

TRABAJOS

III CAIM 2012

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

Plaun, Leonardo
Trabajos CAIM 2012 :biomecánica . - 1a ed. - Buenos Aires :Centro de
Estudiantes de Ingeniería Tecnológica - CEIT, 2013.

E-Book. ISBN 978-987-1978-11-3

1. Ingeniería Mecánica. 2. Actas de Congresos. I. Título CDD 621

Fecha de catalogación: 06/06/2013

ÁREA TEMÁTICA 0

BIOMECAÁNICA

O BIOMECANICA			
N	CODIGO	TITULO DEL TRABAJO	1er AUTOR
1	0- 001	UM NOVO MÉTODO PARA AVALIAÇÃO DA ATENUAÇÃO DE PROTETORES AUDITIVOS POR MEIO DO EXAME DE RESPOSTA AUDITIVA DE ESTADO ESTÁVEL	Queiroz, James
2	0- 002	ANÁLISIS DE LA MARCHA EN PERSONAS CON PRÓTESIS TRANFEMORAL, DE RODILLA LIBRE Y MECANISMO DE CUATRO BARRAS, MEDIANTE ACELEROMETRÍA	López Suarez, Omar
3	0- 005	INFLUENCIA DE LAS FUERZAS MOLECULARES EN CONTACTOS LUBRICADOS POR PELÍCULAS DE ESPESORES NANOMÉTRICOS. PREDICCIONES NUMÉRICAS	Berli, Marcelo
4	0- 008	ANÁLISIS DEL CAMBIO GEOMÉTRICO ASOCIADO CON EL FENÓMENO DE STRESS SHIELDING ENTRE LOS FÉMURES RESIDUAL Y SANO DE INDIVIDUOS CON AMPUTACIÓN TRANFEMORAL	Ramirez, Juan
5	0- 009	APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ENSAYO CHARPY PARA LA DETERMINACION DE PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO TIBIA DE PERRO	Fioretti, R



Um novo método para avaliação da atenuação de protetores auditivos por meio do exame de resposta auditiva de estado estável

Queiroz, James Luiz de¹, Fernandes, João Candido²

¹ *Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia, Campus de Bauru
Av. Luiz Edmundo Coube 14-01, CEP: 17.033-360, Bauru, São Paulo, Brasil.*

E-mail: jaluque@terra.com.br.

² *E-mail: jcandido@feb.unesp.br*

RESUMO.

O objetivo desta pesquisa foi determinar os níveis de atenuação dos Equipamentos de Proteção Individual auditiva (EPIa) utilizando um teste denominado Resposta Auditiva de Estado Estável (RAEE). O teste (RAEE) é um exame eletrofisiológico que consiste na captação, por intermédio de eletrodos, da atividade elétrica do nervo da audição e do tronco encefálico, sem a dependência de resposta do indivíduo, eliminando-se a subjetividade imposta por fatores pessoais, como atenção, tempo de resposta, habilidade do sistema auditivo, entre outros. Neste trabalho apresentam-se os resultados de um teste em que foram avaliados os limiares auditivos de dez indivíduos, estimulando-se o sistema de audição primeiramente sem protetor e depois com proteção auditiva. As medições apresentaram valores de atenuação menores que os medidos usando o método da Norma ANSI S12.6/1997 - Método B: Ear Real (subject fit). Para o plugue, enquanto os resultados pelo método da ANSI indicaram uma atenuação de 16 dB, o valor encontrado neste trabalho foi de 5,4 dB; para a concha, o valor da atenuação pelo método da ANSI foi de 21 dB, enquanto que o valor encontrado neste trabalho foi de 16,5 dB. Os resultados apresentaram boa reprodutividade, com pequeno desvio padrão, mostrando que o método tem boa precisão, podendo ser usado na avaliação da atenuação de EPIas.

Palavras Chave: Atenuação do Som, Avaliação da Proteção Auditiva, Protetor Auricular, RAEE.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



1. INTRODUÇÃO.

Entre os fenômenos físicos existentes na natureza, o som talvez seja o que mais sensibiliza o homem. Uma música lenta pode relaxar, uma música conhecida pode deixar alegre ou triste, um barulho pode irritar ou até o simples gotejar de uma torneira pode não permitir dormir [1]. O som indesejável (ruído) apareceu junto com o desenvolvimento do homem, causando desconfortos e doenças [1, 2].

Com o desenvolvimento da indústria e o surgimento dos grandes centros urbanos, o silêncio de boa parte do planeta acabou. O homem moderno teve que se acostumar com a presença desta companhia desagradável [1]. O aumento exponencial do ruído industrial exigiu o desenvolvimento dos protetores auditivos, que são equipamentos que atenuam o ruído que chega aos ouvidos dos trabalhadores [3], evitando que estes desenvolvam a doença ocupacional chamada de Perda Auditiva Induzida por Ruído (PAIR) [4].

Assim, o uso de proteção auditiva, vem se tornando cada vez mais difundida para resguardar a saúde auditiva de milhares de trabalhadores, sendo grandemente conhecidos os danos causados pelos excessos do nível de pressão sonora (NPS) aos trabalhadores que a ele estão submetidos em suas ocupações, bem como, à população em geral, em muitas atividades de lazer.

2. FISILOGIA DA AUDIÇÃO.

O resultado do abalo ou perturbação de um meio elástico qualquer faz vibrar as moléculas do ar, gerando ondas pelo seu sucessivo deslocamento. Essa energia sonora penetra no sistema auditivo (Figura 1) e, mediante um complexo sistema fisiológico, é transformada de energia sonora em energia mecânica, desta para energia hidráulica e, por fim, em energia elétrica que, conduzida por nervos, chega ao cérebro, responsável pela decodificação do som externo em informações inteligíveis [1].

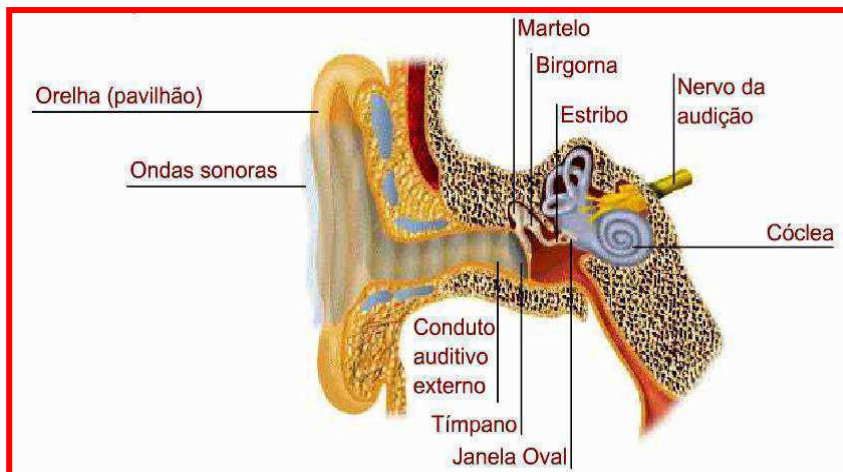


Figura 1 Orelhas média e interna [5].

A energia sonora entra pelo conduto auditivo, faz vibrar o lado externo do tímpano e, do lado interno, esta vibração é transmitida a diminutos ossos (os menores do corpo humano), denominados cadeia ossicular (Figura 2), que são unidos entre si por ligamentos. O primeiro, o martelo, tem uma de suas extremidades fixada no centro do tímpano e a outra ligada ao segundo ossículo, a bigorna; esta liga-se ao estribo (o terceiro ossículo), cuja extremidade, chamada platina, acopla-se à janela oval por uma ligação flácida, o que permite um movimento de compressão e descompressão que transmite a vibração para um líquido chamado endolinfa, existente dentro da orelha interna [1,6].

Certamente, a vibração sonora poderia chegar à orelha interna diretamente, no entanto, sem o sistema de amplificação da energia, a intensidade sonora seria imperceptível ao sistema auditivo do

ser humano. As áreas do tímpano e da janela oval são, em média, de 55 cm^2 e $3,2 \text{ cm}^2$, respectivamente. Esta razão (de 17 vezes superior), multiplicada pela força promovida pelo conjunto de alavancas dos ossos (igual a 1,3 vezes), é capaz de gerar uma pressão sobre o líquido 22 vezes superior àquela que chega ao tímpano, a fim de movimentar o líquido mais viscoso que o ar (Figura 2).

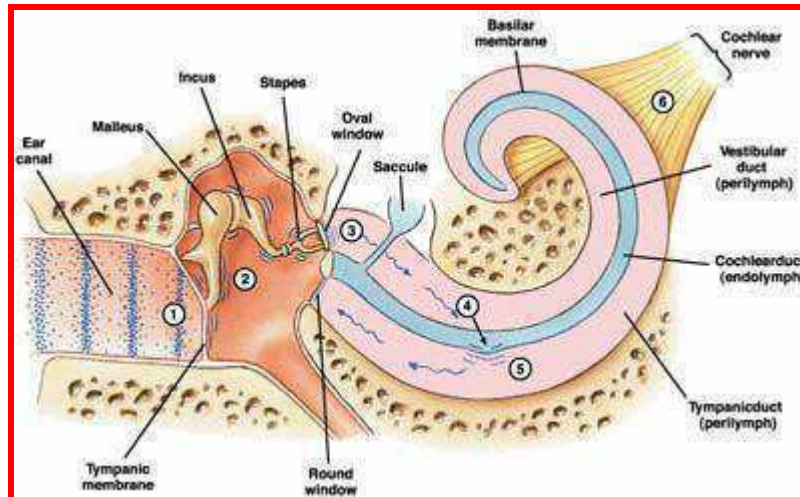


Figura 2 Detalhe da orelha média e interna [1].

A cóclea (Figura 1), localizada no interior da orelha interna, tem o formato de uma espiral e é um sistema de tubos enrolados, denominados rampa vestibular, rampa timpânica e, entre estas, a rampa média. A rampa vestibular é separada da média pela membrana vestibular ou de Reissner; a rampa média é separada da rampa timpânica pela membrana basilar e, sobre esta, se encontra o órgão de Corti (Figura 3), que contém as células ciliadas, eletromecanicamente sensíveis, onde são gerados os impulsos nervosos (energia elétrica). Os impulsos são conduzidos pelo nervo auditivo ao córtex cerebral, onde são decifradas as informações contidas na energia sonora inicial [6].

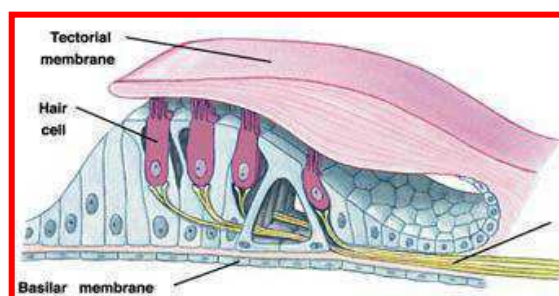


Figura 3 Órgão de Corti [6].

Na membrana basilar (Figura 3) encontra-se de 20 a 30 mil fibras basilares rígidas, fixadas em uma extremidade na estrutura óssea e livre na outra, o que permite sua movimentação. Estas fibras na base da cóclea (janelas oval e redonda) têm tamanho aproximado de $0,04 \text{ mm}$, chegando até a $0,5 \text{ mm}$ na região apical, o helicotrema. No entanto, seu diâmetro reduz-se em até cem vezes da base (janelas oval e redonda) até o ápice (helicotrema). Desta forma, as fibras funcionam como um diapasão, ressoando conforme as vibrações externas que compõem o som. Sabe-se que o homem escuta num espectro de frequências de 20 a 20.000 Hz em razão da altura e rigidez das fibras próximas da base: estas ressoam melhor nas frequências altas, enquanto na região apical ressoam melhor nas frequências baixas [6].

No órgão de Corti encontram-se as Células Ciliadas Externas (CCE), cerca de 12.000, e as Células Ciliadas Internas (CCI), cerca de 3.500 (Figura 4), que são células nervosas especializadas. As células ciliadas realizam a sinapse, a rede de fibras nervosas da cóclea é estimulada e conduz o sinal para o glânglio espiral, cujos axônios, em torno de 30.000, enviam-no para o nervo coclear e daí para o sistema nervoso central.

As CCEs estão presas por uma extremidade na lâmina reticular e a outra permanece na superfície da membrana tectória, que está na rampa média; a lâmina é sustentada pelos bastões de Corti e estes às fibras basilares. Este conjunto (fibras basilares, bastões de Corti e lâmina reticular), movimenta-se uniformemente, assim, quando a membrana basilar vibra, a lâmina reticular sobe e desce, fazendo as CCEs tocarem na membrana tectória, num movimento para cima e para frente, depois para baixo e para trás. Portanto, quando a membrana basilar vibra, as CCEs são excitadas [6].

