

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PROJETO DE MECANISMO DE ACOPLAMENTO PARA
INSTRUMENTOS DE CIRURGIA ARTROSCÓPICA

Eduardo Morita Ishihara

São Paulo
2011

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PROJETO DE MECANISMO DE ACOPLAMENTO PARA
INSTRUMENTOS DE CIRURGIA ARTROSCÓPICA

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em
Engenharia

Eduardo Morita Ishihara

Orientador:

Prof. Dr. Flavius Portella Ribas Martins

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2011

FICHA CATALOGRÁFICA

Ishihara, Eduardo Morita

**Projeto de mecanismo de acoplamento para instrumentos de
cirurgia artroscópica/ E.M. Ishihara. – São Paulo, 2011.
72 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1. Sistemas de apoio à cirurgia 2. Síntese de mecanismo de
acoplamento 3. Artroscopia I. Universidade de São Paulo.
Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.**

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, por me guiar e colocar pessoas importantes no meu caminho.

À minha família que me apoiou e me incentivou a atingir meus objetivos, me dando exemplos e referências de fins grandiosos.

Aos meus amigos, que me “suportaram” e puderam compreender os momentos difíceis e, mesmo assim, continuaram dando apoio quando necessário.

Ao Dr. Rogério Teixeira e aos outros médicos, que gentilmente deram suporte e informações de extrema importância, que transformaram um problema real em uma proposta de projeto a ser desenvolvido.

Aos professores Flavius P. R. Martins e Flavio C. Trigo, que não deixaram que eu desistisse, mesmo quando eu já rumava para outras direções.

RESUMO

As cirurgias artroscópicas, para correção de lesões ósteo-articulares, têm sido indicadas e realizadas com maior frequência devido a baixa morbidade desse procedimento em comparação com as cirurgias abertas. Além disso, há a redução do trauma aos tecidos envolvidos, menos dor para o paciente e o tempo de recuperação menor. Para tanto, é necessário um treinamento adicional do cirurgião, bem como instrumentos próprios que sejam adequados para maximizar os benefícios e a eficiência do procedimento cirúrgico. Entretanto, há algumas deficiências em relação ao instrumental utilizado, como é o caso do extravasamento de fluidos no sistema de acoplamento entre o artroscópio (instrumento fundamental para as cirurgias minimamente invasivas que permite a visualização da região operada) e a cânula (que possibilita a sua entrada no interior da cavidade a ser operada). Esse problema ocasiona uma piora na qualidade da imagem vista pelo cirurgião e dificulta a visibilidade correta das estruturas intra-articulares, comprometendo o resultado da cirurgia. Isso pode gerar falhas técnicas e resultados insatisfatórios com aumento do número de complicações e necessidade de reintervenções que, além de trazer riscos à saúde do paciente, dispendem recursos materiais e financeiros que poderiam ser investidos no tratamento de outros pacientes. Diante das reais necessidades, propõe-se um mecanismo de acoplamento entre os instrumentos cirúrgicos, que seja funcional e eficiente quanto à vedação.

Palavras-chave: Sistemas de apoio à cirurgia. Síntese de mecanismos de acoplamento. Artroscopia.

ABSTRACT

Arthroscopic surgery, for treatment of osteoarticular injuries, have been frequently performed due to the lower rates of morbidity compared with the open surgeries. Furthermore, there is a damage reduction to the tissues operated on, less pain for the patient and faster recuperation times. Despite its various benefits, arthroscopic techniques require additional surgical skills, as well as specific instruments that are suitable to improve surgical quality and efficiency. Unfortunately, some intrinsic deficiencies concerning the design of the utilized instruments have given rise to serious troubles like, for instance, the fluid leakage through the arthroscope (instrument which allow the viewing of joint area being operated) and the cannula (sheath that allows the introduction of the arthroscope into the joint space) in the coupling system. This leakage leads to low quality images viewed by the surgeon and it hampers proper visualization of the intraarticular structures, compromising the surgical result. Moreover, this can precipitate other technical problems and unsatisfactory results, accompanied by complications and the need for re-intervention which, besides increasing risks to patient health, wastes material and financial resources. Aiming to contribute to the solution of this serious drawback, it is designed a new coupling mechanism that exhibits a workable and efficient method of sealing.

Keywords: Surgery-aided systems. Coupling mechanisms. Arthroscopy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Vários tipos de artroscópio – fonte: Medifix, Inc.....	8
Figura 2	Graus de liberdade de um artroscópio rígido.....	8
Figura 3	Cânula do artroscópio com torneiras que regulam o fluxo de fluidos vários tipos de artroscópio	10
Figura 4	Remoção por arrasto de resíduos do campo visual do artroscópio.....	11
Figura 5	Sistema de vídeo, com monitor e gravador de vídeo.....	12
Figura 6	Exemplos de mandíbulas curvadas em relação à haste.....	13
Figura 7	Instrumentos manipuladores de tecidos.....	13
Figura 8	Motor para o controle dos <i>shavers</i>	14
Figura 9	Lâminas dos <i>shavers</i>	14
Figura 10	Instrumento auxiliador de suturas	15
Figura 11	Óptica da fabricante Stryker.....	18
Figura 12	Cânula compatível com a óptica da fabricante Stryker.....	19
Figura 13	Detalhe da guia.....	20
Figura 14	Modelo do artroscópio Stryker.....	20
Figura 15	Modelo da cânula Stryker	21
Figura 16	Posição natural imposta pelo anel elástico.....	22
Figura 17	Posição não natural, imposta manualmente	22
Figura 18	Rebaixo presente na óptica.....	23
Figura 19	A parte da óptica com menor diâmetro entra na cânula.....	23
Figura 20	A região cônica do artroscópio desloca o elemento deslocador para baixo (contra a força do anel elástico)	24
Figura 21	Avanço do artroscópio	24
Figura 22	Travamento do artroscópio	25
Figura 23	Acionamento manual do elemento deslocador para o destravamento .	25
Figura 24	Recuo do artroscópio.....	26
Figura 25	Indicação de possível extravasamento de fluido através do anel elástico interno.....	26
Figura 26	Exemplo de um caminho ligando o topo do quadrado até o fundo – fonte:Stauffer e Aharony (1991)	28
Figura 27	Contato real entre superfícies.....	29

Figura 28	Contato entre duas superfícies esféricas impostas por uma força F e formando uma área de raio r_0 – fonte: Persson (2006).....	30
Figura 29	Duas superfícies (área pontilhada e área tracejada) em contato parcial nos diferentes comprimentos de escala da rugosidade.....	31
Figura 30	Contato mecânico elástico entre dois sólidos –separação $u(x)$	32
Figura 31	Exemplo de área de contato nominal	33
Figura 32	Evolução do aumento ζ (de (a) para (d)). Em (c) observa-se o limiar de infiltração – fonte: Persson (2010).....	35
Figura 33	Influência do parâmetro de superfície γ no escoamento entre superfícies – fonte: Patir e Cheng (1978).....	37
Figura 34	Sistema de acoplamento proposto	40
Figura 35	Óptica	42
Figura 36	Vista em corte da óptica	42
Figura 37	Cânula	42
Figura 38	Vista em corte da cânula	43
Figura 39	Empurrador	43
Figura 40	Vista em corte do empurrador.....	44
Figura 41	Guia dupla	44
Figura 42	Vista em corte da guia dupla.....	45
Figura 43	Mola Compressora	45
Figura 44	(a) Mola helicoidal carregada longitudinalmente (b)Diagrama de corpo livre indicando as duas componentes atuando no arame do fio (cisalhamento direto e torcional). Fonte: Shigley (2005)	46
Figura 45	Deslizador	50
Figura 46	Vista em corte do deslizador.....	50
Figura 47	Deslizador - detalhe frontal do orifício	51
Figura 48	Pinos.....	52
Figura 49	Vista em corte do pino	52
Figura 50	Mola de retorno	53
Figura 51	Posição inicial – instrumentos desacoplados	53
Figura 52	Início do acoplamento com o contato da cânula com o empurrador....	54
Figura 53	Deslocamento da cânula e do empurrador	54

Figura 54	Seção do ressalto da cânula no interior do orifício de maior diâmetro, impedindo que o deslizador se desloque para baixo (em relação à óptica)	54
Figura 55	Início do deslocamento do deslizador	55
Figura 56	Acoplamento total da cânula com a óptica	55
Figura 57	Deslocamento do deslizador para cima, imposto pelo operador.....	56
Figura 58	Deslocamento até que o orifício de maior diâmetro do deslizador coincida com o diâmetro do ressalto	56
Figura 59	Desacoplamento da cânula pela expulsão de dentro do mecanismo pela ação da mola.....	56

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	2
1 REVISÃO DA LITERATURA	6
1.1 Descrição da Cirurgia.....	6
1.2 Instrumental de Observação Artroscópica	7
1.3 Instrumental de Intervenção Artroscópica	12
2 MATERIAIS E MÉTODOS	16
2.1 Visita técnica ao Hospital São Luís.	16
2.2 Visita técnica ao HSPE	16
2.3 Estado da Arte – Análise de patente	17
2.4 Definição completa dos objetivos do projeto.....	27
2.5 Análise do contato entre superfícies	27
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	39
3.1 Condição superficial e Extravasamento de fluidos	39
3.2 Desenvolvimento do mecanismo	39
3.3 Descrição do Funcionamento do Mecanismo Desenvolvido	53
3.3 Discussão.....	57
4 CONCLUSÕES	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62
ANEXOS	67

INTRODUÇÃO

O constante progresso observado no âmbito da medicina, especialmente a partir do final da Idade Média, gradualmente conduziu a uma ampliação do escopo original dessa ciência — a busca da cura do paciente, acrescentando-se a esse propósito a redução de desconforto e risco à vida do paciente bem como dos custos dos procedimentos médicos em causa.

No campo específico da cirurgia, os procedimentos minimamente invasivos surgiram recentemente como alternativa vantajosa em relação às técnicas de cirurgia aberta convencionais. Tais procedimentos tornaram-se possíveis graças ao desenvolvimento de um instrumento — o endoscópio, que permite a observação das cavidades do corpo humano durante o ato cirúrgico.

Segundo Nezhad (2005), Bozzini (1773-1809) pode ser considerado o pai da endoscopia, em razão de ter criado, em 1806, um instrumento (que hoje seria denominado citoscópio) composto por tubos e por uma vela usada como fonte de luz para a visualização interna da bexiga. Quase cinquenta anos mais tarde, em 1853, Désormaux (1815-1882) produziu um cistoscópio, cuja fonte de luz era uma chama resultante da combustão de gases. Outros aprimoramentos deram-se com Max Nitze (1848-1906) em 1876 e, com a criação da lâmpada elétrica por Thomas Edison em 1880, viabilizou-se o seu uso como fonte luminosa endoscópica. Em 1910, Hans Christian (1879-1937) desenvolveu um instrumento endoscópico voltado ao diagnóstico da região abdominal, que mais tarde foi aplicado à visualização da região torácica, sendo assim designado de tórax-laparoscópio.

Foi no ano de 1912 que Severin Nordentoft (1866-1922) apresentou no 41º Congresso da Sociedade de Cirurgiões da Alemanha os resultados da aplicação de seu próprio endoscópio não somente à cistoscopia e laparoscopia, mas também à exploração cirúrgica da articulação do joelho. Apesar de o instrumento apresentar dificuldades de visualização de certas porções da articulação (Jackson, 2003), Nordentoft certamente pode ser considerado o “pai da artroscopia”.

Tidos como pioneiros na ciência da artroscopia por várias décadas (até a descoberta dos artigos e documentos de Nordentoft), Kenji Takagi (1888-1963) e Eugen Bircher (1882-1956) ocupam um lugar proeminente na história da artroscopia,

dadas as importantes contribuições desses cientistas ao desenvolvimento de artroscópios, principalmente no campo dos diagnósticos de doenças das articulações do joelho.

No ano de 1931, Michael Burman (1896-1974) desenvolveu um artroscópio que incorporava algumas características de instrumentos que até então eram usados em outras aplicações de endoscopia. Com isso, tornou-se possível não apenas o exame da articulação do joelho, mas também do pulso, cotovelo, ombro e tornozelo. Contudo, somente em 1955 Masaki Watanabe (1921-1994) realizou a primeira cirurgia de artroscopia, no caso, destinada à remoção de um tumor do joelho. Cabe destacar que antes desse evento os procedimentos artroscópicos eram realizados em cadáveres ou, então, tinham caráter exclusivamente diagnóstico.

Durante as décadas seguintes, observou-se um grande avanço na artroscopia graças, principalmente, à evolução tecnológica do instrumental de observação e de operação — o sistema de vídeo e câmera, aliado aos cabos de fibras ópticas para transmissão de luz propiciou melhor visualização da região a ser operada, enquanto que a utilização de motores elétricos como fonte de amplificação de potência favoreceu a realização de operações de remoção de tecidos mais complexas.

Apesar da técnica cirúrgica por artroscopia ser relativamente recente, há pouca dúvida de que as técnicas desenvolvidas no âmbito dessa especialidade cirúrgica tenham trazido grandes benefícios aos pacientes. A precisão no diagnóstico, a operação definitiva com o menor índice de danos (devido às pequenas incisões necessárias) e o baixo índice de complicações verificadas durante esse tipo de cirurgia, tornou possível a sua aplicação a todos os tipos de articulações do corpo humano. Para tanto, porém, é necessário que o cirurgião disponha de instrumental que atenda aos requisitos de qualidade impostos pela comunidade especializada em procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos. Embora nos países mais desenvolvidos os cirurgiões dos hospitais e centros cirúrgicos disponham de instrumentos de elevada qualidade para o atendimento a todas as especialidades cirúrgicas e, em particular, a artroscopia, a realidade dos médicos e cirurgiões que atuam nos hospitais públicos brasileiros é bastante diversa.

Atualmente, segundo a Sociedade Americana de Ortopedia para Medicina Esportiva (The American Orthopaedic Society for Sports Medicine – AOSSM), são realizados mais do que quatro milhões de cirurgias artroscópicas de joelho a cada ano no mundo inteiro. De acordo com Eynon *et al* (2004), a artroscopia de joelho é o procedimento diagnóstico e terapêutico mais comum realizado mundialmente.

O procedimento artroscópico, codificado na tabela da Associação Médica Brasileira de 1992, deveria ser efetuado em boa parte dos hospitais de média e alta complexidade. No entanto, cerca de 70% da população brasileira é dependente do Sistema Único de Saúde (SUS), que possui poucos centros com o instrumental necessário para a realização de artroscopias. Diante dessa realidade, os centros que executam esses procedimentos estão longe de abarcar a demanda de pacientes por esse tipo de intervenção, de modo que a maioria permanece sem atendimento ou então em filas de espera que podem chegar a mais de dois anos.

Uma das razões para isso é o alto custo do instrumental utilizado em artroscopia, pois a quase totalidade desses aparelhos é importada. Além do alto custo, os variados problemas decorrentes da utilização inadequada desse instrumental também acarretam sérios prejuízos ao atendimento dos pacientes que necessitam desse tipo de cirurgia.

Outro agravante do alto custo dos instrumentos é a vigência, nos hospitais públicos, de um processo burocrático demorado que atrasa a aquisição de novos instrumentos e de peças de reposição. Assim, componentes de instrumentos que eventualmente encontram-se danificados tardiamente são repostos, comprometendo a qualidade dos procedimentos realizados, bem como colocando em risco a saúde do paciente.

Portanto, uma das opções frente a realidade é o aumento da oferta de equipamentos alternativos, com tecnologia nacional, que incorpore inovações técnicas e apresente eficiência na sua funcionalidade, a fim de proporcionar facilidades na sua aquisição e manutenção, em substituição ao elevado custo do instrumental importado e algumas vezes deficiente, que hoje é utilizado nos procedimentos artroscópicos.

Diante desse tema optou-se por investigar, junto à comunidade de especialistas do setor, as principais deficiências exibidas pelo instrumental de

artroscopia produzido pela indústria nacional, de modo a abordar o problema técnico de maior relevância para obter soluções viáveis. Foi evidenciada uma problemática em relação à conexão entre dois tipos diferentes de instrumentos utilizados no procedimento artroscópico, principalmente no que diz respeito à ineficiência de vedação dessa conexão. Com essa falta de vedação, a própria cirurgia fica comprometida, gerando riscos para o paciente.

Para o melhor entendimento da problemática em questão, desejou-se conhecer o procedimento de artroscopia propriamente dito, tanto para estabelecer as condições de contorno do problema como para a familiarização com o tema abordado. Assim, a consolidação dos reais objetivos do projeto foi feita após o conhecimento abrangente do tema abordado, e será posteriormente descrito.

1 REVISÃO DA LITERATURA

1.1 Descrição da Cirurgia

A artroscopia é um procedimento diagnóstico ou cirúrgico minimamente invasivo utilizado principalmente para a correção de lesões ósteo-articulares. Tal procedimento exige a realização de pequenas incisões de modo a permitir que instrumentos diagnósticos e cirúrgicos sejam inseridos e manipulados exteriormente ao corpo do paciente. Como o próprio nome sugere, a artroscopia é realizada em juntas e articulações, tais como ombro, joelho, tornozelo, punho, quadril.

As técnicas artroscópicas abrangem: 1) visualização interna, para diagnóstico e identificação das estruturas anatômicas e possíveis lesões; 2) operações cirúrgicas diversas como, por exemplo, remoção ou reparo dos meniscos e regularização de tecidos irregulares ou lesionados (incluindo-se cartilagem, ligamentos, fraturas, tendões, inflamações, tumores, cistos e infecções articulares).

Após o preparo do instrumental e equipamentos necessários, por parte do instrumentador com paciente anestesiado, realizam-se pequenos cortes chamados portais, no campo cirúrgico com auxílio de bisturi. Cabe destacar, que esses portais são aprofundados e ampliados durante a inserção das cânulas (em formato espiral) utilizadas durante a cirurgia para permitir a passagem dos diversos instrumentos requeridos. Após a instalação das cânulas, o artroscópio é introduzido no espaço articular, juntamente com as cânulas de entrada e saída de fluido que são alimentadas por uma bomba de infusão. Isso permite a insuflação e infusão de líquido na articulação previamente a introdução do artroscópio e das pinças. Com isso, o cirurgião passa a dispor do aparato necessário à visualização e localização dos tecidos a serem operados, e, assim, manipular os instrumentos e efetuar os procedimentos necessários.

É importante salientar que a bomba de infusão acima referida alimenta a cavidade articular com soro fisiológico de forma controlada, com um duplo propósito: ampliar a área de visualização do campo cirúrgico e estabelecer um mecanismo de controle do sangramento. Satisfeitas essas duas condições, geram-se imagens de boa qualidade, nas quais se podem observar as estruturas de interesse.

Após a montagem do sistema de visualização, os demais instrumentos necessários à cirurgia, como, por exemplo, *shavers* (lâminas) ou manipuladores de

tecidos, são inseridos através das cânulas previamente instaladas na articulação do paciente. Em alguns casos de inserção de âncora ou cortes em cartilagens, porém, é necessário fazer a sutura dos tecidos, quando, então, outros instrumentos específicos podem ser utilizados para facilitar a execução da técnica a ser aplicada, como por exemplo, o nó de sutura.

As cirurgias artroscópicas, além de serem mais seguras do que as respectivas cirurgias abertas, conduzem a um tempo de recuperação do paciente bem menor e, conseqüentemente, levam a uma redução nos gastos de estadia hospitalar e retorno as atividades mais precocemente. Todavia, o campo da artroscopia não é isento de riscos. Conforme destacado pelo Dr. Rogério Teixeira de Carvalho (CRM 87841), um dos mais graves (e, infelizmente, comuns) eventos que podem ocorrer durante um procedimento de artroscopia consiste no vazamento de fluidos (sangue, fluido de irrigação ou medicação) tanto para outros tecidos interiores quanto para fora da cavidade cirúrgica. Infelizmente, tal problemática é bastante recorrente na realidade brasileira, razão pela qual se faz necessário desenvolver, em caráter de urgência, tecnologia apropriada ao melhoramento dos referidos instrumentos, pois alguns procedimentos como a reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho a principal causa de falha consiste em erro técnico, sendo uma das causas a dificuldade de visualização apropriada.

1.2 Instrumental de Observação Artroscópica

A cirurgia convencional aberta possui a vantagem de permitir a fácil observação da região a ser operada, enquanto que, no caso dos procedimentos minimamente invasivos, as drásticas restrições impostas ao campo visual do cirurgião exigem a aplicação de técnicas ópticas e de processamento de imagens que facilitem a visualização dos tecidos e estruturas de interesse. No caso da artroscopia, em particular, como o interior de juntas e articulações abrange um espaço muito limitado, os requisitos de projeto da óptica do artroscópio bem como dos algoritmos de processamento de imagens, são ainda mais exigentes.

Os principais instrumentos utilizados em um típico procedimento artroscópico são: artroscópio, sistema da cânula, sistema de iluminação, sistema de vídeo e instrumental cirúrgico.

O artroscópio (que pode ser visto na Figura 1) é constituído por uma ocular, um conjunto de lentes e um cabo de fibra óptica para conduzir luz ao campo cirúrgico. Nesse sistema óptico utilizam-se lentes de pequeno diâmetro, mas com grande espessura (as chamadas *rod lenses*), que geram um campo de visão claro e amplo. As principais características que distinguem a qualidade dos artroscópios são o ângulo de visualização, o diâmetro, a qualidade da imagem gerada e a facilidade de esterilização.



Figura 1 Vários tipos de artroscópio – fonte: Medifix, Inc.

O ângulo de visualização, medido a partir do eixo óptico, estabelece as fronteiras da superfície cônica que delimitam o campo de visão. Os artroscópios mais utilizados nas cirurgias de joelho e ombro são aqueles que possuem ângulos de visualização de 30° e 70° (vide Figura 2), de modo que, mediante adequada atuação sobre os graus de liberdade do instrumento consegue-se realizar uma ampla varredura do campo cirúrgico.

