



ESTUDO DO DESGASTE E DO ATRITO NA ARTICULAÇÃO NATURAL E ARTIFICIAL DO JOELHO HUMANO

Max Suell Dutra

COPPE/UFRJ – Programa de Engenharia Mecânica
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brasil
maxdutra@ufrj.br

Marco Hiroshi Naka

COPPE/UFRJ – Programa de Engenharia Mecânica
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brasil
mnaka@ufrj.br

Sylvio Jose Ribeiro de Oliveira

EE/UFRJ – Departamento de Engenharia Mecânica
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brasil
sjro@serv.com.ufrj.br

Victor Cesar Vargas da Silveira Cunha Cruz

EE/UFRJ – Departamento de Engenharia Mecânica
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brasil
viccesar@ieee.org

Resumo. *O desgaste da cartilagem articular, conhecida como osteoartrite, atinge cerca de 90% da população mundial acima de 70 anos. O seu reparo só pode ser efetuado com a aplicação de próteses, o que torna importante o estudo do comportamento das juntas artificiais, principalmente por causa da osteólise, uma patologia que ocorre devido às partículas de desgaste das próteses, que são identificadas como corpo estranho pelo organismo humano. O presente estudo tem como objetivo a análise do atrito e do desgaste na articulação natural do joelho humano, e também nas articulações artificiais. A influência e a importância do líquido sinovial como lubrificante natural das articulações também é discutida, bem como o mecanismo de lubrificação que ocorre no joelho humano. Uma breve revisão dos diferentes enfoques para o modelo de lubrificação é apresentada, bem como resultados experimentais obtidos por outros autores. São também apresentados estudos e resultados sobre materiais de próteses, com as suas respectivas caracterizações.*

Palavras-chave: *joelho, cartilagem articular, líquido sinovial, desgaste, lubrificação.*

1. INTRODUÇÃO

O joelho é uma das maiores articulações do corpo humano e uma das mais lesionadas. A sua estrutura óssea é formada pela extremidade distal do fêmur (osso da coxa), pela extremidade proximal da tíbia (osso da perna) e pela patela (Fig. (1)).

O joelho também contém fortes ligamentos que estabilizam a articulação, evitando movimentos anormais, sendo também auxiliados pelos meniscos que são em número de dois: um interno ou medial e outro externo ou lateral, que além de estabilizarem o joelho, servem também como amortecedores das cartilagens. As cartilagens, que possuem rigidez reduzida, absorvem impactos e choques.

Nas articulações, as estruturas que ficam em contato são compostas por tecido cartilaginoso, denominadas cartilagens articulares (Fig. (1)). As cartilagens possuem um menor coeficiente de atrito e maior flexibilidade, que do comparado aos ossos.

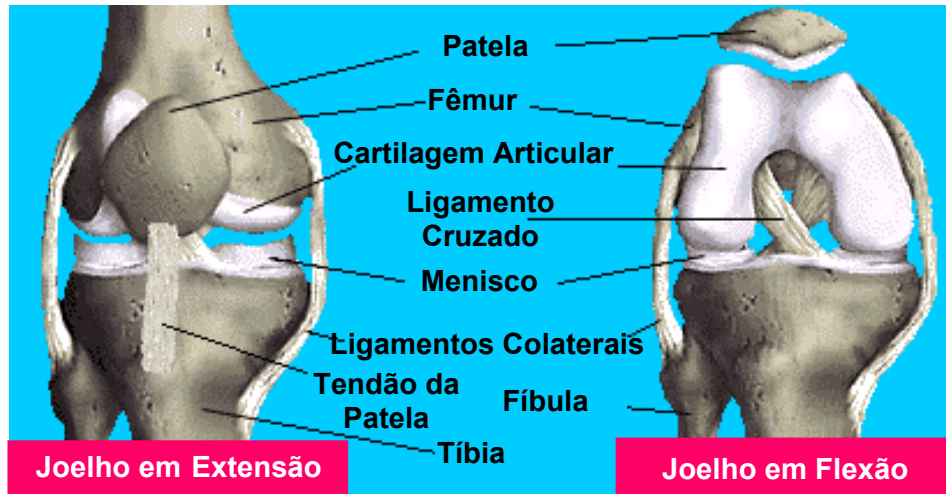


Figura 1. Meniscos – Visão Anterior do Joelho Direito em Flexão.
(The Center for Orthopaedics & Sports Medicine, 1999)

Uma característica negativa das cartilagens é a ausência da capacidade de regeneração ou reconstrução, uma cartilagem lesionada ou fraturada não será reconstruída a partir do próprio sistema biológico natural, sendo necessária a sua substituição por próteses apropriadas. A lesão da cartilagem é conhecida como osteoartrite, ou artrose, uma patologia que atinge cerca de 90% da população mundial acima dos 70 anos (Annals Intern. Med., 2000).