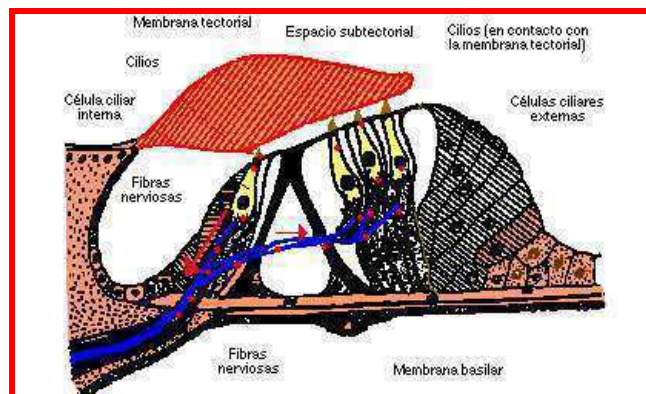


Figura 4 Células e membranas e da transmissão do sinal elétrico para o nervo coclear [1].

No Órgão de Corti ocorre um fenômeno denominado potencial endococlear: na rampa média aloja-se um líquido chamado endolinfa, rico em potássio; e, nas rampas vestibular e timpânica, a perilinfa, que é rica em sódio: a diferença de potencial constante entre os líquidos, de + 80 milivolts, é o potencial endococlear. Quando os cílios são curvados para frente e para trás, em direção à rampa do vestíbulo, ocorre a abertura de 200 a 300 canais condutores de cátions. Isso permite o rápido deslocamento de íons de potássio, que saem da rampa média em direção à extremidade dos cílios, realizando sua despolarização. Assim, quando as fibras basilares se curvam em direção à rampa vestibular, as células ciliadas despolarizam-se e, quando retornam, hiperpolarizam-se, gerando um potencial receptor. Por sua vez, isso estimula as terminações nervosas da cóclea, que fazem sinapse com as bases das células ciladas. Este potencial elétrico sensibiliza a célula, capacitando-a a responder ao mais baixo nível de energia sonora.

3. EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL AUDITIVA (EPIas).

Os EPIas têm como objetivo final impedir que os NPS elevados cheguem ao sistema auditivo (Figura 1) daqueles que se encontram em atividades ruidosas. No entanto, para serem eficientes, os protetores devem passar por rigorosos testes de qualidade que verificam a sua real atenuação frente ao ruído e só então são aprovados, recebem um Certificado de Aprovação (CA) expedido pelo Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) e podem então ser comercializados pelos fabricantes ou importadores [3,7].

Os EPIas (Figuras 5 e 6) comercializados atualmente possuem modelos, formatos e materiais que variam de fabricante para fabricante. Os modelos básicos são o circun-auricular (comercialmente chamados de “concha” ou “fone”) e o de inserção intra-auricular (chamados de “plugue” ou “tampão”).



Figura 5 *Modelo de Equipamento de proteção auditiva tipo concha.*



Figura 6 *Modelo de Equipamento de proteção auditiva tipo plugue.*

3.1. Determinação da atenuação.

A atenuação de ruído dos EPIs é medida em ambiente acústico adequado, por laboratórios credenciados pelo INMETRO e MTE, cujos procedimentos seguem normas nacionais ou internacionais.

A metodologia internacional usualmente adotada é a do REAT (Real Ear Attenuation at Threshold) baseada nas normas ISO 4869-1/90, ANSI S3.19-1974 [8], ANSI S12.6-1984 [9] e ANSI S12.6-1997 A/B [10]. Estas normas descrevem os procedimentos para avaliar a proteção alcançada pelo protetor testado, expondo o ouvinte a um ruído de campo gerado por caixas acústicas no interior de uma câmara específica para os testes. Este procedimento difere dos exames audiométricos em dois aspectos: não usa fones e o som emitido é composto por bandas de oitava ou faixas de frequências, portanto, não é um tom puro. Determina-se assim o limiar auditivo dos ouvintes com e sem proteção auditiva e pela diferença entre as medições, constata-se a atenuação do protetor.

Para medir a atenuação de um EPI, as normas ISO 4869 [11], ANSI S3.19-1974 [8], S12.6-1984 [9] e ANSI S12.6-1997 (A) [10] recomendam que as avaliações sejam feitas em condições ideais, ou seja, em laboratório, com pessoas treinadas para utilizar o equipamento e com o auxílio de um técnico especializado que conduz os procedimentos. Essa metodologia privilegia os maiores níveis de atenuação, porém, não encontra valores que correspondem à realidade verificada em campo, quando

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



os EPIs são utilizados por trabalhadores sem treinamento apropriado. Este valor de atenuação é chamado Noise Reduction Rating (NRR).

Por tais razões, a American National Standard Institute (ANSI) S12.6 (1997) [10] apresenta também o método B, Ouvido Real (Colocação pelo Ouvinte), uma metodologia também adotada no Brasil, pelo Departamento Nacional de Segurança e Saúde do Trabalhador (DNSST) da Secretaria de Inspeção do Trabalho (SIT) do Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) [13], por intermédio da Portaria 48 de 25/03/2003. Neste procedimento preconiza-se que o protetor seja colocado pelo próprio testando ou ouvinte, um leigo, sem ajuda de qualquer instrutor, após leitura do manual do fabricante. O grupo de ouvintes é trocado após poucos testes, eliminando-se o vício. Os resultados de atenuação nas frequências testadas são então inseridos em uma planilha cujo resultado é denominado Noise Reduction Rating – Subject Fit (NRRsf). Desta maneira chega-se a valores de atenuação mais coerentes com a realidade.

A Figura 7 apresenta a comparação entre ambos os métodos.

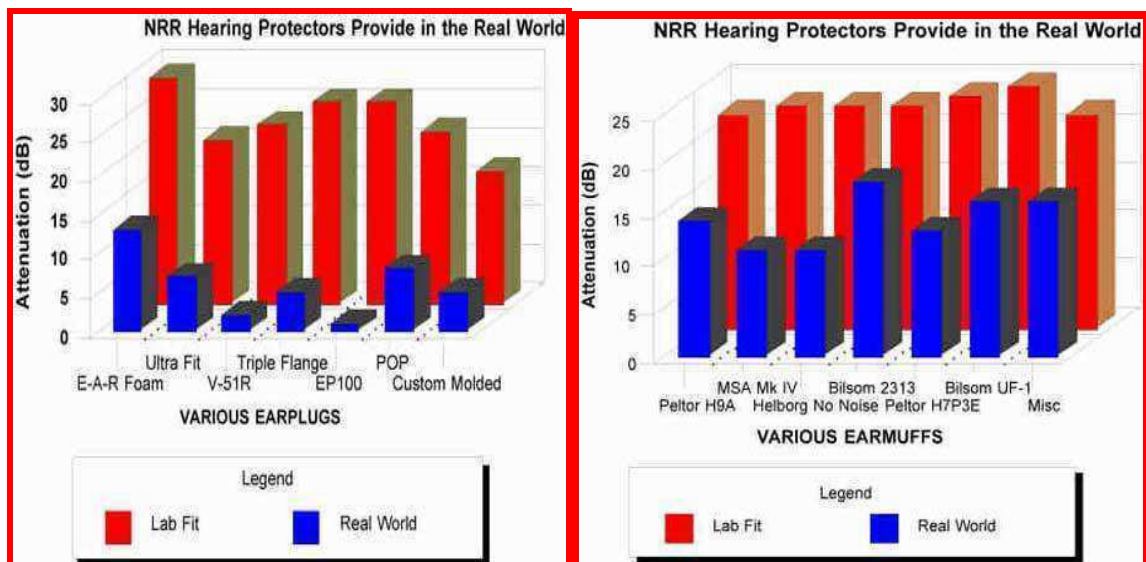


Figura 7 Comparação entre o NRR obtido em laboratório (norma ANSI S3.19-1974 [8]) e dados reais obtidos em campo, para protetores tipo plug e concha [4].

Fica claro, portanto, que os ensaios jamais devem basear-se numa amostragem unitária ou muito pequena, sendo razoável um número de ouvinte que dê certa confiabilidade nos resultados ao final dos testes [7].

Como se pode observar, existe um componente bastante importante – a subjetividade do teste – que depende das condições psicoacústicas do ouvinte, da maneira como coloca o protetor, suas condições físicas e psicomotoras no momento do teste, sua habilidade de discriminar o som.

4. RESPOSTA AUDITIVA DE ESTADO ESTÁVEL.

A Resposta Auditiva de Estado Estável (RAEE) é um procedimento eletrofisiológico que, possibilita avaliar, ao mesmo tempo limiares auditivos com especificidade por frequência e por orelha, reduzindo assim o tempo do exame. Além disso, ele permite a estimulação de níveis próximos até NPS bastante altos, aplicando-se a pacientes com perdas auditivas profundas, tornando possível medir sua audição [12]. É também uma técnica recente, introduzida na avaliação audiológica infantil, uma vez que esses pacientes não respondem satisfatoriamente aos exames tidos como subjetivos.

Consiste na captação da atividade elétrica, do nervo da audição e do tronco encefálico por intermédio de três eletrodos colocados na mastóide e na frente. Um som modulado nas frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz é emitido em diversas intensidades sonoras, a fim de, estimular o sistema

auditivo. O som vai decaindo em níveis ajustados até que não haja mais sinal elétrico captado pelos eletrodos.

De acordo com Duarte (2007), a forma de análise é outra grande vantagem da RAEE, pois, diferentemente de outros testes, em que as respostas são analisadas no domínio do tempo, na RAEE a detecção é realizada no domínio da frequência, utilizando-se algoritmos que são aplicados ao sinal do registro do eletroencefalograma (EEG) para a análise da magnitude e da fase da atividade cerebral correspondente à modulação de frequência do estímulo acústico. Assim, a resposta é determinada por uma análise estatística, diminuindo-se a participação do avaliador na análise da resposta.

As respostas de estado estável são conhecidas como uma medida fisiológica da sensibilidade cerebral a um estímulo periódico e tem sido descrita para todas as modalidades sensoriais. Por outro lado, a RAEE é obtida apresentando-se um estímulo com uma taxa de manifestação suficientemente rápida, de modo que não há tempo para o sistema nervoso voltar à condição inicial, gerando assim uma sobreposição de respostas. Esta resposta neural contínua é denominada de estado estável e, caracteristicamente, segue a mesma forma de onda do estímulo contínuo que está sendo apresentado ao indivíduo.

5. METODOLOGIA.

5.1. Materiais.

Foram empregados nesta pesquisa:

- um audiômetro Madsen, modelo Midimate 622, com fones supra-aurais do tipo TDH 39;
- sistema MASTER (Multiple Auditory Steady-State Response), versão 2.04.i00 e marca Biologic Systems Corp.;
- eletrodos descartáveis Fz (eletrodo ativo), Oz (referência) e Fpz (terra)
- uma cabine audiométrica grande (Figura 8);
- um áudio-dosímetro (Figura 9);
- um calibrador para o áudio-dosímetro;
- dois protetores auditivos nacionais: Tipo plug CA n. 11512 com NRRsf 16 dB, composto em silicone (fabricado pela Maxxi Royal Ind. e Com. de Produtos Auriculares Equip. de Prot. Seg. Indiv. Ltda) e Tipo concha CA n. 15247 com NRRsf 21 dB, composto com duas conchas com almofada interna, ligadas por um arco, Marca Thunder T1, fabricado pela Bilson e comercializado no Brasil pela empresa Sperian Produtos de Segurança Ltda.



Figura 8 Cabina audiométrica

5.2. Procedimientos.

Participaram desta pesquisa apenas ouvintes que não tivessem histórico de exposição a ruído, bem como com audição normal, verificada por exame audiométrico tonal nas frequências de 0,25, 0,5, 1, 2, 4, 6 e 8 kHz.



Figura 9 *Áudio-Dosímetro.*

Os procedimentos empregados tiveram por base a audiometria de tronco cerebral, utilizados em avaliações fonoaudiológicas, descritos a seguir:

- a) os eletrodos foram instalados no sujeito, que permaneceu deitado confortavelmente sobre uma maca e foi orientado a relaxar ou, se possível, dormir, visto que o teste independe de sua resposta. O ambiente da cabina audiométrica era escuro e isento de ruídos de fundo, para não prejudicar o teste;
- D) um sinal sonoro de campo foi emitido de uma caixa acústica, a uma distância medida de 30 centímetros dos pavilhões auriculares direito e esquerdo do sujeito. O som de teste era modulado e iniciava-se com uma intensidade em torno de 80 dBNA (decibels Nível de Audição) e, foi decrescendo conforme o gradiente ajustado pelo operador. O primeiro teste foi realizado sem a proteção auditiva;
- E) um áudio-dosímetro foi mantido no ambiente e seu microfone alocado a 5 centímetros do pavilhão auricular do sujeito, a fim de determinar o NPS equivalente (Leq) durante cada teste (sem proteção, com proteção tipo plug e com proteção tipo concha);
- F) após determinação do limiar de audibilidade sem o protetor, prossegue-se empregando o mesmo método com os protetores.

6. RESULTADOS.

A Tabela 1 apresenta os dados obtidos do exame RAEE. Os níveis medidos estão em dBNA (decibel na escala nível de audição), que é uma escala logarítmica cujo valor de zero dBNA equivale ao limiar de audição na frequência analisada:

Tabela 1 *Média dos limiares (dBNA).*

Linha	Condição	Frequências (Hz)			
		500	1000	2000	4000
		Médias			
A	Sem proteção	46,5	40,0	27,5	31,5
B	Com plugue	64,5	55,5	52,0	58,5
C	Com concha	73,0	71,0	60,0	62,5
D	Atenuação com plugue	18,0	15,5	24,5	27,0
E	Atenuação com concha	26,5	31,0	33,5	31,0

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



A Tabela 2 apresenta os dados com os desvios-padrão.

