PROJETO DE MECANISMO DE ACOPLAMENTO PARA INSTRUMENTO DE CIRURGIA ARTROSCÓPICA

Eduardo Morita Ishihara

eduardoishihara@gmail.com

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 da 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.

1. 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. Segundo Jackson (2003), Severin Nordentoft (1866-1922) apresentou os primeiros trabalhos em relação à artroscopia, em 1912. Tais procedimentos tornaram-se possíveis graças ao desenvolvimento de um instrumento — o endoscópio, composto por um conjunto de lentes, que permite a observação das cavidades do corpo humano durante o ato cirúrgico.

Entretanto, as regiões da articulação humana são cavidades virtuais, que não possuem necessariamente um espaço interno. Para a devida manipulação de instrumentos e para permitir a visualização do campo dentro das articulações, é necessário exercer uma pressão interna para expandir essa região e criar propriamente um espaço vago na articulação. Normalmente utilizam-se bombas infusoras que permitem a insuflação de fluidos para a região.

Considerando a pressão positiva no interior da região de operação, pode haver o fluxo de fluido para fora da articulação, evidenciado por alguns médicos artroscopistas como uma comum ocorrência, principalmente na região de acoplamento entre o artroscópio e a cânula (a cânula serve como um portal de acesso de ferramentas ao campo de operação). Tal extravasamento, segundo Miller e Cole (2004), prejudica o controle de pressão e de fluxo da insuflação, comprometendo a visualização adequada gerada pelo artroscópio. Consequentemente, o procedimento também é prejudicado, o que pode causar sérias complicações para o paciente.

Surge a necessidade de desenvolver um sistema de acoplamento adequado, tanto no aspecto funcional de um engate rápido e prático (simplicidade de acoplamento/desacoplamento que não demandem atenção do médico) quanto no aspecto de vedação, que impeça o extravasamento de fluidos através do mecanismo.

2. Descrição do procedimento

A artroscopia é um procedimento diagnóstico ou cirúrgico minimamente invasivo utilizado principalmente para a correção de lesões ósteo-articulares. Por ser minimamente invasivo, tal procedimento exige a realização de pequenas incisões no tecido cutâneo de modo a permitir que instrumentos 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: visualização interna, para diagnóstico e identificação das estruturas anatômicas e possíveis lesões; 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. Para a manipulação de tecidos lesionados e irregulares, são instalados instrumentos por meio de cânulas (também chamados portais ou

bainhas), que servem de túnel para a proteção mecânica contra o movimento excessivo que poderia causar traumas no tecido muscular e cutâneo. 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.

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 pode-se 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.

3. Metodologia

3.1. Estado da Arte - Artroscópio da Stryker

Através das cirurgias assistidas no Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo (HSPE-SP) e no Hospital São Luís – Unidade Morumbi, 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.

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 e Voss (1995) apresentam uma cânula da fabricante Stryker. Lim e Berman (2001) propõem um outro sistema de acoplamento, sob a marca Linvatec. Já Wilson (1988) detalha uma cânula da fabricante Storz.

Foi apontado como problemática desses equipamentos 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 Fig. (1).



Figura 1. 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.

3.2. Estudo do escoamento entre superfícies em contato

Para 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".

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 micro escala 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.

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

(2)

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.

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 os casos citados 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 estudadas.

Através da Fig. (2), 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.



Esse coeficiente de aumento refere-se a uma escolha arbitrária do comprimento de escala (Eq. (1)) Pode ser, por exemplo, a dimensão lateral *L* de uma área de contato nominal:

$$\zeta = \frac{L}{\lambda} \tag{1}$$

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

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. Persson (2010), no seu modelo, assume o contato entre dois sólidos: um deles elástico (e que possui uma velocidade V_0) e com rugosidade e o outro completamente sólido, isento de rugosidade.

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 insignificantemente com x e y, quando comparados com a direção z, e assumindo uma fraca dependência desse campo com o tempo, a Equação de Navier-Stoker para fluido Newtoniano, escoamento incompressível se resume à Eq. (2):

$$\eta \frac{\partial V^2}{\partial z^2} = \nabla p$$

$$\eta \text{ viscosidade dinâmica;}$$

V é o vetor campo de velocidades;
p é a pressão.