As lesões nas cartilagens ocorrem frequentemente devido ao impacto pelo qual as articulações são submetidas, principalmente, em atividades esportivas que exigem um alto nível de desempenho. Mas podem ocorrer também em indivíduos cuja musculatura e os ligamentos não estão devidamente fortalecidos, sobrecarregando as cartilagens articulares.

Deficiências no processo de lubrificação natural também podem acelerar o processo de desgaste das articulações, culminando em fraturas na cartilagem articular. O fluido lubrificante das articulações é o líquido sinovial, que é produzido nas membranas sinoviais. Sinovial vem do grego *sinovium* que significa “como a clara do ovo” (Grubb, 2001), o que dá uma idéia da natureza deste líquido lubrificante. Possíveis alterações em sua composição, que podem ser devido a distúrbios hormonais (Annals Intern. Med., 2000), acarretam em diminuição ou aumento de sua viscosidade, comprometendo a lubrificação da articulação. Lesões nas membranas sinoviais devido a impactos podem causar uma produção elevada de líquido sinovial, o que aumenta a rigidez da articulação, provocando dores. Esse fenômeno é conhecido popularmente como “água no joelho”.

2. MECANISMO DE LUBRIFICAÇÃO

O mecanismo de lubrificação do joelho humano é pouco entendido. No princípio dos estudos do joelho humano com enfoque em tribologia, MacConaill (1932) acreditava que o mecanismo de lubrificação era de natureza hidrodinâmica, ou seja, a própria geometria das extremidades do fêmur e

da tíbia, e o movimento relativo entre as duas superfícies de contato, permitiam a geração de um filme de líquido sinovial que separasse ambas as superfícies.

Charnley (1960) defendia que o mecanismo de lubrificação principal seria o limítrofe, embora Jones (1936) demonstrasse que essa seria inviável. McCutchen (1959) propôs que o líquido sinovial era absorvido pela cartilagem e depois, com o movimento da articulação, ele sofria uma pressurização, e finalmente era expulso, promovendo uma lubrificação hidrostática. McCutchen chamou esse mecanismo de lubrificação gotejante (*weeping lubrication*). Cálculos teóricos, entretanto, demonstraram que a taxa de escoamento do líquido sinovial através das micro-porosidades da cartilagem era muito baixa, o que colocava em dúvida a importância prática desse mecanismo (Maroudas, 1967).

Simultaneamente, iniciavam-se os estudos sobre o mecanismo de lubrificação elastohidrodinâmica, que ocorria em altos carregamentos entre superfícies de natureza não rígida. Ensaios eram realizados principalmente com elastômeros e vedadores de borracha. Tal mecanismo foi aceito por diversos pesquisadores (Dintenfass, 1963; Tanner, 1966; Downson, 1967), como responsável pela lubrificação nas juntas humanas. Entretanto, um estudo de Jones e Walker (1968) demonstrou que a rugosidade da superfície da cartilagem articular não permitia a formação do filme de fluido através do mecanismo de lubrificação elastohidrodinâmico.

Fein (1967) estudou o mecanismo de lubrificação por compressão, mostrando que o mesmo era capaz gerar um filme de separação para grandes carregamentos a baixas velocidades, situação em que ocorre o processo da caminhada (Fig. (2) e (3)).

A lubrificação por compressão é um caso extremo da lubrificação elastohidrodinâmica, onde as cartilagens articulares se deformam de tal forma que a área de contato entre as superfícies é aumentada, diminuindo-se a pressão sobre as cartilagens. A espessura do filme de fluido tornar-se-ia muito reduzida, gerando um filme comprimido de lubrificação (Kippers, 2000).

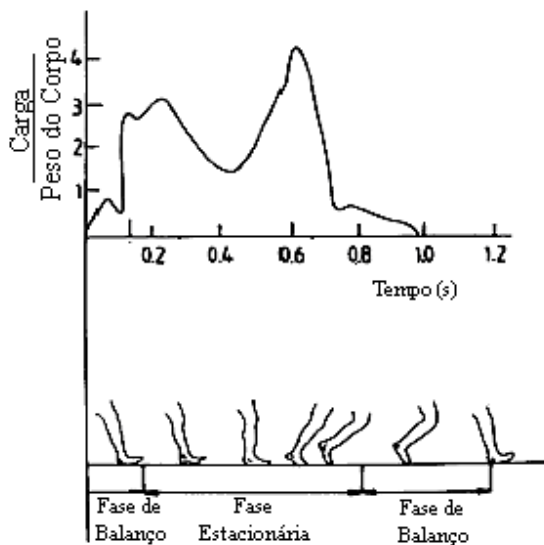


Figura 2. Carregamento da Junta do Quadril (Unsworth, 1995).