As linhas 2 e 4 da Tabela 2, correspondem, respectivamente, ao valor médio de atenuação (para cada uma das quatro frequências testadas) somado ao desvio-padrão para cada tipo de protetor auditivo, para proteção de uma população de 84% dos usuários.

O cálculo do valor único da atenuação alcançada na metodologia aplicada nesta pesquisa é apresentado na Tabela 3.

Tabela 2 *Desvio padrão e média da atenuação com desvio (dBNA).*

Frequências (kHz)		0,5	1	2	4
Valores para o Plugue					
1	Desvios-padrão	12,5	11,2	12,6	12,5
2	* Limiar com proteção + desvio	41,0	35,7	15,6	17,0
Valores para a concha					
3	Desvios-padrão	9,7	16,1	10,1	6,1
4	** Limiar com proteção + desvio	29,7	21,5	5,1	6,6
* Diferença das linhas A e D da Tab. 1 e linha 1 da Tab. 2;					
**Diferença das linhas A e E da Tab. 1 e linha 3 da Tab. 2;					

Tabela 3 *Cálculo da atenuação dos protetores (dBNA).*

Linha	Procedimento	Resultado
A	Soma logarítmica da linha A da Tabela 1	47,5
B	Soma logarítmica da linha 2 da Tabela 2	42,1
C	Soma logarítmica da linha 4 da Tabela 2	31,0
D	Diferença das linhas A e B desta Tabela	5,4
E	Diferença das linhas A e C desta Tabela	16,5

O resultado da linha D da Tabela 3 corresponde à atenuação total encontrada nesta pesquisa, para o protetor tipo plugue, ou seja, 5,4 dB. Da mesma forma, a linha E da mesma tabela, expressa o resultado da atenuação do protetor tipo concha, sendo 16,5 dB.

A Tabela 4 apresenta os valores comparativos entre a atenuação fornecida pelo fabricante e os resultados desta pesquisa. Nas comparações deve-se considerar que as frequências dos testes não coincidem: para determinação do NRRsf dos protetores auditivos (norma ANSI) são usadas as frequências centrais dos terços de oitava, enquanto que no equipamento para pesquisa da RAEE tem suas frequências padronizadas em 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. A Tabela 6 apresenta a comparação destes dados.

Tabela 4 *Comparação entre a atenuação dos protetores (dB).*

Protetor	NRRsf	Esta pesquisa
Plugue	16	5,4
Concha	21	16,5

7. CONCLUSÕES.

Tendo por base os resultados, pode-se concluir que os valores das atenuações dos protetores foram inferiores daqueles indicados no CA, em sua devida faixa de frequência; a atenuação total obtida, na população estudada dentro da faixa de frequência de 500 a 2000 Hz, também foi menor que aquela encontrada no CA. A repetição do teste mostrou uma boa repetitividade do método, pois 72,2% das medições apresentaram variação entre 0 e 5 dB; esta pesquisou apresenta uma opção para os futuros ensaios de protetores auditivos por meio de uma metodologia objetiva.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



8. REFERÊNCIAS.

- [1] Fernandes, J.C., 2011, "Ruído e Vibrações" – Apostila do Curso de Especialização em Segurança do Trabalho – UNESP, Bauru, SP, Brasil. Acessada em fevereiro de 2012 no site: www.feb.unesp.br/jcandido.
- [2] Fernandes, J.C. e Queiroz, J.L., 2009, Poluição Sonora. III ENSUS – Encontro de Sustentabilidade em Projeto do Vale do Itajaí, Itajaí, SC, Brasil.
- [3] Gerges, S. N.Y., 2003, "Protetores Auditivos". 1. ed. Florianópolis: S.N.Y. Gerges, 138 p.
- [4] National Institute for Occupational Safety and Health – NIOSH, 1996, "Preventing Occupational Hearing Loss – A practical Guide". N. 96-110. Acessado em fevereiro de 2012 no site: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/96-110/personal.html>.
- [5] O Corpo, 1998, "Multimídia". Rio de Janeiro: Globo, 1998.
- [6] Guyton, A. C.; Hall, J. E., 2002, "Tratado de Fisiologia Médica", 10ª. Ed. Cap. 52. Págs. 561 a 570. Traduzido para o português por Guanabara Koogan S.A. Rio de Janeiro - RJ, Brasil.
- [7] Gerges, S.H.Y., 2000, "Ruído Fundamentos e Controle". Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina – 2ª Edição, Florianópolis, SC, Brasil.
- [8] American National Standard Institute – ANSI. Norma ANSI S3.19, 1974, "American national standard method for the measurement of real-ear protection of hearing protectors and physical attenuation of earmuffs".
- [9] ANSI. American National Standard Institute. Method for the Measurement of Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors. ANSI S12.6-1984, New York, 1984.
- [10] American National Standards Institute – ANSI. Norma ANSI S12.6, 1997, "American national standard methods for measuring real-ear attenuation of hearing protectors". New York.
- [11] ISO. International Standardization Organization. Acoustic hearing protectors. ISO 4869-1/1990 (parte 1), 1990.
- [12] Duarte, JL, 2007. "A Resposta Auditiva de Estado Estável na Avaliação Auditiva: Aplicação Clínica" (Dissertação - USP), Bauru, SP, Brasil.
- [13] Ministério do Trabalho e Emprego, 2012, "Normas Regulamentadoras" Acessada em fevereiro de 2012 no site: www.mte.gov.br.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



UTN.BA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL AREA
INGENIERIA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

ANÁLISIS DE LA MARCHA EN PERSONAS CON PRÓTESIS TRANFEMORAL, DE RODILLA LIBRE Y MECANISMO DE CUATRO BARRAS, MEDIANTE ACELEROMETRÍA

López-Suárez, Omar Ismael¹, Urriolagoitia-Sosa, Guillermo¹, Romero-Ángeles, Beatriz, Márquez-Sánchez, Adairis, González-Díaz, Susana, Urriolagoitia-Calderón, Guillermo

¹ Instituto Politécnico Nacional, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Edificio 5, 2do piso, Unidad Profesional Adolfo López Mateos.

Col. Lindavista, C.P. 07738, México Distrito Federal.
omar-ls@hotmail.com

RESUMEN

El hombre ha desarrollado una forma definida de locomoción, conocida como marcha humana. Esta actividad de traslado es caracterizada cuando el cuerpo humano, se encuentra en posición erguida, y se mueve hacia adelante. El método más fácil de analizar la marcha es viéndola desde el punto de vista sagital. Por lo que este trabajo realiza el análisis de la marcha mediante el uso de la biomecánica realizando pruebas por medio de acelerómetros y giroscopios desarrollados como micro-electro-máquinas (MEM's), que permite recopilar información acerca de la marcha con el fin de conocer el comportamiento de la prótesis transfemoral convencional de rodilla libre y de cuatro barras, para poder realizar una nueva propuesta de miembro inferior capaz de reproducir la marcha normal en el amputado transfemoral. La metodología para llevar a cabo esta investigación contempla construcción de un sistema de adquisición de datos, necesaria para encontrar la trayectoria del avance, así como, determinar las aceleraciones y los ángulos de la rodilla al caminar. Además de la construcción de un electro goniómetro que permitirá conocer la estabilidad y movilidad de ambas rodillas protésicas durante la fase de apoyo. Y en tanto la fase de balanceo establecer los rangos de movimiento de estas. Con el propósito principal fin de mejorar y llegar al funcionamiento óptimo de las prótesis diseñadas hasta el día de hoy.

Palabras Clave: Acelerometría, Marcha humana, Prótesis transfemoral, electro goniómetro, rodilla.



UTN.BA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL AREA
INGENIERIA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

1. INTRODUCCIÓN

Desde el comienzo de la humanidad el ser humano se ha visto a la necesidad de utilizar su ingenio para reemplazar alguna extremidad faltante. Tal vez la limitación más importante de las tecnologías existentes de prótesis es la incapacidad para proporcionar potencia neta en las articulaciones. La pérdida de generación de energía neta de la extremidad inferior afecta la capacidad de la prótesis para restaurar la función biomecánica normal locomotora durante las actividades, caminar, subir escaleras, pendientes, correr y saltar [1]. Al usar prótesis convencionales, las personas con amputación transfemoral suelen requerir 10-30% más de energía metabólica para caminar a la misma velocidad que los no amputados, siendo esta diferencia metabólica se vuelve más pronunciada a mayor velocidad de marcha [2]. Una mayor demanda metabólica implica que la fatiga a amputados es más a menudo, y no sean capaces de mantener la misma velocidad que los no amputados.

Para poder diseñar una prótesis es indispensable definir todos los patrones de la marcha protésica, los resultados obtenidos benefician al desarrollo de control inteligente para realizar una progresión directa del cuerpo humano en marcha, es de importancia generar una base de datos para el desarrollo del control inteligente, proponer el mecanismo de la prótesis, así como la integración de un programa que incluya una red neuronal para reproducir el comportamiento del pie y la tibia, utilizando microelectro-máquinas.

La funcionabilidad de los artificios protésicos de miembros inferiores suele expresarse en términos de relacionar sus beneficios operacionales con aquellas necesidades funcionales y de bienestar del amputado. Este bienestar se relaciona fundamentalmente con un mínimo gasto energético del paciente y con la ausencia de enfermedades en las articulaciones residuales y que se inducen por la prótesis durante el régimen de marcha.

2 ANATOMÍA DEL MIEMBRO INFERIOR

2.1.- Pierna

La pierna humana es toda la extremidad inferior o la integridad física del cuerpo humano, incluyendo el pie, el muslo y hasta la cadera o la zona de los glúteos, sin embargo, la definición precisa de la anatomía humana se refiere sólo a la sección de la extremidad inferior que se extiende desde la rodilla hasta el tobillo [3]. Además de ser un complicado sistema de segmentos, uniones y músculos que comprenden el miembro inferior. Aún así, en situaciones dinámicas como correr, saltar o brincar es posible moverse con gran agilidad, esta actividad se debe a un cuidadoso y excelente diseño de todas las propiedades de las cuales emerge su estabilidad y robustez. El miembro inferior constituye una parte importante de la masa de una persona (Figura 1).

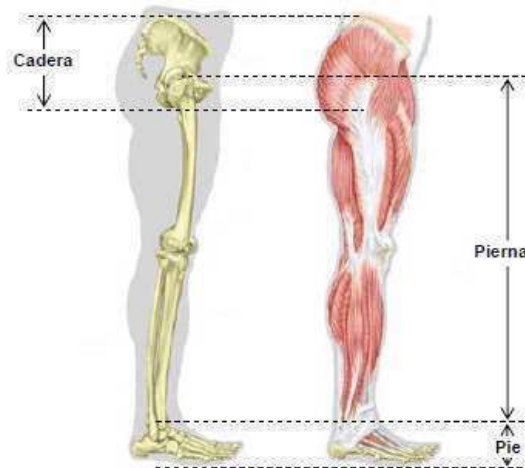


Figura 1 Estructura ósea y muscular de la pierna



2.2 Planos del cuerpo humano

El pie se puede dividir en tres planos de movimiento y tres secciones de los huesos. Los planos anatómicos permiten visualizar al tobillo en cualquiera de sus tres grados de libertad. Los planos son el frontal, transversal y sagital (Figura 2).

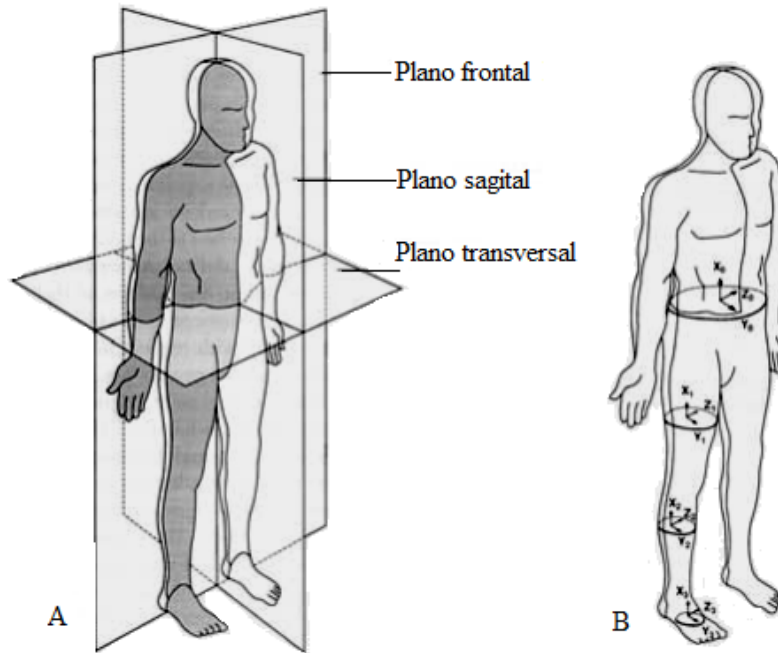


Figura 2 Planos anatómicos del pie-tobillo (frontal, transversal y sagital) [4]

3. MARCHA HUMANA

El hombre ha desarrollado una forma específica de locomoción, que se conoce como marcha humana. Este proceso de locomoción se caracteriza cuando el cuerpo humano, se encuentra en posición erguida (de pie), y se mueve hacia adelante, siendo el peso de este soportado por ambas piernas. Mientras el cuerpo se desplaza hacia adelante el peso se encuentra sobre una pierna, mientras tanto la otra extremidad se balancea hacia adelante como preparación para el siguiente apoyo. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y, en el período de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la pierna adelantada, existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo. Al aumentar el individuo su velocidad, dichos períodos de apoyo bipodal se reducen progresivamente, en relación al ciclo de marcha, hasta que el sujeto comienza a correr, siendo entonces reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que ambos pies se encuentran en el aire [5].

