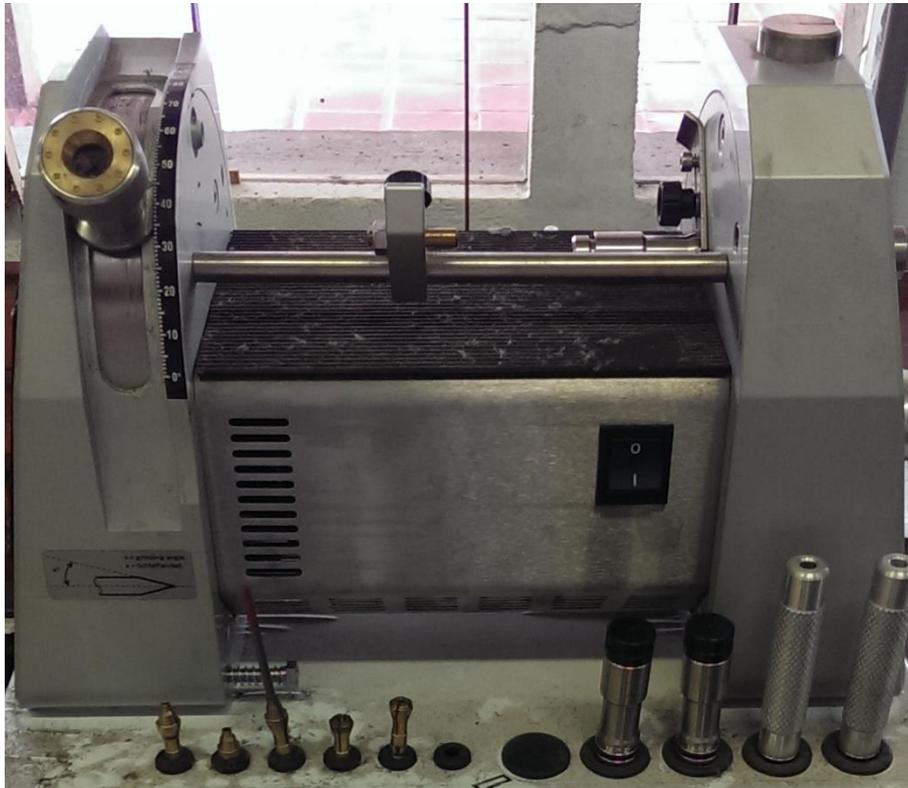


Figura 4.5 – Afiador de eletrodos INELCO ULTIMA-TIG

O afiador de eletrodos porém, não suportava um diâmetro tão pequeno como o da agulha de 0,6 mm. Logo, os ângulos desta foram aproximados manualmente no esmeril.

Após feito o chanfro, todos os ângulos foram medidos em um projetor de perfil Mitutoyo Profile Projector PJ-A3000 (Fig. 4.6) no laboratório de metrologia da Universidade de Brasília.



Figura 4.6 – Ilustração da medição de ângulos no projetor de perfil.

Inicialmente todas as agulhas possuíam cerca de 40 cm de comprimento, porém devido a um grande problema com a flambagem no momento da inserção, as agulha de 0,6 mm tiveram seu comprimento reduzido para 13 cm (Fig. 4.7).

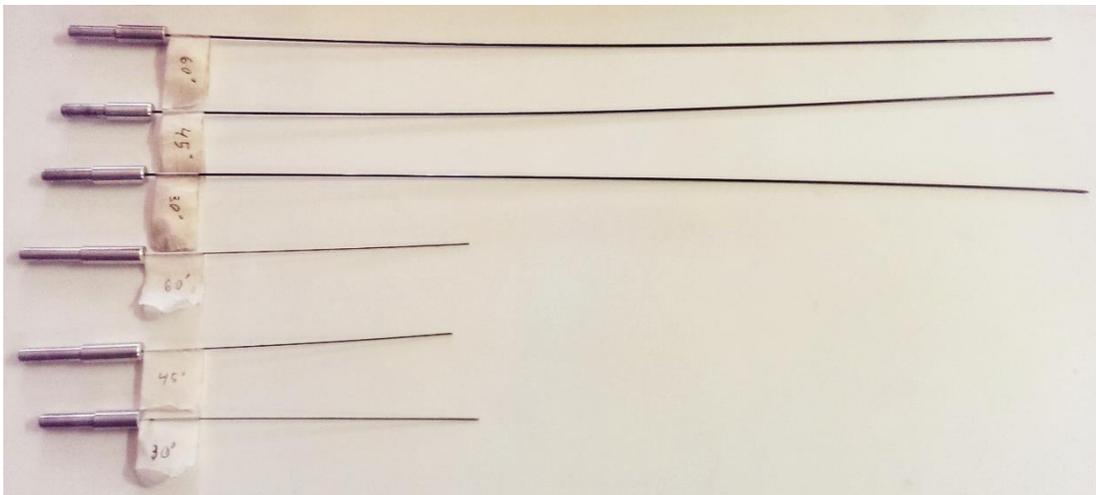


Figura 4.7 – Conjunto de agulhas.

A Tabela 4.1 mostra a comparação entre os diâmetros das agulhas, os ângulos desejados e os ângulos obtidos.

Tabela 4.1 Relação de ângulos desejados e ângulos realmente obtidos na afiação das agulhas.

Diâmetro [mm]	Ângulo desejado [°]	Ângulo Obtido [°]
1,2	30	21,42
1,2	45	45,32
1,2	60	58,04
0,6	30	17,32
0,6	45	30,03
0,6	60	56,14

4.2.3 CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA

As medições aferidas pela célula de carga não foram demonstradas em unidades de força, logo foi necessário levantar a curva de calibração desta para converter o valor de medição para unidades de força.

Para isso pesaram-se peças metálicas em uma balança digital de precisão anotando-se os valores e comparando-os aos valores mostrados na célula de carga. Com isso foi gerada a Fig. 4.7

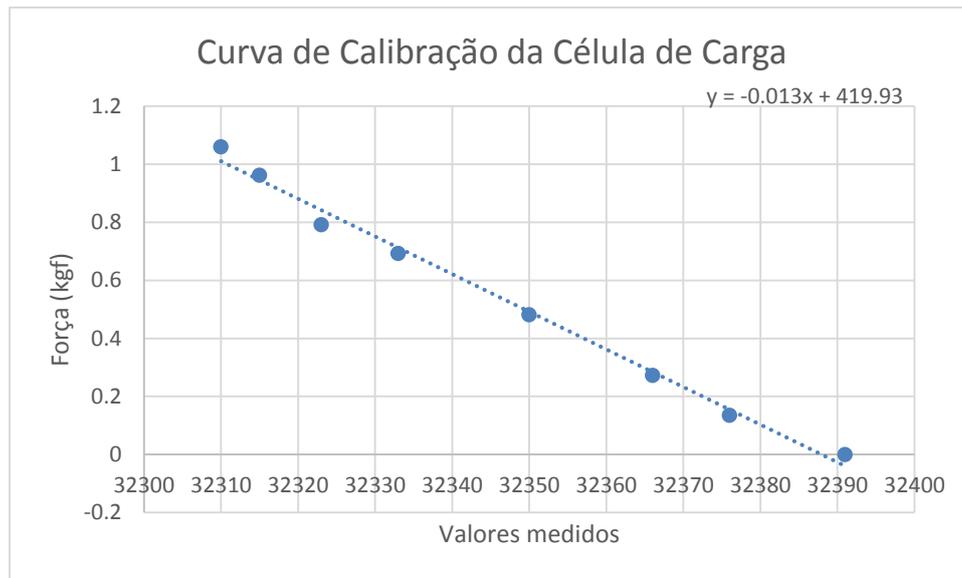


Figura 4.8 – Curva de calibração da célula de carga.

Feita a interpolação linear dos pontos encontrou-se a equação de conversão mostrada no gráfico. A equação converte os valores medidos para quilogramas-força. Na elaboração dos gráficos experimentais estes valores foram multiplicados pela aceleração da gravidade, aqui considerada $9,81 \text{ m/s}^2$, afim de obter valores de força em Newtons.

O rastreador ótico já fazia medições em metros. Uma régua foi usada para fazer uma conferência quanto aos valores medidos, que apresentaram resultados satisfatórios.

4.2.4 FÍGADO DE PORCO

Foram feitos ensaios também com fígado suíno. Neste caso foram usadas apenas as agulhas de diâmetro 1,2 mm por serem mais longas, permitindo um maior comprimento de inserção, e por terem apresentado menos problemas com a flambagem nos ensaios com a gelatina.

O fígado de porco foi escolhido pois é prática comum na área de saúde o uso de tecidos e órgãos de suínos por possuírem características consideradas próximas às dos seres humanos.

4.2.5 ENSAIOS

Foram realizados um total de 15 inserções, sendo 12 em gelatina, duas vezes com cada agulha, e três com o fígado de porco. Em cada ensaio foi tomado cuidado para que a ponta da agulha fosse posicionada no plano de inserção de modo que só pudesse curvar no plano horizontal. Apesar disso, não foi possível mantê-la completamente neste plano. Durante a inserção a força foi realizada manualmente na extremidade da barra de manuseio, de forma que fosse transmitida à célula de carga e então à agulha.

Nos ensaios com a gelatina, esta foi apoiada sobre uma placa de acrílico. Nos ensaios com o fígado o órgão foi pressionado entre duas placas de acrílico presas por parafusos e porcas para evitar seu escorregamento. A gelatina não teve este problema uma vez que aderiu a placa de acrílico.



Figura 4.9 – Gelatina apoiada sobre placa de acrílico



Figura 4.10 – Fígado de porco pressionado entre duas placas de acrílico por parafusos

Em cada ensaio foram medidos valores de posição e força de inserção. Para retirar apenas as informações desejadas dos arquivos gerados pela célula de carga e pelo rastreador ótico, foram elaborados dois programas em linguagem Python (em anexo). Cada um desses programas gerava um arquivo texto a partir dos arquivos dos sensores contendo apenas as medições de posição ou as medições de força para cada ensaio. Em seguida os valores foram transferidos para uma planilha a fim de fazer as devidas transformações, tratamento dos dados e geração dos gráficos. Sabendo-se o tempo de medição do sensor ótico utilizaram-se os valores consecutivos de posição e o tempo entre eles para calcular a velocidade média local entre dois pontos. A força foi calculada em Newtons e por questões de escala na visualização dos gráficos, a velocidade foi calculada em cm/s. Pontos não correspondentes à inserção foram excluídos e os gráficos foram ajustados entre si quanto a escala devido às diferentes frequências de amostragem dos sensores. Também foram tiradas fotografias de cada inserção a fim de demonstrar a curvatura da agulha. Em todos ensaios foi posicionado um papel milimetrado embaixo da base de acrílico a fim de quantificar a curvatura demonstrada. Em seguida a imagem foi carregada no software SolidWorks, ajustada a escala e então medidos o raio de curvatura e o arco inserido.

Para medir o raio de curvatura e o arco de inserção, na gelatina, a curva da agulha foi aproximada através da ferramenta para determinação de arco a partir de três pontos deste. Esse método só foi possível porque a gelatina permite enxergar a trajetória da agulha em seu interior. No fígado,

como não é possível ver a trajetória da agulha, foi determinado um segmento de reta no corpo da agulha logo antes da inserção. Utilizando este segmento com a condição de contorno que o arco deve ser tangente a ele no ponto de inserção e sabendo-se o ponto em que a agulha saiu do outro lado, foi utilizada uma ferramenta do SolidWorks para estimar o raio e o arco.

5. RESULTADOS

Os resultados de cada experimento são mostrados abaixo.