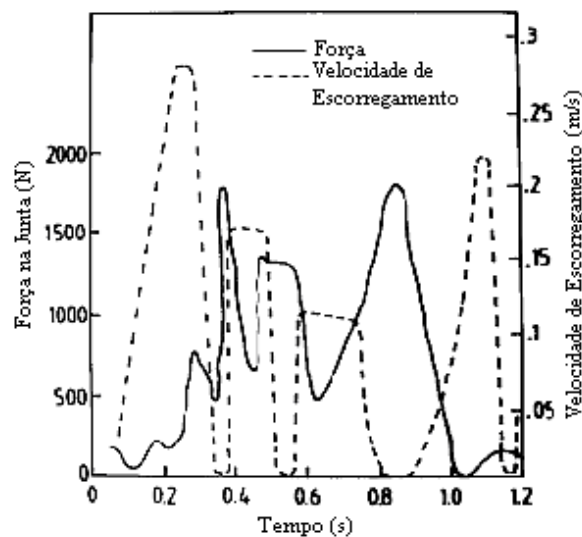


Figura 3. Carregamento e velocidade da Junta do Joelho (Unsworth, 1995).

Certos pesquisadores também defendem a idéia de uma lubrificação mista, onde o fluido de filme de lubrificação existiria em um certo período de carregamento, e depois, a lubrificação limítrofe seria predominante. Iniciava-se a idéia de que não era apenas um único mecanismo responsável pela lubrificação sinovial.

E mais recentemente, alguns pesquisadores começaram a verificar que a lubrificação do joelho humano de fato não era governada por um mecanismo isoladamente, mas por uma série de

mecanismos, dependendo do movimento e da sollicitação aplicada nas juntas. Um das observações mais interessante é dada por Grubb (Grubb, 2001).

Os tipos de lubrificação, segundo Grubb e que podem ser melhor visualizadas na Fig. (4), que ocorre são:

- Lubrificação Hidrodinâmica: Lubrificação que ocorre na fase de balanço;
- Lubrificação Elastohidrodinâmica: Neste caso, a lubrificação ocorre devido às deformações elásticas nas superfícies de contato, onde as cartilagens articulares são muito flexíveis, e juntamente com o líquido sinovial, geram o mecanismo de lubrificação;
- Lubrificação Mista: Aqui, uma parte da lubrificação é por fluido de filme, e a outra é por lubrificação limítrofe. Esse tipo de lubrificação pode ocorrer durante a fase de parada, onde ainda há um filme finito de líquido sinovial entre os vales de aspereza dos contatos. A lubrificação limítrofe é observada na transição para a fase de movimento;
- Lubrificação por Filme de Compressão: Devido a alta viscosidade do líquido sinovial e a deformação da cartilagem articular, gerando uma área maior de contato, o filme comprimido de lubrificação é mantido. Esse tipo de mecanismo pode ser muito importante na fase de início da caminhada;
- Lubrificação Gotejante: O líquido sinovial seria forçado para o interior da cartilagem, a qual contém água e ácido hialurônico. E numa dada fase do carregamento esse fluido é expelido. Esse contínuo gotejamento de fluido para dentro e fora da cartilagem faz com que as duas superfícies de contato se mantenham separadas;
- Lubrificação por Impulsionamento: quando um fluido é forçado para dentro dos poros da cartilagem, a água entrará com mais facilidade do que a alta massa molecular do ácido hialurônico. Então a concentração do ácido hialurônico aumenta no fluido, o qual torna-se temporariamente como um gel. Assim, consegue-se um tipo de lubrificação limítrofe.