Nota-se que $V = (V_x, V_y)$, 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 Eq. (2) resulta:

$$\boldsymbol{V} = \frac{1}{2\eta} z \left(z - u(\boldsymbol{x}) \right) \nabla p + \frac{z}{u(\boldsymbol{x})} \boldsymbol{V}_{\boldsymbol{0}}$$
(3)



Considerando que V = 0 na parede sólida (z = 0) e $V = V_0$ para z = u(x). Integrando a Eq. (3) em z (de z = 0 a z = u(x)), obtém-se o vetor de escoamento J:

$$J = -\frac{u^{3}(x)}{12\eta} \nabla p + \frac{1}{2} u(x) V_{0}$$
(4)

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 $L_x \ge L_y$, com $L_y > L_x$. Por exemplo, pode-se imaginar uma área retangular de $L_y = 3$. L_x , conforme mostrado na Fig. (3).



Figura 3. Exemplo de área de contato nominal retangular

Assume-se também que a pressão diminua com o crescimento de 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 – por exemplo, na Fig. (3) N = 3. $L_y/L_x = 3$).

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 (conforme o aumento da qualidade da imagem), é possível observar os efeitos da rugosidade, e a área aparente começa a diminuir. Esse efeito pode ser visto na Fig. (4), item (a).



Figura 4. Evolução do aumento ζ (de (a) para (d)). Em (c) observa-se o limiar de infiltração – retirado de Persson (2010)

O aumento de escala acarreta o crescimento do aumento ζ , até que seja observado um caminho de infiltração ligando um lado a outro da projeção quadrada analisada (resultando num aumento $\zeta = \zeta_c$). Forma-se assim uma constrição crítica, indicada por (c) na Fig. (4). 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 Fig. (4) (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 constrição crítica. Na Eq.(4), considera-se a vedação estática e assume-se escoamento incompressível e fluido Newtoniano. Assim, o volume por unidade de tempo através da constrição é dado pela Eq. (5):

$$\dot{Q}_{\iota} = \frac{u_c^3}{12\eta} \Delta P \tag{5}$$

 u_c é a distância entre as superfícies na situação crítica.

O fluxo dado pela Eq. (5) é calculado para uma área quadrada. Uma vez que há $N = L_y/L_x$ áreas quadradas na área aparente a ser analisada, a taxa total de vazamento é dada pela Eq. (6):

$$\dot{Q} = \frac{L_y}{L_x} \frac{u_c^3}{12\eta} \Delta P \tag{6}$$

O limiar de infiltração (ou limiar de percolação) p_c é avaliado por Stauffer e Aharony (1991) através da Eq. (7):

$$\frac{A(\zeta)}{A_0} \approx 1 - p_c \tag{7}$$

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 apud Sahlim et al (1980)).

Definindo-se o fator de pressão (de escoamento) ϕ_p pela Eq. (8), a taxa de vazamento total resulta na Eq. (9)

$$\phi_p = \left(\frac{u_c}{\overline{u}}\right)^3 = \left(\frac{\alpha u_1(\zeta_c)}{\overline{u}(1)}\right)^3 \tag{8}$$

valor médio da distância entre as superficies.

$$\dot{Q} = \frac{L_y}{L_x} \frac{\bar{u}^3 \phi_p}{12\eta} \,\Delta P \tag{9}$$

Assim, a taxa de vazamento é tanto maior quanto maior o gradiente de pressão imposto entre as regiões e quanto maior a distância média entre as superfícies. Essa taxa é maior também quanto menor a viscosidade dinâmica do fluido em questão.

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 Fig. (5), é possível observar como esse grau de orientação afeta as condições de escoamento.



Figura 5. Influência do parâmetro de superfície γ no escoamento entre superfícies – retirado de 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:

$$\begin{aligned} \phi_{\chi} &= 1 - CH^{-rH} \text{ para } \gamma \leq 1 \end{aligned} \tag{10} \\ \phi_{\gamma} &= 1 + CH^{-r} \text{ para } \gamma > 1 \end{aligned} \tag{11}$$

 $H = u/\sigma$ 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 Tab. (1):

Tabela 1. Coeficientes das equações dos fatores de pressão

i			
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

3.3. Dimensionamento de mola

O mecanismo a ser descrito posteriormente utiliza-se de molas que armazenam energia elástica na deformação para que possam exercer pressão de contato entre superfícies (energia de deformação elástica superficial). É necessário, então, dimensionar mecanicamente as molas utilizadas, conforme os requisitos do presente projeto. Shigley et al (2005) fornece modelos de dimensionamento de molas de compressão.