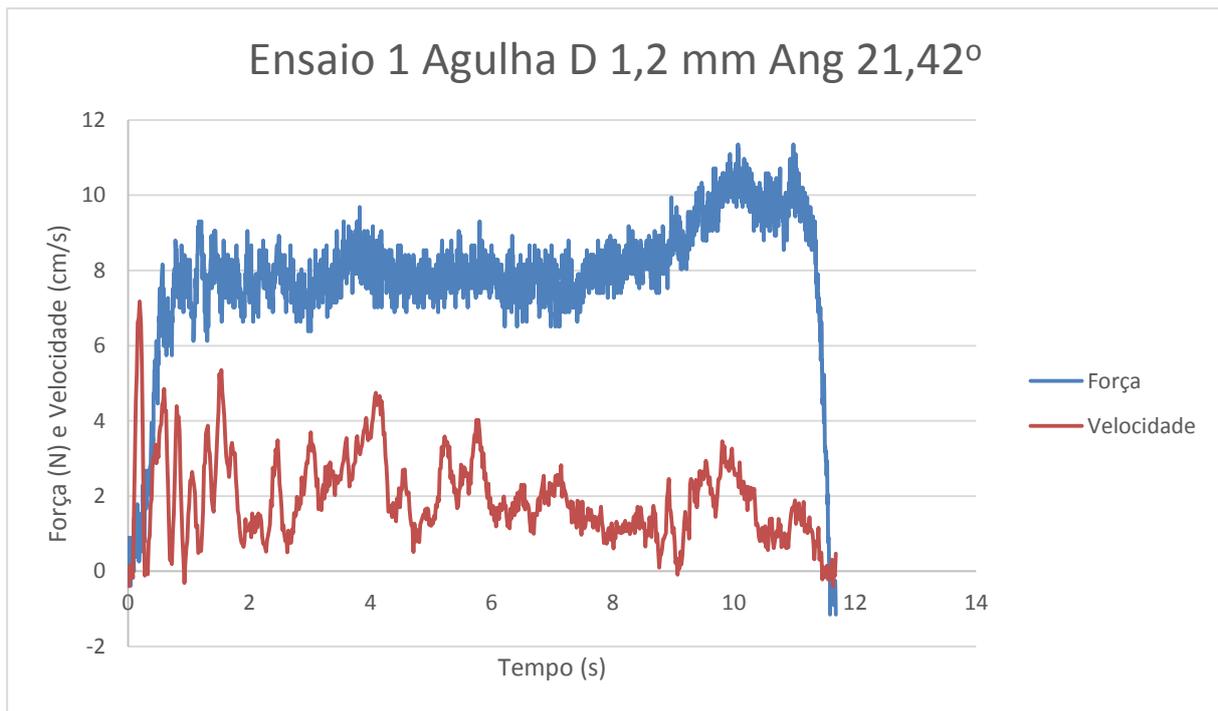


Figura 5.1 – Ensaio 1 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em gelatina.

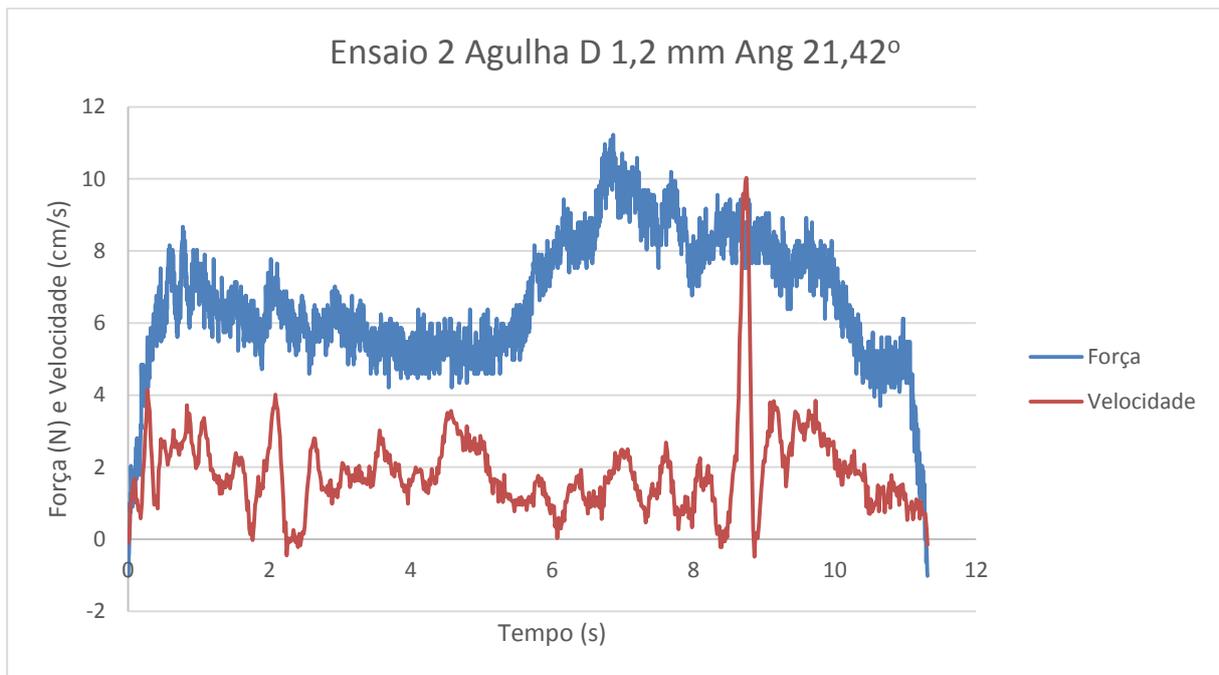


Figura 5.2 – Ensaio 2 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em gelatina.

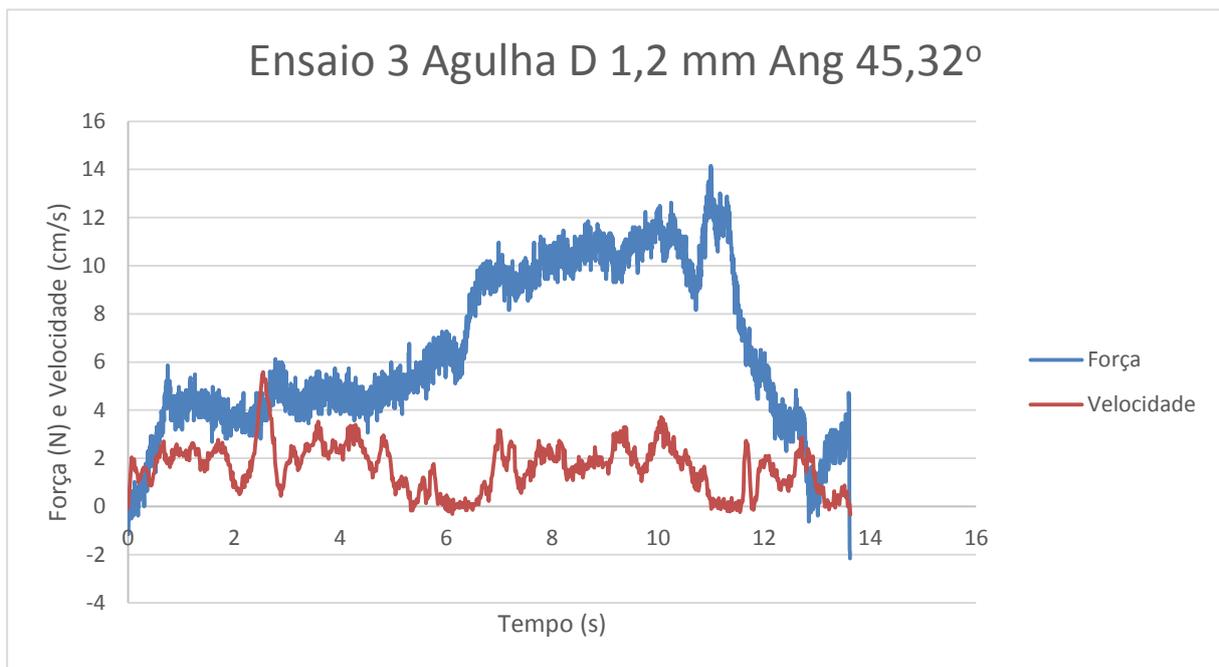


Figura 5.3 – Ensaio 3 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em gelatina.

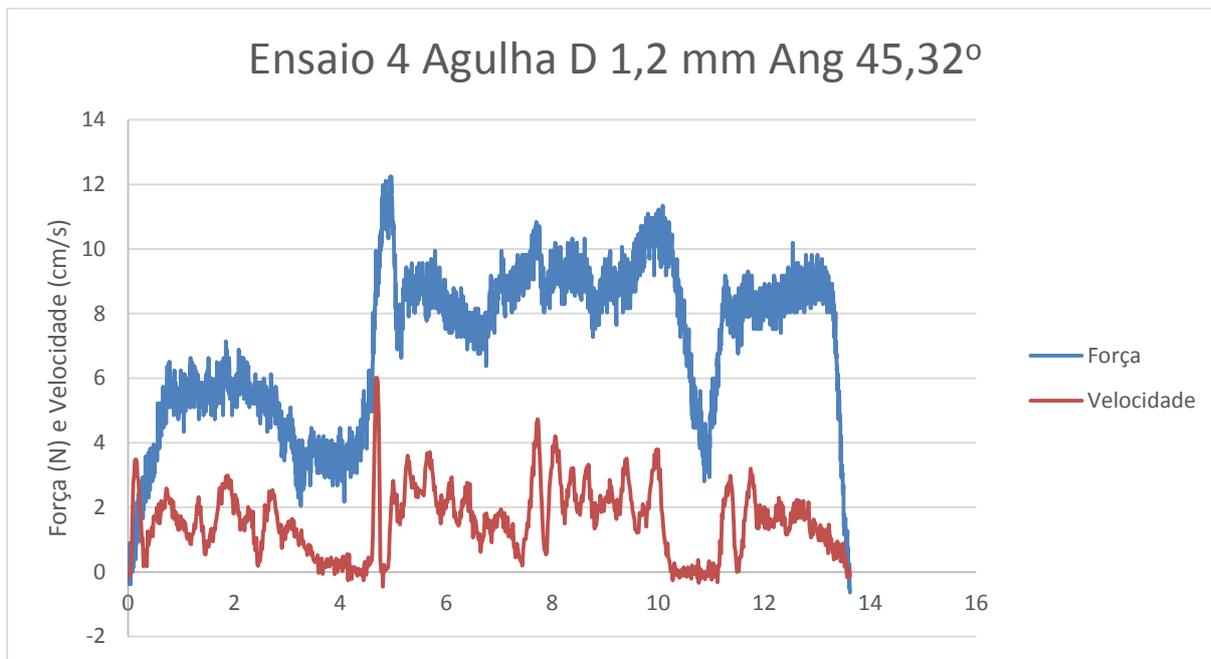


Figura 5.4 – Ensaio 4 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em gelatina.