LUBRIFICAÇÃO AO LONGO DO CICLO DA CAMINHADA

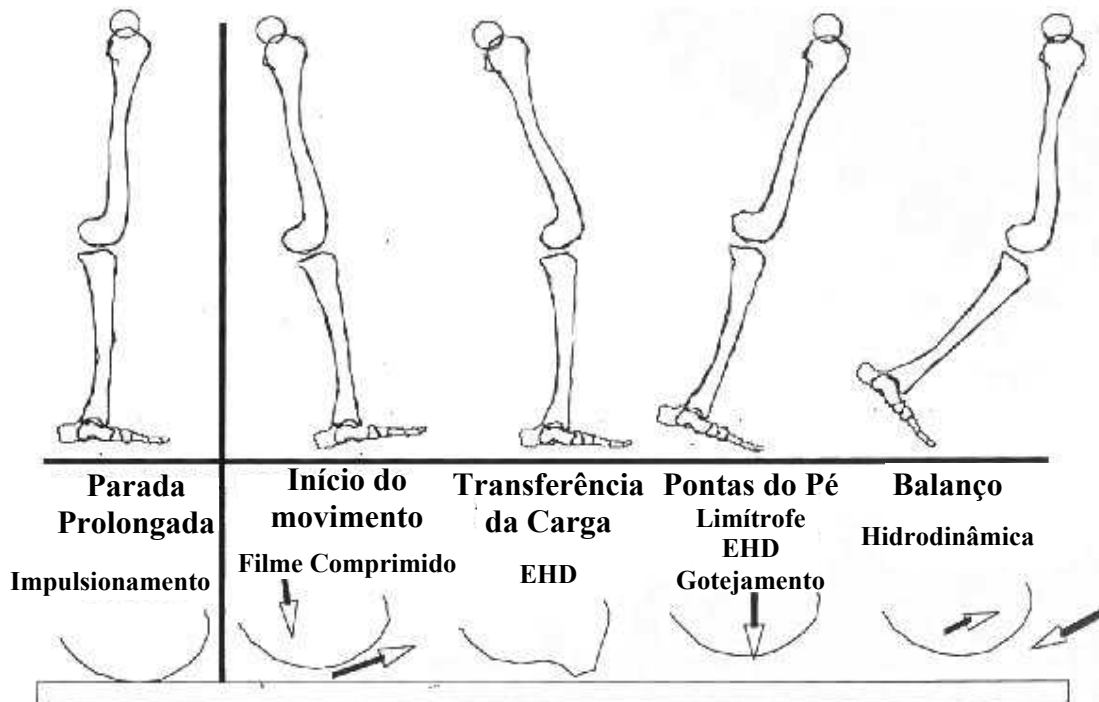


Figura 4. Modelo de Lubrificação para Fases Distintas da Caminhada (Grubb, 2001)

Entretanto, o próprio Grubb afirma que o mecanismo de lubrificação do joelho é pouco entendido ainda, mas que constitui um modelo de lubrificação excelente.

3. LÍQUIDO SINOVIAL

O líquido sinovial é o lubrificante natural das juntas sinoviais do corpo humano, e também serve com um transportador de nutrientes para a cartilagem. O seu principal componente é o ácido hialurônico, responsável pela viscosidade do líquido sinovial.

Linn et al. (1968) ao aplicarem hialuronidase, proteína responsável pela quebra das cadeias do ácido hialurônico, constataram uma queda na viscosidade, demonstrando a importância deste ácido como componente do líquido sinovial na lubrificação das juntas.

O líquido sinovial apresenta efeitos de natureza tixotrópica, ou seja, ele tem uma forma altamente viscosa, próxima de um gel, mas com a agitação ele toma a forma líquida (Kippes, 2000). Inclusive a forma de gel é bem atuante quando a junta é submetida a intensos carregamentos compressivos.

A viscosidade do líquido sinovial é inversamente proporcional ao gradiente de velocidade e a temperatura. É necessário que ele esteja aquecido para desempenhar bem as suas funções lubrificantes, aumentando-se a sua viscosidade (Ling, 2001).

O grande problema para a caracterização do líquido sinovial, é que o mesmo perde as suas propriedades quando retirado do corpo humano, sendo necessário a realização de experimentos *in vivo*. Algumas estimativas são tomadas a partir de líquidos sinoviais bovino e inclusive a produção de líquido sinoviais sintéticos (Annavaajjula, 1999).

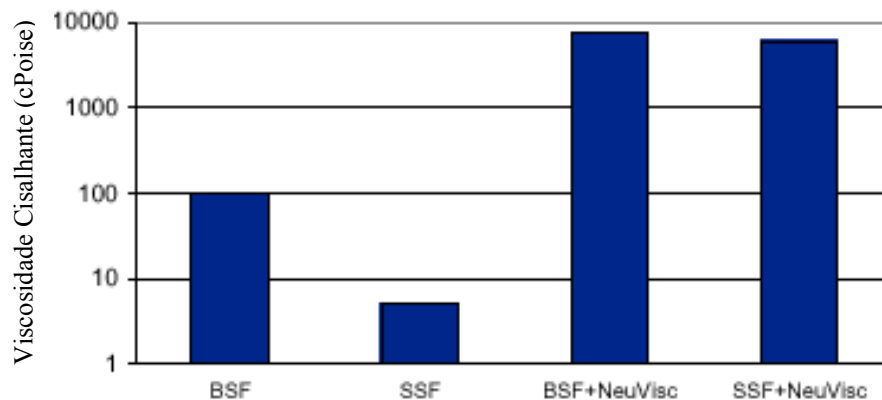


Figura 5. Viscosidade de Cisalhamento para Líquido Sinovial Bovino (BSF), Líquido Sinovial Sintético (SSF), e ambos adicionados por *NeuVisc* (biomaterial a base de colágeno fibrilar). (Annavaajjula, 1999)