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, dadas pela Eq.s (12) e (13)

$$\tau_{max} = \frac{Tr}{J} + \frac{F}{A}$$
(12a)
$$\tau_{max} = \frac{8FD}{\pi d^3} + \frac{4F}{\pi d^2}$$
(12b)

$$\tau_{max} = K_s \frac{8FD}{\pi d^3} \tag{13}$$

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

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

r é o raio do arame (mm);

J é o segundo momento polar de área (mm^4) ;

F é a carga aplicada na mola (N);

A é a área da seção do arame da mola (mm^2) ;

D é o diâmetro médio da mola (mm);

 $K_s = (2C + 1)/(2C)$ é o fator de cisalhamento;

 $K_B = (4C+2)/(4C+3)$ é o valor corrigido de K_s - fator de Bergsträsser;

C = D/d é o índice de mola.

Além da resistência à corrosão, os aços inoxidáveis austeníticos apresentam alta dutilidade, 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 dutilidade associado ao aço inoxidável austenítico favorece a conformação de fios para o projeto de molas. Shigley et al (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, como mostrado na Eq.(14). Assim, através da resistência à tração é possível obter a resistência à torção, pela Eq. (15).

$$S_{ut} = \frac{A}{d^m} \tag{14}$$

 $S_{sy} = \%_{S_{ut}} S_{ut} = \%_{S_{ut}} \frac{1}{d^m}$ (15)

 S_{ut} é a resistência a tração do material da mola (*MPa*); A e m são as constantes empíricas para o cálculo (*MPa* · mm^m e adm);

 $%_{S_{ut}}$ é a porcentagem máxima de resistência à tração.

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):

 $F_{s} = (1 + \xi)F_{max}$ (16a) $F_{s} \le (1 + \xi)\frac{7}{8}F_{s}$ (16b) (16b)

 $\xi \ge 0,15 \tag{17}$

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 eq.s (12), (13), (15) e (16), obtém-se:

$$\frac{S_{Sy}}{n_s} = K_B \frac{8F_s D}{\pi d^3} = \frac{4C+2}{4C-3} \left[\frac{8(1+\xi)F_{max}C}{\pi d^3} \right]$$
(18)

4. Resultados: Concepção do Mecanismo Alternativo

4.1 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 ABNT - 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, polimentpo eletrolítico, lapidação ou super acabamento.

4.2 Componentes do Mecanismo Proposto

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.

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. 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.

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 podem ser implementadas na geometria e fabricação de componentes. O mecanismo aqui proposto leva em consideração as vantagens apresentadas no sistema de acoplamento de Dittrich e Bacher (2001).

Nota-se que apesar de o mecanismo proposto ser baseado em geometrias já existentes, os instrumentos atualmente utilizados diferem um dos outros em relação às dimensões, 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, com o auxílio da Fig. (6). O funcionamento do acoplamento e do desacoplamento será descrito posteriormente, após a definição dos componentes.



Figura 6. Sistema de acoplamento proposto

Cânula: é o componente que permite o acesso do artroscópio à cavidade cirúrgica, como um portal. É através dela que há o controle do fluido de entrada e saída por meio de válvulas presentes em sua estrutura. O perfil de sua estrutura possui uma saliência que permite o travamento da cânula com a estrutura do mecanismo.

Empurrador: 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. A função do empurrador é transmitir o esforço da mola compressora como pressão de contato entre as superfícies da cânula e do próprio empurrador, o que pode garantir o não extravasamento de fluidos.

Guia dupla: estrutura cilíndrica coaxial ao eixo da óptica, solidária e fixa a 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. A guia dupla também limita

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

Mola compressora: 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 cânula e do empurrador, possivelmente vedando o fluxo indesejado do fluido), essa mola helicoidal sempre estará em estado de compressão.

Deslizador: 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. Para simplicidade de fabricação, o deslizador pode ser feito de uma chapa metálica dobrada.

O orifício presente no deslizador possui geometria composta de duas circunferências de diferentes diâmetros não concênctricas, como pode ser visto na Fig. (7). 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 7. 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: os dois pinos servem de guia para o movimento vertical relativo do deslizador sobre a guia dupla. É no entorno desses pinos que as duas molas de retorno de apóiam.

Molas de retorno: duas molas de retorno apóiam-se nos pinos presentes no deslizador. Para garantir a pressão de contato entre as superfícies, as molas de retorno sempre estarão em estado de compressão.

5. Análise e Descrição do Funcionamento do Mecanismo

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

Com o início do acoplamento, a cânula (em amarelo) é posicionada coaxialmente à óptica, iniciando aproximação até o contato da extremidade da cânula com a parede do interior do empurrador, como mostrado na Fig. (8).