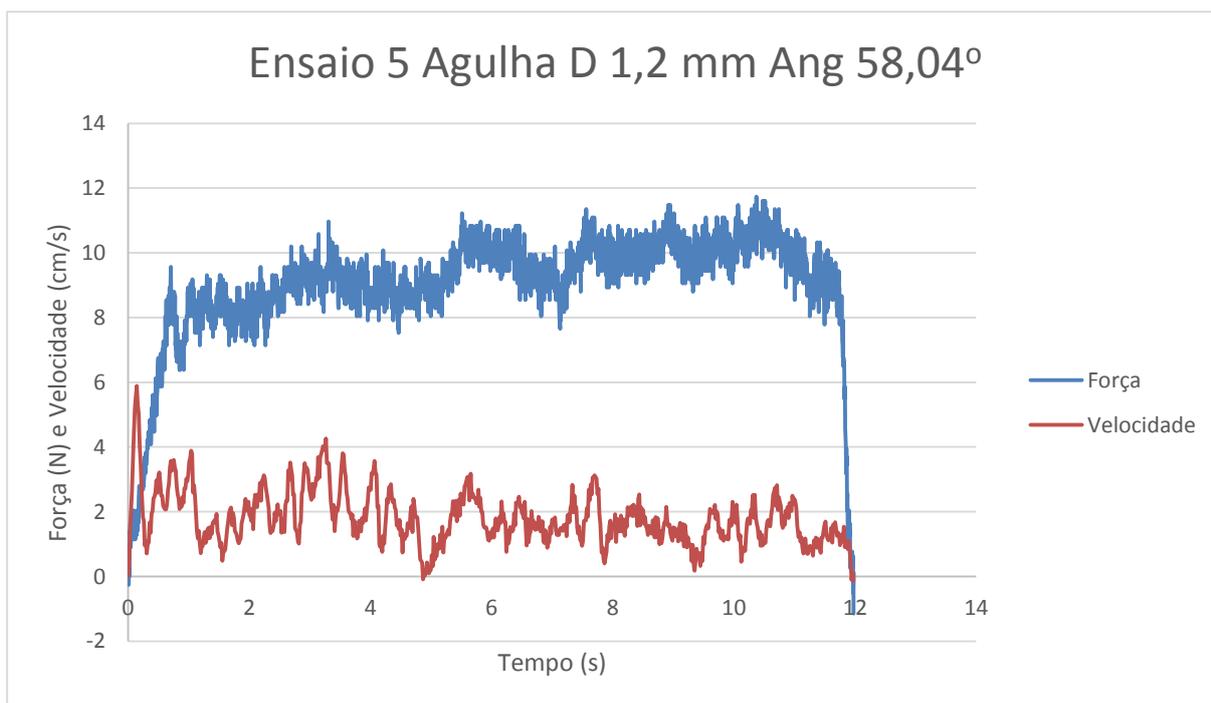


Figura 5.5 – Ensaio 5 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 58,04° em gelatina.

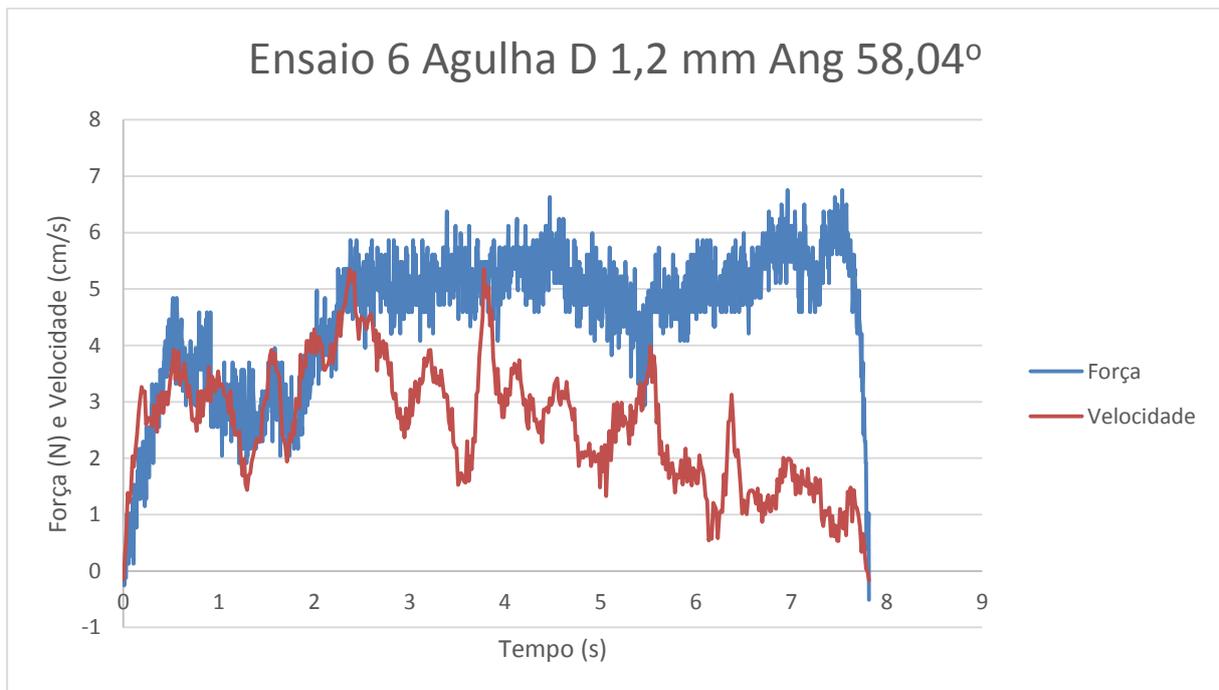


Figura 5.6 – Ensaio 6 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 58,04° em gelatina.

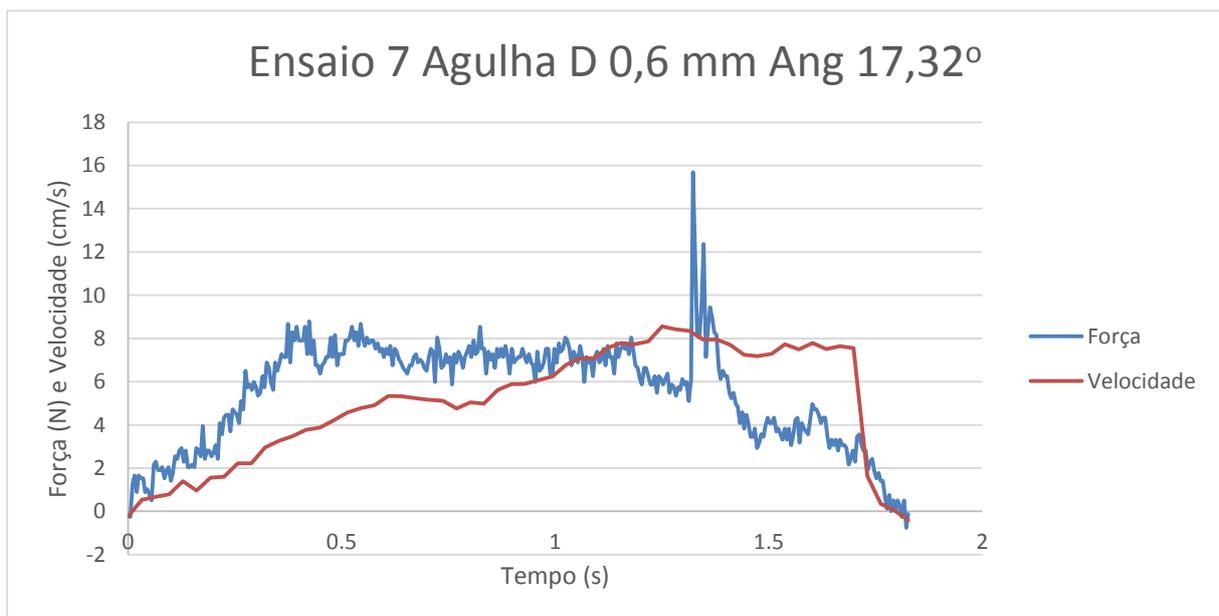


Figura 5.7 – Ensaio 7 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 17,32° em gelatina.

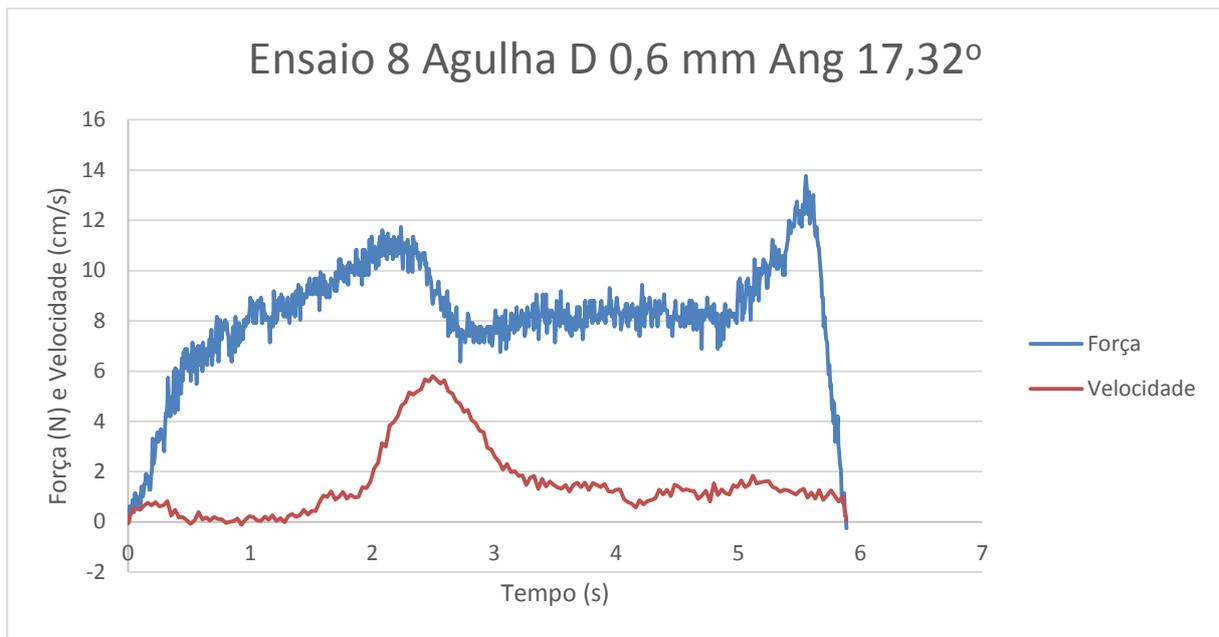


Figura 5.8 – Ensaio 8 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 17,32° em gelatina.

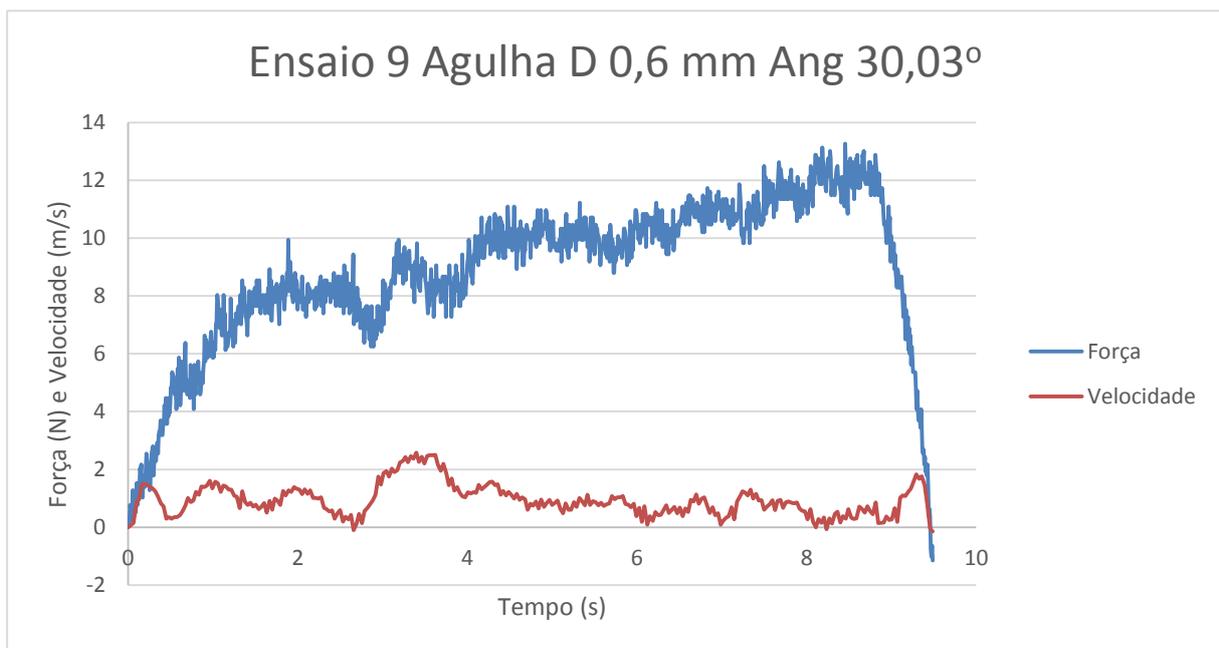


Figura 5.9 – Ensaio 9 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 30,03° em gelatina.