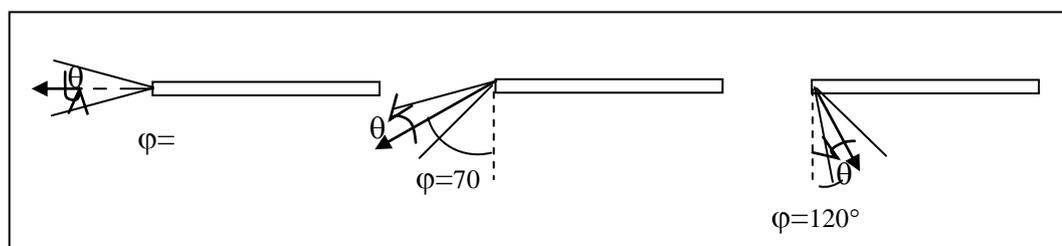


Figura 2 Graus de liberdade de um artroscópio rígido

O diâmetro do artroscópio, limitado pelo diâmetro de suas lentes internas, é fator determinante para a escolha de um instrumento que, face às dimensões da junta a ser operada, permita maior manuseabilidade aliada a pequeno risco de dano na interface dos tecidos. A grande parte dos artroscópios em uso possui diâmetros entre 1,5mm e 4,0mm. Nos procedimentos realizados no pulso, cotovelo e tornozelo são utilizados artroscópios de 2,5mm; quando realizados no joelho, ombro e bacia são usados os de 4,5mm. Além dos aspectos dimensionais, esses artroscópios diferem em relação a resistência mecânica apresentada, sendo que o campo visual tanto do artroscópio de maior diâmetro quanto do menor são iguais.

A qualidade da imagem gerada pelo artroscópio é de extrema importância para o cirurgião, uma vez que este a utiliza como referência exclusiva para explorar o campo cirúrgico. Caso a imagem apresente pouca nitidez, distorções geométricas e outros tipos de ruídos, o cirurgião terá maior dificuldade para discernir as estruturas críticas do procedimento cirúrgico em foco, do que poderá advir toda uma série de consequências indesejáveis. Dentre os fatores externos que podem afetar de maneira significativa a qualidade da imagem, a presença de sangue ou de resquícios de tecidos exógenos no campo cirúrgico consiste num dos mais graves.

O procedimento de esterilização de artroscópios mais utilizado nos hospitais consiste em inseri-los em autoclaves aquecidos até cerca de 140°C; a esterilização química não é uma alternativa, pois o sistema óptico do artroscópio dificilmente poderia resistir aos efeitos danosos de uma solução desinfetante, além de restrições impostas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

A cânula, também chamada de portal ou bainha, é inserida na cavidade cirúrgica passando pelas pequenas incisões feitas na pele do paciente. Como o próprio nome sugere, tal instrumento é composto de um tubo cilíndrico (vide Figura 3) através do qual o artroscópio é inserido. Sua função é permitir que o artroscópio acesse a região cirúrgica e fique mecanicamente protegido de eventuais impactos com outros instrumentos dentro da cavidade cirúrgica (como as lâminas cortadoras, que serão detalhadas posteriormente).



Figura 3 Cânulla do artroscópio com torneiras que regulam o fluxo de fluidos vários tipos de artroscópio

No procedimento cirúrgico e diagnóstico, a modificação do campo visual proveniente do artroscópio exige que este seja inserido e retirado repetidamente ou que haja a rotação e translação do instrumento pelas incisões. Assim, o movimento relativo entre o corpo do artroscópio e o tecido epitelial poderia provocar traumas nesse tecido. Entretanto, a movimentação do artroscópio é feita dentro da cânula, eliminando o contato direto com o tecido epitelial, o que demonstra outra importância do uso das cânulas.

Além disso, as cânulas atuam como um dispositivo auxiliar no controle de pressão no interior da articulação, pois possuem duas válvulas que se conectam à bomba infusora que controlam diretamente o fluxo passante para a cavidade cirúrgica. Como o fluxo do fluido proveniente da bomba infusora passa internamente à cânula e externamente ao artroscópio, sendo ejetado na região frontal das lentes do artroscópio (como pode ser visto na Figura 4), tal fluxo arrasta eventuais fragmentos de tecido e sangue, afastando do campo visual do artroscópio. Assim, a injeção do fluido na região cirúrgica, além de possibilitar que a cavidade permaneça pressurizada e, conseqüentemente expandida, também permite a visualização “limpa” do sítio em operação.

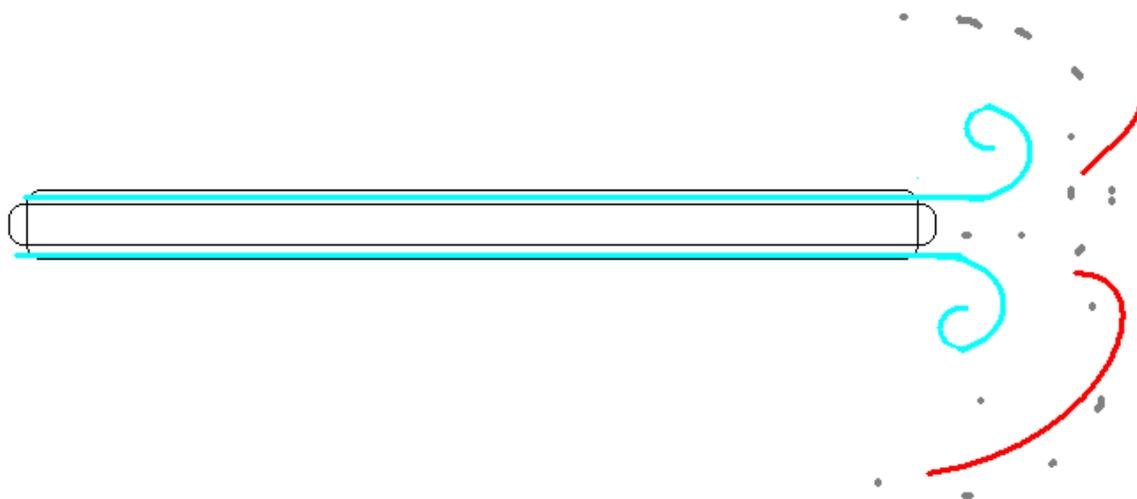


Figura 4 Remoção por arrasto de resíduos do campo visual do artroscópio

É importante notar que, nas cânulas que apresentam duas válvulas, uma delas é utilizada para admissão do fluido e a outra para eventuais escapes de despressurização.

A junção cânula-artroscópio se faz por meio de uma conexão especial que permite que o artroscópio seja conectado na posição desejada, de forma segura. Para tanto, é necessário que essa conexão seja projetada de forma a impedir vazamento de fluidos (pois isso provocaria um descontrole da pressão no interior das juntas) e a apresentar flexibilidade que permita ao cirurgião orientar a objetiva do artroscópio na direção da região de interesse. A propósito, deve-se destacar que, durante a rotação do artroscópio, a cânula deve se manter estacionária em relação à junta, pois assim se evitam traumas na região do portal. É importante também que a junção seja projetada de maneira a permitir que os atos de conexão e desconexão sejam feitos rapidamente, poupando tempo precioso do cirurgião, que, assim, pode se voltar inteiramente para o procedimento cirúrgico.

O sistema de iluminação de um artroscópio consiste de uma fonte de luz externa (branca ou de xenônio) e de um agregado de cabos de fibra óptica para sua transmissão desde a fonte até o campo cirúrgico. Convenientemente iluminada, imagens dessa região, obtidas por meio de uma micro-câmera digital associada à óptica do artroscópio, são convertidas em sinal de vídeo e projetadas em um monitor, de modo a que os membros da equipe cirúrgica possam visualizar o interior da junta e, assim, realizar a cirurgia a bom termo (Figura 5). Esses recursos visuais,

associados a um gravador de vídeo, permitem que todo o procedimento médico seja gravado, com propósitos tanto documentais quanto educacionais.



Figura 5 Sistema de vídeo, com monitor e gravador de vídeo

1.3 Instrumental de Intervenção Artroscópica

A cirurgia artroscópica pode envolver atuação em meniscos, cartilagem, ligamentos, tendões ou tecido ósseo, sendo necessário o corte e a respectiva extração de fragmentos dos tecidos da junta. Para preservar a vantagem de um procedimento minimamente invasivo, utiliza-se uma variada gama de instrumentos cirúrgicos acionados manualmente ou por meio de um sistema de acionamento motorizado.

Os instrumentos ditos *mecânicos* são ativados manualmente pelo cirurgião, cuja força manual é transmitida para a ponta da ferramenta por meio de um sistema de cabos, alavancas e engrenagens. A haste desses instrumentos pode ser retilínea ou curva e as mandíbulas podem apresentar angulação em relação ao eixo principal da haste. Os instrumentos mais utilizados dessa classe de instrumentos são as pinças artroscópicas que exercem as funções de *manipular*, *cortar* e *furar*. Dentre os instrumentos que exercem a mesma função, observa-se grande variedade de

formas (presença de ângulos e/ou curvas em relação ao eixo principal) e tamanhos (vide Figura 6 e Figura 7)



Figura 6 Exemplos de mandíbulas curvadas em relação à haste



Figura 7 Instrumentos manipuladores de tecidos

Os instrumentos ditos *motorizados* usualmente fazem parte de um sistema composto por *unidade de controle*, *manipulador*, *cabos de conexão* (entre unidade de controle e manipulador), *lâminas* e *unidade de sucção* (vistas nas Figura 8e e Figura 9). Esses instrumentos também são conhecidos como *lâminas cortadoras*, já que sua função principal é cortar e remover tecidos indesejáveis; mas também realizam a sucção do tecido cortado de modo a extraí-lo da cavidade cirúrgica. A utilização de instrumentos motorizados é necessária em todas as situações em que o cirurgião lida com tecidos de dureza, cujo seccionamento viria a exigir um grande esforço físico caso fossem utilizadas as ferramentas mecânicas citadas anteriormente.



Figura 8 Motor para o controle dos *shavers*



Figura 9 Lâminas dos *shavers*

Além dos instrumentos mecânicos e motorizados descritos acima, as cirurgias artroscópicas requerem uma grande variedade de outros instrumentos que não se enquadram em nenhuma dessas duas categorias. Dentre esses, podem-se citar, por exemplo, os instrumentos para auxílio da sutura e os empurradores de nós (vide Figura 10).

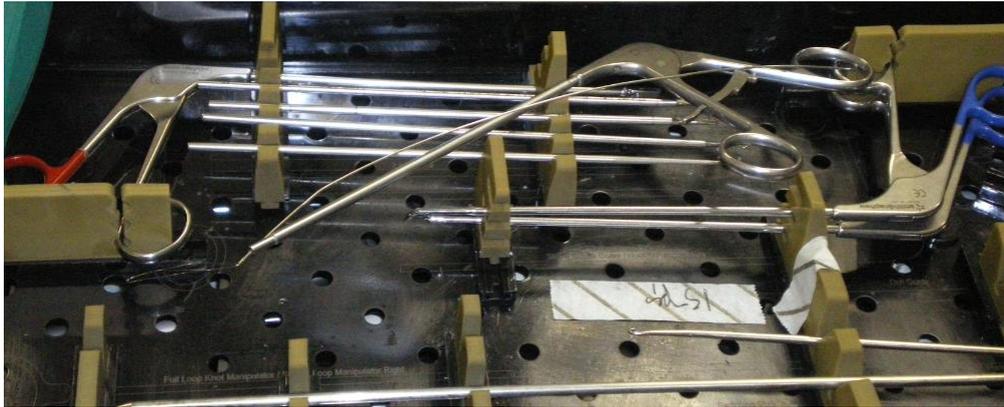


Figura 10 Instrumento auxiliador de suturas

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Visita técnica ao Hospital São Luís.

A aplicação do sistema de acoplamento estudado em questão está intimamente ligada à medicina, no campo das cirurgias artroscópicas, cuja interface com a engenharia delimita as condições de projeto do sistema. Assim, surgiu a necessidade de contextualização com o tipo de aplicação do sistema, para que as fronteiras do problema abordado fossem delineadas.

Com esse propósito, estabeleceu-se contacto com o Dr. Leomar Severiano Moraes Arroyo (CRM45937), cirurgião artroscopista do Hospital Universitário da USP (HU – USP) e do Hospital São Luís que, entrevistado no dia 07 de janeiro de 2010, cortesmente descreveu os procedimentos artroscópicos típicos.

Posteriormente, no dia 13 de janeiro de 2010, a convite desse cirurgião, pôde-se observar uma cirurgia de artroscopia de ombro, realizada no Hospital São Luís – Unidade do Morumbi (o Hospital São Luís localiza-se na Rua Engenheiro Oscar Americano, nº 830, no bairro do Morumbi).

Nessa ocasião, foi possível entrar em contato com o instrumental utilizado no procedimento cirúrgico, cuja análise em operação permitiu o entendimento geral da artroscopia. Averiguaram-se as limitações de movimento dos instrumentos e do campo visual (determinados pelo pequeno espaço da cavidade articular), os esforços realizados pelos cirurgiões (análise qualitativa), o número de repetições e frequência de movimentos de cada um dos instrumentos.

2.2 Visita técnica ao HSPE

A definição da problemática do projeto fundamentou-se numa investigação feita com a participação do Dr. Rogério Teixeira de Carvalho (CRM 87841), cirurgião artroscopista do Hospital do Servidor Público Estadual - HSPE (São Paulo), que gentilmente propôs-se a participar como colaborador do presente projeto.

Segundo o Dr. Rogério, um dos mais graves eventos que podem ocorrer durante um procedimento de artroscopia é o extravasamento de fluidos através do pertuito dos instrumentos utilizados (em especial, entre a cânula e o aparelho óptico - artroscópio). Miller *et al.* (2004) também apontam o extravasamento de fluidos

como uma complicação potencial, que pode comprometer a visualização da área operada, prejudicando assim o andamento do procedimento médico.

Com a colaboração do Dr. Rogério de Carvalho, pôde-se ter contacto com um sistema de acoplamento, durante uma cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior e reparo meniscal, realizada no dia 16 de abril de 2010, no HSPE. Nessa ocasião, aspectos dimensionais e geométricos dos instrumentos do sistema de acoplamento foram analisados, bem como o funcionamento do mecanismo envolvido.

Para fundamentar e justificar o projeto desenvolvido, outros cirurgiões artroscopistas foram contatados. Outro especialista na área de artroscopia contatado foi o Dr. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi (CRM 111501), que se dispôs a auxiliar o andamento do projeto com o esclarecimento de dúvidas.

2.3 Estado da Arte – Análise de patente

Paralelamente a essas atividades voltadas à compreensão dos procedimentos cirúrgicos, explorou-se a literatura pertinente de modo a se abranger o estado da arte de sistemas de acoplamento entre cânula e óptica de artroscópios, principalmente com a revisão de patentes e catálogos existentes. Para tanto, foi utilizada principalmente a base de patentes virtual do Free Patents Online (2010).

Notou-se que não existem na literatura muitas pesquisas relacionadas ao referido sistema de acoplamento, em virtude, ao que se sabe, dos interesses econômicos advindos da proteção de direitos autorais e exclusividade garantidos por patentes ainda não divulgadas.

Com base no estudo de patentes e na interação com o mecanismo utilizado no procedimento supracitado, as suas principais características mecânicas e funcionais foram levantadas, a fim de se fundamentar a síntese do sistema de acoplamento. Tais características estudadas serviram de auxílio para a elaboração de modelos computacionais para o melhor entendimento dos mecanismos.

Utilizou-se o programa computacional de projeto mecânico 3D da Autodesk® (Inventor® 2010/2011) para a elaboração tanto dos mecanismos estudados (do estado da técnica), quanto para os modelos propostos para tal projeto. Houve a necessidade de familiarização com a ferramenta computacional para que os estudos

fossem viabilizados. Conseqüentemente, critérios de projeto, como dimensões e geometrias, puderam ser facilmente visualizados e projetados.

Através das cirurgias assistidas no Hospital do Servidor Público Estadual (realizada pelo Dr. Rogério) e no Hospital São Luís, foi possível entrar em contato com o instrumental cirúrgico. O mecanismo de acoplamento entre a cânula e a óptica utilizada no HSPE, da marca Stryker, foi escolhido como modelo base para o projeto, principalmente por ser utilizado comumente nos hospitais brasileiros, segundo o Dr. Rogério. Nas Figura 11 e Figura 12, o instrumento da fabricante é mostrada com mais detalhes.



Figura 11 Óptica da fabricante Stryker



Figura 12 Cãnula compatível com a óptica da fabricante Stryker

Verificou-se outros tipos de sistemas de acoplamento, principalmente de instrumentos de outros fabricantes. Os instrumentos das marcas Karl Storz, Linvatec, Richard Wolf e Dyonics pouco diferem em relação ao sistema de acoplamento apresentado pela Stryker. Assim, pode-se adotar o modelo da marca Stryker como base, sem perdas de generalidades que podem comprometer a aplicabilidade do mecanismo meta.

A busca por patentes foi feita para que se pudesse analisar o estado da arte. Ziegler et al. (1995) apresenta uma cãnula da fabricante Stryker. Lim et al. (2001) propõem um outro sistema de acoplamento, sob a marca Linvatec. Já Wilson (1988) detalha uma cãnula da fabricante Storz.

No sistema óptico e de irrigação do artroscópio da fabricante Stryker, o acoplamento entre os dois instrumentos ocorre com um alinhamento pré-determinado, garantido pela presença de uma guia quadrada, mostrada na Figura 13.



Figura 13 Detalhe da guia

A mesma geometria dessa guia está presente na óptica, para garantir o posicionamento angular relativo entre os dois elementos conectados.

Para o melhor entendimento do funcionamento do acoplamento desse sistema, utilizou-se o *Autodesk Inventor*[®] para a construção de um modelo gráfico do artroscópio e da cânula, como mostrado na Figura 14 e na Figura 15. Nesta figura, é possível visualizar o tubo da cânula (A) em amarelo, a porca de fixação (B) e marrom, a unidade valvular (C) em lilás, o corpo guia principal (D) em roxo, o elemento deslizador (E) em azul, o anel elástico deformável (F) em dourado e o corpo guia secundário (G) em preto.

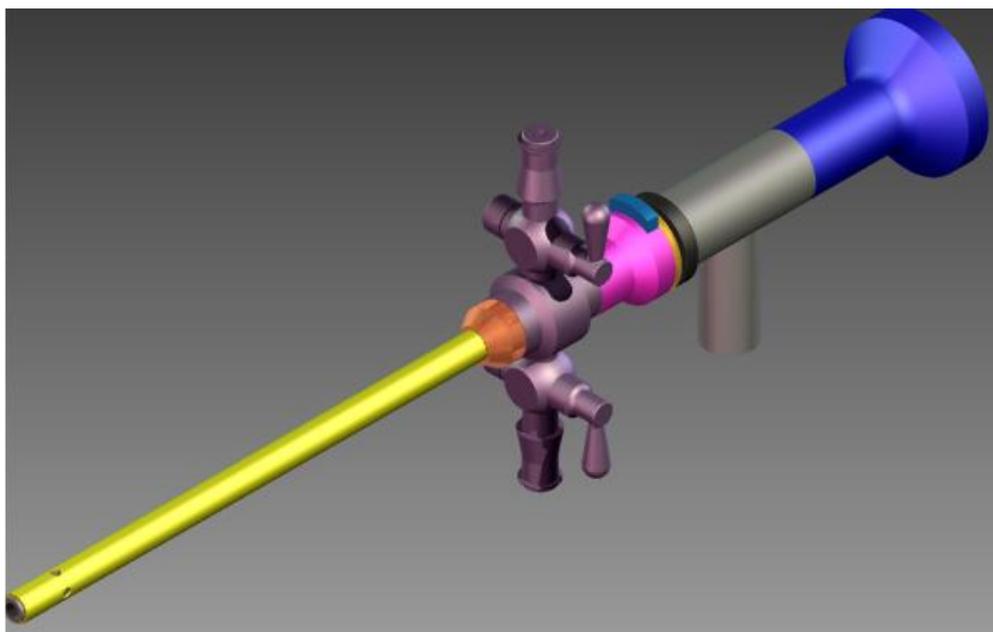


Figura 14 Modelo do artroscópio Stryker

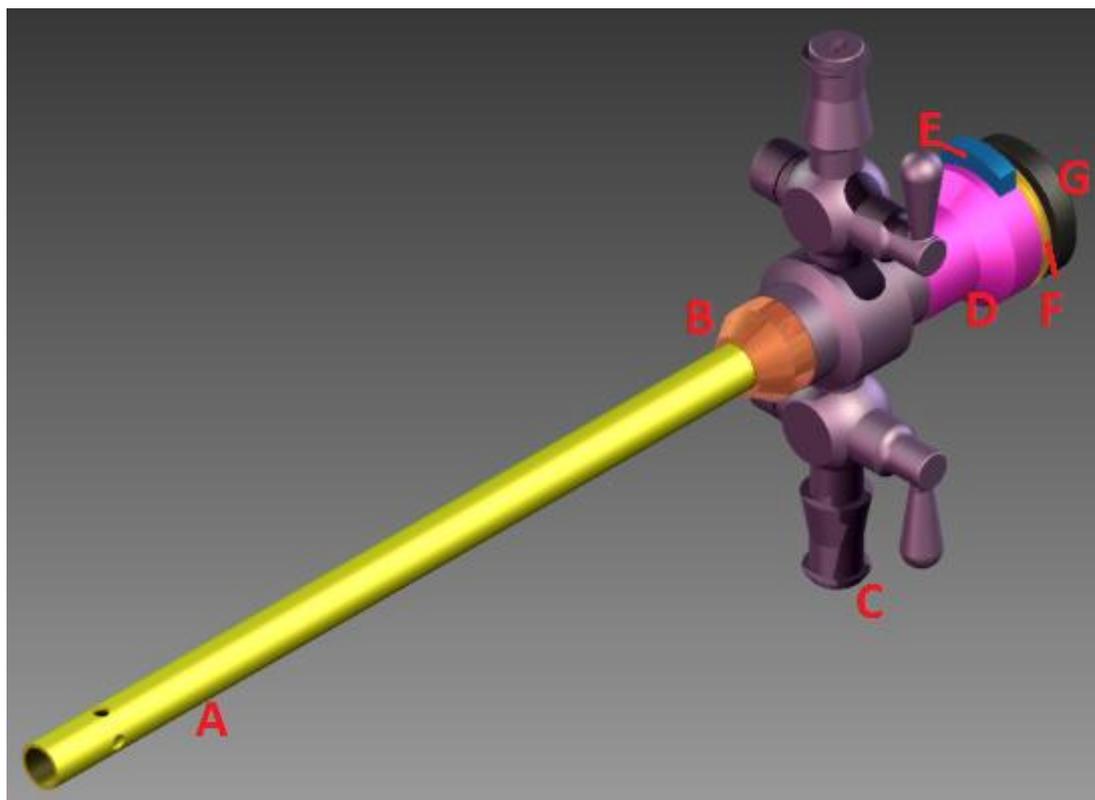


Figura 15 Modelo da cânula Stryker

O elemento deslizador tem a função de permitir a entrada da óptica no interior da cânula e garantir o travamento e vedação. Há um anel elástico que regula a posição desse elemento deslocador. Em posição natural, o elemento deslocador impõe uma área transversal pequena (aproximadamente igual à delimitada pelo diâmetro do artroscópio) e quando movimentado manualmente impõe uma área maior, suficiente para que a maior secção da óptica passe por ela, conforme a Figura 16 e Figura 17.