4. DESGASTE DA CARTILAGEM ARTICULAR NATURAL E ARTIFICIAL

O desgaste da cartilagem articular muitas vezes tem sido desprezado em estudos sobre a osteoartrite e a lubrificação das juntas sinoviais. Em sistemas biológicos, atrito e desgaste não são fenômenos diretamente correlacionados (Owellen, 1997), ou seja, níveis baixos de atrito não significam necessariamente um baixo desgaste da cartilagem articular. Entretanto, ambos devem ser considerados de uma forma especial no estudo do comportamento das próteses e nas causas da osteoartrite (Furey, 1993).

Um problema associado ao desgaste de juntas artificiais é a osteólise (Kitano et al., 2001). A osteólise ocorre devido à quantidade e as dimensões das partículas de desgaste (Schmalzied et al., 1992) que faz com que o sistema imunológico reconheça tais partículas como corpo estranho. Isso faz com que o osso envolva a junta, como se estivesse realizando uma fagocitose, acarretando na perda da prótese e requerendo uma nova intervenção cirúrgica. A osteólise gera dor intensa nos pacientes acometidos por tal patologia, devido ao contato e a quebra das camadas de recobrimento ósseo sobre as juntas artificiais.

Partículas de desgaste de natureza polimérica, tal como UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*), têm sido apontadas como uma das maiores causas para a osteólise (Scholes et al., 2000), sendo este o material mais utilizado para próteses.

A combinação de duas superfícies de contato com mesmo material, tem ressurgido nos últimos tempos em aplicações protéticas, quando Jin et al. (1997) conclui em seus estudos que a combinação de mesmo material permitia a formação de um filme de fluido lubrificante para próteses, embora ocorra o problema de atrito por adesão (Aronov et al, 1984). Uma das vantagens dessa combinação é a dimensão reduzida das partículas de desgaste, o que minimiza os problemas decorrentes das mesmas.

Uma grande dificuldade é quantificar o desgaste das próteses do joelho. As medições de desgaste linear são comprometidas devido às ranhuras que ocorrem nas superfícies em contato. Além disto, o fator de desgaste é de difícil definição, já que o volume de material removido, a carga e a velocidade de escorregamento são parâmetros difíceis de serem estimados (Saikko, 2001).

Ikeuchi et al. (1999) analisou o desgaste entre alguns materiais cerâmicos: alumina, carbeto de silício e nitreto de silício, todos em contato com si próprio, e lubrificados com soro bovino. De seus estudos, constatou-se que a alumina apresentou uma melhor relação de desgaste e atrito, seguido pelo carbeto de silício. Já o nitreto foi demonstrado inadequado para aplicação de próteses, devido ao seu alto nível de desgaste (Fig. (6)).