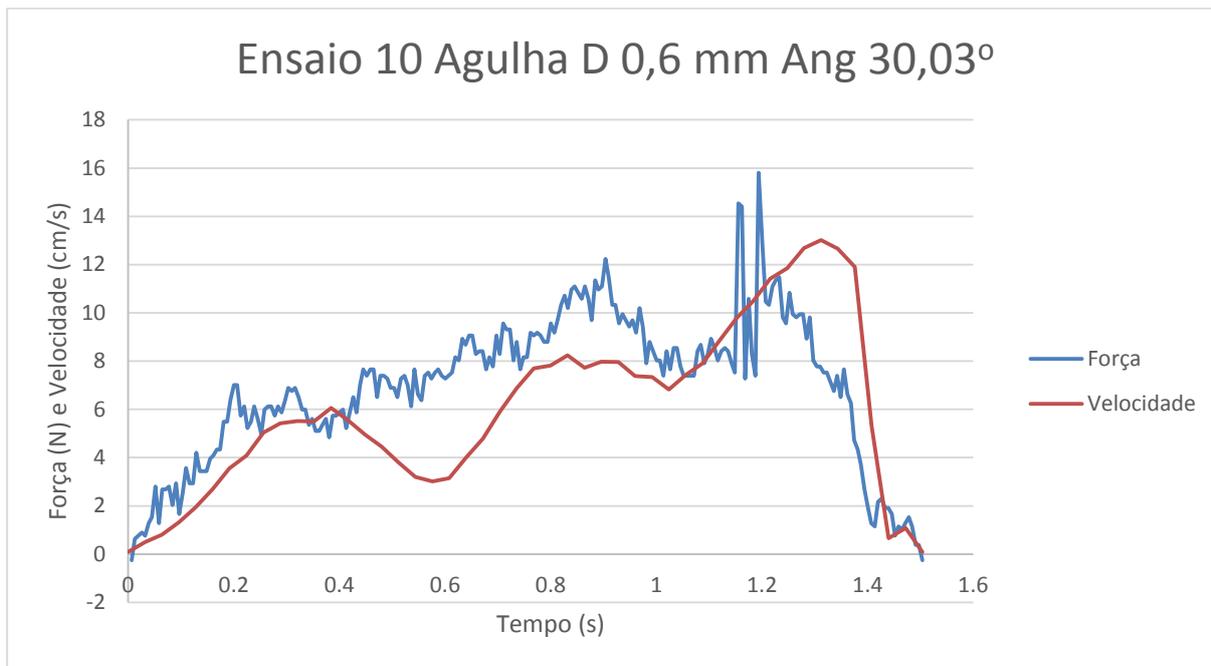


Figura 5.10 – Ensaio 10 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 30,03° em gelatina.

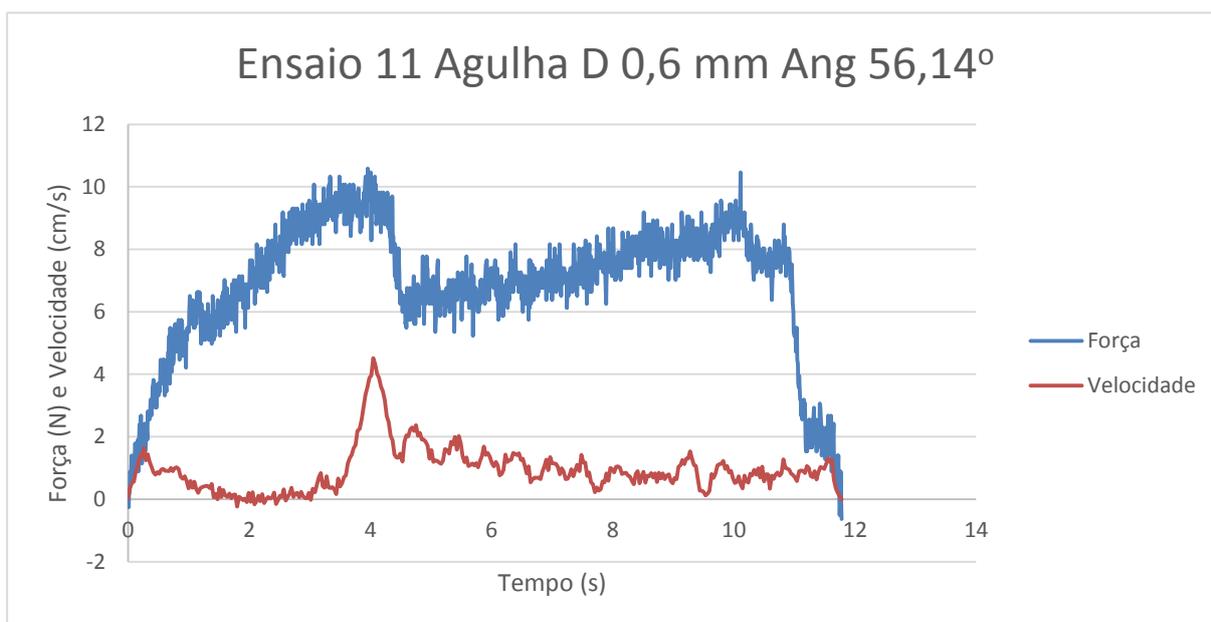


Figura 5.11 – Ensaio 11 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em gelatina.

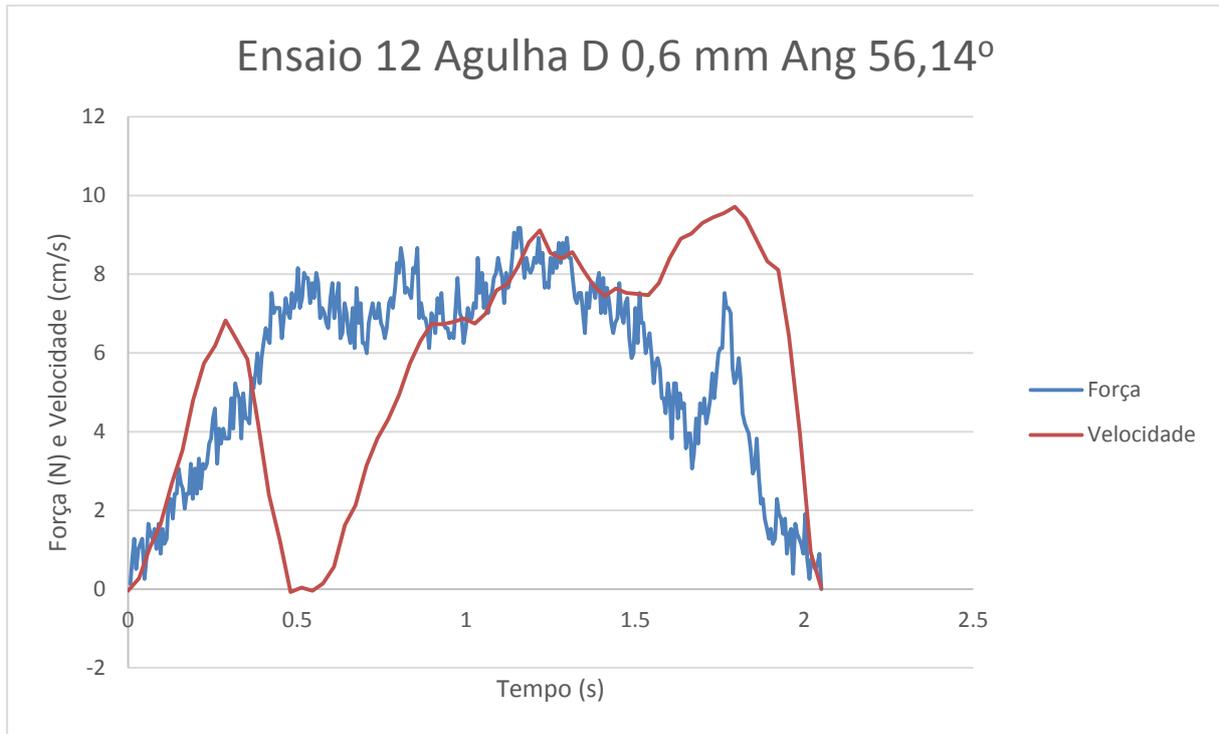


Figura 5.12 – Ensaio 12 com agulha de 0,6 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em gelatina.

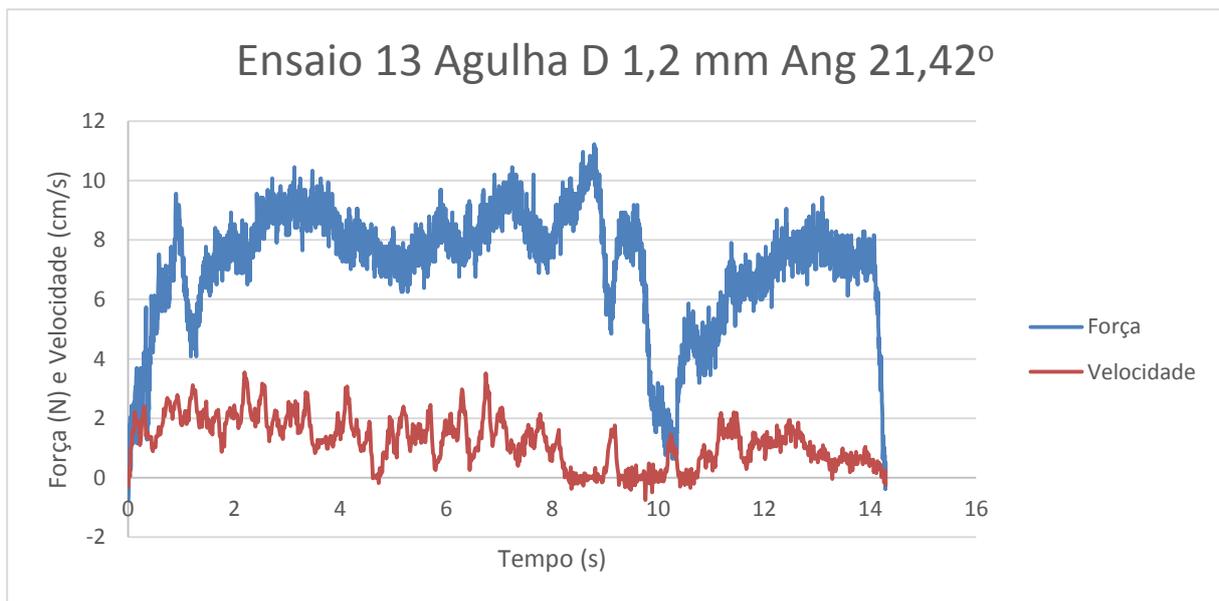


Figura 5.13 – Ensaio 13 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 21,42° em fígado de porco.