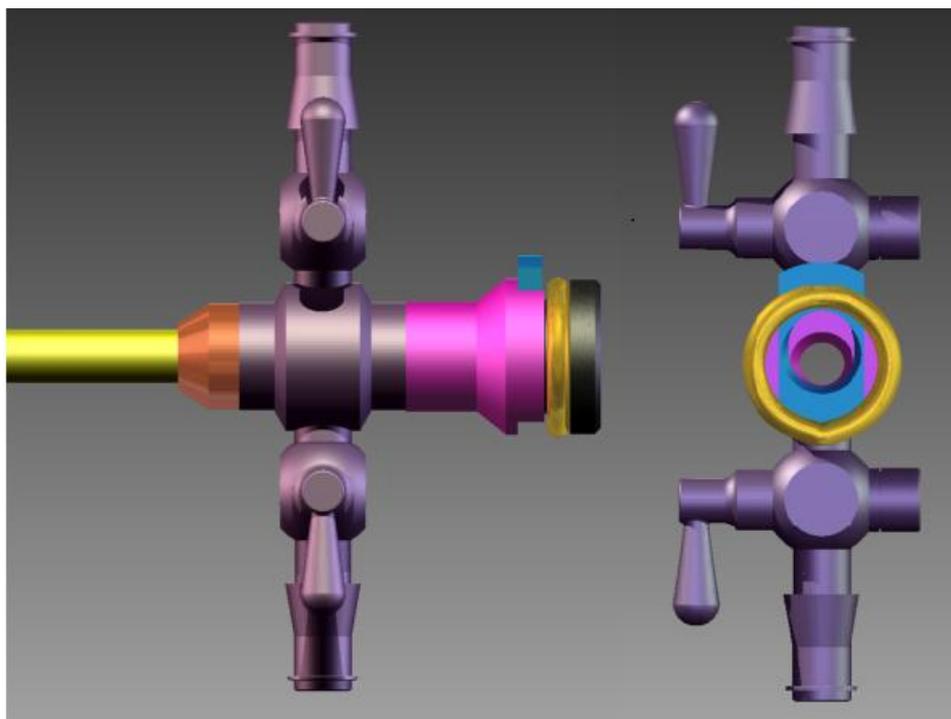


Figura 16 Posição natural imposta pelo anel elástico

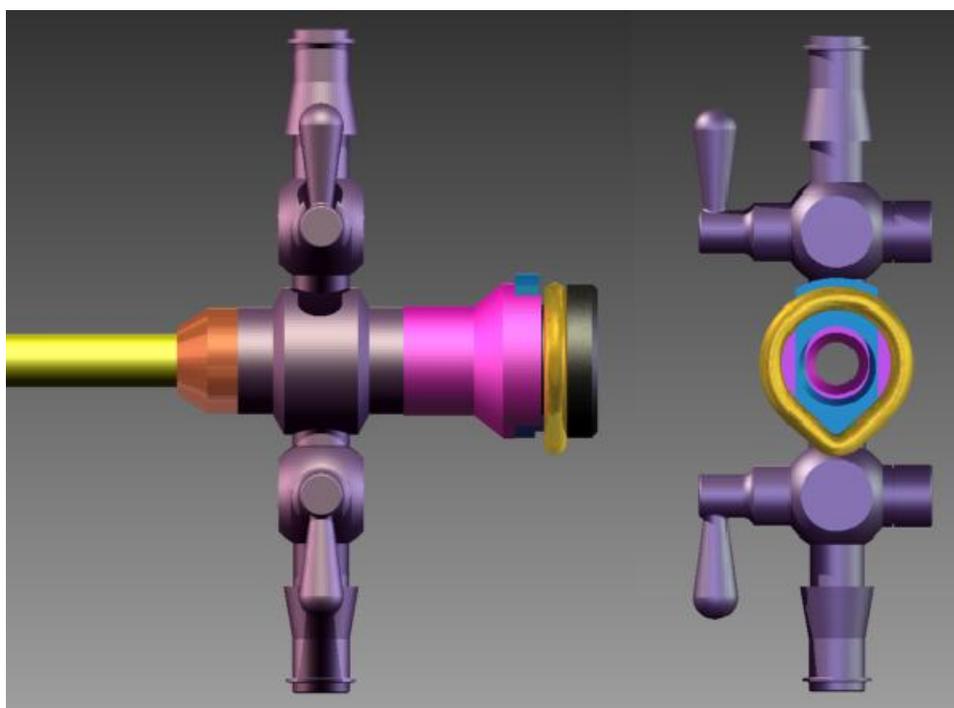


Figura 17 Posição não natural, imposta manualmente

O travamento se dá quando o elemento deslocador se encaixa no rebaixo presente na óptica (Figura 18). Como o anel elástico impõe a posição natural

para o elemento deslocador, ele se encaixa no rebaixo, não permitindo o deslocamento relativo da óptica com a cônica na direção dos eixos.

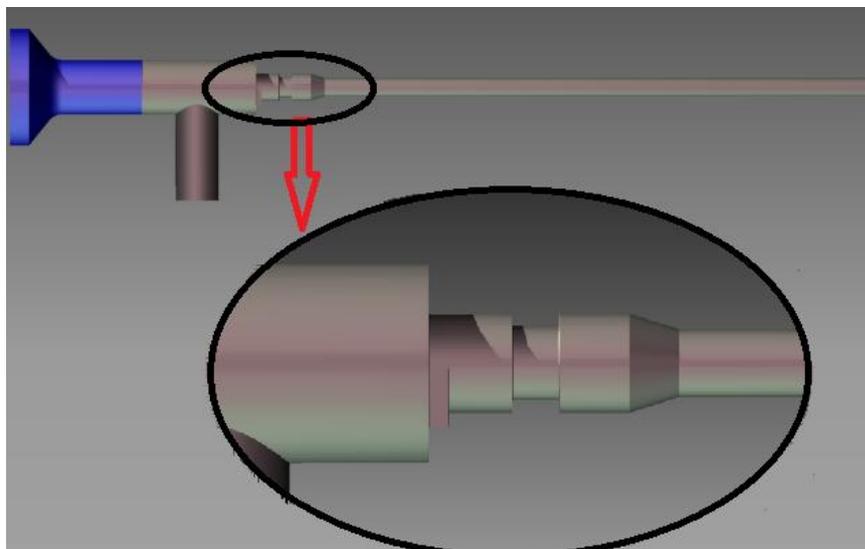


Figura 18 Rebaixo presente na óptica

A sequência do acoplamento, travamento e desacoplamento é mostrada na sequência da Figura 19 a Figura 24.

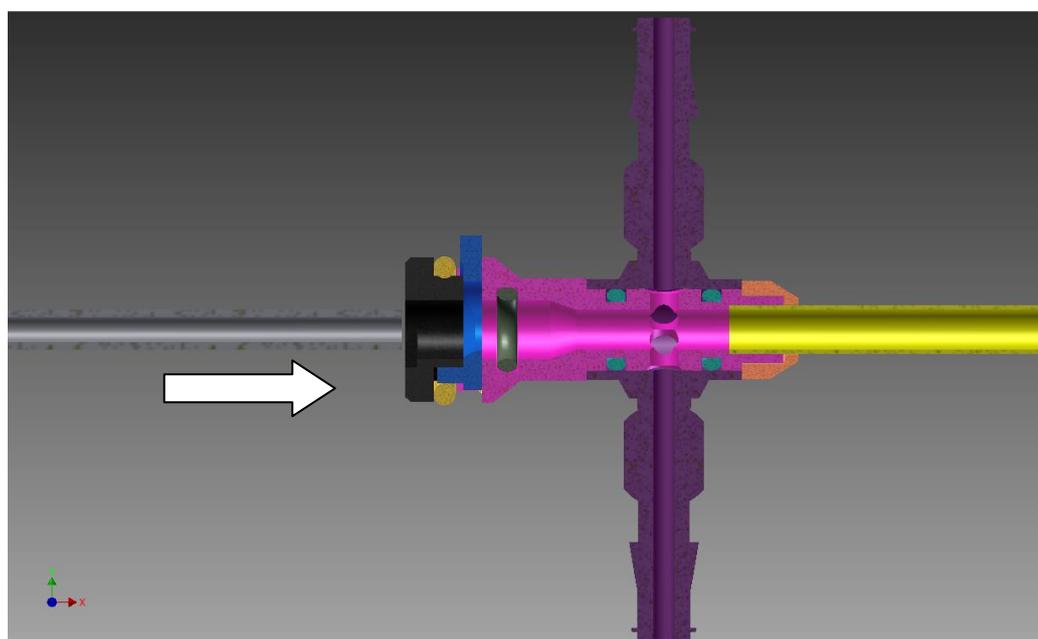


Figura 19 A parte da óptica com menor diâmetro entra na cônica

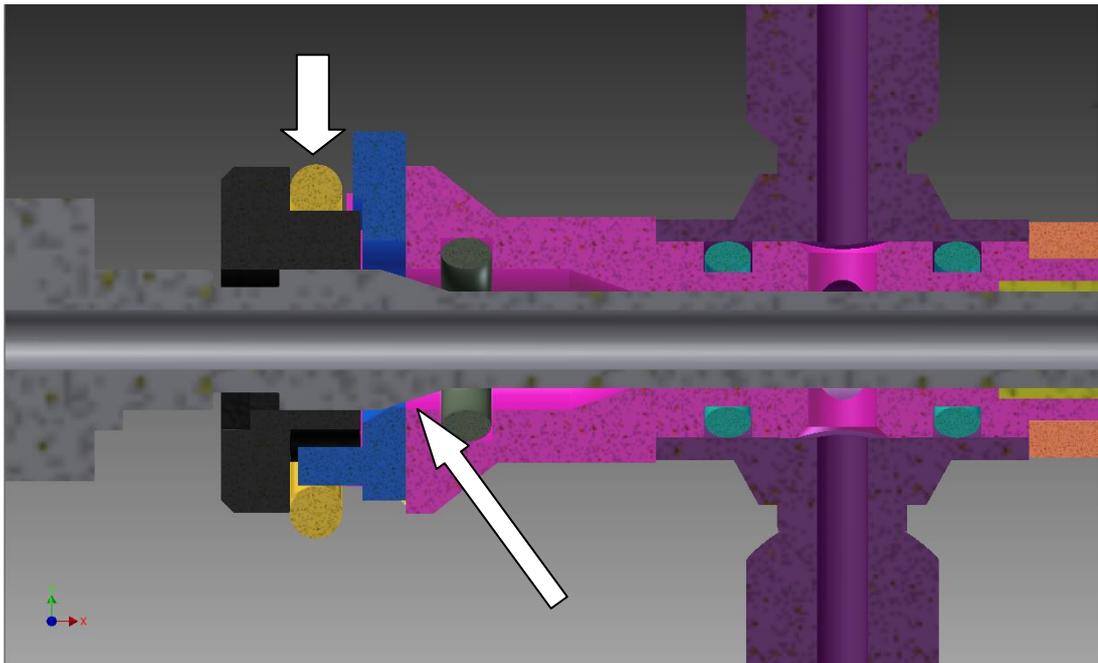


Figura 20 A região cônica do artroscópio desloca o elemento deslocador para baixo (contra a força do anel elástico)

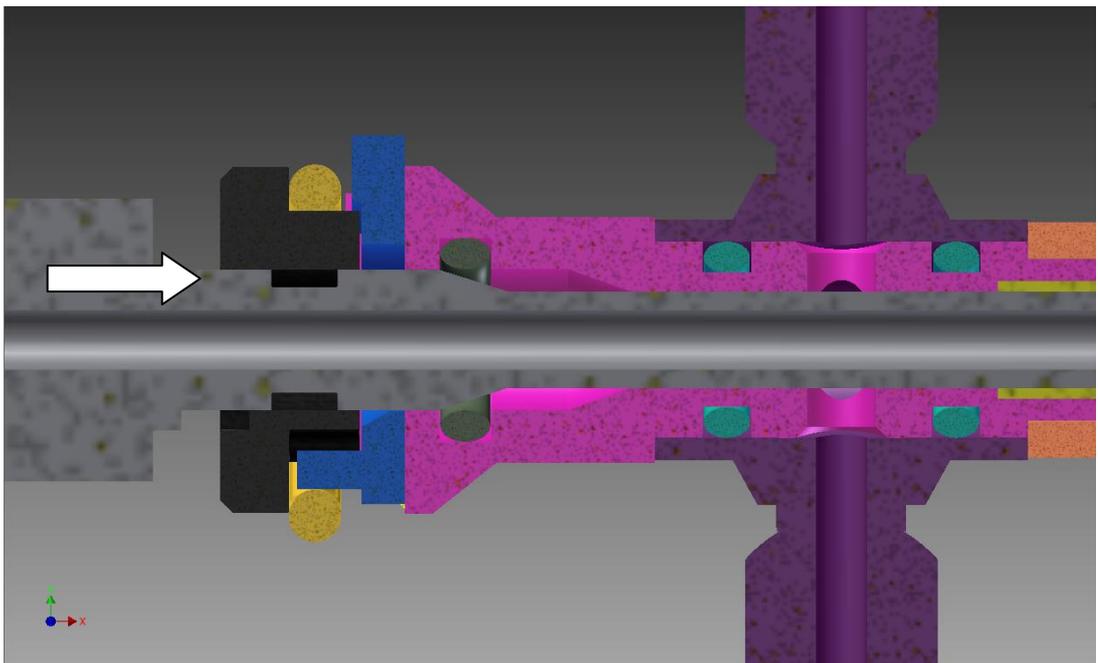


Figura 21 Avanço do artroscópio

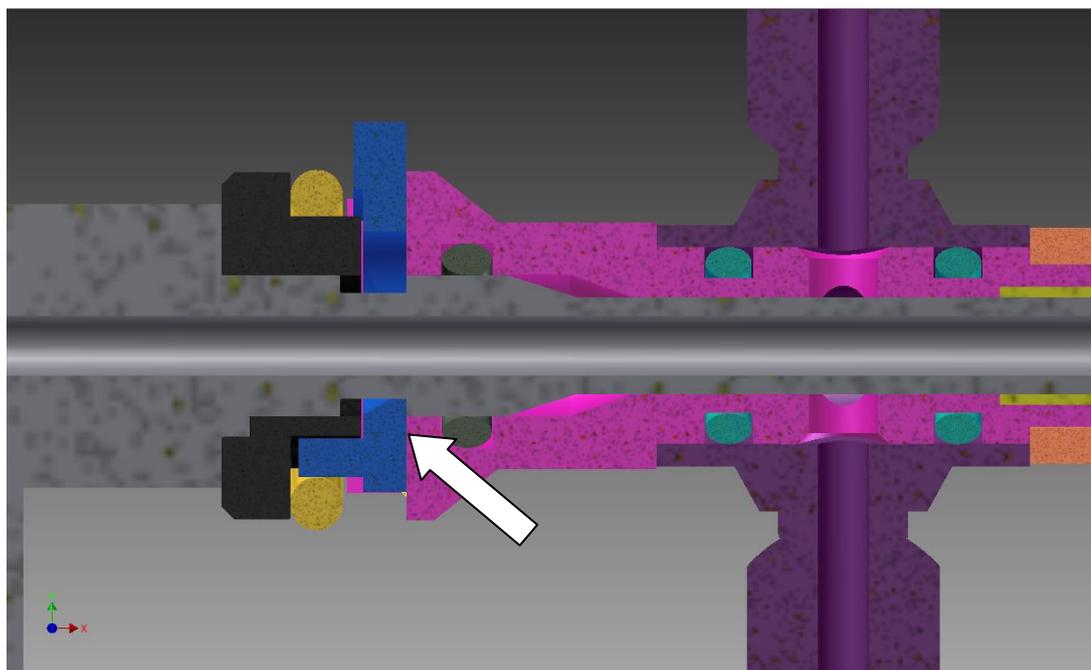


Figura 22 Travamento do artroscópio

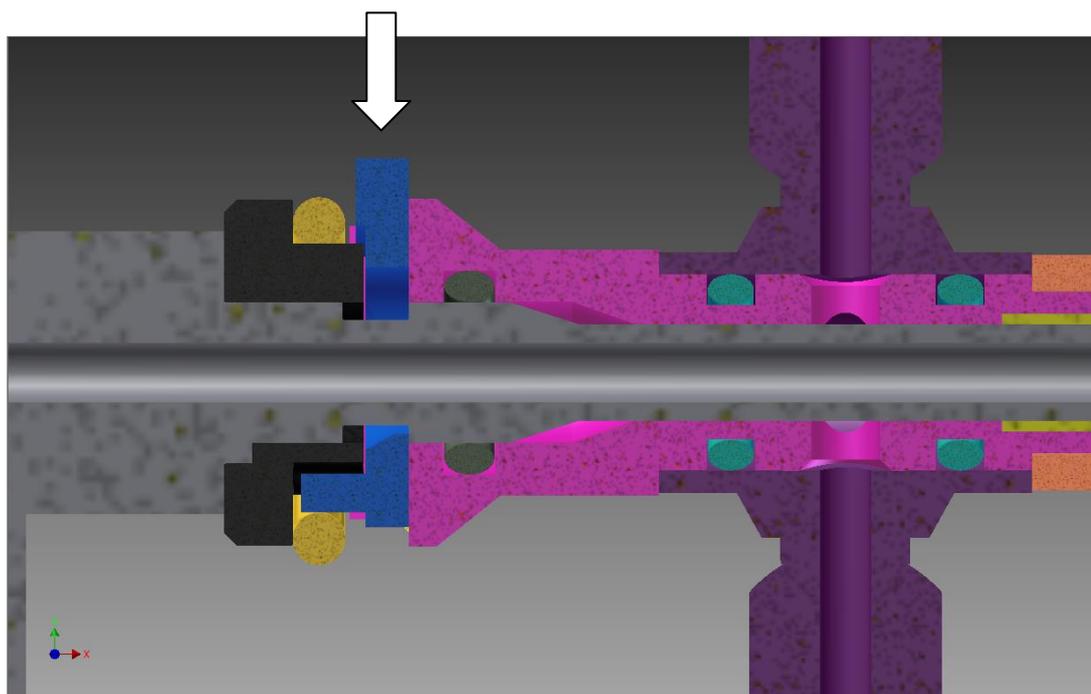


Figura 23 Acionamento manual do elemento deslocador para o destravamento

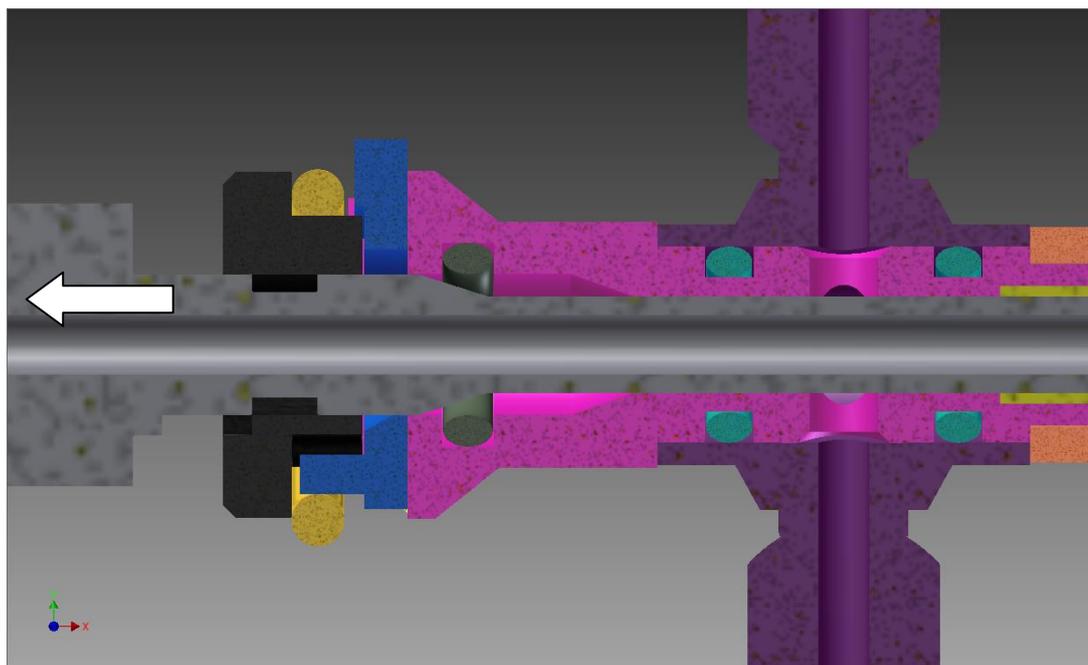


Figura 24 Recuo do artroscópio

Foi apontado como problemática desse equipamento o extravasamento de fluidos através do pertuito entre a cânula e a óptica, mais precisamente na interface do anel elástico com o artroscópio, como pode ser visto na 0.