Após o contato da cânula com o empurrador, o movimento axial de aproximação deve continuar. Com esse deslocamento, a mola compressora (em preto) é comprimida, exigindo um esforço do operador dos instrumentos para o acoplamento. Durante esse deslocamento, o deslizador (em azul) 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 Fig. (9).



Figura 8. Deslocamento da cânula e do empurrador



Figura 9. 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 (em laranja). É importante notar que o deslocamento do deslizador se dá exclusivamente pela ação da força regeneradora da mola de retorno (em laranja). Assim, para o acoplamento, exige-se apenas que o operador dos instrumentos exerça o deslocamento axial da cânula contra o empurrador.

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 Fig (10).



Figura 10. 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 Fig. (11). 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, de maneira análoga ao acoplamento. 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.



Figura 11. Deslocamento do deslizador para cima, imposto pelo operador, até que o orifício de maior diâmetro coincida com o diâmetro do ressalto da cânula (deslocamento pode ser feito com apenas uma das mãos do usuário)

6. Conclusões

Uma recorrente problemática em relação aos instrumentos utilizados na artroscopia advém da ineficiência de vedação do anel elástico presente nos sistemas de acoplamento entre o artroscópio e a cânula. Consequentemente, há o extravasamento de fluidos, que compromete a visualização adequada da região de operação no interior da articulação, influenciando negativamente nos resultados e desempenho do procedimento cirúrgico.

Foi proposto um sistema de acoplamento que pudesse dificultar esse extravasamento, principalmente por substituir o anel elástico (que pode perder significativamente sua elasticidade) por um sistema com molas, para gerar a força elástica. Essa força elástica foi estudada conforme as teorias de contato entre superfícies e o possível escoamento entre superfícies em contato. Foi evidenciado que 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.

Assim, a eficiência do sistema de acoplamento dependeria das condições superficiais dos instrumentos, que é uma das variáveis nos sistemas atuais. Necessita-se de ensaios e medições para que fossem avaliados e calibrados os modelos desenvolvidos no presente trabalho. Adicionalmente é atingido um sistema de uso prático, principalmente quando comparados com o instrumental artroscópico utilizado atualmente, em que as ações de acoplamento e desacoplamento podem ser feitos com uma das mãos, sem dispender muita atenção do operador.

7. Referências

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

ABNT. 1984. "NBR 8404 - Indicação do estado de superfícies em desenhos técnicos". Rio de Janeiro.

Dittrich, I. H., Backer, U., 2001, "Coupling for Sealingly Connecting Two Elongate Medical Instruments". US Patent number 6299220 B1.

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

Hertz, H. 1881. "Ueber die Beruhrung fester elastischer Korper". Journal fur die reine und angewadte Mathematik. Vol. 92, pp. 156-171.

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

Johnson, K. L., Kendall, K., Roberts, A. D. 1971. "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, pp. 301-313.

Lim, J. R., Berman, P. J., 2001, "Arthroscopic Component Joining System". US Patent number 6196967B1.

Miller, M. D. and Cole, B. J., 2004, "Textbook of Arthroscopy". Ed. Elsevier, Philadelphia, 840p.

Patir, N., Cheng, H. S. 1979. "An Average Flow Model for Determining Effects of Three-Dimensional Roughness on Partial Hydrodynamic Lubrication". Journal of Lubrication Technology. Vol. 100, pp. 12-17.

Patir, N., Cheng, H. S. 1978. "Application of Average Flow Model to Lubrication Between Rough Sliding Surfaces". Journal of Lubrication Technology. Vol. 101, pp. 220-229.

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

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

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

Sahlin, F. 2005. "Lubrication, Contact Mechanics and Leakage between Rough Surfaces". 238 p. Tese (doutorado) – Lulea University of Technology, Stromsund.

Shigley, J. E., Mischke, C. R., Budynas, R. G. 2005. "Projeto de Engenharia Mecânica". 7ª Edição. Tradução de João Batista de Aguiar, José Manoel de Aguiar. Bookman, Porto Alegre, 960 p.

Stauffer, D., Aharony, A. 1991. "Introduction to Percolation Theory". 2nd ed. London: Taylor & Francis. 181 p.

Wilson, D. S., 1988, "Cannula Assembly". Patent Number 4769018.

Ziegler, M. W., Voss, L. J., 1995. "Locking Cannula for Endoscopic Surgery". US Patent number 05456637A.

8. Direitos autorais

O autor é o único responsável pelo conteúdo do material impresso incluído neste trabalho.

DESIGN OF A COUPLING MECHANISM FOR ARTHROSCOPIC SURGERY INSTRUMENTS

Eduardo Morita Ishihara

eduardoishihara@gmail.com

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.