3.1 Fases de la marcha

El ciclo de la marcha puede ser dividido en ocho etapas, que permiten a los miembros para llevar a cabo tres tareas básicas: la aceptación del peso (AP), el apoyo solo miembro (ASM) y de las extremidades avance (LA) [6]. Más extendida en la actualidad, considera el apoyo compuesto por cinco períodos elementales, y el balanceo formada por otros tres (Figura 3). Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre y se aportan a título orientativo:

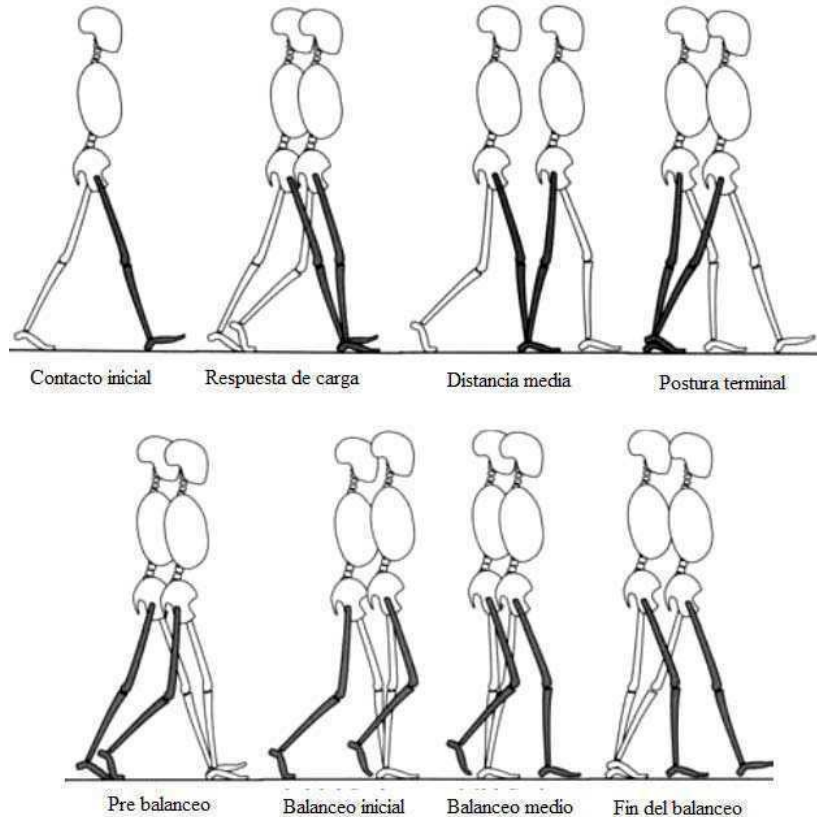


Figura 3 Fases del ciclo de la marcha [7]

- Fase de apoyo:

- * Fase de contacto inicial (CI) 0-2%
- * Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI) 0-10%
- * Fase media del apoyo (AM) 10-30%
- * Fase final del apoyo (AF) 30-50%
- * Fase previa a la oscilación (OP) 50-60%

- Fase de oscilación:

- * Fase inicial de la oscilación (OI) 60-73%
- * Fase media de la oscilación (OM) 73-87%
- * Fase final de la oscilación (OF) 87-100%

3.2 Fisiología de la marcha

Tratando de desarrollar aparatos ortopédicos requiere un análisis de cada conjunto funcional que está siendo asistida. Por lo tanto, el método más fácil de ver la marcha es el de analizar cada articulación individual en el plano sagital. Como también es indispensable conocer el ciclo de marcha durante el uso de una prótesis convencional, ya que las fases son las mismas pero con la excepción que en el uso de prótesis existen diferencias notables en la marcha ya que se presenta cierto porcentaje de asimetría. Por tal razón es de suma relevancia tener conocimiento acerca de los movimientos implicados en la prótesis así como, de las fuerzas que actúan en la misma [9].



4. ACCELERÓMETROS COMO INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE LA MARCHA PROTÉSICA

Un acelerómetro es un dispositivo electromecánico que se miden las fuerzas de aceleración. Estas fuerzas pueden ser estáticas, como la constante de fuerza de la gravedad que tira a sus pies, o podrían ser dinámicos causado por el movimiento o vibración del acelerómetro.

¿Cuáles son los acelerómetros útiles?

Al medir la cantidad de aceleración estática debido a la gravedad, puede averiguar el ángulo se inclina el dispositivo menos con respecto a la tierra. Al detectar la cantidad de aceleración dinámica, se puede analizar la forma en que el dispositivo está en movimiento. Al principio, la inclinación de medición y la aceleración no parece que todos excitante. Sin embargo, los ingenieros han ideado muchas maneras de hacer productos realmente útiles con ellos.

Los acelerómetros empleados adquieren la variación angular de las articulaciones del cuerpo humano, en este caso el miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo), de tal modo que son acoplados en los centros de masa de los elementos o cuerpos a estudiar, y así poder determinar el movimiento de la extremidad y la cinemática de la marcha (Figura 4).

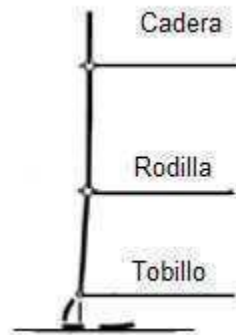


Figura 4 Acople de acelerómetros

5. POSICIÓN REAL DE LOS ACCELERÓMETROS A LAS ARTICULACIONES DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

La caracterización de la marcha, ha tomado un enfoque novedoso mediante el uso de sensores portátiles o mejor conocidos como acelerómetros, esta técnica consiste en colocar los sensores en zonas estratégicas del miembro inferior como en la cadera, muslo, tibia y pie, para adquisición información sobre el comportamiento de la pierna completa.

Los acelerómetros son colocados en cada articulación, para posteriormente calibrarlos, lo cual se inicia con las extremidades en posición de reposo, puesto que las condiciones de los sensores son de suma relevancia para iniciar el análisis de la marcha.

Cada etapa de la marcha genera diferentes cambios angulares, por lo que cada cambio angular es adquirido directamente, lo que permite determinar la posición de cada articulación, en el instante que el individuo inicia la marcha con el contacto del talón del pie.

Cabe señalar que el posicionamiento angular de cada acelerómetro varía de individuo en individuo, ya que la marcha evento físico aprendido hasta imitado del ser humano, con esto se confirma que cada sujeto tiene su propio modo de locomoción único.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica III CAIM 2012



UTN.BA
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL AREA
INGENIERIA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

5.1 Electro goniómetro

En este trabajo se diseña y construye un electro goniómetro para registrar los movimientos de la rodilla, desde el punto de vista sagital. La movilidad y estabilidad de la rodilla factores relevantes en la marcha. Durante la fase de apoyo la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. Así en la fase de balanceo se experimenta un aspecto patológico que permite el avance de la extremidad. En el movimiento de la marcha la rodilla mantiene un movimiento angular de 0° a 60° (Figura 5-6).



Figura 5 Electro goniómetro, acelerómetros y Alineación de prótesis de rodilla libre [9]



Figura 6 Alineación de la prótesis de mecanismo de 4 barras [9]

6. ESTABILIDAD DE LA RODILLA PROTÉSICA

La ecuación de estabilidad de la rodilla muestra la derivación de una ecuación, del momento requerido en la cadera M_h , para obtener la estabilidad en la rodilla, en función de la carga axial P , la magnitud del momento de frenado m_c , y l_a y la coordenada "x" de desviación directa, la coordenada "y" de elevación del centro instantáneo en contacto con el talón.

Obsérvese que un freno de fricción proporciona en general un M_c momento que excede el valor de P veces rodilla x el momento requerido M_h cadera se convierte en cero. Una articulación de cuatro barras típicamente no incorpora un mecanismo de freno de rodilla puede ser la simplificada la



ecuación para estimar la extensión de la cadera momento requerido como la posición de los cambios del centro instantáneo (Figura 7) [10].

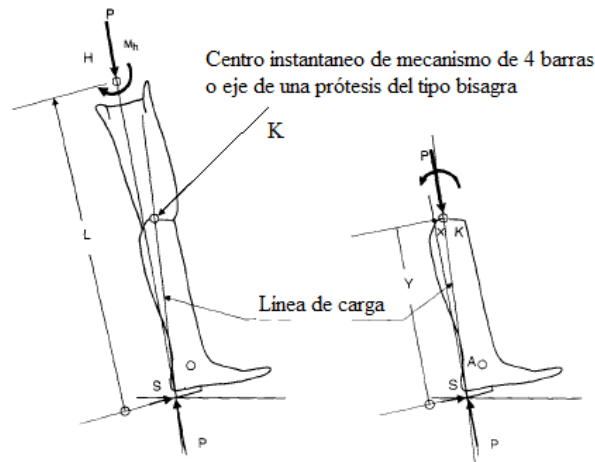


Figura 7 Estabilidad de una prótesis de 4 barras

Suma de momentos en la cadera

$$-Mh + SL = 0 \quad (1)$$

Fuerza de esquileo

$$S = \frac{Mh}{L} \quad (2)$$

K=eje en la rodilla tipo bisagra o centro instantáneo de un mecanismo de cuatro barras

Suma de momentos en la rodilla

$$Sy - Px + Mc = 0 \quad (3)$$

$$\frac{Mh}{L}y - Px + Mc = 0 \quad (4)$$

Resolviendo para el momento en la cadera M_H

$$Mh = \left(\frac{L}{y}\right)(Px - Mc)$$

Para una prótesis típica de 4 barras $Mh = 0$

$$Mh = \left(\frac{L}{y}\right)(Px) \quad (5)$$

$$Mh = \left(\frac{x}{y}\right)(Pl) \quad (6)$$



7. RESULTADOS

Análisis de marcha mediante acelerómetros

Se presentan los resultados obtenidos al utilizar un sistema de acelerómetros, interpretando estos datos mediante gráficos donde se muestra la aceleración del Fémur de una persona sin amputación en el plano sagital, donde son apreciadas las magnitudes de fuerza de las extremidades, así como los movimientos de la extremidad inferior. Los acelerómetros fueron colocados localizando el centro de masa de la articulación o Fémur. El paciente sano de 27 años, con altura 1.68 metros y 70 kilogramos, caminó aproximadamente 10 metros en un terreno plano, por las cuales el sistema de adquisición de datos otorgó los resultados donde aparecen tres picos negativos, este últimos es casi nulo en el estudio realizado, mostrando así también, muestra tres picos positivos del ciclo de la marcha normal (Figura 8).

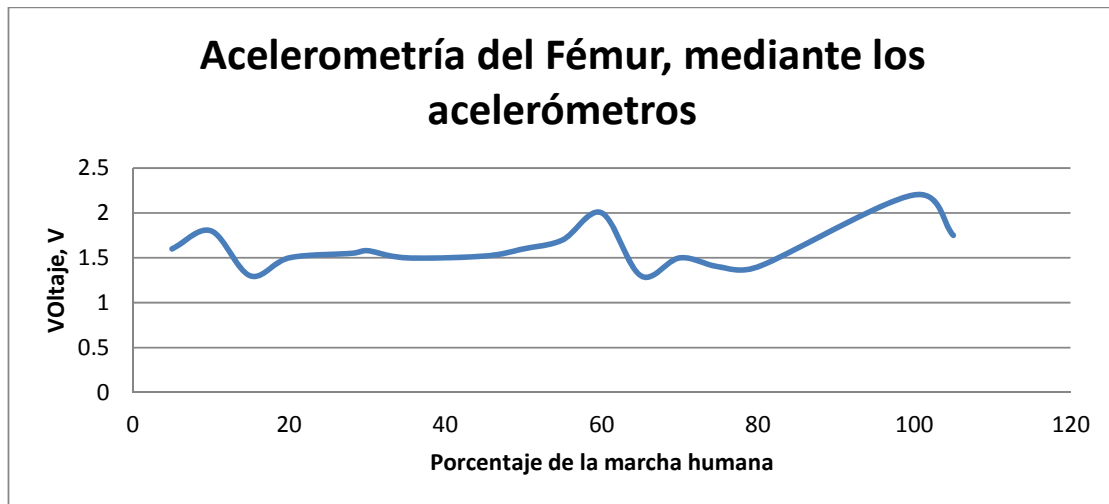


Figura 8 Aceleraciones de Fémur en plano sagital, mediante acelerómetros

Análisis de marcha en prótesis

En la figura son mostradas las mediciones efectuadas con las prótesis de dos sujetos con amputación transfemoral, los pacientes son de 28 y 29 años de edad, 70 y 68 kilogramos de masa corporal y 1.70 metros de altura cada uno. Es de observarse las magnitudes del paso, la asimetría existente con los sujetos no amputados es la insuficiencia de la extensión de la cadera del paciente. La estabilidad de la fase de apoyo permanece mayor tiempo sobre la extremidad sana. El registro muestra el incremento del ángulo de la flexión de la rodilla, comenzando para la prótesis en su mayor cambio angular de 55° en el 65% de su marcha contra la presentada de la rodilla libre en 53° en el 75% de la marcha, mostrando ventajas de este mecanismo, con respecto al de rodilla libre, es que disminuye el torque necesario en la cadera para mantener la estabilidad y la rodilla no llegue flexionarse (Figura 9).