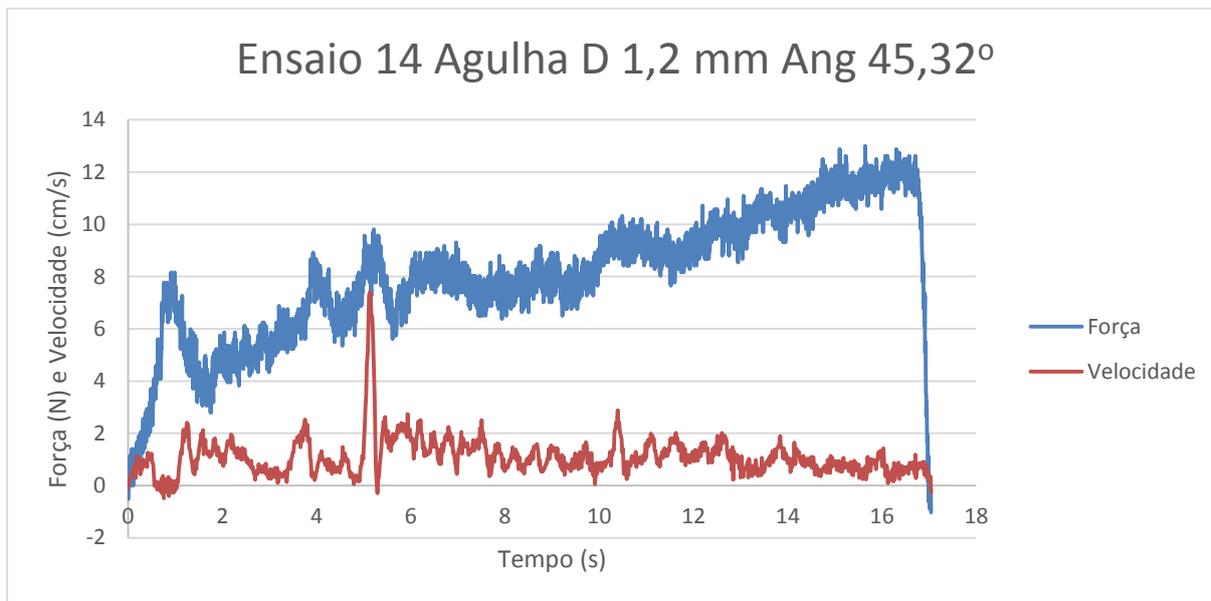


Figura 5.14 – Ensaio 14 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 45,32° em fígado de porco.

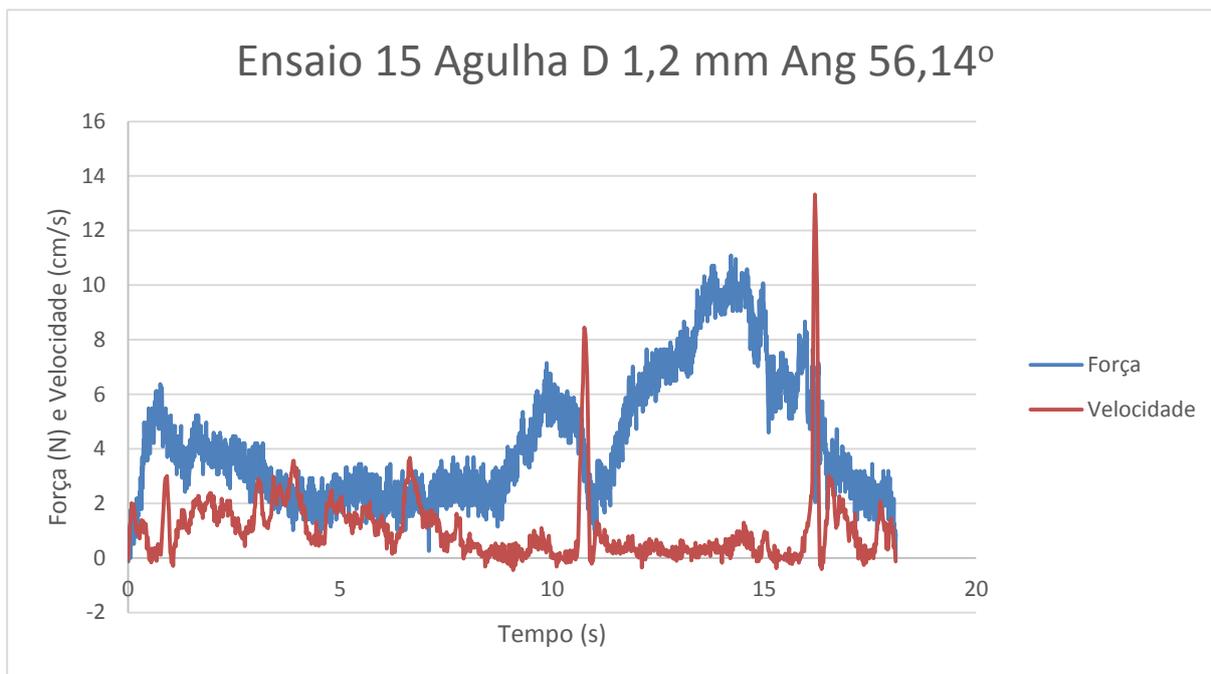


Figura 5.15 – Ensaio 15 com agulha de 1,2 mm de diâmetro e ângulo de 56,14° em fígado de porco.

As figuras a seguir mostram o efeito de curvatura obtido em cada um dos experimentos.



Figura 5.16 – Foto ensaio 1



Figura 5.17 – Foto ensaio 2



Figura 5.18 – Foto ensaio 3



Figura 5.19 – Foto ensaio 4



Figura 5.20 – Foto ensaio 5



Figura 5.21 – Foto ensaio 6

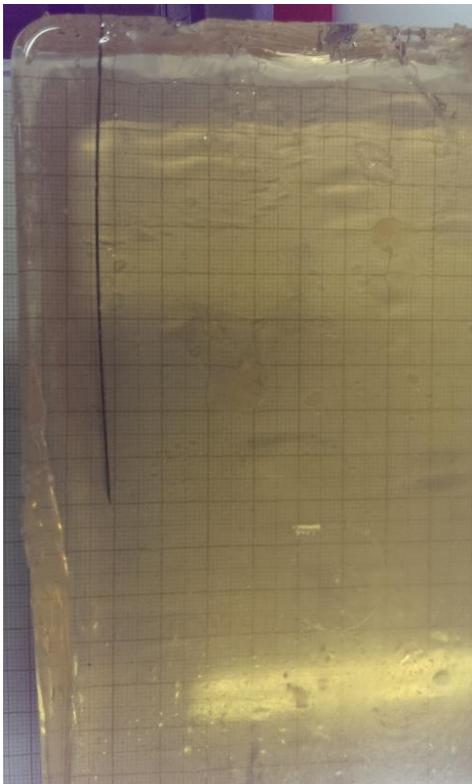


Figura 5.22 – Foto ensaio 7



Figura 5.23 – Foto ensaio 8

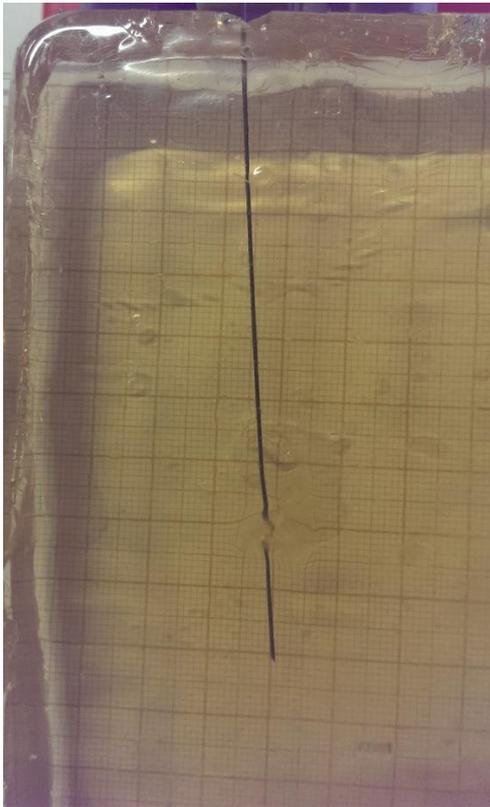


Figura 5.24 – Foto ensaio 9

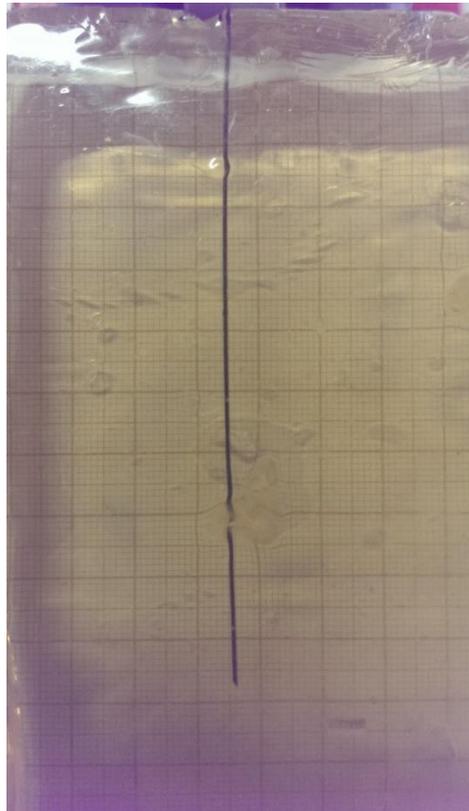


Figura 5.25 – Foto ensaio 10

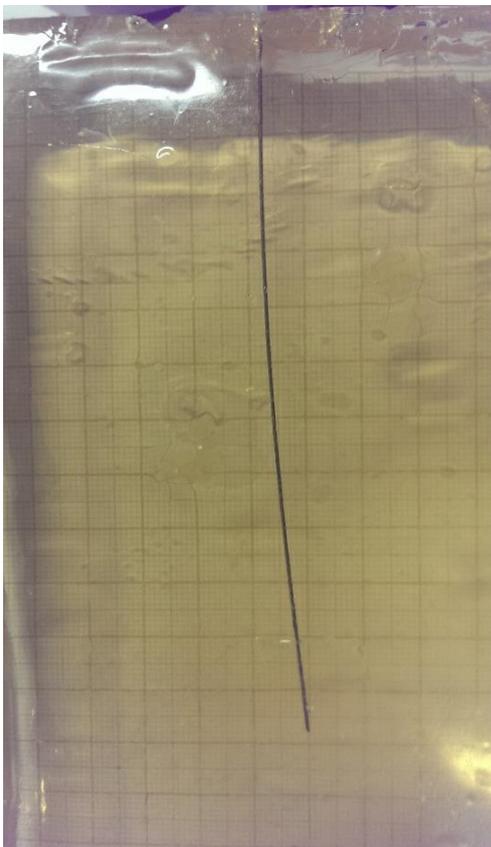


Figura 5.26 – Foto ensaio 11

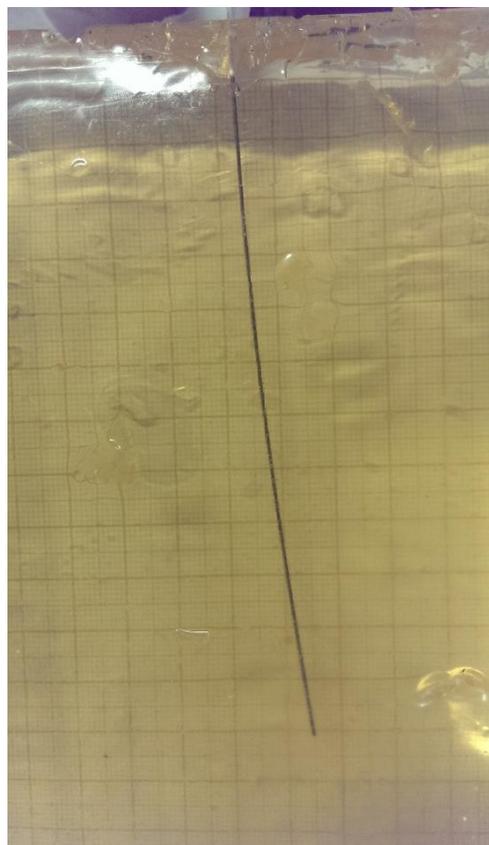


Figura 5.27 – Foto ensaio 12



Figura 5.28 – Foto ensaio 13



Figura 5.29 – Foto ensaio 14



Figura 5.30 – Foto ensaio 15

A Tabela 5.1 a seguir resume as principais características de cada ensaio.

Tabela 5.1 – Resumo dos dados obtidos.