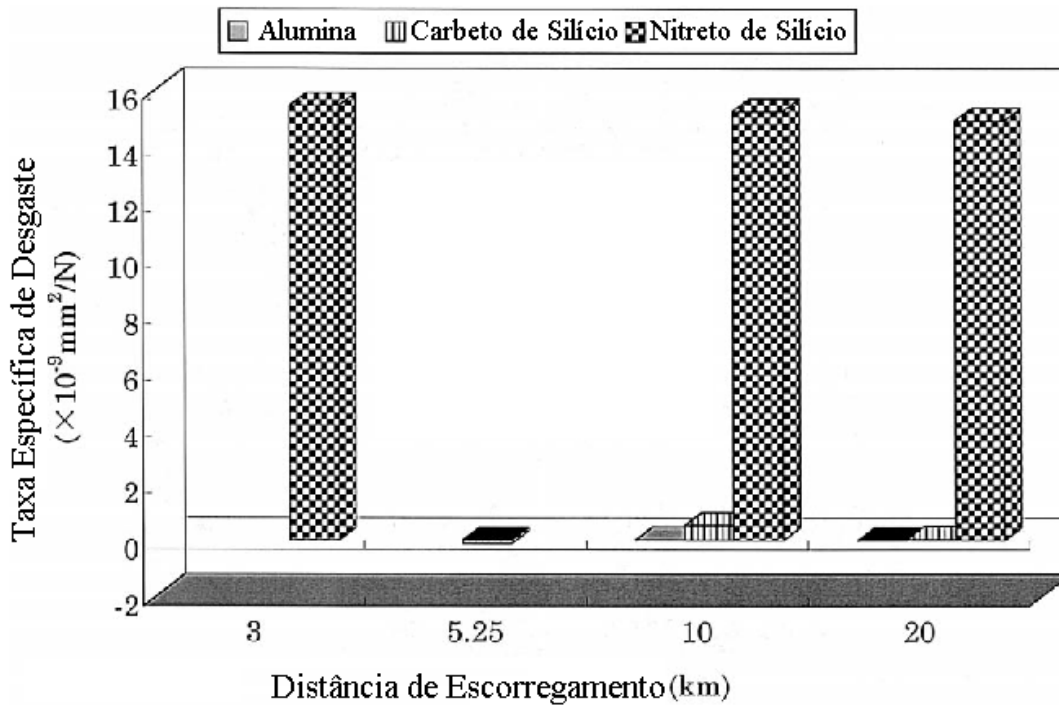


Figura 6. Taxa de Desgaste para o Alumina, Carbeto de Silício e Nitreto de Silício (Ikeuchi et al., 1999)

A necessidade de se obter materiais com maior flexibilidade na reposição das cartilagens articulares, têm aumentado o interesse e o desenvolvimento dos materiais a base de hidrogel como uma alternativa para a substituição de cartilagens articulares.

Freeman et al. (2000), realizou uma série de experimentos com amostras de hidrogéis (polyHEMA) a base de metacrilato. Eles utilizaram 20 amostras e como parâmetros, o carregamento, a lubrificação, a densidade das ligações atômicas e a hidratação, sendo todos aplicados em dois níveis de intensidade. Os níveis de carregamentos foram de 6N e 20N, lubrificação, com ou sem água (seco), densidade das ligações atômicas, 2% mol de EGDMA (Etileno de Glicol Dimetacrilato) e 5% mol de EGDMA e a hidratação com o mínimo e máximo de água. Os valores médios obtidos para a profundidade de desgaste e coeficientes de atrito são dados nos gráficos a seguir.

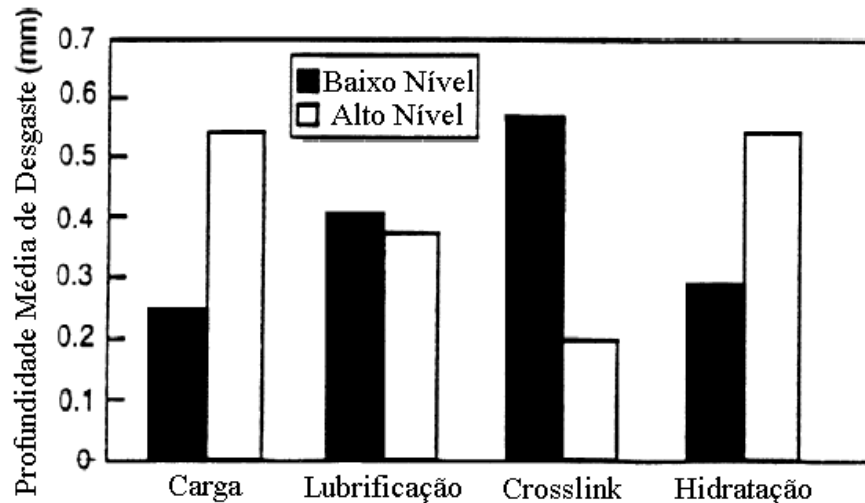


Figura 7. Desgaste Médio. (Freeman, 2000)

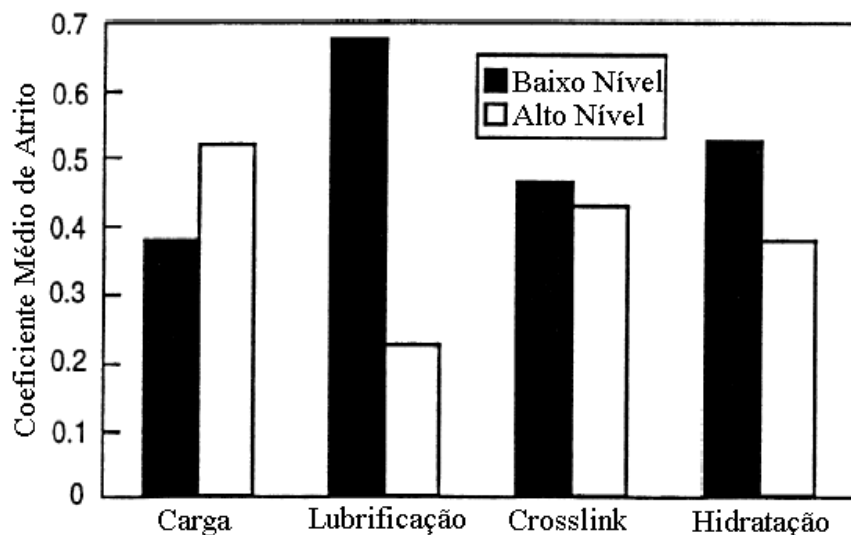


Figura 8. Coeficiente de Atrito. (Freeman, 2000)

Dentre as 20 amostras estudadas, alguns resultados interessantes foram obtidos, principalmente nas combinações de baixo atrito e baixo desgaste. As seguintes amostras apresentaram baixo atrito e baixo desgaste.