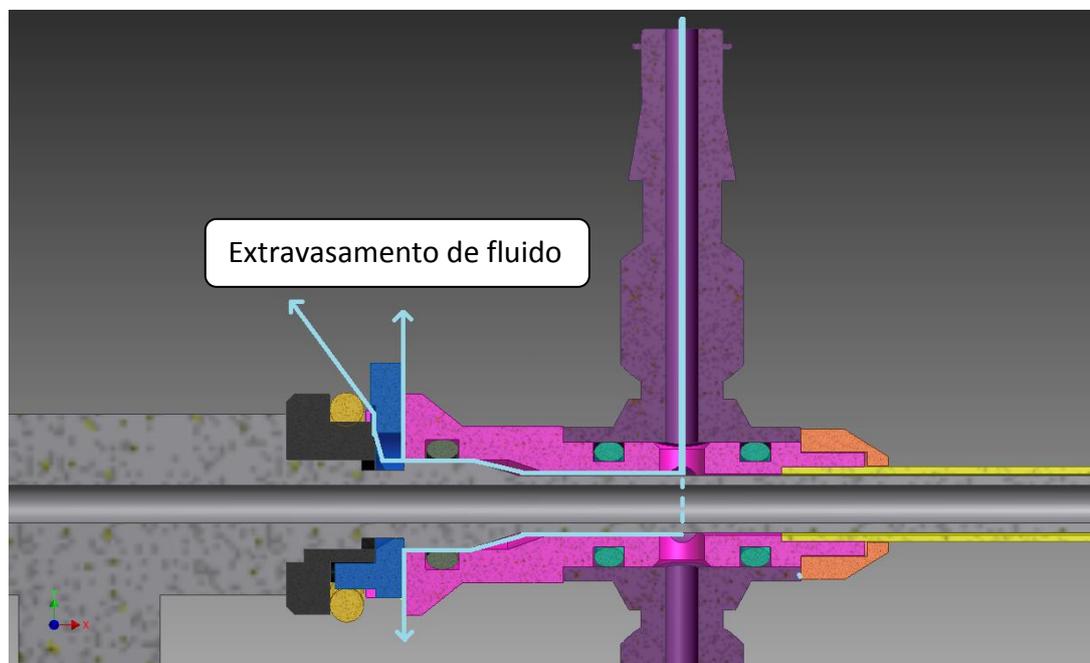


Figura 25 Indicação de possível extravasamento de fluido através do anel elástico interno

A vedação completa apresenta-se ineficiente por conta do funcionamento não adequado do anel elástico interno, que, por não exercer pressão suficiente de

contato com o artroscópio, permite a passagem de fluido a alta pressão. Uma das possíveis razões para essa ocorrência é a perda da elasticidade do material do anel elástico com o envelhecimento, devido às modificações das propriedades do material quando submetido ao ciclo térmico das autoclaves.

2.4 Definição completa dos objetivos do projeto

Frente aos problemas descritos previamente, surge a necessidade de apresentar um sistema de travamento eficaz para o sistema de acoplamento entre a cânula e a óptica do artroscópio, com o intuito de evitar o extravasamento dos fluidos e melhorar a visibilidade da cavidade cirúrgica.

A princípio, deseja-se verificar a ineficiência dos sistemas de acoplamento atuais, com o estudo dos componentes de um instrumento comumente utilizado em hospitais públicos.

Paralelamente ao seguimento de um projeto com o intuito de minimizar ou até mesmo acabar com o extravasamento dos fluidos, o mecanismo proposto deverá corresponder às outras necessidades de operação, montagem e fabricação.

Tais requisitos são:

- Facilidade de acoplamento e desacoplamento entre os instrumentos;
- Minimização do nível de atenção por parte do operador na ação de acoplamento e desacoplamento;
- Minimização do tempo para o acoplamento e desacoplamento;
- Viabilidade construtiva e de montagem dos componentes;
- Seguimento das normas reguladoras de instrumentos médicos ISO13485 (2003), no que tange a qualidade do instrumental desenvolvido, gerenciamento de riscos envolvidos na operação do mecanismo, melhoria de desempenho em relação ao estado da arte, etc.

2.5 Análise do contato entre superfícies

Como foi visto anteriormente, a interface entre a cânula e o artroscópio cria um pertuito através do qual pode haver o extravasamento de fluido caso a funcionalidade de vedação do anel elástico esteja comprometida. Para fazer a

avaliação do fluxo criado por esse pertuito, propôs-se estudar através da Dinâmica dos Fluidos Computacional (do inglês CFD – Computational Fluid Dynamics).

Entretanto, o estudo deveria abordar a calibração experimental de uma interface entre superfícies para a devida validação do modelo proposto. Considerando a complexidade do modelo físico, foi proposto a análise teórica do contato entre superfícies.

Para que o estudo do extravasamento entre duas superfícies, o conceito de infiltração/percolação é importante. Stauffer (1991) introduz a teoria da percolação, que descreve a existência de “caminhos livres”. Como exemplo, há a Figura 26, no qual o topo do quadrado é ligado ao fundo através de um caminho gerado pela ligação de pontos maiores (os pontos menores são incapazes de gerar um caminho, e os pontos grandes só podem se ligar com outros pontos grandes adjacentes).

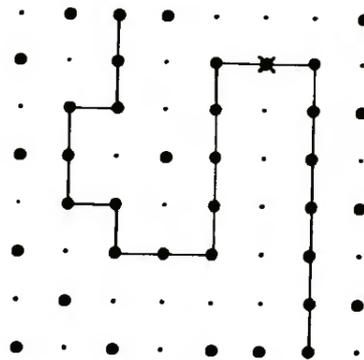
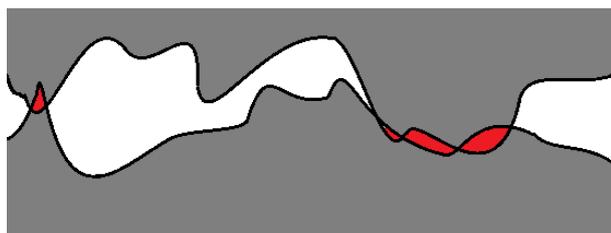


Figura 26 Exemplo de um caminho ligando o topo do quadrado até o fundo – fonte:Stauffer e Aharony (1991)

No caso do contato entre superfícies, só haverá escoamento de fluido caso haja um caminho livre para tal. Mesmo quando as superfícies estão em aparente contato uma com a outra, pode haver a geração de caminhos livres. Os modelos de rugosidade de superfícies numa microescala levam em consideração a área real em contato, que é inferior à área nominal, já que o perfil de rugosidades de duas peças em contato não coincide um com o outro, conforme indicado na Figura 27.



◆ superfície real de contato

Figura 27 Contato real entre superfícies

Assim, surge a necessidade de se compreender como são formados os canais por onde pode passar o fluxo de líquido por entre as superfícies em contato mecânico. No contato mecânico entre superfícies, é comum considerar a teoria da elasticidade, conforme afirma Popov (2010), principalmente porque o cálculo de deformação de um corpo elástico é muito mais simples e pode ser representativo de um modelo real.

As superfícies de qualquer objeto produzido na engenharia apresentam irregularidades chamadas de rugosidade superficial. Essa rugosidade superficial na maioria das vezes é anisotrópica, dada a não configuração padrão dos perfis de rugosidade (perfil aleatório). Tais perfis, quando em contato, formam canais que podem se estender de uma região para outra, por meio do qual há a passagem de fluido caso haja diferenças de pressão suficientes para tal.

Há diferentes autores que procuraram teorizar a mecânica do contato superficial. O trabalho inicial nessa área foi feito por Hertz (1882), que fundamenta os problemas e teorias modernas. Greenwood e Williamson (1966), levando em consideração o contato mecânico elástico, obtiveram uma relação de proporcionalidade entre a área de contato e a carga aplicada; sendo que essa área de contato é dependente da topografia da superfície. Entretanto, observaram o contato plástico, e estabeleceram distinções entre os dois tipos de regime de deformação.

Johnson, Kendall e Roberts (1971) destacaram a influência da energia superficial no contato elástico entre sólidos. A energia de superfície de adesão entre corpos foi observada experimentalmente, o que validou o conceito e os modelos adotados pelos autores.

A Teoria de Hertz descreve o contato entre dois corpos esféricos com raios R_1 e R_2 , que possuem superfície elástica e totalmente lisas. Assumindo que

ambas as esferas são comprimidas uma contra a outra por uma força F , conforme a Figura 28, o campo de deformação pode ser calculado pela mínima energia elástica.

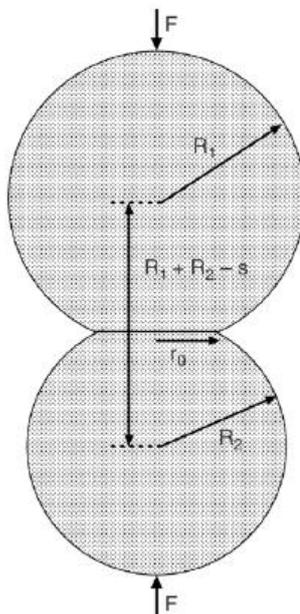


Figura 28 Contato entre duas superfícies esféricas impostas por uma força F e formando uma área de raio r_0 – fonte: Persson (2006)

Assim, o raio r_0 pode ser calculado por:

$$r_0 = \left(\frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \right)^{\frac{1}{3}} \left(\frac{3F(1-\nu^2)}{4E} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1)$$

R_1 e R_2 são os raios das esferas 1 e 2.

Com:

$$\frac{1-\nu^2}{E} = \frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \quad (2)$$

E_1, E_2 são os módulos de elasticidade dos sólidos 1 e 2, respectivamente;

ν_1, ν_2 são os coeficientes de Poisson dos sólidos 1 e 2, respectivamente.

A distância s de que os dois sólidos se aproximam um do outro é:

$$s = \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} \right)^{\frac{1}{3}} \left(\frac{3F(1-\nu^2)}{4E} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (3)$$

De maneira geral, pode-se simplificar o problema de contato mecânico elástico considerando que um dos sólidos do contato é plano e totalmente rígido, enquanto o outro é irregular e elástico. O módulo de elasticidade desse sólido é tal que a equação (2) é válida.

Entretanto, segundo Persson (2006), as teorias sobre o contato mecânico desenvolvidas são válidas apenas quando a área real de contato é muito menor do que a área nominal. Ou seja, muitas das teorias, incluindo a de Hertz, não se aplicam quando as forças de compressão entre as superfícies são consideravelmente elevadas.

Persson (2006) desenvolve uma teoria que é válida tanto para o caso citado anteriormente quanto para aqueles em que a força de compressão entre as superfícies é suficiente para que a área real de contato seja próxima à área nominal. Define-se assim o coeficiente de aumento ou de ampliação ζ , que é utilizado para escrever a escala de grandeza das dimensões da rugosidade.

Através da Figura 29, é possível observar que para o aumento de $\zeta=1$ aparentemente há diversas áreas em contato, mas quanto o aumento é de $\zeta=10$, rugosidades de menor escala são observadas. O mesmo ocorre quando o aumento é de $\zeta=100$. De fato, sempre haverá irregularidades e distâncias a serem consideradas, até que seja alcançada a escala atômica.

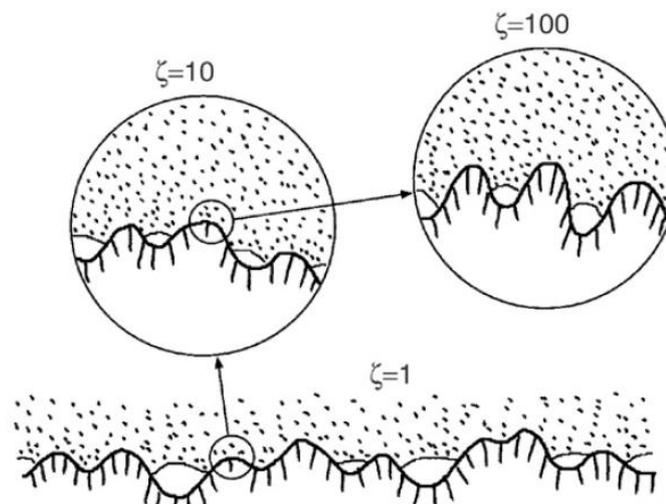


Figura 29 Duas superfícies (área pontilhada e área tracejada) em contato parcial nos diferentes comprimentos de escala da rugosidade

Esse coeficiente de aumento refere-se a uma escolha arbitrária do comprimento de escala. Pode ser, por exemplo, a dimensão lateral L de uma área de contato nominal:

$$\zeta = \frac{L}{\lambda} \quad (4)$$

λ é o menor comprimento de onda da rugosidade que pode ser avaliado na ampliação ζ (unidade m).

Para o estudo do escoamento, assume-se que o fluido é Newtoniano e que o campo de velocidade do fluido $\mathbf{V}(\mathbf{x}, t)$ satisfaz a Equação de Navier-Stokes Eq. (5):

$$\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + \mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \mathbf{V} \quad (5)$$

\mathbf{V} é o vetor campo de velocidades $\left(\frac{m}{s}\right)$;

ρ é a massa específica $\left(\frac{kg}{m^3}\right)$;

p é a pressão (Pa);

η viscosidade dinâmica (Pa · s);

$\nu = \frac{\eta}{\rho}$ é a viscosidade cinemática $\left(\frac{m^2}{s}\right)$.

Assumindo que o escoamento é incompressível, $\nabla \cdot \mathbf{V} = 0$.

No caso de um escoamento através de paredes sólidas estreitas (como é o caso do escoamento poroso), o número de Reynolds é baixo, assim como o escoamento corresponde a uma inércia pequena. Assim, o termo $\mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V}$ pode ser desprezado. Persson (2010), no seu modelo, assume o contato entre dois sólidos: um deles elástico (e que possui uma velocidade \mathbf{V}_0) e com rugosidade e o outro completamente sólido, isento de rugosidade, conforme indicado na Figura 30.



Figura 30 Contato mecânico elástico entre dois sólidos – perfil de separação $u(x)$

Adota-se um sistema de coordenadas xyz tal que o plano xy coincida com o plano sólido rígido, sendo z o eixo que aponta para fora de tal sólido. A rugosidade pode ser descrita pela separação $u(x)$. Assumindo que o campo de velocidades varie insignificamente com x e y , quando comparados com a direção z , e assumindo uma fraca dependência desse campo com o tempo, a equação (5) se resume a:

$$\eta \frac{\partial V^2}{\partial z^2} = \nabla p \quad (6)$$

Nota-se que $\mathbf{V} = (V_x, V_y)$, $\mathbf{x} = (x, y)$ e $\nabla = (\partial_x, \partial_y)$ são vetores bidimensionais; $V_z \approx 0$ e $p(x)$ como função somente de x é uma boa aproximação. Assim, a equação (6) fica:

$$\mathbf{V} = \frac{1}{2\eta} z(z - u(\mathbf{x}))\nabla p + \frac{z}{u(\mathbf{x})} \mathbf{V}_0 \quad (7)$$

Considerando que $\mathbf{V} = 0$ na parede sólida ($z = 0$) e $\mathbf{V} = \mathbf{V}_0$ para $z = u(\mathbf{x})$. Integrando a equação (7) em z (de $z = 0$ a $z = u(\mathbf{x})$), obtém-se o vetor de escoamento \mathbf{J} :

$$\mathbf{J} = -\frac{u^3(\mathbf{x})}{12\eta} \nabla p + \frac{1}{2} u(\mathbf{x}) \mathbf{V}_0 \quad (8)$$

De acordo com a teoria de Persson (2010), assume-se que o campo de pressões para o fluido seja tal que a montante a pressão seja P_a e que a jusante seja P_b . Assume-se que a área a ser analisada seja retangular de dimensões $L_x \times L_y$, com $L_y > L_x$. Por exemplo, pode-se imaginar uma área retangular de $L_y = 3 \cdot L_x$, conforme mostrado na Figura 31.

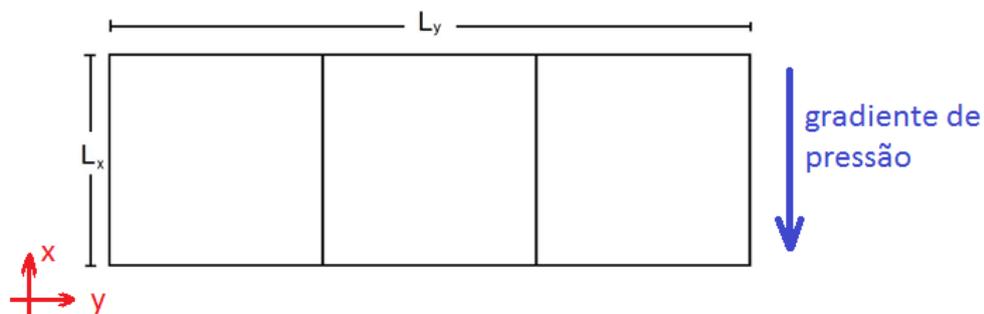


Figura 31 Exemplo de área de contato nominal

Assume-se também que a maior pressão esteja localizada na região de $x < 0$, e a menor pressão na região de $x > L_x$. É possível, então, dividir a região de contato em quadrados de lado $L = L_x$, de maneira que a área nominal seja igual a $A_0 = L^2$ (pode-se assumir que $N = L_y/L_x$ seja um número inteiro, sem que essa restrição afete o resultado final – no exemplo mostrado anteriormente, $N=3$).

Estuda-se então o contato entre os dois sólidos dentro de um dos quadrados anteriormente citados, em função da modificação do aumento ζ . Nessas condições, é possível definir o aumento como $\zeta = L/\lambda$, onde λ é a resolução. A área aparente de contato $A(\zeta)$ é estudada através da projeção das regiões de contato no plano xy .

No menor aumento possível, com $\lambda = L$, $\zeta = 1$ e não é possível observar quaisquer rugosidades, já que aparentemente o contato entre os sólidos é completo, isso é, $A(1) = A_0$. Conforme o coeficiente de aumento é maximizado (com a diminuição da escala adotada), é possível observar os efeitos da rugosidade, e a área aparente começa a diminuir. Esse efeito pode ser visto na Figura 32, item (a).

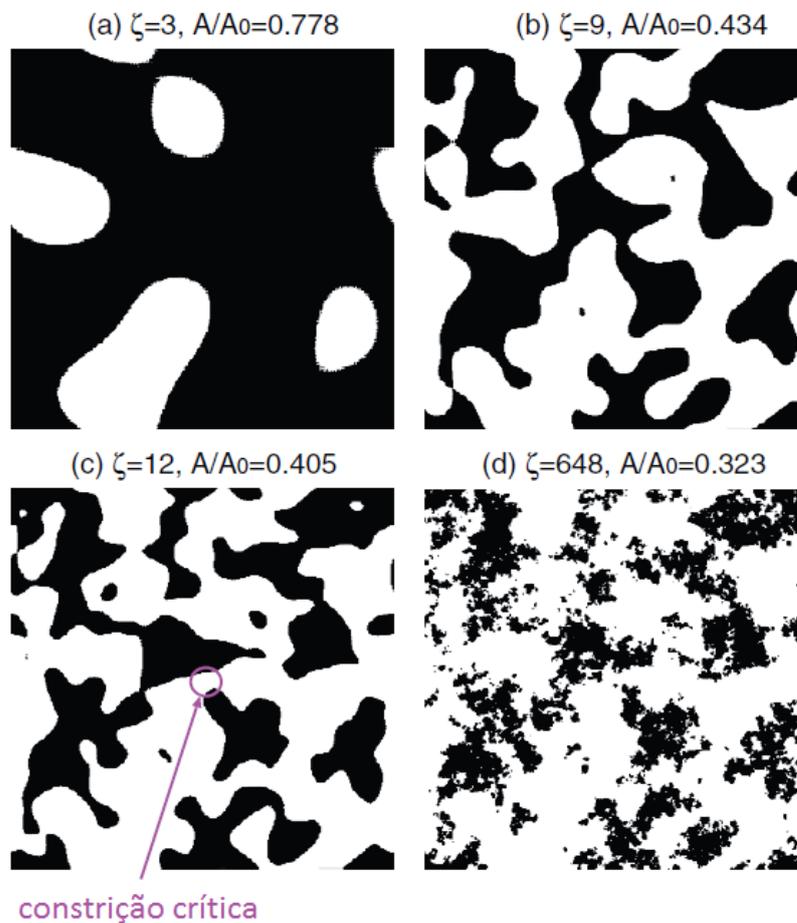


Figura 32 Evolução do aumento ζ (de (a) para (d)). Em (c) observa-se o limiar de infiltração – fonte: Persson (2010)

O aumento de escala acarreta o crescimento do aumento ζ , até que haja um caminho de infiltração ligando um lado a outro da projeção quadrada analisada (resultando num aumento $\zeta = \zeta_c$). Forma-se assim uma constricção crítica, indicada por (c) na Figura 32. Essa é a chamada situação de limiar de infiltração. Nesse caso, a escala é $\lambda_c = L/\zeta_c$ e as superfícies possuem uma separação $u_c = \alpha u_1(\zeta_c)$. Aumentando-se mais ainda ζ , mais canais de infiltração podem ser observados na projeção de contato, conforme o item (d) da Figura 32 (nota-se que as constrições aumentam de número mas vão se estreitando).

Uma aproximação da taxa de vazamento é obtida assumindo que todo o fluxo passa através do canal de infiltração e que toda a diferença de pressão $\Delta P = P_a - P_b$ atua sobre a constricção crítica. Considerando a vedação estática na equação (8) e assumindo escoamento incompressível e fluido Newtoniano, o volume por unidade de tempo através da constricção é dado pela equação (9):

$$\dot{Q}_i = \frac{u_c^3}{12\eta} \Delta P \quad (9)$$

u_c é a distância entre as superfícies na situação crítica.