Sin embargo con el uso del mecanismo de cuatro barras, el cual bloquea la prótesis en la fase de contacto y reduce el par ejercido por la cadera lo suficiente como para recuperarse de un tropezón. Es factible complementar las prótesis pasivas de cuatro barras para funcionar como sistemas activos.

Para la prótesis transfemoral, que incluye un mecanismo de rodilla de cuatro barras, el centro instantáneo en cualquier posición de la rodilla en flexión, puede ser localizado en la intersección de las prolongaciones de las líneas de los enlaces anterior y posterior, los cuales conectan la sección del socket a la sección de la pierna en la prótesis.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



UTN.BA
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL AREA
INGENIERIA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

Por las razones presentadas anteriormente, se presenta un nuevo mecanismo de cuatro barras, que corresponde al control voluntario de la estabilidad activo, con una nueva poloide. Esto hace que se necesite usar poca fuerza en la cadera para recuperarse de un tropezón y mejora el desempeño de las prótesis comunes en diversas situaciones en las que se encuentre en paciente, como subir o bajar escaleras, entre otras

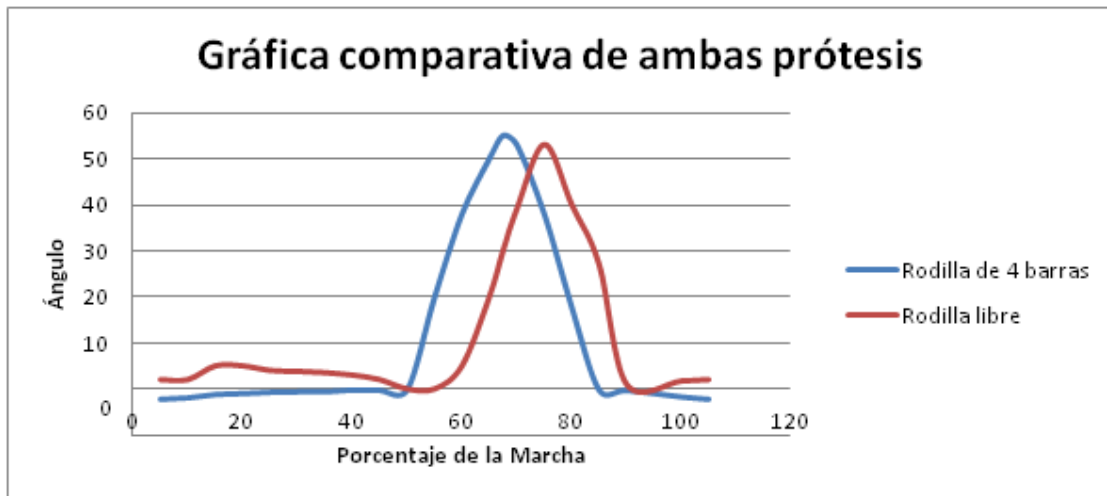


Figura 9 Comparación del mecanismo de 4 barras y rodilla libre

8. CONCLUSIONES

Primeramente se hace mención sobre los acelerómetros, anatomía de la pierna, para conocer cuáles son sus elementos principales como de sus articulaciones, posteriormente la digitalización de los datos y determinar la marcha anormal, las cuales son de suma relevancia ya que otorgan los ángulos y aceleraciones de la extremidad.

Son presentados los resultados obtenidos al utilizar un sistema de adquisición de datos, el cual tiene como objetivo principal recopilar la información suficiente del estudio de la marcha, mostrando los ángulos de movimiento, del la pierna completa, como de las prótesis ya mencionadas. Por medio del uso de acelerómetros, como la construcción de un electrogoniómetro.

Esto indica que los datos adquiridos son confiables, para el uso en una análisis de marcha y que el método de adquisición de datos constituye un nuevo sistema de medición para realizar una progresión directa, con la base de la acelerometría sincronizada con un electrogoniómetro.

REFERENCIAS

[1] Smidt, G. L. (1990). *Rudiments of gait, Gait in rehabilitation*. Ed. Churchill Livingstone. pp 1-19. 1990. New York.

[2] Bussman, J. B., Damen, L. y Stam, H. H. (2000). Analysis and descomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial aaccelerometry during normal walking. *Medical & biological engineering & computing*. Vol. 38. No. 6. Pp 632-638.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



UTN.BA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL AREA
INGENIERIA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

- [3] Moore, K. L. y Dalley II, A. F. (2006). *Anatomía con orientación clínica*, Ed. Panamericana, 5ta edición, pp 554-558.
- [4] Rose, J., y Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*, Ed. Williams & Wilkins, Baltimore, pp 23-42.
- [5] Beck, R., Andriacchi, T. J., Kuo, K. W., Fernier, R. W., Galante, J. O. (1981) Changes in the gait patterns of growing children, *Journal Bone Joint Surgery*, Vol. 63A, No. 9, pp 1452-157.
- [6] Palastanga, N., Field, D. y Soames, R., (2000). *Anatomía y movimiento humano; estructura y funcionamiento*. Ed. Paidotribo, pp 256-263.
- [7] Novacheck, T. F., The biomechanics of running (1998), *Gait and Posture*, Vol. 7, pp 77-95.
- [8] Guerrero, R. Muñoz y Gomes, E. Suaste. (1992). *Electro-goniómetro y electro-miógrafo sincronizados*. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. Vol. 13, pp 229-238.
- [9] Muños-Cesar, J. J., *Control Inteligente de Mecanismos con Aplicaciones en la Biomecánica- Prótesis de miembro Inferior (Rodilla)*, Tesis Doctoral, SEPI-ESIME-IPN, pp 29-41, 2010.
- [10] Radcliffe, C., (1977) The Knud Jased Lecture: above – Knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria. IN Engineering, D. o M. (Ed) University of California, Berkeley. U. S. A., Prosthetic and orthetic practice.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a las siguientes instituciones, Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología y al Instituto Politécnico Nacional



Influencia de las fuerzas moleculares en contactos lubricados por películas de espesores nanométricos. Predicciones numéricas

Berli, Marcelo⁽¹⁾; Di Paolo, José⁽¹⁾

*(1) GIMEF, Facultad Regional Santa Fe, Universidad Tecnológica Nacional.
Lavaise 610, 3000, Santa Fe. Argentina.
mberli@santafe-conicet.gov.ar.*

RESUMEN

El fenómeno de lubricación es fundamental para lograr un movimiento con baja fricción entre piezas cargadas en contacto, y su optimización es siempre motivo de estudio. En algunos casos el espesor de lubricante es tan delgado que sus dimensiones son de algunos pocos nanómetros; en estas circunstancias fuerzas de origen molecular se ponen en juego para alterar el efecto que tiene la carga sobre el contacto. De estas fuerzas se distinguen básicamente dos: las de cohesión o de Van der Waals y las de solvatación cuyo sentido de acción es dependiente del tamaño del espesor del lubricante. Espesores de alturas nanométricas se evidencian en distintos contactos entre los cuales pueden mencionarse cojinetes de alto rendimiento, discos rígidos, actuadores y válvulas en dispositivos microelectromecánicos (MEMS), entre otros. Adicionalmente, el potencial uso de los MEMS para el tratamiento o análisis de fluidos biológicos (sangre, esperma, etc) de características pseudoplásticas (cuyos efectos son altamente notorios en espesores muy delgados) requiere de una adecuada descripción del modelo reológico del lubricante para proponer inferencias adecuadas en el diseño de los nano-dispositivos.

En este trabajo se presenta un modelo teórico del fenómeno de lubricación de un contacto lineal entre elementos elásticos de elevada rigidez y lubricados con fluido no Newtoniano (pseudoplástico). La interacción entre la presión del fluido lubricante, las fuerzas moleculares y las deformaciones de los materiales genera un problema altamente acoplado y no lineal que se resuelve mediante el método de elementos finitos. Los resultados que se presentan se han obtenido para parámetros físicos y operativos de un cojinete milimétrico obtenido de la bibliografía. Ellos muestran que las fuerzas de interacción molecular para espesores nanométricos, son altamente dependientes de la naturaleza reológica del lubricante y de la mínima separación entre los sólidos (espesor lubricante) y deben cuantificarse para prever el desgaste de la articulación.

Palabras Claves: Nano-lubricación, elementos finitos, fuerzas moleculares, fluido no Newtoniano.



1. INTRODUCCIÓN

El fenómeno de lubricación es fundamental para lograr un movimiento con baja fricción entre piezas cargadas en contacto, y su optimización es siempre motivo de estudio. En algunos casos el espesor de lubricante es tan delgado que sus dimensiones son de algunos pocos nanómetros. Ejemplos típicos de mecanismos en los cuales el fenómeno de nano-lubricación tiene un rol fundamental son microengranajes de alto rendimiento o aplicaciones que van desde actuadores de dispositivos micro-electromecánicos (MEMS) hasta lectores de discos rígidos de almacenamiento; en estas circunstancias fuerzas de origen molecular se ponen en juego para alterar el efecto que tiene la carga sobre el contacto.

Previamente a la miniaturización de los contactos lubricados, las variables hidrodinámicas del fluido lubricante y elásticas de los sólidos que lo confinan podían ser estudiadas a través de la teoría de lubricación elastohidrodinámica (TLE) o microelastohidrodinámica. Ante la reducción de los espesores lubricantes a unos pocos nanómetros, el comportamiento del lubricante ya no está gobernado puramente por sus propiedades macroscópicas, como por ejemplo la viscosidad [1, 2].

Trabajos anteriores han mostrado que las fuerzas moleculares se ponen en evidencia cuando los espesores lubricantes son inferiores a los 10 nm [1]. Ante dichas dimensiones, se manifiesta el efecto de las interacciones moleculares cuya naturaleza discreta no es considerada en las teorías clásicas de lubricación. No obstante, en años recientes, algunos trabajos han mostrado que dicho comportamiento discreto puede ser descrito en forma aproximada en términos de fuerzas de naturaleza estructural (solvatación). Estas fuerzas se deben a que en películas ultra delgadas de fluido, el reordenamiento constante de las láminas se manifiesta en una fuerza variable en función del espesor lubricante cuando la distancia entre los sólidos (canal de lubricación) es del orden de algunas moléculas. Adicionalmente, espesores tan delgados de la película lubricante admite la posibilidad de que las fuerzas de atracción entre las superficies confinantes aporten un componente que puede modificar (junto con las fuerzas estructurales) las predicciones extraídas de la TLE. Dichas fuerzas de atracción son las conocidas fuerzas de van der Waals, y se pueden manifestar como un componente de presión negativa (succión) que atrae las superficies, actuando así en forma opuesta a la presión hidrodinámica del fluido.

Por otro lado, algunos lubricantes utilizados en micro-dispositivos (como ser el oxametilciclotetrasiloxano [1, 2]) o algunos fluidos biológicos (sangre [3], esperma [4], entre otros) con potencial para ser utilizados en MEMS para análisis bioquímicos o tratamientos de patologías, poseen características pseudoplásticas ante ciertos rangos de tasas de corte. Como es sabido, los fluidos pseudoplásticos reducen su viscosidad con el aumento de las tasas de corte. Al miniaturizar los dispositivos, la distancia entre los elementos de contacto en micro o nano escalas podrían conducir a elevados gradientes de velocidad. Ante esta situación, la pseudoplasticidad del fluido deberá considerarse en los modelos teóricos para predecir adecuadamente las variables hidrodinámicas que, junto a las fuerzas moleculares, dominarán el fenómeno de lubricación.

En este trabajo se presenta un modelo teórico del fenómeno de lubricación de un contacto entre elementos elásticos (de elevada rigidez) considerando al fluido lubricante como no Newtoniano (pseudoplástico). La interacción entre la presión del fluido lubricante, las fuerzas moleculares y las deformaciones de los materiales genera un problema altamente acoplado y no lineal que dificulta la obtención de soluciones analíticas. Por tal motivo, el sistema de ecuaciones gobernantes se resuelve numéricamente mediante el método de elementos finitos (Galerkin), el método de Newton y procesos de continuación paramétrica.