Ensaio	Diâmetro da Agulha [mm]	Ângulo da ponta [°]	Tipo de tecido	Raio de curvatura [mm]	Arco percorrido [°]	Velocidade média [cm/s]	Força média [N]	Força Máxima [N]	Tempo de Inserção [s]
1	1,2	21,42	Gelatina	432,30	32,49	1,94	7,83	11,35	11,68
2	1,2	21,42	Gelatina	690,09	20,56	1,83	6,63	11,22	11,31
3	1,2	45,32	Gelatina	674,47	20,89	1,62	6,51	14,16	13,63
4	1,2	45,32	Gelatina	768,28	18,14	1,56	7,07	12,24	13,62
5	1,2	58,04	Gelatina	563,72	26,30	1,81	8,99	11,73	11,98
6	1,2	58,04	Gelatina	566,33	23,93	2,60	4,52	6,76	7,81
7	0,6	17,32	Gelatina	860,52	7,03	4,97	5,52	15,69	1,83
8	0,6	17,32	Gelatina	1088,14	6,25	1,54	8,19	13,77	5,89
9	0,6	30,03	Gelatina	2086,97	2,79	0,93	8,85	13,26	9,49
10	0,6	30,03	Gelatina	1382,00	4,44	5,97	6,92	15,81	1,50
11	0,6	56,14	Gelatina	954,69	8,01	0,94	6,90	10,58	11,78
12	0,6	56,14	Gelatina	1122,90	6,69	5,61	5,57	9,18	2,05
13	1,2	21,42	Fígado de Porco	787,14	15,24	1,22	7,21	11,22	14,29
14	1,2	45,32	Fígado de Porco	1506,57	8,13	1,10	8,05	13,01	17,04
15	1,2	58,04	Fígado de Porco	2678,23	4,13	1,05	4,23	11,10	18,11

6. DISCUSSÃO

Muitas questões e dúvidas existem sobre o comportamento da agulha no tecido. A Tabela 5.1 possibilita solucionar algumas delas.

A primeira delas é que uma maior velocidade não proporciona uma maior curvatura. Comparando agulhas de mesmo calibre e mesmo ângulo de bisel, os ensaios 1 e 2, 3 e 4 foram realizados com velocidades médias bastante próximas e geraram raios de curvatura bastante diferentes. Ensaio 11 e 12 obtiveram que a agulha inserida mais lentamente proporcionou um raio menor, ou seja, curvando mais. Já o 5 e 6 foram realizados com velocidades médias distintas obtiveram aproximadamente a mesma curvatura. Nos ensaios 7 e 8, 9 e 10 as agulhas inseridas mais rapidamente curvaram mais. Este resultado condiz com a teoria que afirma que a velocidade nada tem a ver com o ângulo de curvatura da agulha.

Já ângulo da ponta tem grande influência na curvatura. Dentre as agulhas testadas em grupos de mesmo tecido e mesmo calibre, a de menor ângulo sempre apresentou uma maior curvatura, mas não necessariamente em todos os experimentos. O mesmo não foi verdade para a de maior ângulo, pois parece haver certa aleatoriedade na curvatura para uma mesma agulha. Não se sabe a razão para isso, mas podem ser consideradas algumas hipóteses como a agulha não estar perpendicular ao tecido no momento da inserção, se é que isto causa alguma diferença, a não homogeneidade do tecido, principalmente no fígado de porco, mas possivelmente, também na gelatina, a flambagem da agulha no momento de inserção, a posição incorreta da ponta da agulha, fora do plano de inserção e/ou alguma pré-deformação no corpo da agulha. Apesar disso os resultados parecem condizer com a literatura, quanto menor o ângulo da ponta, maior a curvatura.

Comparando as diferenças resultantes dos diâmetros das agulhas inseridas em gelatina. As agulhas de menor calibre sempre apresentaram uma curvatura menor do que as de calibre maior, um resultado inusitado, visto que a agulha de menor calibre possui uma rigidez menor. É possível que isso tenha sido causado pelo comprimento desta, 13 cm, ser bem menor que o da agulha de 1,2 mm, 40 cm. Talvez se um comprimento maior tivesse sido inserido, as agulhas finas apresentariam uma curvatura maior. Observando-se as Figuras 5.16 a 5.21 há a impressão de que, apesar da trajetória ter sido aproximada a um raio constante, a curvatura parece não se distribuir uniformemente pelo corpo da agulha. Olhando-se com cuidado, principalmente a seção próxima à ponta da agulha parece não sofrer deflexão alguma, sendo que esta parece ocorrer mais para o meio da gelatina. Talvez por isso, pela seção inserida estar muito próxima à ponta, a deflexão da agulha de 0,6 mm tenha sido tão baixa. É possível também que a razão de aspecto (relação comprimento diâmetro) seja responsável pela maior ou menor rigidez. Mais testes são necessários.

Comparando-se, para a agulha de 1,2 mm, a inserção na gelatina e no fígado, a gelatina parece ser mais rígida, ou seja, menos elástica que o fígado. No fígado são necessárias grandes forças para

perfurar as membranas internas e externas, mas uma vez perfuradas, a agulha se move com muito mais facilidade, sendo necessárias forças menores, uma vez que o interior do fígado possui uma consistência mole e esponjosa. Possivelmente por isso as curvaturas no fígado tenha sido menores do que as respectivas curvaturas na gelatina.

Através do que pode ser percebido durante os ensaios com o fígado, acredita-se que a força necessária para perfurar a membrana externa tenha sido maior que as medidas nos gráficos das Figuras 5.1 a 5.15, porém, para facilitar a realização dos experimentos, todas as inserções foram feitas com a ponta da agulha pré-inserida. As Figuras 5.28 a 5.30 mostram como foi feita a inserção no fígado.

Os gráficos das Figuras 5.1 a 5.15 mostram a relação entre a força e a velocidade no tempo. A partir dos gráficos, é possível identificar três tipos principais de padrões.

O primeiro padrão é o aumento da média das forças em relação a média das velocidades devido ao aumento da área de contato da agulha com o tecido, conforme esta é inserida, aumentando linearmente o atrito. Esse fenômeno é bastante evidente na Fig. 5.14, em que a velocidade é relativamente constante e a força cresce linearmente.

O segundo e mais comum padrão é o aumento da velocidade junto com o aumento da força devido ao atrito viscoso entre o tecido e a agulha, que aumenta proporcionalmente com a velocidade. Este fenômeno aparece em todas as figuras e é especialmente evidente na Fig. 5.4.

O terceiro fenômeno acontece quando há uma diminuição brusca da velocidade e aumento brusco da força simultaneamente, seguido por uma diminuição brusca da força e aumento brusco da velocidade. Isto é causado pelo travamento do sistema de translação, que possui folgas. O aumento da barra de manipulação aumentou o problema, pois qualquer desalinhamento pequeno com seu eixo causa travamento. Foi possível evitar isso, porém, apoiando-se a célula de carga em uma superfície. Outro evento que causa este fenômeno é, no caso da inserção no fígado, o encontro da agulha com uma membrana interna de alta resistência. Ao encontrar com ele a agulha é forçada a parar e a força aumenta, quando esta é perfurada a força diminui e a velocidade aumenta. Esse padrão é bem evidente na Fig 5.15 onde é possível observar dois grandes picos de velocidade.

Com relação ao mecanismo desenvolvido, este foi capaz de realizar todos os experimentos propostos, porém apresentou diversos problemas que tornaram os resultados obtidos difíceis de interpretar e pouco conclusivos. Por ser uma inserção manual, a velocidade variava muito o que tornou impossível conclusões seguras sobre a influência da velocidade de inserção. A folga nas conexões com as guias que, como já mencionado, causava o travamento do sistema. Também o posicionamento da célula de carga na parte posterior da barra extensora fazia com que a força medida fosse a força na barra e não a força na agulha, logo, quando acontecia um travamento a força na agulha diminuía, pois esta parava de se mover, porém a força na barra aumentava e isso causou uma distorção do que realmente estava acontecendo nos resultados. Portanto, usar a força na barra como representante da

força na agulha não foi uma estratégia muito boa devido ao problema do travamento, que não havia sido previsto anteriormente.

Para resolver esses problemas poderia-se substituir a conexão por deslizamento por um mancal de rolamentos linear sem folga. O desalinhamento da barra de extensão devido ao aumento de seu tamanho poderia ser resolvido colocando-se um teceiro mancal central, fixo na base do cortador, para evitar a movimentação lateral desta. Também poderia-se pensar em um novo suporte para a célula de carga que permitisse posicioná-la logo antes da conexão com a agulha. Isso eliminaria a interferência das forças na barra de manipulação e permitiria uma medição mais verdadeira das forças na agulha. Ainda poderia-se considerar a instalação de um parafuso de potência acoplado a um motor elétrico para assim controlar-se a velocidade de inserção e poder fazer conclusões mais seguras sobre a influência da velocidade nos resultados obtidos.

Apesar dos problemas o dispositivo custou bastante barato. Foi melhor que pode ser obtido com os recursos limitados. Ele foi capaz de realizar todos os ensaios propostos e gerar dados que permitiam uma comparação, mesmo que superficial, das grandezas avaliadas e obter conclusões sobre o comportamento da agulha. O equipamento todo custou cerca de R\$ 200,00, sendo que o item mais caro, o cortador cerâmico, custou cerca de R\$ 90,00. O restante dos custos foram os metais para confecção das peças, parafusos, uma broca de 0,5 mm de diâmetro e material para fazer a gelatina. Os fios de níquel-titânio e os sensores foram todos fornecidos pelo Laboratório de Automação e Robótica (LARA).

7. CONCLUSÃO

7.1 ASPECTOS GERAIS

Neste trabalho, foi abordada a aplicação de agulhas em cirurgias minimamente invasivas e maneiras de fazer a guiagem desta para que atinja determinada estrutura anatômica de interesse. Mostrou-se em que áreas a inserção de agulhas é aplicada, como são divididas as partes da agulha e porque ocorre sua deflexão.

Em seguida analisaram-se as forças que interagem no processo de inserção de agulha, as tentativas de prever seu movimento dentro do tecido e as dificuldades relativas a esse procedimento devido à inconstância das propriedades deste.

Estudaram-se a diferentes técnicas de inserção de agulha utilizadas e formas de modificar seu raio de curvatura de maneira a otimizar uma trajetória. Também se mostraram os diferentes dispositivos inventados para realizar a guiagem, comparando suas vantagens e desvantagens.

Após toda essa pesquisa bibliográfica, elaborou-se um dispositivo manual afim de obter mais dados relativos aos diferentes aspectos da inserção da agulha. Foram feitos experimentos de inserção em uma receita caseira de gelatina balística e fígado suíno com agulhas de dois diâmetros diferentes 1,2 mm e 0,6 mm, e ângulos de ponta teóricos de 30, 45 e 60 graus. Os dados foram apresentados através de gráficos e fotos.

Foram analisadas as diferenças relativas aos diferentes, diâmetros, o tecido real e o tecido simulado, diferentes ângulos de ponta, diferentes velocidades de inserção.

Percebeu-se que ainda há muito a ser estudado e desenvolvido nesta área de pesquisa. A guiagem de agulhas é bastante promissora para as cirurgias minimamente invasivas, mas as formas de controle ainda precisam ser melhoradas. O material de estudo deu a entender que a inserção da agulha, ao menos em um tecido homogêneo, gera um comportamento preciso e confiável, quando na realidade a curvatura da agulha varia muito para as mesmas condições de teste e as curvas ainda são muito sutis. Para uma aplicação médica é necessário que se obtenham curvas mais acentuadas e uma repetibilidade maior do processo.

Apesar disso este trabalho permitiu conhecer a grandeza das forças envolvidas na inserção, que é fundamental para a elaboração do projeto das partes em um projeto mecânico para o desenvolvimento de mecanismos automatizados no futuro.

7.2 TRABALHOS FUTUROS

As características do tecido real e o comportamento da agulha dentro deles ainda são bastante complicados de prever e também variam muito. Ainda são necessários estudos nos mais diversos tecidos, musculares lisos e fibrosos, adiposos e diferentes órgãos. Espera-se que o dispositivo desenvolvido seja uma ferramenta que possa ser utilizada no futuro para estudos adicionais e uma melhor compreensão do problema.