Uma vez que há $N = L_y/L_x$ áreas quadradas na área aparente a ser analisada, a taxa total de vazamento é dada por (10):

$$\dot{Q} = \frac{L_y}{L_x} \frac{u_c^3}{12\eta} \Delta P \quad (10)$$

O limiar de infiltração (ou limiar de percolação) p_c é avaliado por Stauffer e Aharony (1991) através da equação (11):

$$\frac{A(\zeta)}{A_0} \approx 1 - p_c \quad (11)$$

Simulações numéricas realizadas por Sahlim, Larsson e Lugt (2005) resultaram em limiares de infiltração num intervalo de 33 a 55% da área real de contato de todas as superfícies, o que está de acordo com experimentos de outros autores (como o de Tripp e Garte (1980) *apud* Sahlim *et al.*).

Definindo-se o fator de pressão (de escoamento) ϕ_p pela equação (12):

$$\phi_p = \left(\frac{u_c}{\bar{u}} \right)^3 = \left(\frac{\alpha u_1(\zeta_c)}{\bar{u}(1)} \right)^3 \quad (12)$$

\bar{u} é o valor médio da distância entre as superfícies.

A taxa de vazamento resulta em (13):

$$\dot{Q} = \frac{L_y}{L_x} \frac{\bar{u}^3 \phi_p}{12\eta} \Delta P \quad (13)$$

Patir e Cheng (1978) fizeram o estudo de um modelo de rugosidade em três dimensões para avaliar a lubrificação hidrodinâmica no contato entre superfícies. Para esse tipo de estudo, foi utilizado o parâmetro de superfície definida por Kubo e Peklenik *apud* Patir e Cheng (1967), γ , que pode ser entendido com o grau de orientação das áreas em contato. Na Figura 33, é possível observar como esse grau de orientação afeta nas condições de escoamento.

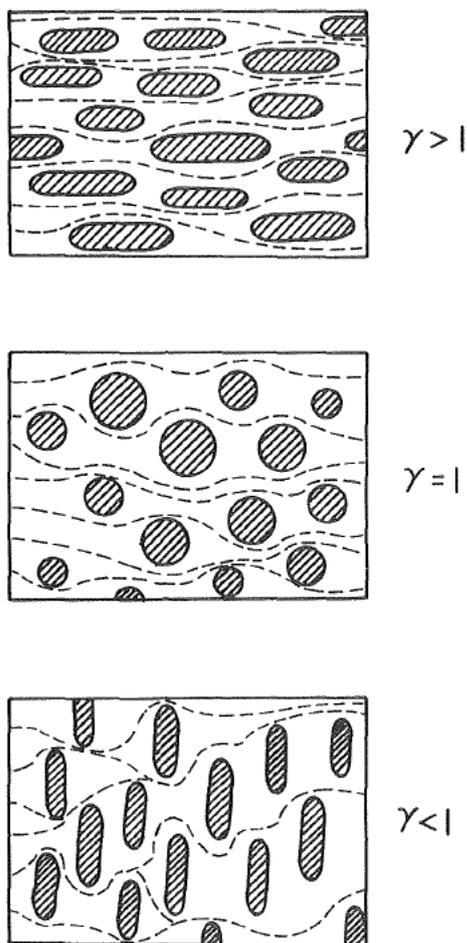


Figura 33 Influência do parâmetro de superfície γ no escoamento entre superfícies – fonte: Patir e Cheng (1978)

Quando as áreas em contato (indicadas pelas hachuras) estão orientadas com o fluxo de fluido (indicado pelas linhas pontilhadas), há um maior fluxo (maior número de linhas), já que oferecem uma pequena resistência ao escoamento: é o caso para $\gamma > 1$. Quando a superfície é isotrópica, ou seja, $\gamma = 1$, é necessário que o fluido “desvie” das áreas em contato, resultando numa resistência ao escoamento maior. Essa resistência aumenta mais quanto maior é a área transversal de contato relativamente ao escoamento do fluido, situação essa observada para $\gamma < 1$.

Com os resultados experimentalmente por Patir e Cheng (1978), foi possível estabelecer as relações empíricas dos fatores de pressão:

$$\phi_x = 1 - CE^{-rH} \text{ para } \gamma \leq 1 \quad (14)$$

$$\phi_y = 1 + CH^{-r} \text{ para } \gamma > 1 \quad (15)$$

$H = u/\sigma$ relação entre a distância de separação entre superfícies (u) e o desvio padrão combinado (σ);

$\sigma = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$ é o desvio padrão combinado das distribuições de rugosidade das superfícies (1 e 2) em contato;

C e r são os coeficientes empíricos dependentes de γ , conforme a Tabela 1.

Tabela 1 Coeficientes das equações dos fatores de pressão

γ	C	r	faixa
1/9	1,48	0,42	$H > 1$
1/6	1,38	0,42	$H > 1$
1/3	1,18	0,42	$H > 0,75$
1	0,90	0,56	$H > 0,5$
3	0,225	1,5	$H > 0,5$
6	0,520	1,5	$H > 0,5$

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Condição superficial e Extravasamento de fluidos

Levando em consideração o sistema proposto de vedação (como poderá ser visto posteriormente) e adotando as condições de operação (gradiente de pressão imposto pela bomba infusora), a taxa de vazamento por entre as superfícies pode ser estimada em função das condições rugosidade, que são resultantes dos processos de tratamento de superfície das peças manufaturadas.

A norma NBR 8404 (1984) determina as classes de rugosidade, que correspondem aos tipos de processos de manufatura nas superfícies dos componentes. Para vazamentos aceitáveis (até 60ml/min), é recomendável que as superfícies em contato sejam de classe N4 ou superior, que exige os procedimentos de retífica, espelhamento, polimento eletrolítico, lapidação ou super acabamento.

3.2 Desenvolvimento do mecanismo

Levando-se em consideração os modelos de sistemas de acoplamento previamente estudados, propôs-se um sistema que pudesse satisfazer as principais necessidades de manuseabilidade e operabilidade da ferramenta, ponderando com as questões construtivas das peças e a montagem do mecanismo. Tal sistema de acoplamento é mostrado na Figura 34.

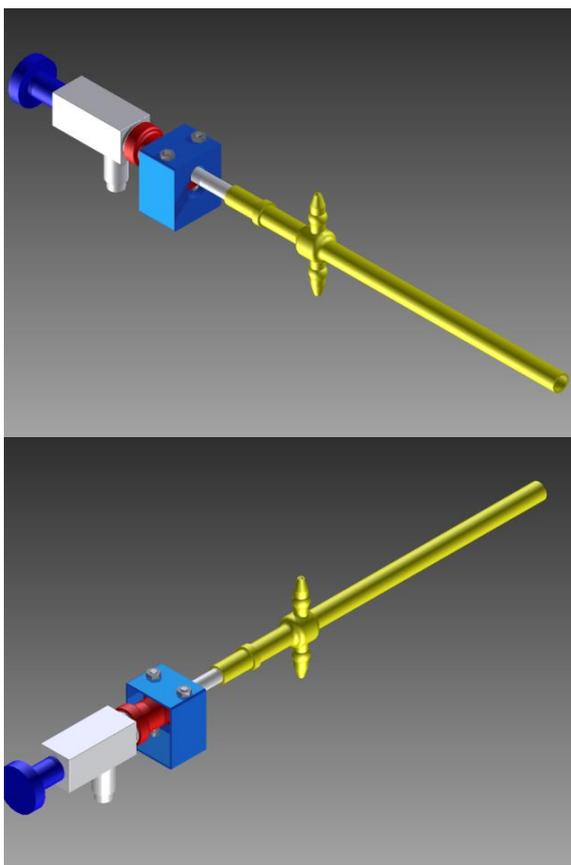


Figura 34 Sistema de acoplamento proposto

O mecanismo proposto teve sua geometria baseada no modelo de artroscópio e óptica da fabricante Stryker[®], cujo instrumental foi apresentado na cirurgia assistida no Hospital do Servidor Público de São Paulo. A escolha desse modelo para a construção do proposto mecanismo deveu-se ao seu comum uso em cirurgias artroscópicas realizadas, conforme citado pelo Dr. Rogério. Averiguou-se também a disponibilidade do artroscópio dessa marca no mercado, que se mostrou vasta, em consulta aos sítios eletrônicos de revendedores e de lojas especializadas em instrumentos cirúrgicos de artroscopia.

Maiores detalhes do funcionamento do instrumento da fabricante Stryker[®] foram esclarecidos pelo instrumentista do Hospital e, mais tarde, a geometria dos componentes do sistema de acoplamento foi analisada através das patentes de Ziegler *et al* (1995) e Cezana (1992), como analisados anteriormente. Nota-se que o projeto apresentado por Ziegler *et al* representa melhorias em relação ao apresentado por Cezana. Apesar de ambos os mecanismos de acoplamento diferirem entre si, a geometria e o princípio de travamento são os mesmos.

Inicialmente, propôs-se um mecanismo de acoplamento que fosse parcialmente compatível com os instrumentos já existentes, tendo como base o já citado instrumento da fabricante Stryker®. Seriam necessárias algumas adaptações de usinagem no instrumental existente para o modelo inicialmente criado. Como alternativa para a total compatibilidade do modelo desenvolvido com os instrumentos já existentes, algumas modificações deverão ser implementadas na geometria e fabricação de componentes.

Nota-se que apesar de o mecanismo proposto ser baseado em geometrias já existentes, há variações de dimensões nos instrumentos atualmente utilizados, de acordo com o tipo de aplicação (principalmente em relação ao sítio no qual se faz a cirurgia, sendo mais robusto quanto maior a cavidade em questão). Assim, o sistema a ser desenvolvido deverá levar em consideração as geometrias e dimensões. No entanto, a criação do próprio mecanismo de acoplamento baseia-se em dimensões aproximadas e médias, sem perda de generalidade do desenvolvimento e de aplicabilidade do projeto.

Os principais componentes, bem como as suas respectivas descrições de funcionalidade são descritas a seguir. O funcionamento do acoplamento e do desacoplamento será descritos posteriormente, após a definição dos componentes.

Óptica - Figura 35: é o instrumento que permite a visibilidade no interior da cavidade por meio de lentes. Acopla-se à óptica o sistema de vídeo constituído de fonte de luz e de câmera, que possibilitam a melhor visualização do sítio no qual se opera. Há modificações na sua estrutura, em relação ao modelo já existente, principalmente quanto à fixação do sistema de acoplamento à essa óptica, que pode ser vista na Figura 36.

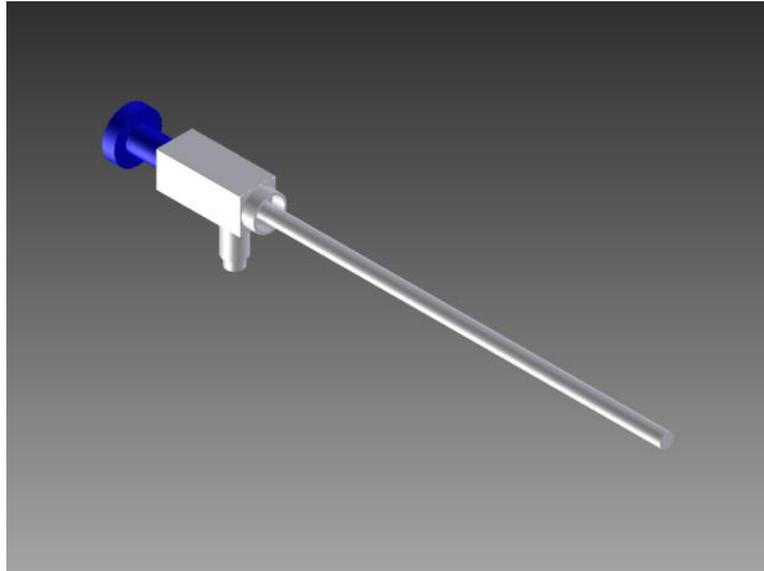


Figura 35 Óptica

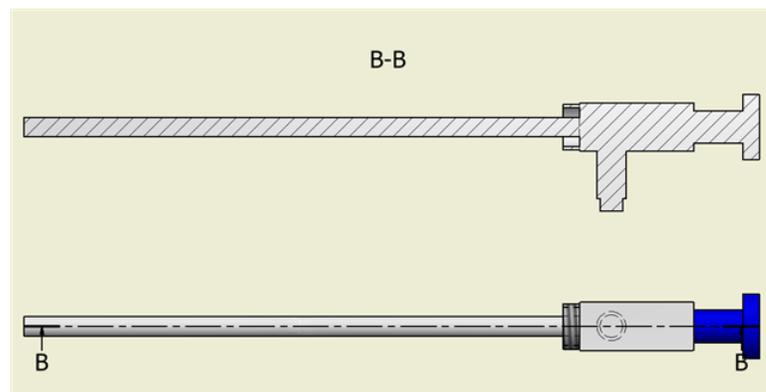


Figura 36 Vista em corte da óptica

- Cânula - Figura 37 é a parte da ferramenta anteriormente descrita, com a função de servir de portal de acesso da óptica à cavidade cirúrgica. É através dela que há o controle do fluido de entrada e saída por meio de válvulas presentes em sua estrutura.

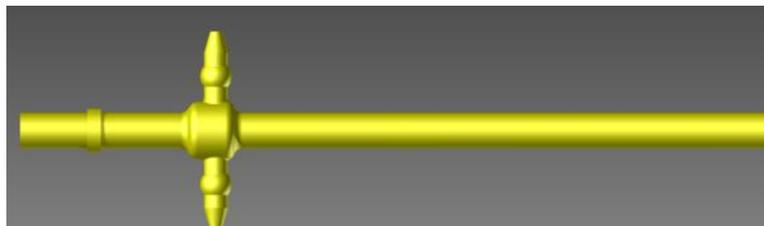


Figura 37 Cânula

O perfil de sua estrutura não possui o habitual rebaixo, sendo substituída por uma saliência que permitirá o travamento da cânula com a estrutura do mecanismo. Tal saliência possui um perfil circular, como indicado na Figura 38.

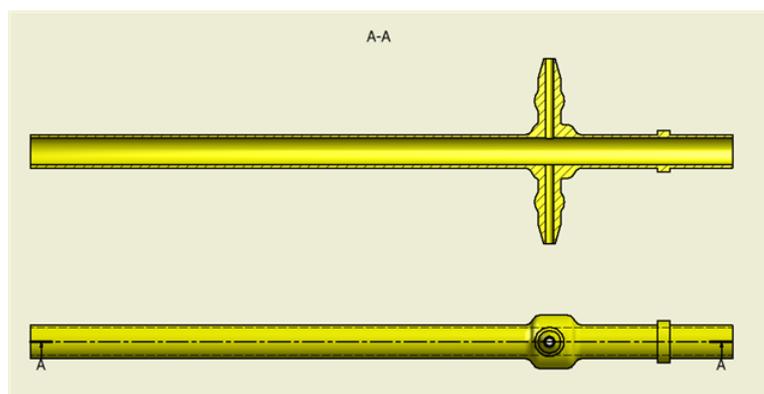


Figura 38 Vista em corte da cânula

- Empurrador - Figura 39 estrutura cilíndrica coaxial com os eixos da óptica e da cânula. Há uma variação da seção interna para que seu movimento seja limitado axialmente pela estrutura da guia dupla, como detalhado na vista em corte da Figura 40. A função do empurrador é transmitir o esforço da mola compressora como força de contato entre as superfícies da cânula e do próprio empurrador, o que pode garantir o não extravasamento de fluidos no sentido contrário do desejado (da cânula para a cavidade).

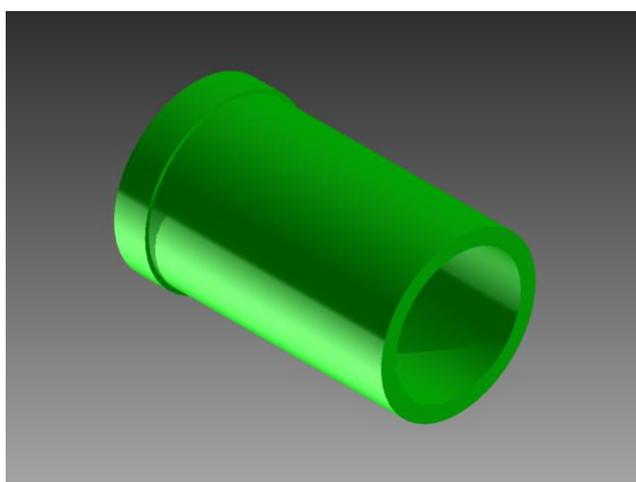


Figura 39 Empurrador

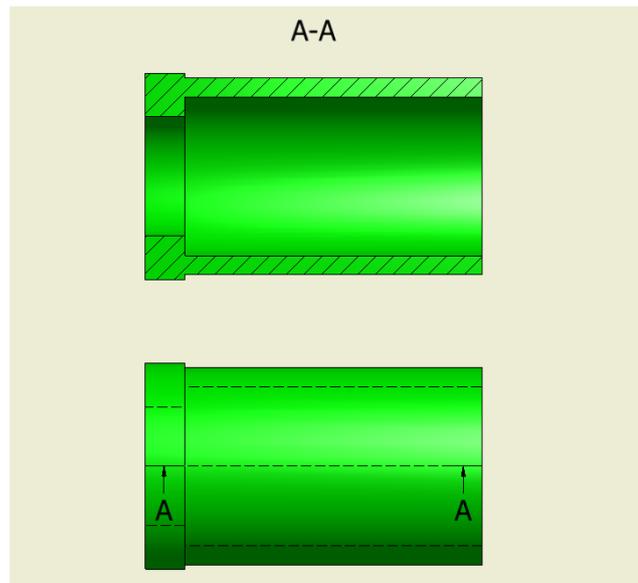


Figura 40 Vista em corte do empurrador

- Guia dupla - Figura 40 estrutura cilíndrica coaxial ao eixo da óptica, solidária e fixa à ela por meio de uma rosca, podendo ser acoplada alternativamente por meio de interferência. Longitudinalmente há uma seção retangular, que servirá de guia para o deslizador realizar o seu movimento vertical para o travamento óptica-cânula. Tal movimento também é guiado por dois pinos, que garantem o movimento relativo do deslizador em relação à guia dupla.

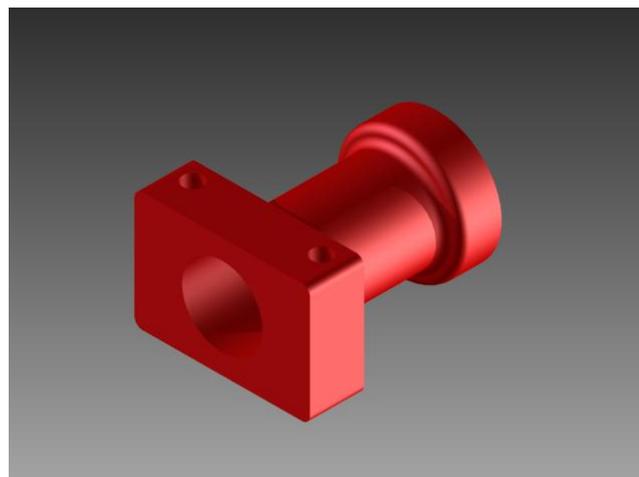


Figura 41 Guia dupla

A guia dupla também limita o deslocamento do empurrador em seu interior, por meio do contato entre as duas paredes cilíndricas, visto na Figura 42. É no interior da guia dupla que se encontra a mola compressora.

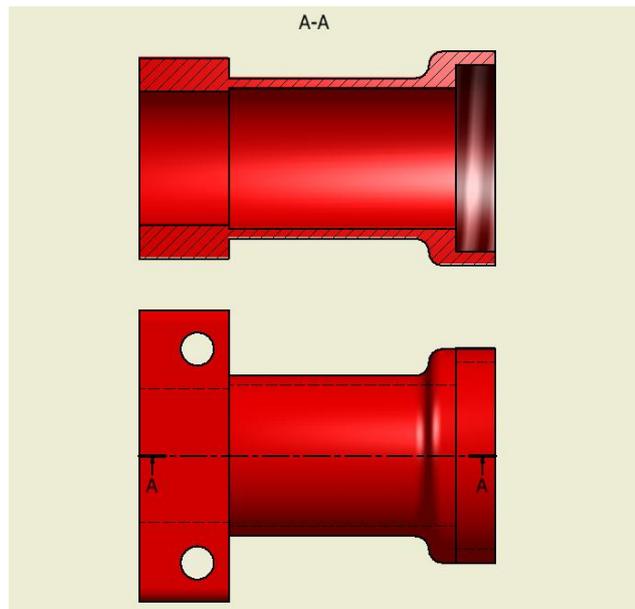


Figura 42 Vista em corte da guia dupla

- Mola compressora - Figura 43: presente no interior da guia dupla, faz contato com a óptica e o empurrador, para os quais transmite força quando comprimida. Para garantir a compressão durante todo o movimento (o que significa garantir o contato das faces da cânu-la e do empurrador, possivelmente vedando o fluxo indesejado do fluido), a mola sempre estará em estado de compressão.

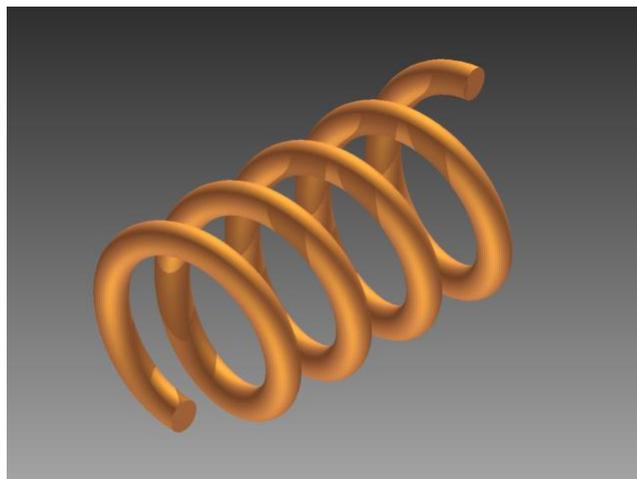


Figura 43 Mola Compressora

Para o projeto de uma mola helicoidal, a compressão e extensão provocam uma superposição de tensão de cisalhamento direto com tensão de cisalhamento da torção do arame da mola, como indicado na Figura 44.