Las simulaciones numéricas fueron realizadas para los parámetros físicos y operativos de un cojinete de dimensiones milimétricas, compuesto por dos rodillos de mica lisos (de rugosidad inferior al nanómetro) lubricados por un líquido no Newtoniano cuya viscosidad para tasas de corte muy pequeñas es representativa de algunos lubricantes muy utilizados en los estudios teóricos de contactos nanométricos (ej: octametilciclosiloxano y perfluoropolieter [1, 2]). Los resultados están orientados a mostrar la influencia de las fuerzas moleculares en las predicciones de la carga sobre el contacto lineal y los posibles rangos en las dimensiones del espesor lubricante para los cuales las fuerzas moleculares intervienen en el proceso de lubricación.



2. MODELO.

El modelo de ecuaciones finales que debe ser resuelto, ha surgido del planteo de las ecuaciones de transporte y de interacciones moleculares sobre el esquema de la figura 1. El modelo equivalente está representado por un cilindro en contacto longitudinal con una superficie plana [5], manteniendo (por hipótesis) una estrecha distancia entre los elementos que es ocupada por el fluido lubricante. La presión total desarrollada en el contacto es generada por la contribución de los tres mecanismos gobernantes, esto es hidrodinámica, estructural y de van der Waals.

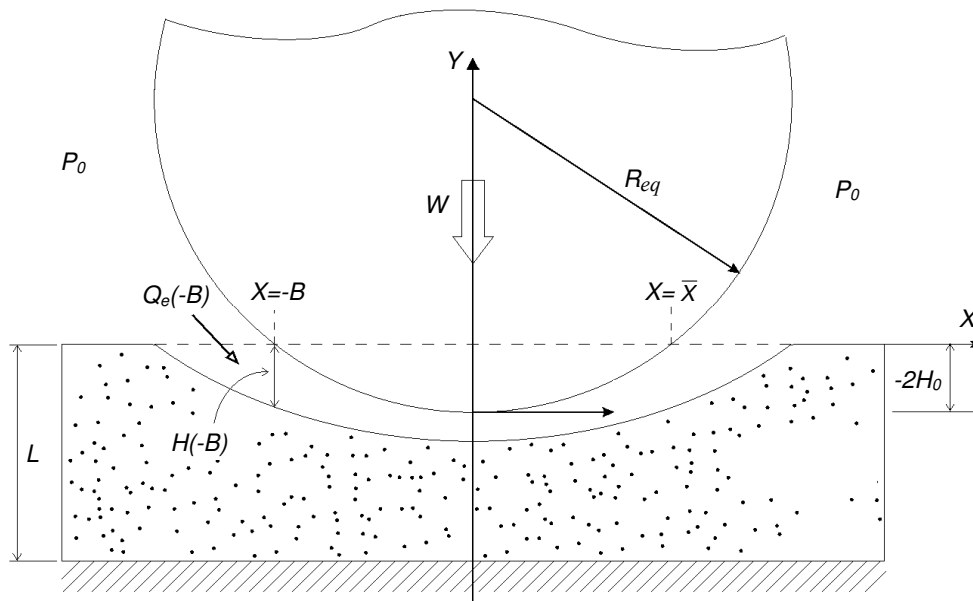


Figura 1: Representación del contacto equivalente fuera de escala.

Debido a que se supone que la carga sobre el contacto es soportada por los tres mecanismos, se utiliza el principio de superposición de Bernoulli [1, 2], mediante el cual la presión total es el resultado de la suma algebraica del aporte de los tres mecanismos, esto es:

$$P_t = P_h + P_s + P_w \quad (1)$$

donde P_t es la presión total, P_h la presión hidrodinámica, P_s la presión debido a las fuerzas estructurales o de solvatación y P_w la presión debido a la energía de interacción de van der Waals entre las superficies sólidas. A continuación se desarrollará la expresión que representa a cada presión.

2.1. Presiones Hidrodinámicas.

Las presiones hidrodinámicas son las únicas que realmente soporta el fluido, ya que las contribuciones moleculares surgen de interacciones que no ocurren en el seno del lubricante. Para encontrar la distribución de presión en el fluido, se plantearon las ecuaciones de conservación de masa y cantidad de movimiento para la fase líquida, sujetas a las siguientes hipótesis simplificadoras:

- Aproximación de lubricación ($H(-B) \ll B$) y fluido incompresible.
- Fluido no Newtoniano (pseudoplástico) modelado como ley de potencia.
- Flujo estacionario, unidireccional, laminar y Couette dominante.
- Flujos internos (en dirección del eje de los cilindros) despreciables.
- Rugosidad superficial despreciable.



- Temperatura constante.

donde $H(-B)$ es el espesor del canal de lubricación en una zona alejada del centro del contacto ($X=-B$), lugar donde se considera el inicio del dominio en el que se resuelven las ecuaciones.

Las ecuaciones de conservación junto con las hipótesis simplificadoras, conducen a una ecuación de lubricación de Reynolds modificada válida para fluidos no Newtonianos cuyo comportamiento reológico puede ser descrito mediante una ley de potencias, obtenida a través de un procedimiento de perturbación [6]. En forma integral, dicha ecuación es la siguiente [7]:

$$P_h(X) = 12 n \mu_o \int_{-B}^X \left[\frac{H(-B)}{H(X)} \right]^{n-1} \frac{VH(X) - Q_e}{H(X)^3} dx \quad (1)$$

donde $P_h(X)$ y $H(X)$ son el campo de presiones y el espesor del canal de lubricación formado entre las superficies en contacto respectivamente, Q_e es el caudal y n es el exponente de la ley de potencias. Notar que

$$\mu_{eq} = \mu_o n \left[\frac{H(-B)}{H(X)} \right]^{n-1} \quad (2)$$

es la denominada viscosidad equivalente, cuyo valor está íntimamente ligado al espesor del canal lubricante. Como $H(X)$ será menor o a lo sumo igual que $H(-B)$ (ver figura 1) en todos los puntos del dominio, si el exponente n es menor a 1 (fluido pseudoplástico) entonces μ_{eq} será menor a μ_o para cualquier punto, siendo μ_o la viscosidad constante para el fluido Newtoniano.

Las condiciones de contorno impuestas para resolver el problema hidrodinámico puro, son las denominadas de Reynolds, cuyas expresiones son las siguientes:

$$\begin{aligned} X = -B, \quad P_h &= 0, \\ X = \bar{X}, \quad P_h &= dP_h / dX = 0, \end{aligned} \quad (3)$$

siendo \bar{X} la ubicación en el dominio (usualmente a la salida del canal lubricante en problemas puramente elastohidrodinámicos) del lugar donde el problema TLE culmina. Esta ubicación es *a priori* desconocida y debe ser calculada simultáneamente con las demás variables del problema. En este trabajo, $B=100 \mu\text{m}$ y $\mu_o=0.041 \text{ Pa}\cdot\text{s}$

2.2. Presiones de Solvatación.

Las fuerzas de solvatación (o estructurales) son fuerzas de interacción entre superficies sólidas cuando se aproximan para formar canales muy estrechos. Algunos autores [8] han estudiado las fuerzas estructurales, mostrando en forma unánime que estas fuerzas tienen una característica oscilatoria que decae con la separación de los sólidos (espesor del canal de lubricación). Se comportan como fuerzas variables, tornándose atractivas o repulsivas en forma periódica en función del espesor lubricante, con un período igual al diámetro medio de las moléculas del fluido [1, 2]. Estas fuerzas oscilatorias reflejan el reordenamiento constante de las moléculas del fluido en láminas discretas cuando están restringidas al espacio confinado por los sólidos.

Como una primera aproximación [1, 2, 8], estos efectos se pueden describir mediante una presión de solvatación considerada como una función cosenoidal, cuya amplitud disminuye exponencialmente con la distancia entre dichos sólidos (espesor del canal). De esta manera, la presión de solvatación puede ser expresada como:

$$P_s = -C e^{-\frac{H(x)}{a}} \cos\left(2\pi \frac{H(x)}{a}\right) \quad (4)$$

donde a es el diámetro medio de las moléculas del líquido lubricante y C es la presión medida en el caso límite para $H(X) \rightarrow 0$, cuando el espacio entre los sólidos ha drenado la última lámina molecular de líquido, y es característica de cada fluido. Para los fluidos lubricantes cuyas propiedades fueron consideradas en este trabajo, $a = 1 \text{ nm}$ y $C = 172 \text{ MPa}$ [1, 2].

2.3. Presiones de van der Waals.

Las fuerzas de atracción de van der Waals se desarrollan entre superficies separadas por distancias muy estrechas. En este trabajo, se utiliza una expresión propuesta por Israelachvili [8], utilizada por algunos autores [1, 2], de acuerdo a la cual existe una presión inducida por las fuerzas de van der Waals como función de la separación de los sólidos, dada por la siguiente ecuación:

$$P_w = -\frac{A}{6\pi H^3(X)} \quad (5)$$

donde A es la constante de Hamaker y toma valores típicamente entre 10^{-19} J y 10^{-20} J [8]. En este trabajo se considera un valor de $A = 10^{-19} \text{ J}$.

Tanto para la presión de van der Waals como la presión de solvatación, en este trabajo se considera que las mismas deben retornar al valor referencia para un punto alejado a la derecha del centro del contacto y a igual distancia que el punto de entrada ($X = -B$). Para que ello ocurra, se supone que el dominio culmina en $X = B$, o sea, todas las presiones deben cumplir que:

$$X = B, \quad P_w = P_s = 0 \quad (6)$$

Cabe mencionar que la presión hidrodinámica P_h es nula más allá de \bar{X} , por lo que en $X = B$ P_h también cumplirá la condición (6).

2.4. Canal de lubricación.

Las tres contribuciones de la presión dependen estrechamente de la separación entre los sólidos $H(X)$ ocupada por el fluido lubricante. El espesor de la película lubricante es generado por la geometría indeformada de los elementos, más la deformación elástica de los materiales. Dicho espesor puede calcularse a través de la ecuación del canal de lubricación, la cual de acuerdo a lo expuesto resulta [7, 9]:

$$H(X) = -2H_0 + \frac{X^2}{2R_{eq}} + D(X) \quad (7)$$

donde $2H_0$ (mayor que 0) es el entrecruzamiento entre los elementos en estado indeformado, R_{eq} el radio equivalente tal que $1/R_{eq}$ es igual a la diferencia entre la inversa de los radios de curvatura de los cilindros. Se hace notar que en contactos de alta rigidez, los elementos en estado indeformado no se verían indentados, por lo que en estos casos $2H_0$ es un valor negativo para que la ecuación (7) sea válida. $D(X)$ es el desplazamiento de las superficies en contacto debido a la deformación de los materiales en cada punto del canal. En este trabajo se utiliza un modelo de deformación elástica de columna, utilizado en trabajos anteriores [7, 9], cuya expresión es la siguiente:

$$D(X) = \frac{L P_t(X)}{E''} \quad (8)$$



donde L es el espesor característico, y $E^* = (1-\nu)E / [(1-2\nu)(1+\nu)]$. En esta última expresión, E y ν son el módulo elástico y el coeficiente de Poisson respectivamente.

Para este trabajo, $R_{eq} = 5$ mm, $E = 0.2 \times 10^{12}$ Pa, $\nu = 0.3$ y $L = 1$ μ m.

2.5. Carga sobre el contacto.

La carga total es la suma de la carga calculada para cada presión. Esto es:

$$W_t = \int_{-B}^B P_t(X) dX = \int_{-B}^B (P_h(X) + P_s(X) + P_w(X)) dX = W_h + W_s + W_w \quad (9)$$

Donde W_h es la carga hidrodinámica, W_s la carga de solvatación y W_w la carga de van der Waals.

3. MÉTODO.

El fuerte acoplamiento que existe entre la presión del fluido y la deformación, y el desconocimiento del dominio donde las ecuaciones deben ser resueltas, son las principales dificultades para resolver analíticamente las ecuaciones, lo cual hace necesario el uso de métodos numéricos.

En este trabajo, se utilizó una técnica computacional basada en:

- Discretización de las ecuaciones por el método de Elementos Finitos a través de la formulación de Galerkin, utilizando funciones de prueba lineales.
- Solución simultánea de las ecuaciones por el método de Newton, involucrando la determinación del dominio del problema en cada iteración.
- Discretización adaptable en función de cada nueva posición de la frontera libre y de la distribución nodal inicial.
- Proceso de continuación paramétrica con control del paso del parámetro.

Para el manejo de la ubicación de \bar{X} y de la discretización nodal se utilizó una aplicación unidimensional del método de los spines creado para la localización de superficies libres [7, 9]. El algoritmo computacional fue programado en lenguaje FORTRAN y puede ser ejecutado eficientemente en computadoras personales. El mismo fue preparado de manera que las únicas incógnitas a resolver fueran: la presión en cada nodo, el entrecruzamiento ($-2H_0$, ver 2.4), el caudal (Q_e) y la posición de \bar{X} ; es decir que para NN nodos seleccionados en el dominio de solución, habrá $NN+3$ incógnitas a resolver. El resto de las variables, como la altura del canal, la deformación, el caudal en cada posición del canal (esto es en cada nodo) y la viscosidad del fluido fueron tomadas como funciones implícitas de las incógnitas antes mencionadas. El exponente de viscosidad (n) y la carga se toman como parámetros sobre los cuales se pueden realizar procesos de continuación paramétrica. En este trabajo se considerarán solamente dos valores para el exponente no Newtoniano: $n=1.0$ y $n=0.9$. Claramente, la selección del primero se debe a que representa un lubricante Newtoniano, mientras que el segundo, es el mínimo valor obtenido debajo del cual los espesores lubricantes para las cargas más elevadas poseen dimensiones más pequeñas que el tamaño molecular del lubricante.