Como a agulha utilizada no ensaio é na verdade um fio sólido e uma das características que contribuem na curvatura é a rigidez da agulha, é possível que uma agulha tubular apresente uma curvatura mais proeminente. Outro fator que contribui para a rigidez e pode beneficiar a curvatura da agulha é o módulo de rigidez do material. Nos experimentos acima foi usada uma agulha de níquel-titânio em regime superelástico à temperatura ambiente. Esse material, apesar de poder sofrer grandes deformações e recuperar sua forma original devido a transformação de cristais austeníticos para martensíticos induzida pela tensão, possui um módulo de elasticidade mais alto (75 – 83 GPa). Se ao invés disso, a agulha fosse feita da mesma liga, mas com um tratamento térmico que permitisse possuir um comportamento memória-de-forma à temperatura ambiente, ou seja, que seus cristais estivessem na forma martensítica a esta temperatura, o metal teria um módulo de elasticidade menor (28 – 40 GPa) e qualquer deformação gerada durante a inserção poderia ser facilmente retirada através do aquecimento desta, voltando a forma original, perfeitamente reta, como se fosse uma agulha nova (obs: para testes *in vivo* a liga deve estar em regime de memória-de-forma à temperatura do corpo). A necessidade de aquecimento da agulha não traria nenhum problema adicional ao procedimento uma vez que em uma situação cirúrgica normal, a agulha teria de ser esterilizada de qualquer maneira. Vale ressaltar que esse tipo de material já é utilizado de forma prática e eficiente na endodontia em limas para tratamento de canal.

A impraticidade de utilizar um metal tradicional de baixo módulo de elasticidade, como o alumínio (70 GPa), por exemplo, é a sua facilidade de deformação permanente sem possibilidade de recuperação de sua forma original.

Sugere-se portanto, para trabalhos futuros, além de testes com diferentes tipos de tecido, testes com agulhas tubulares e com ligas de memória-de-forma.

Seria interessante também melhorar o dispositivo de forma que fosse possível controlar a velocidade de inserção. Por causa da inserção manual, esta variava muito o que tornou difícil a análise dos dados. Com o controle da velocidade, será possível tirar conclusões mais confiáveis sobre a influência da velocidade na curvatura e da força na agulha.

Testes com agulhas como a de 0,6 mm mas com maior comprimento podem confirmar se o que causou a baixa curvatura da agulha de 0,6 mm foi realmente o pequeno comprimento de inserção. Para isso será necessário usar um método capaz de superar o problema da flambagem, como o método de roletes ou de inserção por micropassos. Apesar do método de antena telescópica tentar conter essa

flambagem, por a agulha ser muito fina, ela ainda é capaz de fletir bastante dentro da antena, portanto acredita-se não ser o método mais eficiente para isso.

A guiagem de agulhas ainda é uma técnica que tem muito a ser desenvolvido e ainda serão necessários muitos anos de pesquisa até que possa realmente ser usada em um paciente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABOLHASSANI, N. et al. Needle insertion into soft tissue: A survey. *Medical Engineering e physics*. Elsevier, v.29, n.4, p. 413-431, 2007.
- ALTEROVITZ R, et al. Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissues with obstacles. In: *Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*. 2005. p. 1652–7
- DIMAIO, S.; SALCUDEAN, S. Needle steering and motion planning in soft tissues. *Biomedical Engineering, IEE Transactions on*, v.52, n.6, p. 965-974, June 2005. ISSN 0018-9294.
- ENGH, J. et al. Flexible needle steering system for percutaneous access to deep zones of the brain. In: *Bioengineering Conference, 2006. Proceedings of the IEE 32nd Annual Northeast*. p. 103-104.
- FERRAZ, E. Estado atual da cirurgia híbrida Colo-Retal. *Rev. Bras. Videocir*, v.1,p.29-37,2003
- GERALDES, A.A. Desenvolvimento de uma plataforma robótica para guiagem de agulhas flexíveis em procedimentos cirúrgicos usando o método de micropassos., 2012. Trabalho de graduação de Engenharia de Controle e Automação. Faculdade de Tecnologia UnB Brasília DF.
- GLOZMAN D, SHOHAM M, Flexible needle steering and optimal trajectory planning for percutaneous therapies. In: *Proceedings of the medical image computing and computer-assisted intervention (MIC-CAI)*. 2004. p. 137–44.
- HAMBURG, H.L, Preliminary study of patient reaction to needle gauge, *NY State Dent* p.425-426, ano 1972.
- KATAOKA H, et al. A model for relations between needle deflection, force, and thickness on needle insertion. In: *Proceedings of the medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI)*. 2001. p. 966–74.

- KERDOK, A.E, et al. Truth cube: establishing physical standards for soft tissue simulation. *Med Image Anal* 2003;7:283–91.
- MALAMED, S.F, Manual de anestesia local. Capítulo 6. Agulha p. 99-106. Ano 2004 5 edição.
- MALLAPRAGADA, V. et al. Robot assisted real-time tumor manipulation for breast biopsy. In: *Robotics and Automation, 2008.ICRA 2008.IEE International Conference on* p.2515-2520.ISSN 1050-4729.
- MINHAS, D. et al. Modeling of needle steering via duty-cycled spinning. IN: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007.29th. Annual International Conference of the IEEE.* p.2756-2759. ISSN 1557-170 X.
- O’LEARY, M. D., et al. Robotic needle insertion: Effects of friction and needle geometry. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2003.* In press.
- OKAMURA, A.M, et al. Force modeling for needle insertion into soft tissue. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(10):1707–16.
- PICCIN, O. et al. A Force Feedback Teleoperated Needle Insertion Device for Percutaneous Procedures. *The International Journal of Robotics Research*, 2009. 28:1154 originally published online 19 May 2009.
- REED, K. et al. Robot-assisted needle steering. *Robotics Automation Magazine, IEE*, v.18, n.4, p. 35-46, dec 2011. ISSN 1070-9932.
- SICILIANO, B.; KHATIB, O. (Eds.). *Springer Handbook of Robotics*, Springer, 2008, ISBN 978-3-540-23957-4
- SIMONE C, OKAMURA A.M. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy. In: *Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation (ICRA).* 2002. p. 2085–91.
- SONG D, Personal communication, 2003. John Hopkins Medical Institution, Division of Radiation Oncology.

- SWENSEN, J. P. Torsional dynamics and rotational estimation of tip-steerable needles. Tese (Doutorado) – The Johns Hopkins University, 2011
- SWENSEN, J.; COWAN, N. Torsional dynamics compensation enhances robotic control of tip-steerable needles In: Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEE International Conference on. P.1601-1606. ISSN 1050-4729.
- TAYLOR, R. et al, 1995. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 14: 279–288.
- WEBSTER III R. J et al, Nonholonomic modeling of needle steering. 9th International Symposium on Experimental Robotics, 2005. In press.
- WEBSTER III R. J., et al 2006. Nonholonomic Modeling of Needle Steering. 9th International Symposium on Experimental Robotics. Springer Tracts in Advanced Robotics 21:35– 44.

Anexos

Anexo A – Programa de conversão do arquivo de forças

```
#Programa para extrair os dados de força do arquivo texto gerado pela
#celula de carga
for z in range(1,16):
    y=str(z)
    namefile1="forçaensaio"+y+".txt"
    namefile2="força"+y+".txt"
#Abre arquivo fonte como arquivo de leitura
    forr=open(namefile1,"r")
#Cria e abre um arquivo texto para escrever as forças medidas
    forw=open(namefile2,"w")

#Linhas sao salvas na variavel "linha" e separadas em um vetor de strings
    for linha in forr:
        if linha != "\n":
            if linha != "CH3\n":
#Transforma o string em uma lista
                linha=list(linha)
#Deleta as informações adicionais
                i=linha.index("=")
                del linha[i]
                while len(linha)>6:
                    del linha[0]
#Converte de volta para string
                linha="".join(linha)
#Grava no novo arquivo
                forw.write(linha)

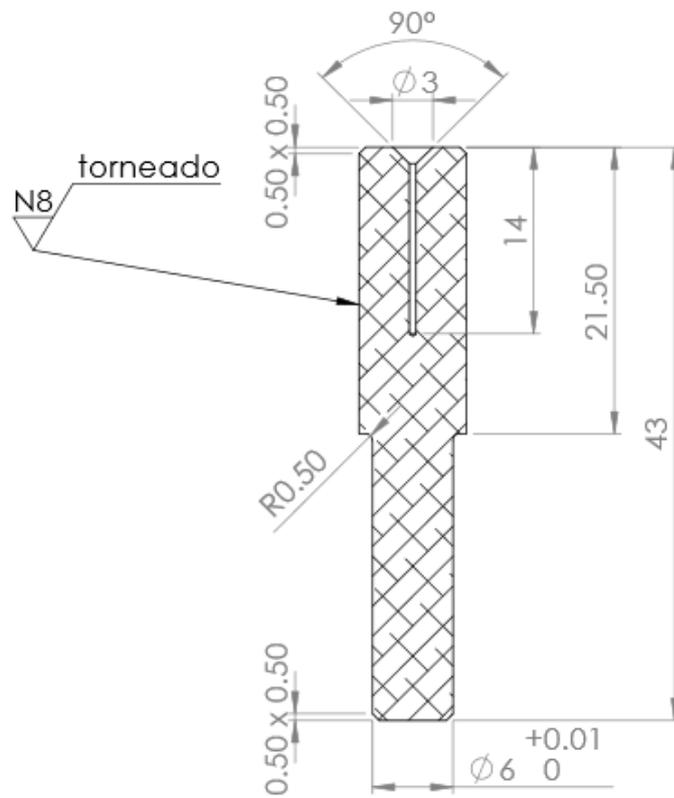
#Fecha ambos arquivos
    forr.close()
    forw.close()
```

Anexo B – Programa de converção do arquivo de velocidades

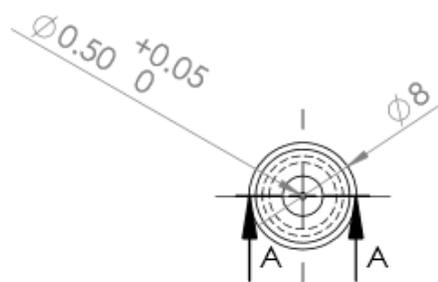
```
#Programa para extrair os dados de posicao do arquivo texto gerado pelo
#rastreador otico
for z in range(1,16):
    y=str(z)
    namefile1="velocidadeensaio"+y+".tsv"
    namefile2="velocidade"+y+".txt"
#Abre arquivo fonte como arquivo de leitura
    velr=open(namefile1,"r")
#Cria e abre um arquivo texto para escrever as posicoes medidas
    velw=open(namefile2,"w")

#Linhas sao salvas na variavel "linha" e separadas em uma lista de strings
    for linha in velr:
        linha=linha.split()
#Para cada linha, um valor de posicao é escrito no novo arquivo
        velw.write(linha[15]+"\n")
#Fecha ambos arquivos
    velr.close()
    velw.close()
```