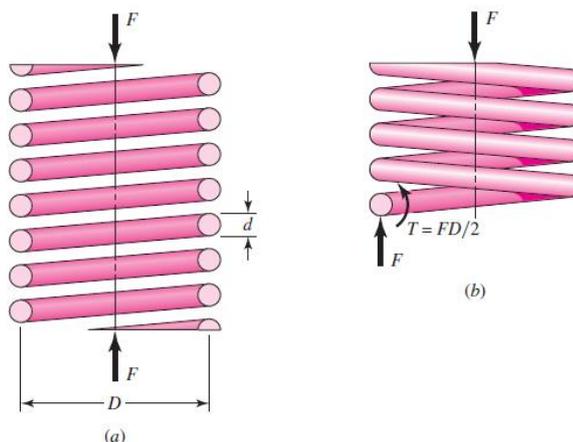


Figura 44 (a) Mola helicoidal carregada longitudinalmente (b) Diagrama de corpo livre indicando as duas componentes atuando no arame do fio (cisalhamento direto e torcional). Fonte: Shigley (2005)

$$\tau_{max} = \frac{Tr}{J} + \frac{F}{A} \quad (16a)$$

$$\tau_{max} = \frac{8FD}{\pi d^3} + \frac{4F}{\pi d^2} \quad (16b)$$

τ_{max} é a máxima tensão de cisalhamento (Pa);

T é o torque resultante no arame da mola (N.m);

r é o raio do arame (m);

J é o segundo momento polar de área (m⁴);

F é a carga aplicada na mola (N);

A é a área da seção do arame da mola (m²);

D é o diâmetro médio da mola (m).

O que resulta:

$$\tau = K_s \frac{8FD}{\pi d^3} \quad (17)$$

Com fator de cisalhamento:

$$K_s = \frac{2C+1}{2C} \quad (18)$$

E C é o chamado índice de mola, definido por:

$$C = \frac{D}{d} \quad (19)$$

Entretanto, conforme a deformação da mola, o fio curva-se, o que aumenta a tensão no lado interno da mola e diminui ligeiramente a tensão no lado externo. Segundo Shigley *et al* (2005), normalmente utiliza-se o fator de Bergsträsser no lugar no fator de tensão de cisalhamento na equação (17).

$$K_B = \frac{4C+2}{4C-3} \quad (20)$$

As extremidades das molas utilizadas influenciam no número de espiras ativas, bem como no comprimento total da mola. Assim, é importante avaliar os diferentes tipos de extremidades de acordo com as suas respectivas aplicações. No caso proposto do mecanismo de acoplamento, as molas exercem força contra superfícies planas. Como o espaço onde as molas estão enclausuradas são de reduzido tamanho, opta-se pelas molas esquadradas e esmerilhadas, que possuem um menor comprimento, conforme a Tabela 2

Tabela 2 Parâmetros dos diferentes tipos de molas

Termo		Tipos de extremidades de molas			
		Plana	Plana e esmerilhada	Esquadrada ou fechada	Esquadrada e esmerilhada
espiras de extremidade	N_e	0	1	2	2
espiras totais	N_t	N_a	N_a+1	N_a+2	N_a+2
comprimento livre	L_o	pN_a+d	$p(N_a+1)$	pN_a+3d	pN_a+2d
comprimento sólido	L_s	$d(N_t+1)$	dN_t	$d(N_t+1)$	dN_t
passo	p	$(L_o-d)/N_a$	$L_o/(N_a+1)$	$(L_o-3d)/N_a$	$(L_o-2d)/N_a$

Conforme afirma Daves (2003), considerando o contato do instrumento cirúrgico artroscópico com o organismo humano em um intervalo relativamente pequeno (transiente, em contraposição à exposição constante de próteses), os aços inoxidáveis são boas alternativas de materiais, sem a grande necessidade de requisitos específicos de resistência química e mecânica.

Entretanto, como o artroscópio e os seus acessórios passam pelo processo de esterilização por autoclave, no qual são submetidos a vapor sob pressão a temperaturas de até 120°C num intervalo de tempo de 15 a 30 minutos. Assim, para que o aquecimento com o subsequente resfriamento não afete as propriedades da

mola, utiliza-se o aço inoxidável austenítico 316L, com propriedades de resistência à corrosão superiores aos outros aços da série 300.

Além da resistência à corrosão, os aços inoxidáveis austeníticos apresentam alta ductilidade, dada a sua estrutura cúbica de face centrada, que, segundo Callister (2001), possui elevado fator de empacotamento. Esse pequeno espaço nos interstícios da estrutura evita que haja elementos intersticiais que impeçam o deslocamento dos planos da cadeia estrutural. Portanto, a ductilidade associado ao aço inoxidável austenítico favorece a conformação de fios para o projeto de molas.

As propriedades do aço inox 316L relevantes para o projeto da mola são, de acordo com Callister (2001) e Shigley *et al* (2005):

- Módulo de elasticidade: $E = 193GPa$;
- Módulo de rigidez: $G = 69GPa$;
- Percentagem máxima de resistência à tração: $\%_{S_{ut}} = 0,35$;
- Constantes para o cálculo de resistência à tração: $m = 0,146$, $A = 1867 MPa \cdot mm^m$;
- Custo relativo do material: $crm = 7,6$.

Shigley (2005) considera que o processo de fabricação da mola, bem como o próprio diâmetro do fio pode influenciar na resistência à tração do material. Entretanto, métodos empíricos podem ser aplicados para a obtenção dessa resistência:

$$S_{ut} = \frac{A}{d^m} \quad (21)$$

S_{ut} é a resistência a tração do material da mola (MPa);

A e m são as constantes empíricas para o cálculo ($MPa \cdot mm^m$ e adm).

Sendo assim, a resistência ao escoamento de torção é dada por:

$$S_{sy} = \%_{S_{ut}} S_{ut} = \%_{S_{ut}} \frac{A}{d^m} \quad (22)$$

A extensão fracionária até o fechamento total da mola é definida de tal maneira que a força operacional de mola esteja confinada aos 75% centrais, entre a

força nula e a força de fechamento (deformação de compressão máxima da mola – todas as espiras em contato):

$$F_s = (1 + \xi)F_{max} \quad (23a)$$

$$F_s \leq (1 + \xi)\frac{7}{8}F_s \quad (24b)$$

Assim, segue que:

$$\xi \geq 0,15 \quad (25)$$

O fator de segurança n_s foi escolhido dada a sua aplicação. No projeto desse equipamento cirúrgico que, segundo a ANVISA (2010), caracteriza o equipamento de cirurgia artroscópica como um produto cirúrgico invasivo, mas de uso transitório, a responsabilidade é média, e o valor adotado foi $n_s = 2$.

Combinando as equações (16), (17), (19), (20), (22) e (23) obtém-se:

$$\frac{S_{sy}}{n_s} = K_B \frac{8F_s D}{\pi d^3} = \frac{4C+2}{4C-3} \left[\frac{8(1+\xi)F_{max}C}{\pi d^3} \right] \quad (26)$$

Para a obtenção do índice de mola C , é necessário resolver a equação quadrática em C , equação (26). Para tanto, são feitas as simplificações:

$$\alpha = \frac{S_{sy}}{n_s} \quad (27)$$

$$\beta = \frac{8(1+\xi)F_{max}}{\pi d^2} \quad (28)$$

O índice de mola é a maior solução da equação de segundo grau, equação (26):

$$C = \frac{2\alpha - \beta}{4\beta} + \sqrt{\left(\frac{2\alpha - \beta}{4\beta}\right)^2 - \frac{3\alpha}{4\beta}} \quad (29)$$

A figura de mérito, fom (do inglês *figure of merit*), é um indicador de desempenho quantitativo utilizado para a comparação de alternativas, levando em consideração a funcionalidade e o custo relativo das soluções, como indicado na eq.(30). Quanto maior o fom, melhor o desempenho da solução, desde que observadas as condições de contorno do projeto.

$$fom = -(crm) \frac{\pi^2 d^2 N_t D}{4} \quad (30)$$

- Deslizador - Figura 45: estrutura em formato de paralelepípedo vazado, que envolve todo o mecanismo de acoplamento. Seu movimento é guiado e limitado pelos pinos solidários à guia dupla. Em sua face frontal, há um orifício de geometria peculiar, que permite a passagem da óptica e da cânula, bem como o do empurrador.

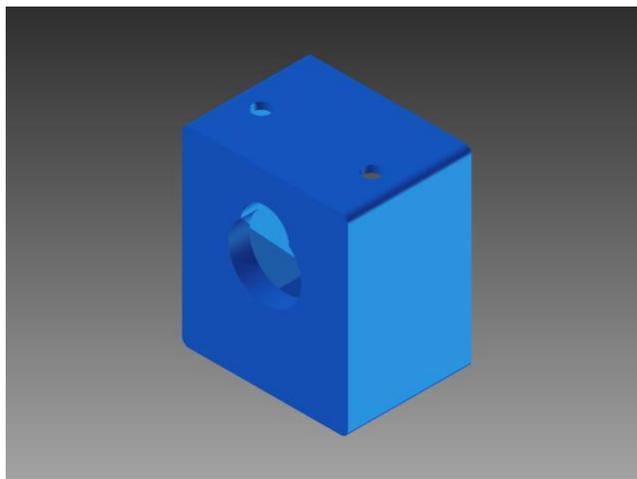


Figura 45 Deslizador

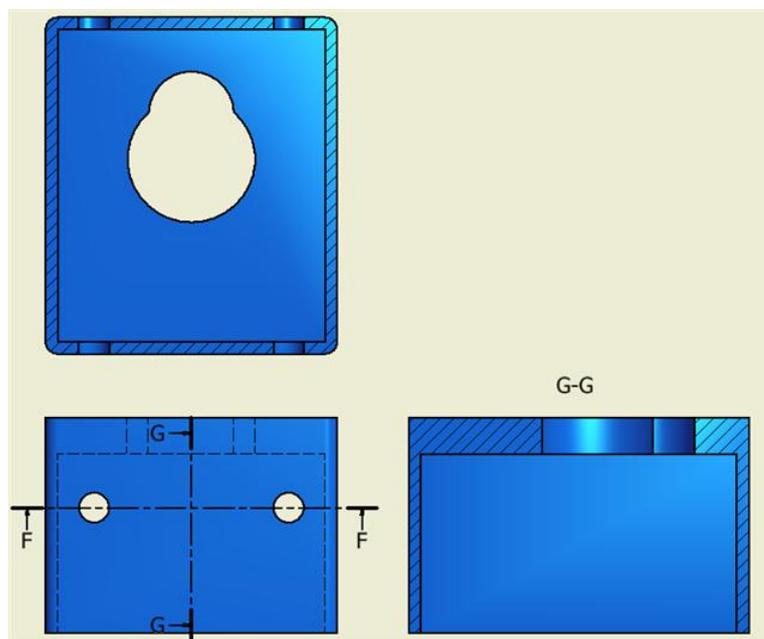


Figura 46 Vista em corte do deslizador

O orifício possui geometria composta de duas circunferências de diferentes diâmetros sobrepostas, como pode ser visto na Figura 46 e na Figura 47. A seção inferior possui diâmetro maior do que o diâmetro da maior seção da cânula (presente no ressalto) e do empurrador, de maneira que ambas as seções são capazes

de passar pela seção do orifício. Entretanto, a seção superior possui diâmetro menor do que os diâmetros da maior seção da cânula, mas com diâmetro maior do que o menor diâmetro da seção da cânula. Sendo assim, o deslocamento axial da cânula através do orifício superior do deslizador é restringido por essa diferença de diâmetros.

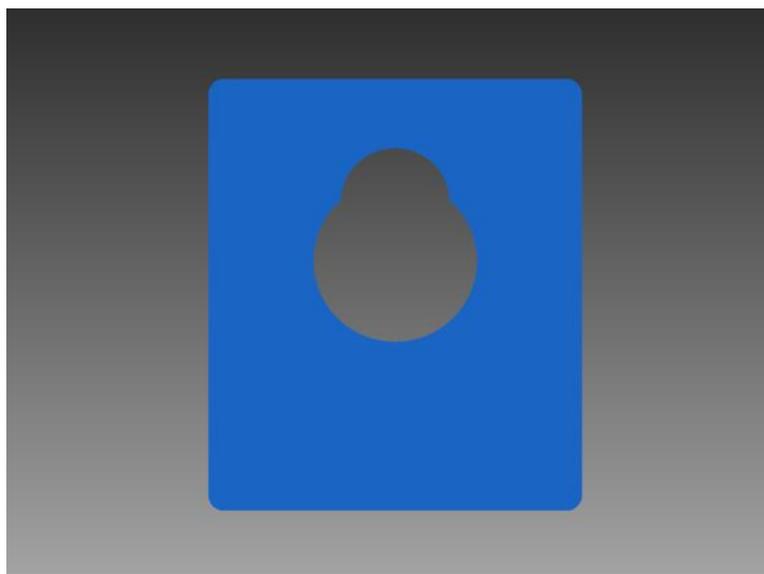


Figura 47 Deslizador - detalhe frontal do orifício

O deslizador desloca-se verticalmente, pois os dois pinos solidários a ele deslizam pelos orifícios da guia dupla. Tal movimento está diretamente relacionado ao travamento do mecanismo sobre o conjunto deslocador e cânula. O controle da posição é auxiliado pela força de regeneração de duas molas de retorno apoiadas sobre as duas guias. Quando óptica e cânula permanecem desacopladas, essas duas molas são encontradas em estado natural. Ou seja, quando os instrumentos estão acoplados um ao outro as molas são comprimidas, e o desacoplamento é feito automaticamente pela força regeneradora.

- Pinos - Figura 48: os dois pinos servem de guia para o movimento vertical relativo do deslizador sobre a guia dupla. Ambos os pinos são solidários ao deslizador, por meio da rosca presente na ponta do pino, como mostrado na Figura 49. É no entorno desses pinos que as duas molas de retorno se apóiam.

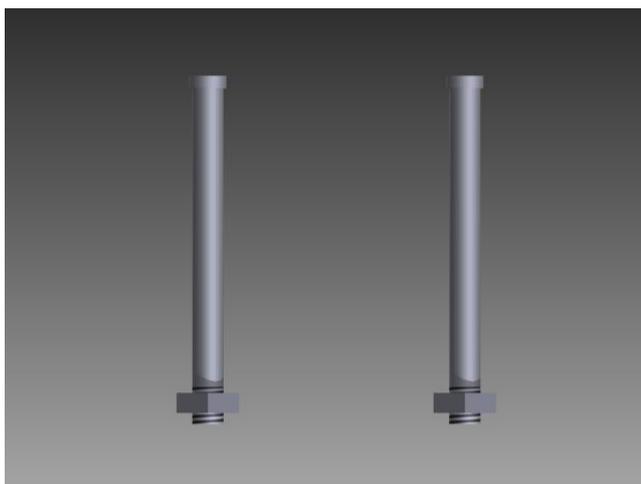


Figura 48 Pinos

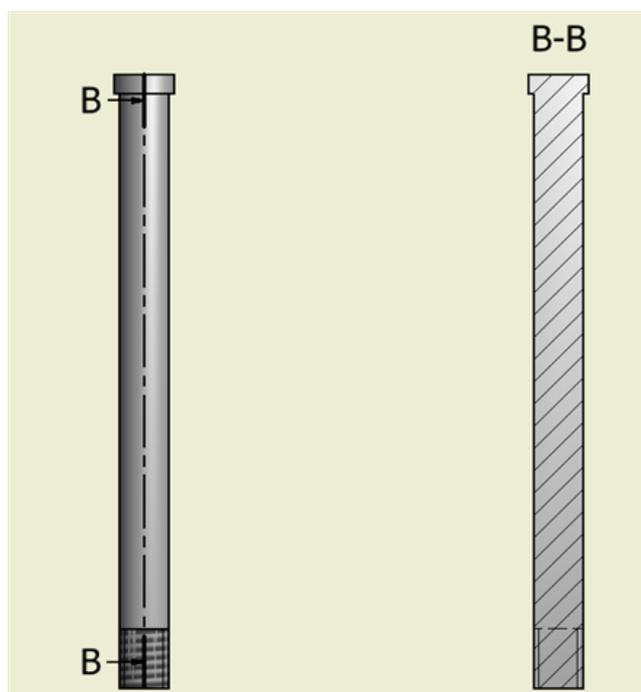


Figura 49 Vista em corte do pino

- Molas de retorno - Figura 50: as duas molas de retorno apóiam-se nos pinos presentes no deslizador. Para garantir a força de contato entre as superfícies e, assim, dificultar o processo de extravasamento de fluidos, as molas de retorno sempre estarão em estado de compressão. Quando óptica e cânula não se encontram acopladas, ambas as molas de retorno encontram-se comprimidas. Tal posição não é alterada pelo esforço de regeneração das molas por conta da configuração que se mantém, que equilibra tais forças.

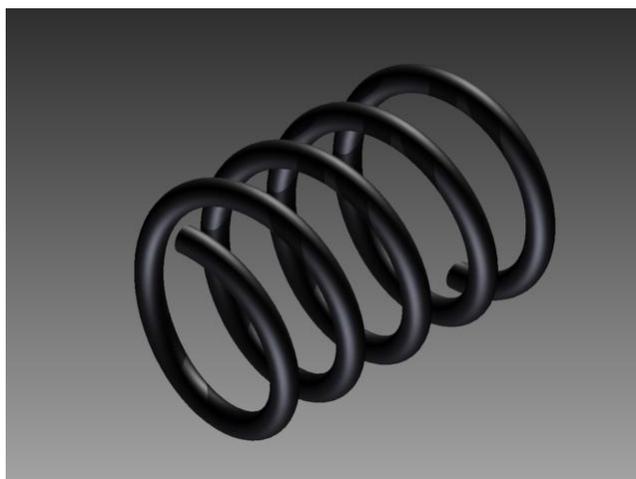


Figura 50 Mola de retorno

3.3 Descrição do Funcionamento do Mecanismo Desenvolvido

O funcionamento do mecanismo proposto será descrito a partir do processo de acoplamento cônica à óptica (que sempre será o referencial fixo). Inicialmente, com a cônica ainda não acoplada, a mola de retorno (em laranja) permanece em compressão, exercendo uma força sobre o deslizador (em azul), como indicado na Figura 51. Como o empurrador (em verde) situa-se no orifício de maior seção do deslizador, o movimento vertical deste é impedido, apesar da força de regeneração da mola de retorno.

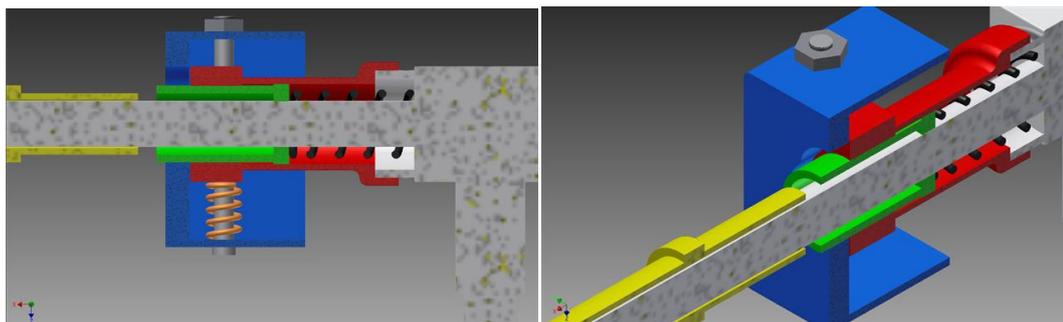


Figura 51 Posição inicial – instrumentos desacoplados

Com o início do acoplamento, a cônica (em amarelo) é posicionada coaxialmente à óptica, iniciando aproximação até o contato da extremidade da cônica com a parede do interior do empurrador, como mostrado na Figura 52.

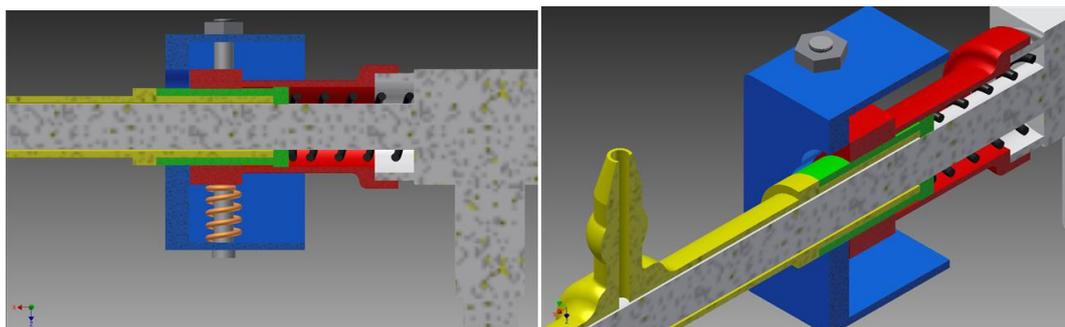


Figura 52 Início do acoplamento com o contato da cânula com o empurrador

Após o contato da cânula com o empurrador, o movimento axial de aproximação deve continuar. Com esse deslocamento, a mola compressora (em preto) começa a ser comprimida, exigindo um esforço do operador dos instrumentos para o acoplamento. Tal deslocamento é indicado na Figura 53. Durante esse deslocamento, o deslizador permanece imóvel, uma vez que ambas as seções do ressalto da cânula e do empurrador são tais que passam pelo orifício inferior, mas são impedidos de passar pelo de menor orifício, como detalhado na Figura 54.