4. RESULTADOS.

La figura 2 muestra en el eje de las abscisas la carga hidrodinámica (W_h), y en el eje de las ordenadas la carga total (ver ecuación (9)). La línea recta (curva de referencia, TLE) se grafica a modo de referencia sobre la cual se encuentran los valores que se obtendría si las fuerzas moleculares fueran despreciables.

Puede notarse que para los dos valores del exponente n , las predicciones indican que la naturaleza oscilante de las fuerzas estructurales o de solvatación (FS) no permiten estimar una tendencia monótona de la carga en comparación con la TLE. Los valores de carga total se posicionan sobre las predicciones de la TLE para ciertos rangos y por debajo para otros, con diferencias que pueden superar el 20 % para el caso Newtoniano y acercarse al 160 % para el caso no Newtoniano. Dichos rangos son variables debido a que, como se muestra en la figura 3, los espesores lubricantes se



reducen con el aumento de la carga hidrodinámica, modificando así en forma continua la frecuencia de la onda que representa a las FS debido al constante cambio en las amplitudes y frecuencias de las presiones de solvatación (ver figuras 4, 5 y 6).

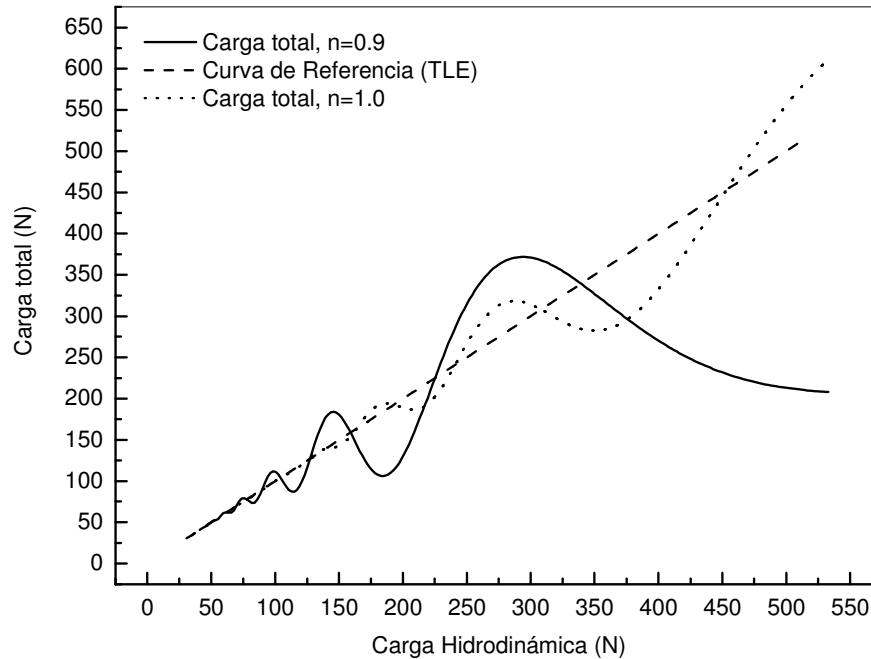


Figura 2: Carga total sobre la micro-junta en función de la carga predicha solamente por la teoría de lubricación elastohidrodinámica (TLE).

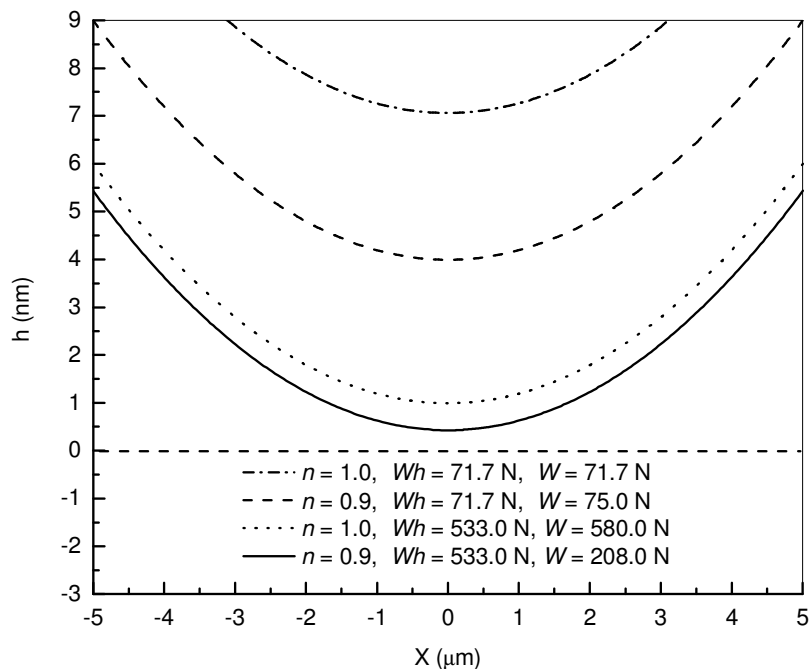


Figura 3: Espesores lubricantes.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



Por otro lado, la figura 3 muestra que, a pesar de que los sólidos en contacto son elásticos, el elevado módulo elástico del material seleccionado en conjunto con las bajas cargas mostradas en la figura 2, implican una deformación despreciable, conduciendo a canales prácticamente parabólicos. En la ecuación (7), esto implica que el término de desplazamiento debido a la deformación de los materiales es despreciable. Con este resultado, si el parámetro de continuación en el método numérico fuera el espesor lubricante, es posible obtener los resultados mostrados en la figura 2 resolviendo solamente el problema hidrodinámico y luego computando las contribuciones de las fuerzas moleculares para predecir sus influencias sobre la carga, ya que al no haber deformación apreciable la ecuación (7) no depende de las presiones. Así, el costo computacional podría reducirse para sólidos de elevada rigidez, ya que el término oscilante (P_s) acarrea dificultades para la convergencia del método. No obstante, si el parámetro de continuación es la carga, es evidente que debe resolverse el problema acoplado.

Retornando a la figura 2, puede observarse la notoria separación entre las predicciones de la TLE y el efecto combinado de las tres fuerzas conforme aumenta la carga W_h , diferencia que se ve acentuada por dos motivos: a) la pseudoplasticidad del líquido y b) la reducción del espesor lubricante al aumentar la carga hidrodinámica.

Para el caso a), ante un valor de carga total dado y suponiendo un gradiente de velocidades determinado de acuerdo al canal computado, la viscosidad del lubricante (y por lo tanto las tensiones viscosas) decrece al disminuir el exponente n (ver ecuación (2)), reduciendo así las presiones hidrodinámicas desarrolladas en el lubricante (los gradientes de presión hidrodinámica se desarrollan para compensar las fuerzas viscosas, ver hipótesis para P_h). Estas disminuciones implicarían una modificación en la carga hidrodinámica y por lo tanto en la carga total, motivo por el cual para retornar al mismo valor de W_t (supuestamente impuesto) los canales se reducen y los gradientes de velocidades se elevan. Como consecuencia, al reducir los canales crecen las fuerzas moleculares.

Para el caso b), supóngase ahora que el exponente n no se modifica. Partiendo de un valor de carga hidrodinámica pequeño, conforme esta aumenta los espesores se reducen (ver figura 3), y esto favorece la aparición de las fuerzas moleculares.

Cabe aclarar que el aumento de la carga hidrodinámica (caso b) no implica necesariamente un aumento de la carga total (ver figura 2). El comportamiento de la carga total está íntimamente ligado con la evolución de las presiones de solvatación y de van der Waals, como se analizará mediante las figuras 4, 5 y 6 (a y b).

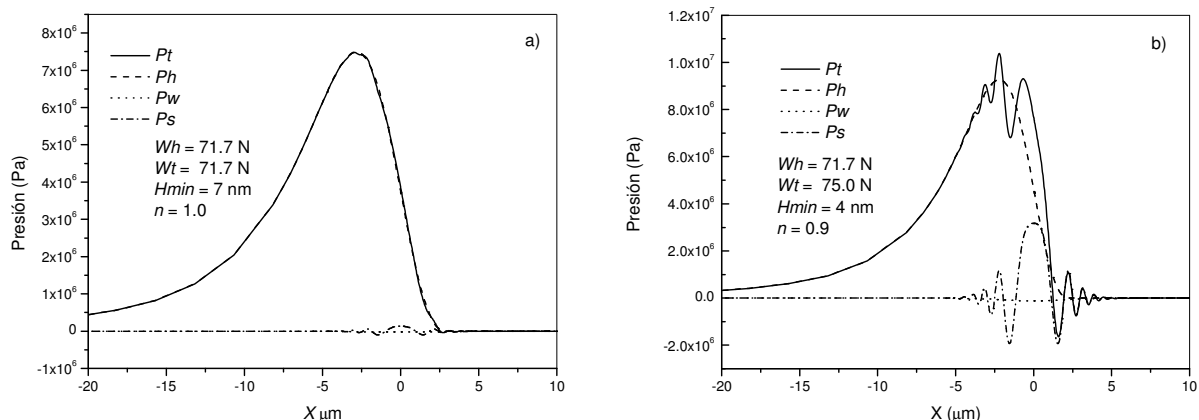


Figura 4: Campos de presiones para una carga hidrodinámica $W_h=75$ N, considerando los casos de fluido a) Newtoniano ($n=1.0$) y b) no Newtoniano ($n=0.9$). H_{min} indica el espesor mínimo del canal de lubricación.

Para un valor de carga hidrodinámica de 71.7 N (figuras 4 a) y b)), las presiones debido a las fuerzas moleculares son despreciables para el caso Newtoniano (Espesor mínimo (H_{min}) = 7 nm), mientras que para $n=0.9$ ($H_{min}=4$ nm) las presiones de van der Waals no tienen efecto sobre la carga pero las presiones de solvatación adquieren valores que alcanzan un 30 % de la presión total en el centro del contacto, modificando significativamente la morfología y el valor máximo de la presión total respecto de la presión hidrodinámica. No obstante, la carga total calculada para $n=0.9$ difiere en menos de un 5

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



% de la carga hidrodinámica, lo que se mantiene para un rango de $H_{min} > 4$ nm, mientras que para la misma carga y $n=1.0$ esta diferencia es menor al 0.7 % en un rango de $H_{min} > 7$ nm, como puede verse en la figura 7; hasta aquí, estas predicciones indicarían que la TLE arrojaría aceptables resultados para los casos de la figura 4 en cojinetes milimétricos.

Al aumentar ahora la carga hidrodinámica un 43 % respecto las figuras 4 a) y b), la figura 5 indica que la contribución de las fuerzas moleculares es despreciable para el caso Newtoniano ($H_{min} = 5$ nm), siendo las presiones de solvatación las más notorias con valores máximos inferiores al 10 % de las máximas presiones hidrodinámicas. En tanto que para el caso no Newtoniano ($H_{min} = 2.6$ nm), las fuerzas de van der Waals continúan siendo despreciables mientras que las de solvatación adquieren valores máximos que superan el 40 % de las máximas presiones hidrodinámicas, modificando notoriamente la curva de presión total. Para $n=0.9$, esto repercute sobre la carga total que difiere en hasta un 20 % de la carga hidrodinámica para espesores que superen los 2.6 nm, pero para $n=1.0$ la diferencia no supera el 2 % para espesores lubricantes superiores a 5 nm. Estas diferencias indicarían que para las condiciones de las figuras 5 a) y b), las estimaciones de la carga sobre el contacto para el caso no Newtoniano requieren de presencia de las tres contribuciones para predecir un valor más certero, mientras que en el caso Newtoniano continúan siendo válidas las aproximaciones de la TLE.

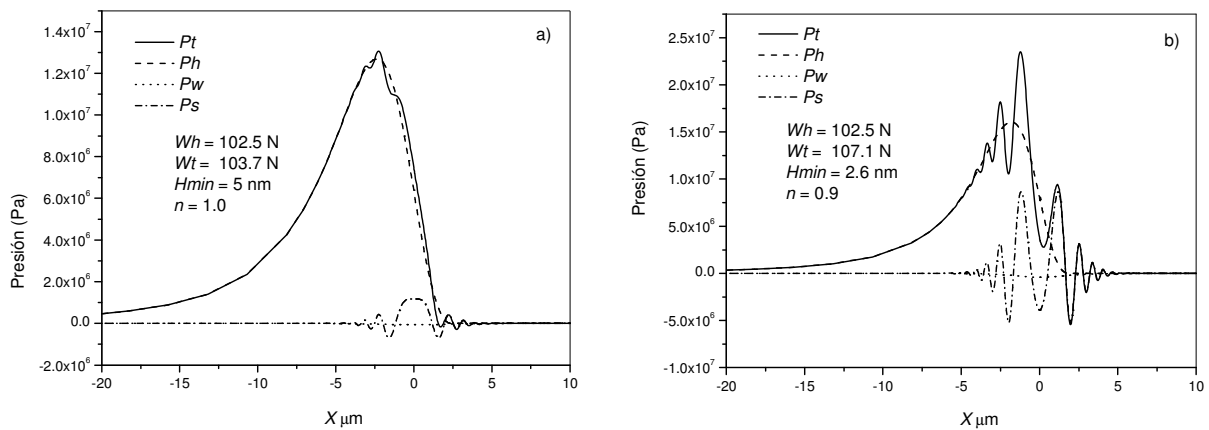


Figura 5: Campos de presiones para una carga hidrodinámica $W_h=102.5$ N, considerando los casos de fluido a) Newtoniano ($n=1.0$) y b) no Newtoniano ($n=0.9$).