Tabela 1. Combinações para Baixo Atrito/Baixo Desgaste (Freeman, 2000).

Carga	Lubrificação	Densidade de Ligações Atômicas	Hidratação
6N	Sem	Alta	Sem
6N	Com	Alta	Sem
6N	Sem	Alta	Com
20N	Sem	Alta	Com
6N	Sem	Baixa	Sem

A partir da Tabela acima, pode-se observar a complexidade do mecanismo de desgaste que ocorre em materiais a base de hidrogel. Pesquisas mais aprofundadas são necessárias para que a aplicação destes materiais em próteses seja viabilizada.

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

O mecanismo de lubrificação do joelho ainda é pouco entendido. Neste trabalho, pode ser constatada a existência de diversas correntes que buscam explicar o mecanismo de lubrificação. A abordagem, segundo este trabalho, mais aceitável é de que diferentes mecanismos de lubrificação atuam nas diferentes fases da caminhada (Grubb, 2001). Estudos do carregamento do joelho também são necessários para validar e avaliar os mecanismos de lubrificação.

O lubrificante natural das juntas humanas, o líquido sinovial, também deve ser mais estudado para que se possa compreender as suas características e o seu comportamento. A deterioração do líquido quando retirado do ambiente intra-humano, torna muito difícil a realização de experimentos. Estudo de novos mecanismos de caracterização do líquido sinovial são necessários, para o melhor entendimento deste lubrificante natural.

A escolha de materiais adequados para a construção de próteses também tem se tornado cada vez mais relevante, devido a patologias como a osteólise. Como dito anteriormente, partículas de desgaste de UHMWPE têm sido uma das causas para a osteólise. As buscas de novos materiais e as combinações dos mesmos são de suma importância para a pesquisa de próteses.

As próteses devem ser flexíveis para absorver os impactos normais inerentes à locomoção e ao mesmo tempo devem ter uma boa resistência ao desgaste. A combinação dessas propriedades é de difícil execução, sendo muito utilizado a combinação metal-cerâmica, metal-polímero, com a finalidade de combinar essas duas propriedades necessárias para as próteses.

Resultados experimentais de outros autores foram apresentados, demonstrando a importância de se pesquisar novos materiais para essa área.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Unsworth, A., 1995, "Recent Development in the Tribology of Artificial Joints", Tribology International, vol. 28, no. 07, pp. 485-495;
- Macconail, M.A., 1932, "Function of Intra-articular Fibrocartilages with Special Reference to the Knee and Inferior-radio-ulnar Joints", Journal of Anatomy, vol. 66, pp. 210-255;
- Charnley, J., 1960, "The Lubrication of Animal Joints", I Mech. Symp. on Biomechanics, pp. 12-22;
- Jones, E.S., 1936, "Joint Lubrication", Lancet, London;
- Mccutchen, C.W., 1959, "Sponge-hydrostatic and weeping bearing", Nature, no. 184, pp. 1284-1285;
- Maroudas, A., 1967, "Hyaluronic Acid Films", Proc. Instn. Mech. Engrs, no. 181, pp. 122-124;
- Grubb, D., 2001, "Lubrication", Class Note – MSE 256, Cornell University;
- The Center for Orthopaedics & Sports Medicine, 1999, <http://www.arthroscopy.com/sp05001.htm>;

Annals Intern. Med., 2000, <http://www.boasaude.com>;

Dintenfass, J., 1963, "Lubrication in Synovial Joints: A Theoretical analysis – A rheological Approach to the Problems of Joint Movements and Joint Lubrication", *Journal of Bone Jt. Surg.*;

Tanner, R.I., 1966, "An Alternative Mechanism for the Lubrication of Synovial Joints", *Phys. Med. Biol.*, pp 119-127;

Downson, D., 1967, "Modes of Lubrication in Human Joints", *Proc. Instn. Mech. Engrs*, vol. 181;

Jones, H.P., Walker, P.S., 1968, "Casting Techniques Applied to the Study of Human Joints", *J. Inst. Sci. Technol.*, vol. 14;

Fein, R.S., 1967, "Are Synovial Joints Squeeze Film Lubricated?", *Proc. Instn. Mech. Engrs*, vol. 181;