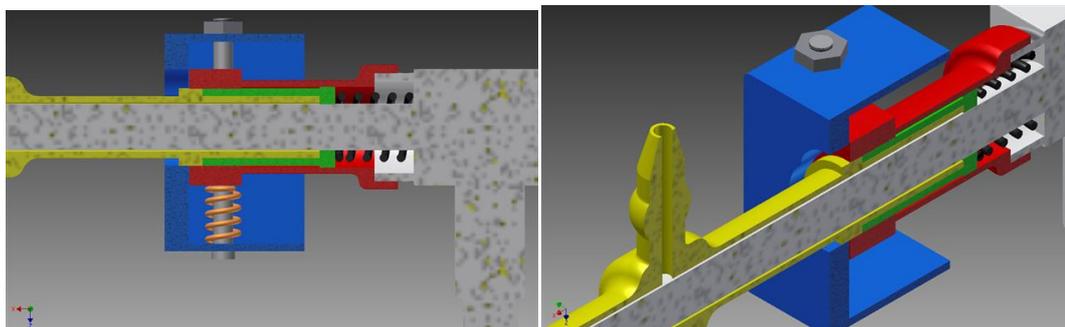


Figura 53 Deslocamento da cânula e do empurrador

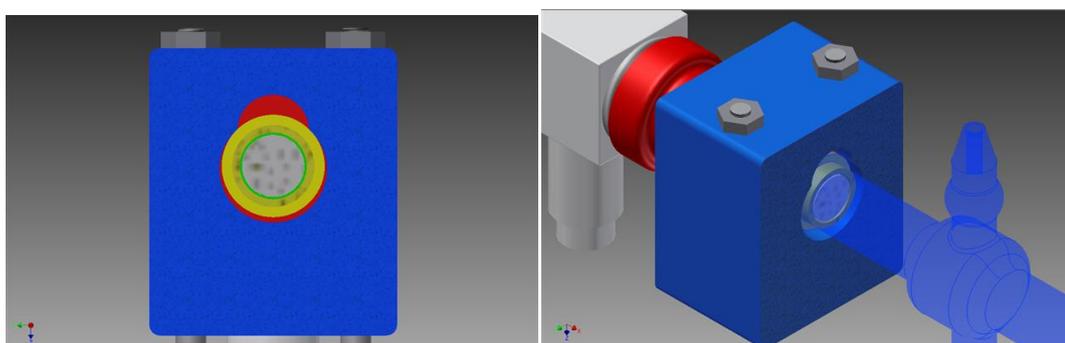


Figura 54 Seção do ressalto da cânula no interior do orifício de maior diâmetro, impedindo que o deslizador se desloque para baixo (em relação à óptica)

Quando ambas as seções do ressalto da cânula e do empurrador passam inteiramente pelo orifício de maior diâmetro do deslizador através do deslocamento

axial desse conjunto cânula e empurrador, imposta pelo operador dos instrumentos, é a seção menor da cânula que se encontra no orifício da face do deslizador. Assim, o movimento do deslizador se inicia para baixo, dado a diferença de diâmetros do orifício da face do deslizador e a atuação da força de regeneração da mola de retorno. Tal situação é mostrada na Figura 55.

É importante notar que o deslocamento do deslizador se dá exclusivamente pela ação da força regeneradora da mola de retorno. Assim, para o acoplamento, exige-se apenas que o operador dos instrumentos exerça o deslocamento axial da cânula contra o empurrador.

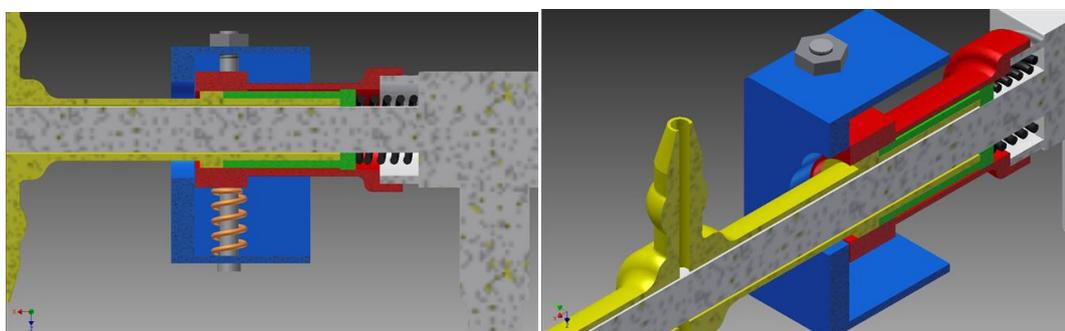


Figura 55 Início do deslocamento do deslizador

O deslocamento do deslizador continua até que a cânula esteja inteiramente no orifício de menor diâmetro da face central do deslizador. Nesse momento, a cânula e a óptica encontram-se totalmente acopladas, permitindo que a bomba de infusão (que controla a injeção de fluidos dentro da cavidade operada) seja ligada, sem o extravasamento de fluidos. A configuração de acoplamento total é mostrada na Figura 56.

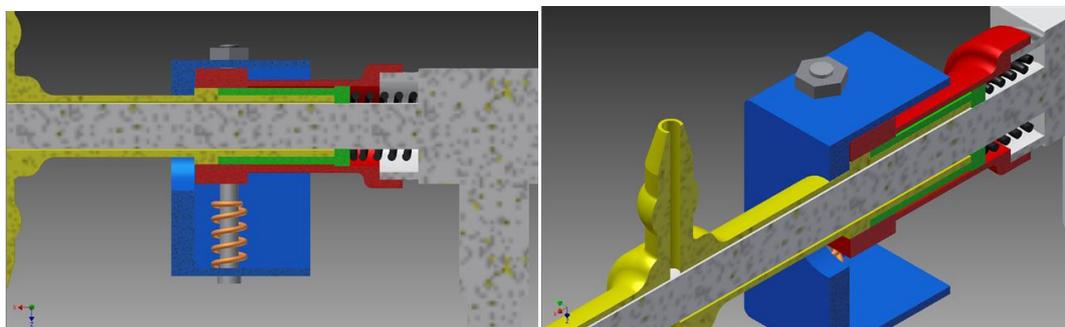


Figura 56 Acoplamento total da cânula com a óptica

Para o desacoplamento, o operador deve deslocar o deslizador verticalmente para cima, em relação à óptica, como indicada na Figura 57. Nessa ação, o operador exercerá um esforço para comprimir as molas de retorno até que a

seção do ressalto da cânula (maior seção) consiga ultrapassar o orifício da face frontal do deslizador, como mostrado na Figura 58. Nessa situação, a mola de compressão que está comprimida exerce a força de regeneração e expulsa automaticamente a cânula do interior do mecanismo, fazendo com que cânula e empurrador se separem, constituindo o desacoplamento. Tal processo está mostrado na Figura 59.

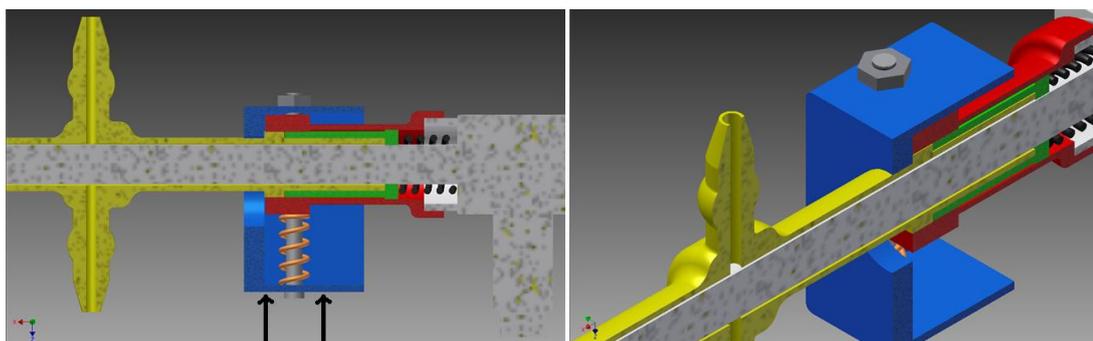


Figura 57 Deslocamento do deslizador para cima, imposto pelo operador

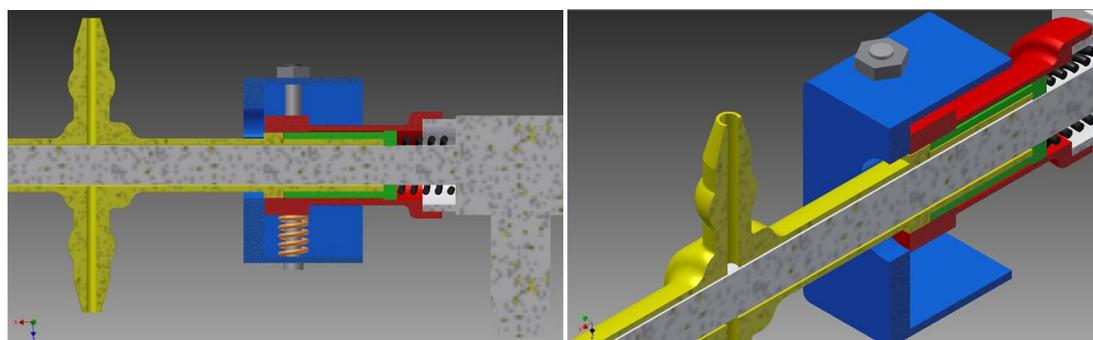


Figura 58 Deslocamento até que o orifício de maior diâmetro do deslizador coincida com o diâmetro do ressalto

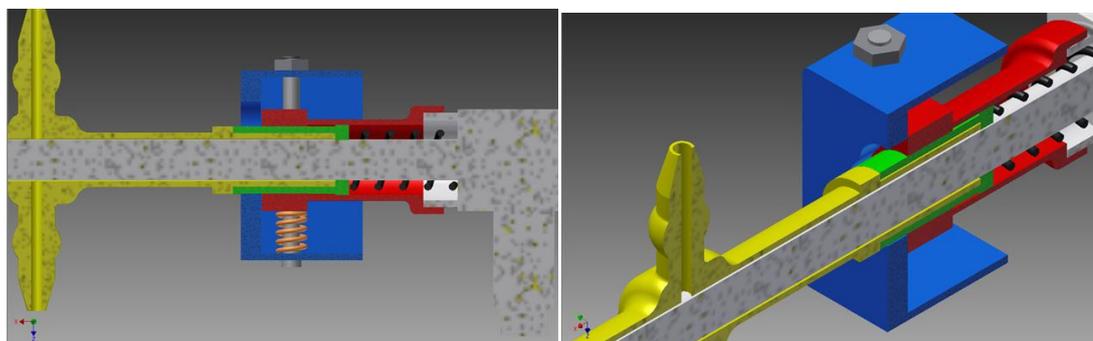


Figura 59 Desacoplamento da cânula pela expulsão de dentro do mecanismo pela ação da mola

3.3 Discussão

O mecanismo proposto buscou atender as principais características necessárias para sistemas de acoplamento de instrumentos para aplicação em cirurgias artroscópicas, apontadas pelo colaborador do projeto, Dr. Rogério Teixeira de Carvalho. Como citado, as principais características foram:

- Sistema de vedação eficiente: objetivo e motivação principal do projeto, em que o extravasamento de fluidos foi apontado como problemática recorrente em intervenções artroscópicas;
- Acoplamento rápido e prático, que não exija dedicação de atenção do operador na ação de acoplamento e nem incorra a um gasto de tempo significativo para a ação;
- Viabilidade do projeto: critérios de construção, operação, montagem e manuseio foram ponderados com o intuito de tornar o projeto viável;
- Seguimento de normas médicas quanto à qualidade de instrumentos médicos (ISO 13485);
- Dada a natureza de o mecanismo proposto ser aplicado a um instrumento médico, a segurança é essencial para o instrumento.

Considerando os modelos de sistemas de acoplamento existentes, notou-se uma grande dependência da eficiência do acoplamento quanto à vedação diretamente ligada à durabilidade do mecanismo elástico. No mecanismo proposto, há certa dependência, mas grande parte da capacidade de vedação se restringe à aspectos construtivos e mecânicos, como é o caso do travamento de movimento dos instrumentos que proporciona um grande contato entre superfícies, impedindo o vazamento de fluidos.

Entretanto, como a garantia de vedação completa depende do projeto e dimensionamento dos componentes, que por sua vez são baseados nas condições superficiais dos mesmos, há a necessidade de se fazer uma investigação a respeito da vedação completa.

O mecanismo proposto possui a mola de compressão que tem função exclusiva de, quando em posição de acoplamento, ou seja, a mola comprimida, exercer uma força de restituição que será traduzida em força de contato entre as

superfícies da cânula e do empurrador. Tal força de contato poderá garantir a vedação no sistema de acoplamento. Durante o desacoplamento, tal força de restituição promove a expulsão da cânula de dentro do mecanismo de acoplamento, o que indica a não necessidade de o operador se dedicar a tarefa de separar ambos os instrumentos (o desacoplamento poderá ser feito com somente uma das mãos do operador). Assim, ganha-se em praticidade, principalmente se comparado ao sistema de acoplamento de base, da fabricante Stryker[®], onde é necessária a ação não só de pressionar o deslocador, mas também de separar os dois instrumentos em contato.

O processo de desacoplamento da cânula em relação à óptica envolve a força necessária para comprimir a mola de retorno. Por critérios de dimensionamento, deve-se adotar uma mola em que tal esforço seja suficiente para garantir a vedação do sistema de acoplamento e que permita uma manuseabilidade ergonômica para o usuário. Entretanto, tal esforço necessário não deverá ser muito baixo, a ponto de que qualquer contato indesejado e acidental faça com que o desacoplamento ocorra: tal ação deve ocorrer somente voluntariamente.

As molas de retorno possuem a função de garantir que o deslizador permaneça na posição de acoplamento através da aplicação da força de regeneração das molas. Nota-se que o acoplamento total se dá quando a cânula encontra-se no orifício de menor diâmetro da face frontal do deslizador. Como visto anteriormente, as molas de retorno auxiliam na ação do acoplamento por tornar automático o deslocamento do deslizador com a aproximação da cânula em relação ao empurrador. Assim, o operador não despense atenção para o acoplamento, a não ser pela ação de encaixe dos instrumentos.

Além disso, o acoplamento é feito sem a necessidade de uma orientação preferencial entre os instrumentos, como exigido nos dois casos estudados (tanto o de Ziegler (1995) quanto o de Shutt *et al* (1990)). Assim, o operador dos instrumentos pode fazer o acoplamento sem qualquer preocupação de visualizar a posição angular relativa entre os instrumentos, o que representa um menor dispêndio de atenção e até de tempo na ação.

Construtivamente, o mecanismo proposto não apresenta muitas dificuldades de fabricação e nem de montagem. Bastariam algumas operações de usinagem nos instrumentos já existentes e a fabricação de outros componentes. Nota-

se que a desmontagem do mecanismo também é de fácil operação, sem que haja desgastes significativos dos componentes (o que representa um baixo risco de extravasamento por essas regiões de desgaste). Assim, o mecanismo atenderia às normas existentes em relação ao processo de esterilização por autoclave.

Nota-se também que a modificação dos instrumentos já existentes pode ser um grande impedimento de viabilização do projeto. Entretanto, tal empecilho pode ser contornado com o uso de outros tipos de componentes, devidamente dimensionados e projetados. Por exemplo, no caso da fixação da guia dupla na óptica, ao invés do uso de uma rosca, pode-se fazer o acoplamento por interferência, apenas ajustando o diâmetro da guia dupla para ser compatível com a estrutura da óptica.

4 CONCLUSÕES

Os procedimentos artroscópicos minimamente invasivos dependem primordialmente do sistema óptico utilizado, pois qualquer variação da qualidade de imagem gerada por eles pode comprometer a operação cirúrgica realizada, podendo gerar sérias complicações e maus resultados aos pacientes. Uma vez que a qualidade de imagem está atrelada ao controle de fluidos de dentro da cavidade operada, o menor índice de extravasamento pelo sistema de acoplamento poderá sanar boa parte das adversidades provocadas pela má qualidade da imagem gerada.

O indesejado extravasamento de fluidos ocorre através do pertuito gerado pela má conexão entre os elementos. Em geral, o acoplamento não é bem sucedido por não haver uma força de compressão suficiente entre as superfícies para gerar uma interferência vedada para o sistema. Tal insuficiência pode residir no desgaste da estrutura das peças ou dos elementos elásticos.

Propôs-se então um sistema de acoplamento que não dependesse exclusivamente das condições superficiais e de desgaste das peças. O princípio da vedação reside, então, nas forças de compressão existentes entre diversas superfícies, o que dificulta o extravasamento de fluidos no caso de alguma eventualidade.

O mecanismo proposto também atinge os objetivos secundários do projeto, como rapidez e praticidade no acoplamento e desacoplamento, que suprem as reais necessidades apontadas por usuários dos instrumentos.

Tais características adicionais ao sistema de vedação do acoplamento caracterizam um diferencial do mecanismo em relação aos outros existentes. O aprimoramento dos sistemas atuais de acoplamento representa, então, o caráter inventivo do projeto, que poderá mais tarde ser estudado e dimensionado com aprofundamento, para que a concepção do mecanismo seja viabilizada.

Como era esperado, o extravasamento de fluidos através do contato entre duas superfícies é dependente do perfil de rugosidade das superfícies, bem como da pressão de contato exercida entre eles: quanto maior a rugosidade, maior é a pressão necessária no contato entre as superfícies de maneira que não haja o extravasamento de fluidos.

A proposição do mecanismo de acoplamento com teor inovador, por apresentar melhorias em relação ao sistema de vedação dos instrumentos atualmente

existentes, foi estudada e dimensionada para que possibilite o desenvolvimento do projeto executivo do mesmo. As tarefas subsequentes ao presente desenvolvimento são as da construção de um protótipo tanto para a validação da dinâmica do acoplamento e desacoplamento quanto para a calibração de um modelo numérico de escoamento. Assim, será possível dispor tal sistema de acoplamento como alternativa na construção e comercialização de instrumentos de cirurgia artroscópica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDO, J.; HANEEF, M. D.; AL-SHABIBI, A. M. **Finite Element Modeling of Elastic-Plastic Contact of Rough Surfaces**, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.). Oman: InTech. 2010.

ABNT. **NBR 8404 – Indicação do Estado de Superfícies em Desenhos Técnicos**. Rio de Janeiro, 1984.

ANVISA. **Manual Para Regularização de Equipamentos Médicos na ANVISA**. Versão 6. Brasília, 2010.

ARTHROSCOPY (Arthroscopic Surgery). Apresenta conceitos e procedimentos que abordam o procedimento da artroscopia. Disponível em <<http://www.medicinenet.com/arthroscopy/article.htm>>. Acesso em 23 ago. 2010.

ARTHROSCOPY. Apresenta procedimentos e vantagens desse tipo de cirurgia. Disponível em <<http://www.nhs.uk/Conditions/Arthroscopy/Pages/What-it-is-used-for.aspx>>. Acesso em 23 ago. 2010.

AUTODESK INVENTOR. Dispõe o programa computacional da marca Autodesk® na versão para uso estudante. Disponível em <<http://www.autodesk.com.br/adsk/servlet/pc/index?siteID=1003425&id=14568941>>. Acesso em 10 jul. 2011.

AMERICAN ORTHOPAEDIC SOCIETY FOR SPORTS MEDICINE. Apresenta informações de pesquisas na área de medicina esportiva. Disponível em <<http://www.sportsmed.org/About/>>. Acesso em 24 jul. 2011.

ARANGIO G.; KOSTELNIK K. E. Intra-articular pressures in a gravity - fed arthroscopy fluid delivery system. **Journal of Arthroscopy**, v.83, p. 341-344, 1992.

BRAMAN, J. P.; FLATOW, E. L. Fluid Management with Arthroscopic Shoulder Surgery. *US Orthopedics Review*, p. 36-37, 2005.

CALLISTER, W. D. **Fundamentals of Materials Science and Engineering**. 5th ed. New York: John Wiley & Sons, Inc, 2001. 524 p.

CEZANA, H. **Surgical Apparatus Including a Spring Activating Locking Service**. US5171245A. 15 dez. 1992.

CONMED LINVATEC. Arthroscopy, Endoscopy, Powered Instruments. Apresenta a fabricante de instrumentos tecnológicos da área de endoscopia e artroscopia. Disponível em <<http://www.conmed.com/newdesign.php>>. Acesso em 03 out. 2010.

DAVIS, J. R. **Handbook of Materials for Medical Devices**. ASM International, 2003. 309 p.

DITTRICH, I. H. *et al.* **Coupling for Sealingly Connecting Two Elongate Medical Instruments.** US 6922220. 9 out. 2001.

ERDMAN, A. G.; SANDOR G. N. **Mechanism Design: Analysis and Synthesis,** New Jersey: Prentice-Hall, INC. 1984.

EYNON, A. M.; JAMES, S.; LEACH, P. Thromboembolic events after arthroscopic knee surgery. **The Journal of Arthroscopic and Related Surgery.** Vol.20, 2004, pp 23-24.

FREE PATENTS ONLINE. Apresenta banco de patentes internacional. Disponível em <www.freepatentsonline.com>. Acesso em jul. 2011.

GREENWOOD, J. A.; WILLIAMSON, J. B. P. Contact of Nominally Flat Surfaces. **Proceedings of the Royal Society of London – Series A, Mathematical and Physical Sciences.** Vol. 295, n. 1442, 1966. pp. 300-319.

HENLEY, G. D.; MILNER, L. B; DOWDY, C. A. **Arthroscopic Surgical Practice.** US5010876. 30 abr. 1991.

HERTZ, H. Ueber die Berührung fester elastischer Körper. **Journal für die reine und angewandte Mathematik.** Vol. 92. 1881. pp. 156-171.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 13485:** Medical devices – Quality management systems – Requirements for regulatory purposes. Suíça, 2003. 64p.

JACKSON, R. W. A History of Arthroscopy. **The Journal of Arthroscopic and Related Surgery.** Vol.26, 2010, pp 91-103.

JOHNSON, K. L.; KENDALL, K.; ROBERTS, A. D. Surface Energy and the Contact of Elastic Solids. **Proceedings of the Royal Society of London – Series A, Mathematical and Physical Sciences.** Vol. 324, n. 1558, 1971. pp. 301-313.

KARL STORZ Endoskope. Apresenta os produtos da fabricante de instrumentos de endoscopia. Disponível em <<http://www.karlstorz.com/cps/rde/xchg/karlstorz-en/hs.xsl/146.htm>>. Acesso em 29 set. 2010.