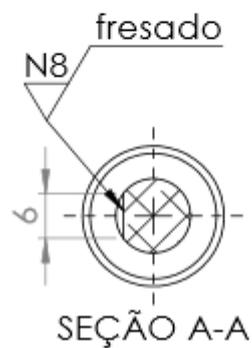
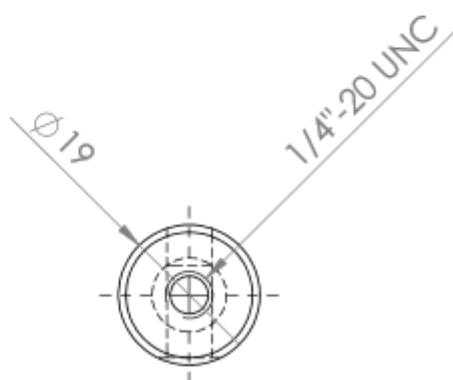
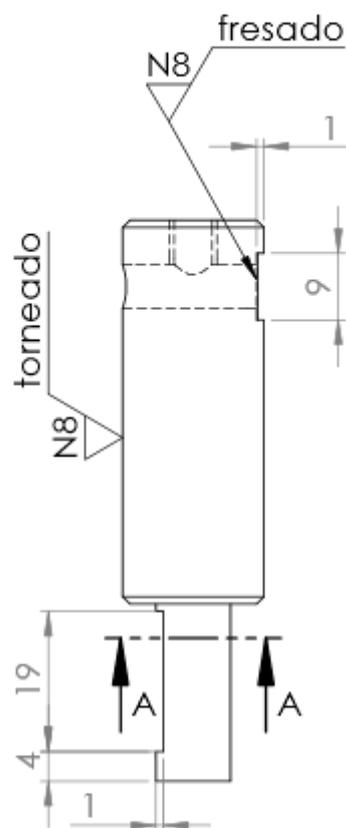
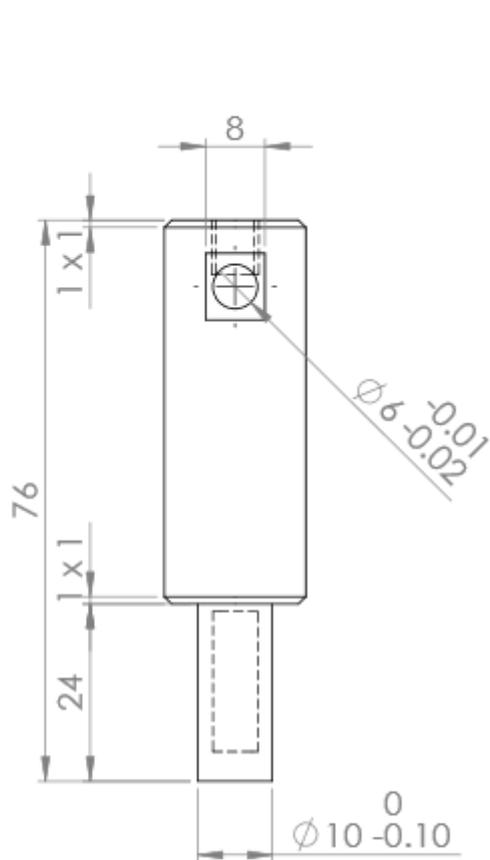
Anexo C – Desenhos Técnicos



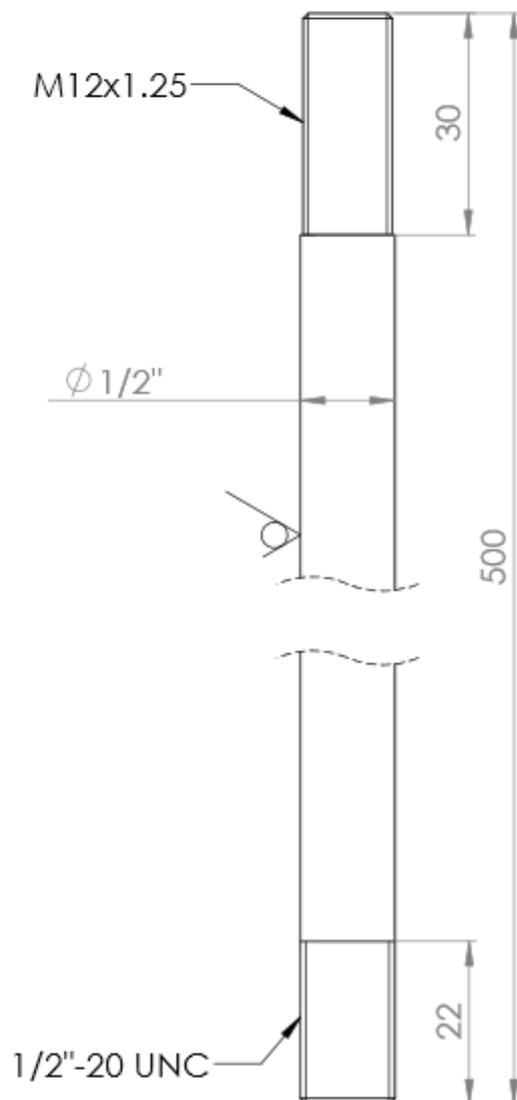
SEÇÃO A-A



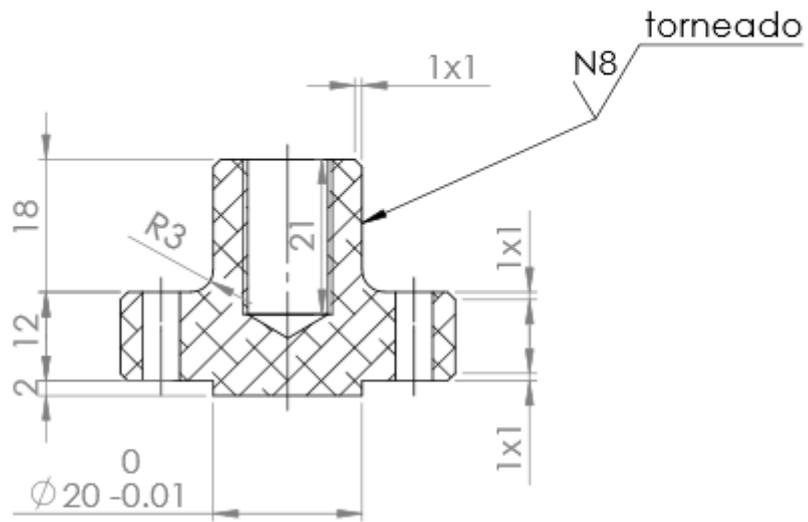
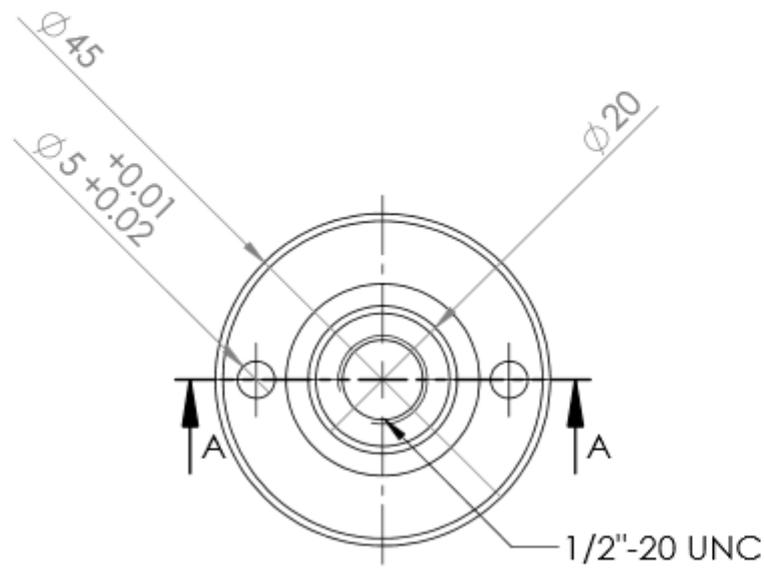
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: $\pm 0,1$ ANGULAR: $\pm 1^\circ$		ACABAMENTO: N8 torneado e furado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	1
DES. Paulo de Oliveira		ASSINATURA		DATA 15/05/2015		TÍTULO: Ponteira da agulha			
VERIF.						DES. N°		1/5	
APROV.						MATERIAL: Alumínio 6061		A4	
MANUF.						PESO:		ESCALA:2:1	
QUALID.						FOLHA 1 DE 1			



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ±0,1 ANGULAR: ±1°				ACABAMENTO: N8 Torneado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO 1	
NOME				ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES. Paulo de Oliveira						15/05/2015		Suporte da agulha			
VERIF.											
APROV.								DES. N° 2/5			
MANUF.											
QUALID								A4			
								ESCALA:1:1			
								FOLHA 1 DE 1			
								PESO:			
								ALUMÍNIO 6061			

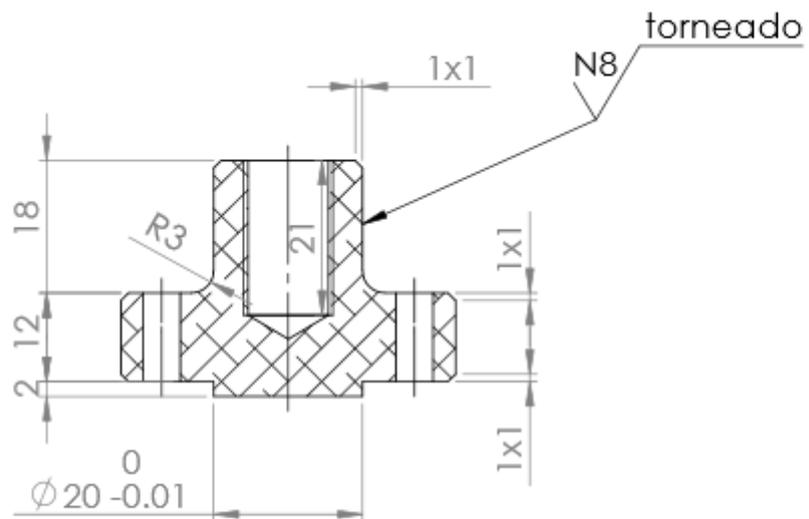
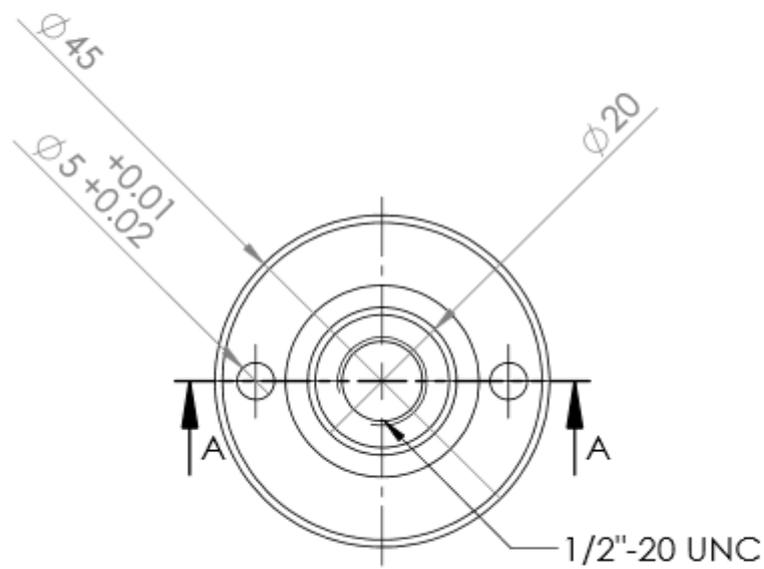


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ±0,1 ANGULAR: ±1°				ACABAMENTO: N8		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO		1	
NOME				ASSINATURA		DATA		TÍTULO:					
DES. Paulo de Oliveira						15/05/2015		<h1>Barra extensora</h1>					
VERIF.													
APROV.													
MANUF.													
QUALID								MATERIAL:		DES. N°		A4	
								Aço cromo inoxidável		3/5			
								PESO:		ESCALA:1:1		FOLHA 1 DE 1	



SEÇÃO A-A

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ±0,1 ANGULAR: ±1°		ACABAMENTO: N8 torneado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO		1	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:					
DES. Paulo de Oliveira				15/05/2015		Adapt cel carga M12					
VERIF.											
APROV.						DES. N°		4/5		A4	
MANUF.						MATERIAL:		Alumínio 6061		PESO:	
QUALID								ESCALA:1:1		FOLHA 1 DE 1	



SEÇÃO A-A

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: $\pm 0,1$ ANGULAR: $\pm 1^\circ$		ACABAMENTO: N8 torneado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO		1	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:					
DES. Paulo de Oliveira				15/05/2015		Adapt cel carga 1/2"					
VERIF.											
APROV.						DES. N°		5/5		A4	
MANUF.						MATERIAL:		Alumínio 6061			
QUALID.						PESO:		ESCALA:1:1		FOLHA 1 DE 1	