Scholes, S.C., Unsworth, A., Hall, R.M., Scott, R., 2000, "The Effects of Material Combination and Lubricant on the Friction of Total Hip Prostheses", *Wear*, vol. 241, pp. 209-213;

Kitano, T., Ateshian, G.A., Mow, V.C., Kadoya, Y., Yamano, Y., 2001, "Constituents and pH Changes in Protein Rich Hyaluronan Solution Affect the Biotribological Properties of Artificial Articular Joints", *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 1031-1037;

Schmalzied, T.P., Kurong, L.M., Jasty, M., Sedlacek, R.C. et al., 1992, "The Mechanism of Loosening of Cemented Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty", *Clinical Orthopaedics*, vol. 274, pp. 60-78;

Owells, M.C., 1997, "Biotribology: The Effect of Lubricant and Load on Articular Cartilage Wear and Friction", Master Science Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, USA;

Furey, M.J., 1993, "Biotribology: Cartilage Lubrication and Wear", 6th International Congress on Tribology, EUROTRIB '93, Budapest, Hungary;

Unsworth, A., Higginson, G.R., 1981, "The Lubrication of Natural Joints", *Tribology of Natural and Artificial Joints*, Ed. Dumbleton, Elsevier, Amsterdam;

Kippers, V., 2000, "Joint Structure, Motion, and Lubrication", Lecture Outline AN817/PT811, Faculty of Biological and Chemical Science, University of Queensland, Australia;

Linn, F.C., Radin E.L., 1968, "Lubrication of Animal Joints III – The Effect of Certain Chemical Alteration of the Cartilage and Lubricant", *Arth. Rheum. Dis*, Vol. 11, pp. 674-682;

Ling, S.C., 2001, "Class Notes – Biomaterials", Biomedical Engineering Faculty, The Catholic University of America, USA;

Annajjula, D., Alvis, M.R., Brown, M.K.C., Fuller, G., Berg, R.A., 1999, XIV European League Against Rheumatism Congress, Glasgow, Scotland;

Jin, Z.M., Downson, D., Fisher, J., 1997, "Analysis of Fluid Film Lubrication in Artificial Hip Joint Replacements with Surfaces of High Elastic Modulus", *Proc. Inst. Mech. Eng.*, H221, pp. 247-256;

Saikko, V., Ahlroos, T., Calonius, O., 2001, "A Three-axis Knee Wear Simulator with Ball-on-flat Contact", *Wear*, vol. 249, pp. 310-315;

Ikeuchi, K., Kusaka, J., Takashima, K., Yamane, D., 1999, "Fundamental Study for all-ceramic Artificial Hip Joint", *Wear*, pp. 225-229 & 734-742;

Freeman, M.E., Furey, M.J., Love, B.J., Hampton, J.M., 2000, "Friction, Wear, and Lubrication of Hydrogels as Synthetic Articular Cartilage", *Wear*, pp. 129-135;

Aronov, V., D'souza, A.F., Kalpakjian, S., Shareef, I., 1984, "Interactions Among Friction, Wear, and System Stiffness – Part 2: Vibrations Induced by Dry Friction", *Journal of Tribology*, Transactions of the ASME, USA.

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

STUDY OF THE WEAR AND THE FRICTION IN THE NATURAL AND ARTIFICIAL ARTICULATE OF HUMAN KNEE

Max Suell Dutra

COPPE/UFRJ – Mechanical Engineering Program
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brazil
maxdutra@ufrj.br

Marco Hiroshi Naka

COPPE/UFRJ – Mechanical Engineering Program
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brazil
mnaka@ufrj.br

Sylvio Jose Ribeiro de Oliveira

EE/UFRJ – Mechanical Engineering Department
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brazil
sjro@serv.com.ufrj.br

Victor Cesar Vargas da Silveira Cunha Cruz

EE/UFRJ – Mechanical Engineering Department
C.P. 68503 – CEP 21945-970 – Rio de Janeiro – Brazil
viccesar@ieee.org

***Abstract.** The wear of the articular cartilage, known as osteoarthritis, reaches about 90% the world-wide population above 70 years. Its repair alone can be effected with the application of prosthesis, what it becomes important the study of the behaviour of the artificial joints, mainly because of osteolysis, a pathology that occurs due to particles of wears of the prosthesis, that are identified as strange body for the human organism. The present study it has as objective the analysis of the friction and the wearing in the natural articulation of the human knee, and also in the artificial articulation. The influence and the importance of natural synovial liquid as lubricant of the articulations also are argued, as well as the lubrication mechanism that occurs in the human knee. A brief review through of the different approaches for the lubrication model is presented, as well as experimental results gotten by other authors. Also studies and results on materials of prosthesis are presented, with its respective characterisations.*

***Keywords.** knee, articular cartilage, synovial liquid, wearing, lubrication*