LIM, J. J. B., ERDMAN A. G. Application of type synthesis theory to the redesign of a complex surgical instrument. **Journal of Medical Devices,** Vol. 124, 2002, pp. 265-272.

LIM, J. J. B., ERDMAN A. G. **A review on mechanism used in laparoscopic surgical instruments.** Mechanism and Machine Theory, 38, 2003, pp. 1133-1147.

LIM, J. R. BERMAN, P. J. **Arthroscopic Component Joining System.** US6196967B1. 6 mar. 2001.

MANSOUR, G. M.; TRUITT, T. L.; FRIED, M. P. **Closed Male Luer Device for Minimizing Leakage During Connection and Disconnection**. US20100063482A1. 11 mar. 2010.

McGINTY, J.B.; JACKSON, R. W.; JOHNSON, D. N.; BURKHART, S. S.; RICHMOND, J. C. **Operative Arthroscopy**. 3rd ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 977p

MEDIFIX, INC. Apresenta características e catálogos de diversos instrumentos médicos. Disponível em <<http://www.medifixinc.com/index2.html>>. Acesso em 4 fev. 2010.

MICHELSON, G. K. **Cannula for na Arthroscope**. US4973321. 27 nov. 1990.

MILLER, M. D.; COLE, B. J. **Textbook of Arthroscopy**. Filadélfia: Elsevier, 2004. 840p.

MILLER, D. J., NELSON, C. A. Novel mechanical actuation of a modular laparoscopic surgical tool. **Journal of Medical Devices**, v. 2, n.9, p. 1-8, 2008.

MOLL, F. H. **Trocar Assembly**. US 4601710. 22 jul. 1986.

MOSTOFI, S. B. **Who's who in Orthopedics: Masaki Watanabe (1911-1995)**. Springer London, 2005.

MUELLNER, T.; MENTH-CHIARI, W. A.; REIHSNER, R.; EBERHARDSTEINER, J.; ENGEBRETSEN, L. Accuracy of Pressure and Flow Capacities of Four Arthroscopic Fluid Management Systems. **The Journal of Athroscopic and Related Surgery**, v. 17, n. 7, p.760-764, 2007.

NEZHAT, C. **Nezhat's History of Endoscopy**. 2005. Disponível em <<http://laparoscopy.blogs.com/endoscopyhistory/>>. Acesso em 19 mar. 2010.

PARISIEN, J. S. **Current Techniques in Arthroscopy**. 3rd ed. Philadelphia: Thieme, 1998. 201p.

PATIR, N.; CHENG, H. S. An Average Flow Model for Determining Effects of Three-Dimensional Roughness on Partial Hydrodynamic Lubrication. **Journal of Lubrication Technology**. Vol. 100. 1978. pp. 12-17.

PATIR, N. CHENG, H. S. Application of Average Flow Model to Lubrication Between Rough Sliding Surfaces. **Journal of Lubrication Technology**. Vol. 101. 1979. pp. 220-229.

PERSSON, B. N. J. Contact Mechanics for Randomly Rough Surfaces. **Surface Science Reports**. Vol. 61. 2006. pp. 201-227.

PERSSON, B. N. J. Fluid Dynamics at the Interface Between Contacting Elastic Solids with Randomly Rough Surfaces. **Journal of Physics: Condensed Matter**. Vol. 22. 2010. 15 p.

POPOV, V. L. **Contact Mechanics and Friction** – Physical Principles and Applications. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 2010. 362 p.

RICHARD WOLF – Spirit of Excellence. Apresenta a empresa fabricante de instrumentos medicos. Disponível em <<http://www.richardwolfusa.com/company/endoscopy.html>>. Acesso em 29 set. 2010.

SAHLIN, F. **Lubrication, Contact Mechanics and Leakage between Rough Surfaces**. 2008. 238 p. Tese (doutorado) – Lulea University of Technology, Stomsund, 2005.

SAHLIN, F.; LARSSON, R.; LUGT, P. **Simulating Leakage Between Rough Seal Surfaces**. Lulea, 2005.

SCHLICHTING, H. **Boundary-Layer Theory**. Tradução de Dr. J. KESTIN. 7ª Ed. Nova Iorque: McGraw-Hill Book Company. 1978, 817p.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. **Projeto de Engenharia Mecânica**. 7ª Edição. Tradução de João Batista de Aguiar, José Manoel de Aguiar. Porto Alegre: Bookman, 2005.960 p.

SHUTT, G. V; CALIF, G. **Arthroscopic Sheath With Quick Coupling Socket**. US 5087080. 11 fev. 1992.

STAUFFER, D.; AHARONY, A. **Introduction to Percolation Theory**. 2nd ed. London: Taylor & Francis, 1991. 181 p.

STROBEL, M. J. **Manual of Arthroscopic Surgery**. Tradução de Terry C. Telger. Nova Iorque: Springer – Verlag, 2002. 1051p.

STRYKER ARTHROSCOPES - PRODUCTS. Apresenta informações dos produtos da fabricante de instrumentos médicos. Disponível em <<http://www.stryker.com/en-us/products/Endoscopy/Arthroscopy/Arthroscopes/index.htm>>. Acesso em 29 set. 2010.

TUIJTHOF, G. J. M.; SIEREVELT, I. N.; VAN DIJK, C. N. Disturbances in the arthroscopic view defined with videos analysis. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, v. 15, n. 9, p. 1101-1106, 2007.

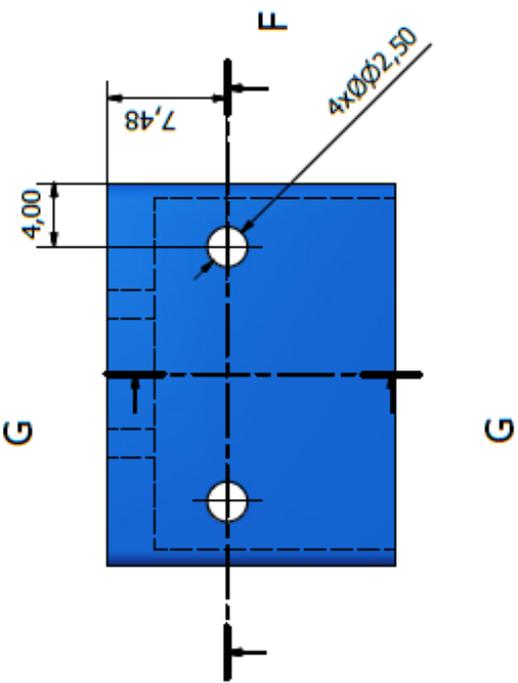
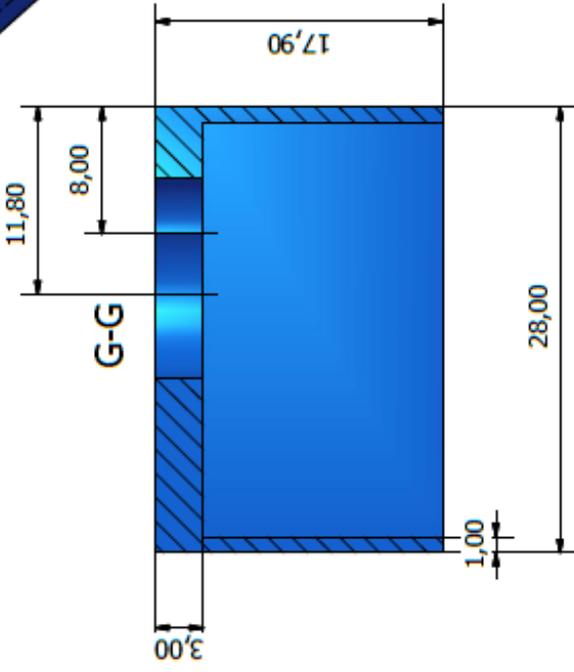
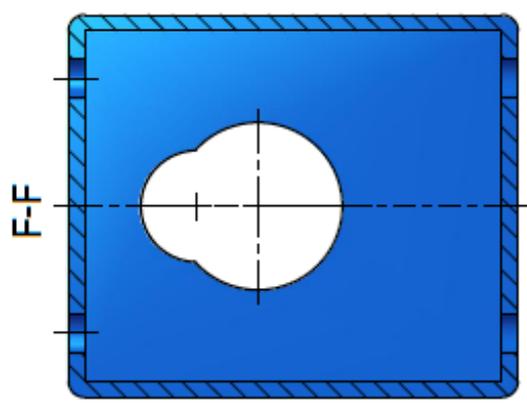
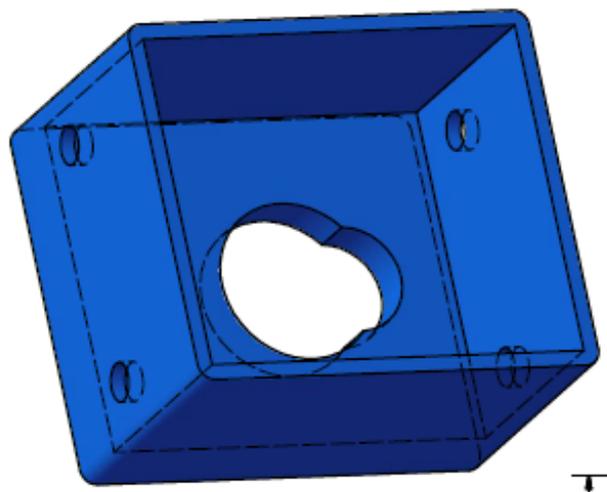
VAN VEELLEN, M. A.; MEIJER D. W. Ergonomics and Design of Laparoscopic Instruments: Results of a Suervey among Laparoscopic Surgeons. **Journal of Lapaendoscopic & Advanced Surgical Techniques**, vol. 9, nº 6.

WILSON, D. S. **Cannula Assembly**. 4769018. 6 set. 1988.

ZIEGLER, M. W.; VOSS, L. J. **Locking Cannula for Endoscopic Surgery**.
US05456637A. 10 oct. 1995.

ANEXOS

Seguem anexados os desenhos técnicos das peças do conjunto do acoplamento desenvolvido no presente projeto.



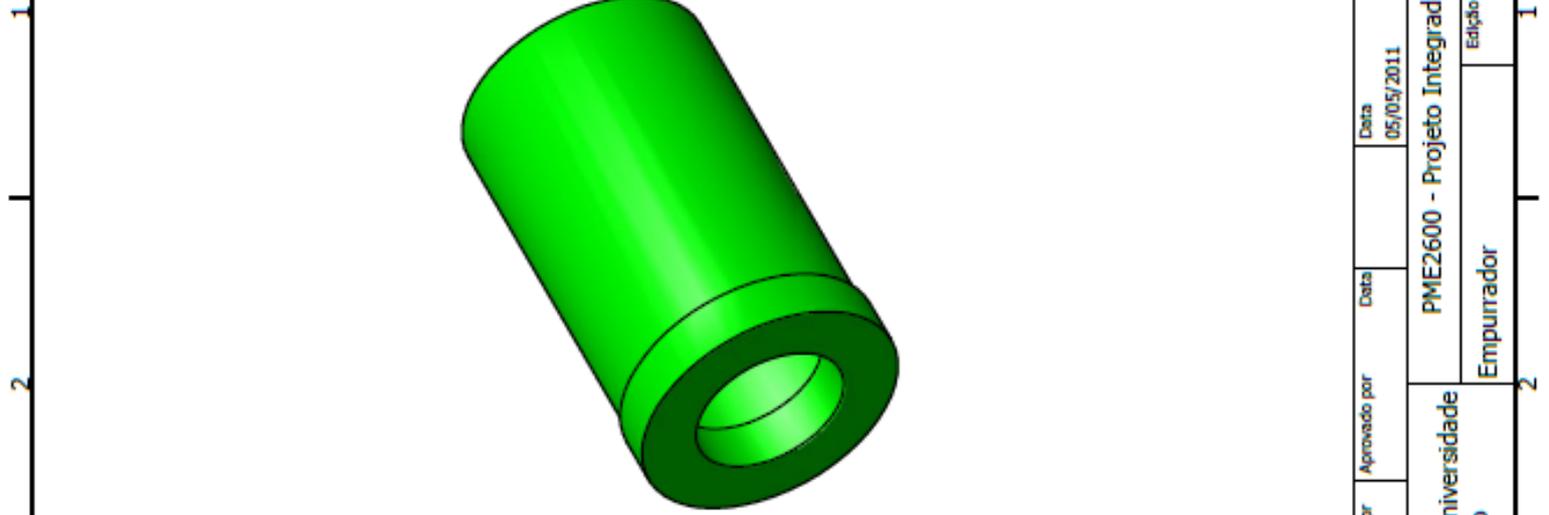
Projetado por Eduardo Ishihara	Verificado por	Aprovado por	Data 05/05/2011	Edição 1 / 1
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo			Deslizador	
PME2600 - Projeto Integrado III			Folha 1 / 1	

D

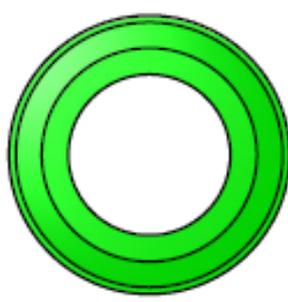
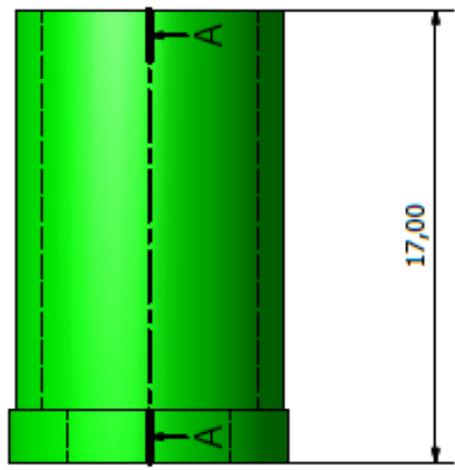
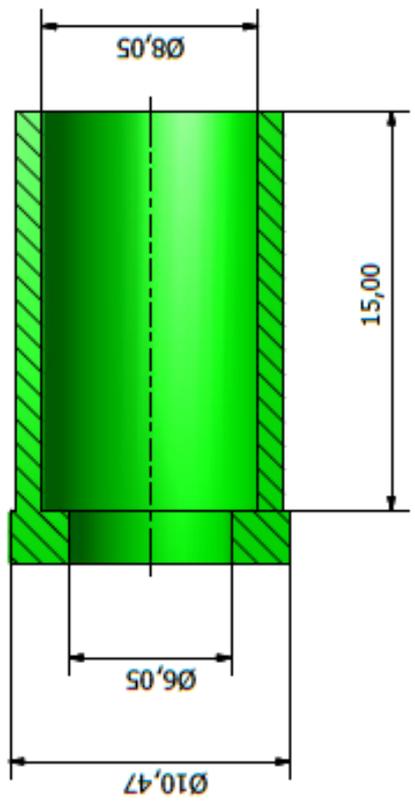
C

B

A



A-A



6

D

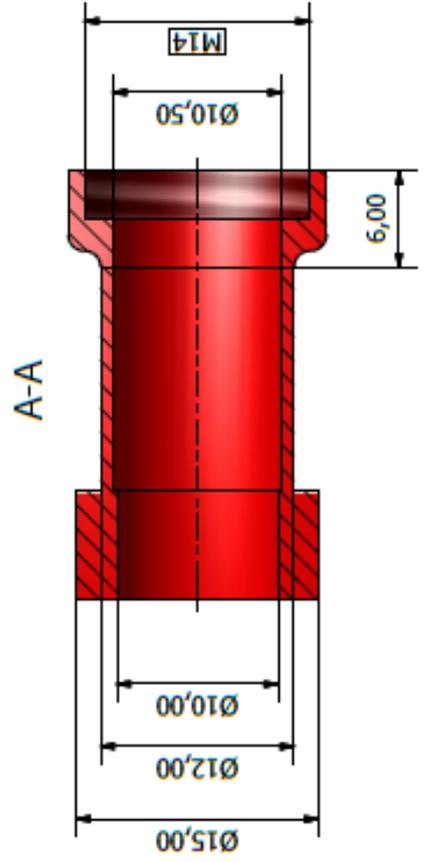
C

B

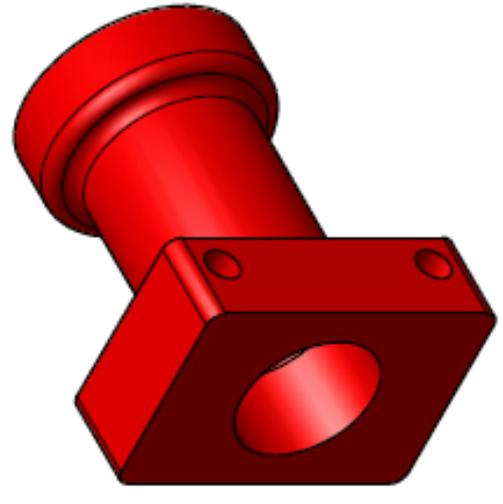
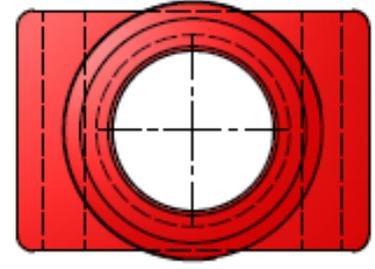
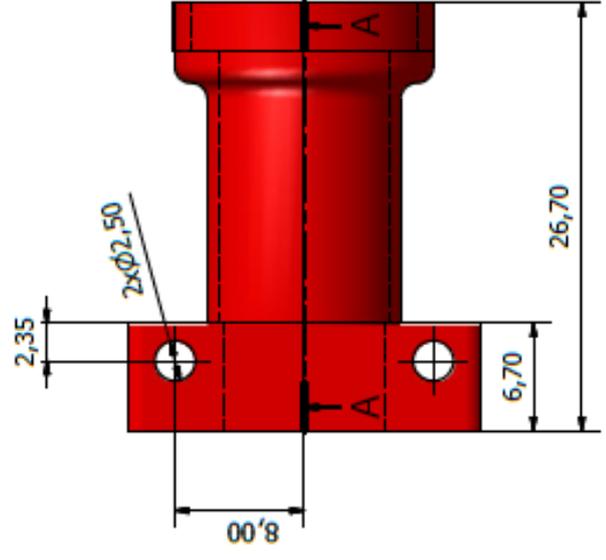
A

Projetado por Eduardo Ishihara	Verificado por	Aprovado por	Data 05/05/2011	Edição 1 / 1
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo			Empurrador	
PME2600 - Projeto Integrado III				

6



A-A



Projetado por Eduardo Ishihara	Verificado por	Aprovado por	Data 05/05/2011	Edição 1 / 1
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo			PME2600 - Projeto Integrado III	
Guias dupla			1 / 1	

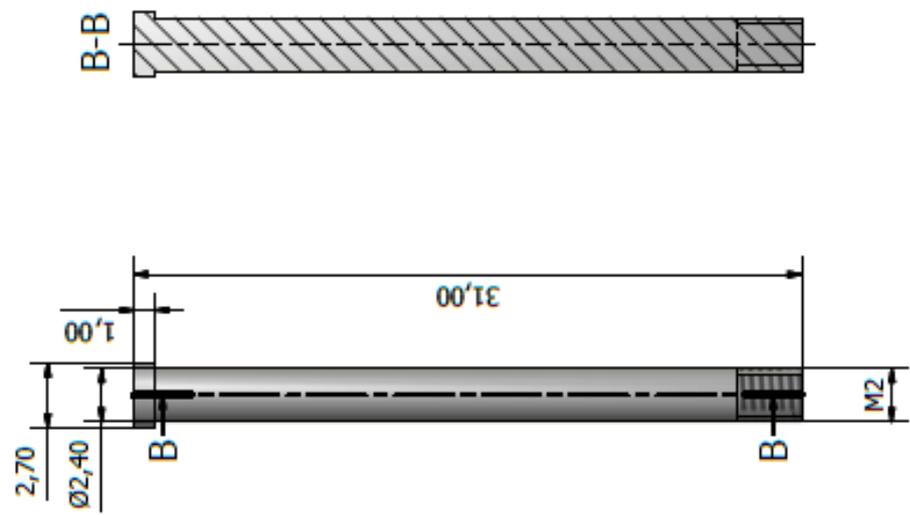
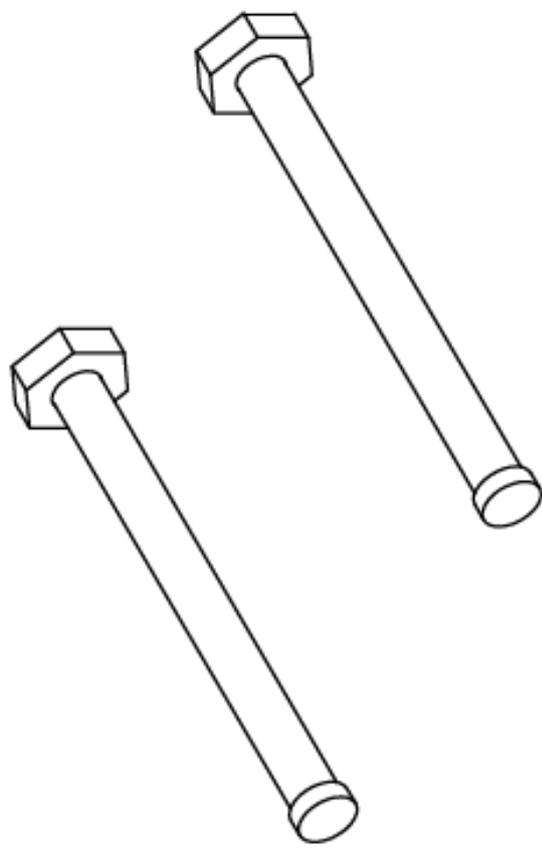
D

C

B

A

1 2 3 4 5 6



B-B

2,70

Ø2,40

1,00

31,00

M2

D

C

B

A

Projetoado por Eduardo Ishihara	Verificado por	Aprovado por	Data 05/05/2011	1
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo		PME2600 - Projeto Integrado III		
Pinos			Edição	1 / 1

1 2 3 4 5 6