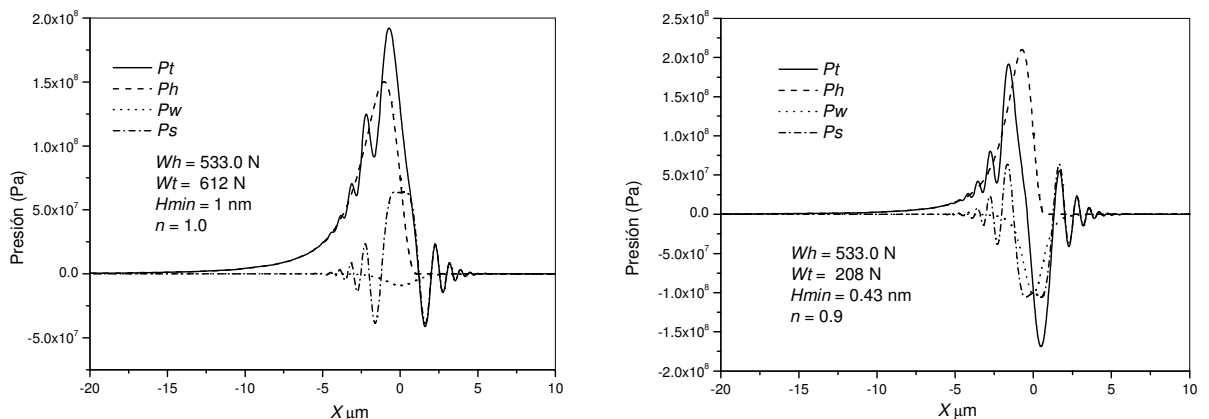


Figura 6: Campos de presiones para una carga hidrodinámica $W_h=533$ N, considerando los casos de fluido a) Newtoniano ($n=1.0$) y b) no Newtoniano ($n=0.9$).

Hasta aquí, resulta evidente que ante una misma condición de carga hidrodinámica, la naturaleza reológica del lubricante determinará la influencia de las fuerzas moleculares sobre la carga total y los espesores lubricantes. Las figuras 6 a) y b), graficadas para la máxima carga hidrodinámica alcanzada para ambos fluidos (ver figura 2), evidencian una notoria influencia de las fuerzas

moleculares sobre las curvas de presión total. La figura 7 indica que para las condiciones de las figuras 6 a) y b), las diferencias entre la carga total y la carga hidrodinámica alcanzarían un 23 % para $n=1.0$ ($h_{min} = 1$ nm) y casi un 160 % para $n = 0.9$ ($h_{min}=0.43$ nm). Estos resultados indican que ante estas condiciones, la TLE fallaría en arrojar predicciones tendientes al diseño del micro-dispositivo.

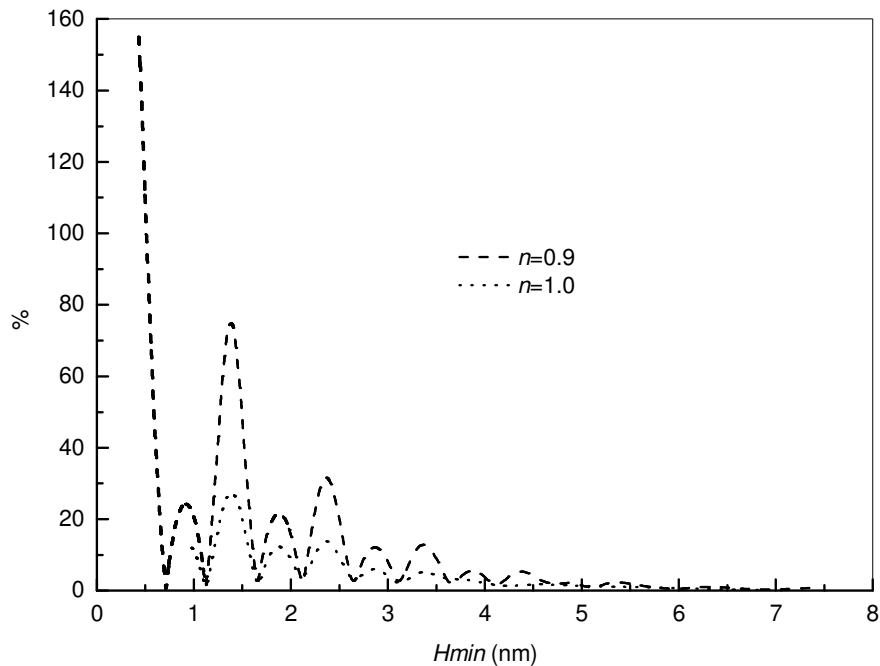


Figura 7: Diferencia porcentual entre las predicciones de la carga hidrodinámica (W_h) y la carga total (W_t), en función del mínimo espesor del canal de lubricación para los dos valores del exponente n considerados en este trabajo.

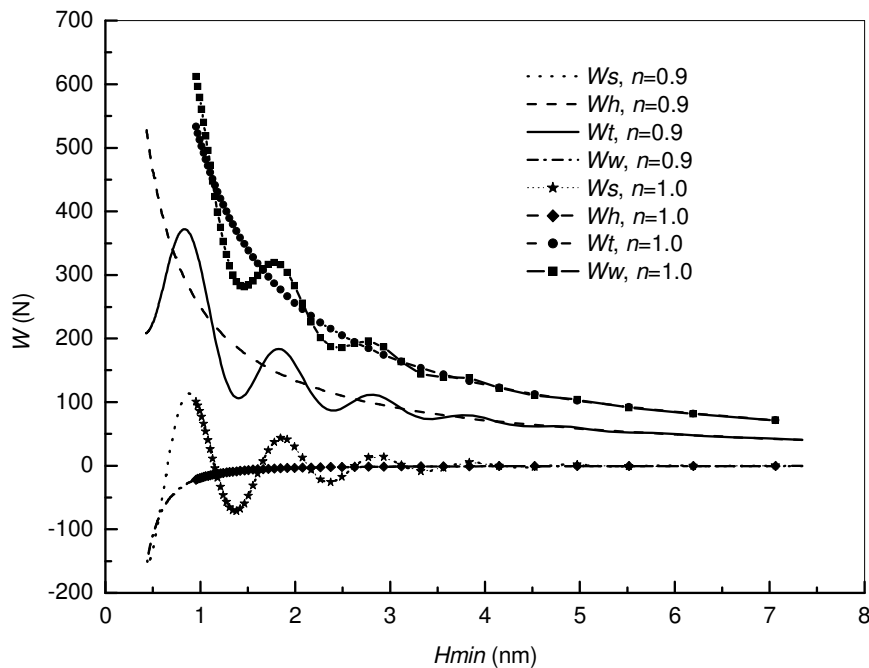


Figura 8: Graficación de la carga total y sus componentes en función del espesor mínimo del canal de lubricación para los dos valores del exponente n .



De las condiciones estudiadas en la figuras 4, 5 y 6, se ha notado que, si bien las presiones debido a las fuerzas de van der Waals tienen escasa influencia sobre la mayoría de los casos (excepto para el caso de la figura 6 b)), las presiones de solvatación son notorias en todos los casos, aunque no queda claro aún a partir de qué espesor dichas contribuciones modifican las predicciones de la TLE. Para tal fin, se confeccionó la figura 8. Habiendo corroborado que los sólidos no sufren deformaciones apreciables, y debido a que las expresiones de las presiones P_s y P_w solo dependen del espesor lubricante, los valores de las cargas W_w y W_s serán los mismos independientemente de la naturaleza reológica del fluido para idénticos espesores del canal de lubricación. Esto se observa en dicha figura, sobre la cual (en conjunto con la figura 7) puede inferirse que independientemente del valor de n , para $H_{min} > 4$ nm las contribuciones de origen molecular no modifican sustancialmente la carga predicha por la TLE. Luego, para un rango de espesores mínimos entre 1 nm y 4 nm, son las presiones de solvatación las que dominan las fluctuaciones de la carga respecto de la TLE, mientras que para espesores inferiores a 1 nm las fuerzas de van der Waals se manifiestan notoriamente. Entonces, si las fuerzas moleculares son independientes de la pseudoplasticidad del fluido para cada valor de H_{min} , sus influencias sobre la carga total están sujetas fundamentalmente a la magnitud de la componente hidrodinámica, la cual sí depende significativamente de la naturaleza reológica del lubricante.

5. CONCLUSIONES

En este trabajo se resolvió un modelo de nano-lubricación de un contacto lineal entre cilindros milimétricos lisos, en el cual además del modelo elastohidrodinámico válido para fluido no Newtoniano, se adicionan las contribuciones de las fuerzas moleculares de solvatación y van der Waals. El modelo teórico resultante es no lineal y está altamente acoplado mediante las ecuaciones del espesor del canal lubricante y la presión sobre el contacto, siendo esta última la suma de las presiones generadas por los efectos hidrodinámicos y moleculares. Además, el dominio donde debe resolverse la ecuación de Reynolds modificada es desconocido, debiendo utilizar técnicas de determinación de fronteras libres para su localización. Por lo tanto, debido a la dificultad de encontrar una solución analítica, se resolvió el sistema de ecuaciones numéricamente mediante una técnica computacional basada en el método de elementos finitos.

Debido a que en los trabajos anteriores solo se han considerado modelos elastohidrodinámicos (TLE) para la predicción de las variables que influyen en la reducción del desgaste de contactos lineales, uno de los principales objetivos de este trabajo fue el investigar ante qué condiciones las fuerzas moleculares modifican sustancialmente las predicciones del modelo TLE. Adicionalmente, ante la presencia de las fuerzas moleculares, resulta de gran interés estudiar la tendencia de las variables que podrían influir sobre el diseño de contactos lineales presentes en nano-dispositivos. Los resultados de este trabajo preliminar, se resumen a continuación:

- Las fuerzas moleculares modifican significativamente las predicciones sobre la carga que soporta la junta para ciertos rangos de carga hidrodinámica. Las diferencias encontradas con las predicciones de la TLE alcanzan el 23 % para fluido Newtoniano y llegan casi al 160 % para fluido pseudoplástico.
- Las fuerzas de van der Waals requieren de un canal estrecho con dimensiones menores a 1 nm de espesor para que su influencia sea notable. Para espesores mayores, la TLE no experimenta modificaciones apreciables provenientes de estas fuerzas.
- Las fuerzas de solvatación tienen una mayor contribución que las fuerzas de van der Waals, y su influencia sobre la carga total se manifiesta significativamente para espesores menores a 4 nm. Estas fuerzas tornan oscilante a la carga total soportada por la junta, conduciendo a valores mayores a la predicha por la TLE en ciertos rangos y menores en otros. Su naturaleza oscilante modifica notablemente las predicciones de las presiones hidrodinámicas.
- Debido a la despreciable deformación de los sólidos considerados en este trabajo, las fuerzas moleculares dependen fundamentalmente del acercamiento entre las superficies lubricadas, independientemente del modelo reológico del fluido. Pero ante un valor determinado del espesor lubricante, sus influencias sobre la carga total están ligada a las predicciones de las presiones hidrodinámicas, las cuales sí dependen significativamente de la naturaleza reológica del lubricante.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



En síntesis, las predicciones indican que ante una separación entre los elementos en contacto menor a los 4 nm, se deberán considerar las influencias moleculares y la naturaleza reológica del fluido para diseñar elementos de contacto resistentes al desgaste de un nano-dispositivo.

El presente modelo y futuros trabajos en esta línea de investigación pretenden aportar conocimientos básicos para optimizar el fenómeno de lubricación en el diseño de dispositivos que constan de elementos de fricción en escalas nanométricas.

4. REFERENCIAS.

- [1] Teodorescu M., Balakrishnan S. and Ragnejat H. "Physics of ultra-thin surface films on molecularly smooth surfaces". *Proc. IMechE. Nanoengineering and nanosystems*. 220, N:7-19. 2006.
- [2] Abd-ALSamieh M. and Ragnejat H. "Nano-lubricant film formation due to combined elastohydrodynamic and surface force action under isothermal conditions". *Proc. Instn. Mech. Engrs*. 215, C:1019-1029. 2001.
- [3] Daisuke S., Hiroyuki E., Narihiro O., Koichiro M., Hidekuni T., Mitsuaki A., Makoto I. "A sensor for blood cell counter using MEMS technology". *Sensors and Actuators. Elsevier*. 83, 1: 77-81. 2002.
- [4] Hui-Ting F., Da-Jeng Y., Hung-Ju H., Chin-Jung L., Hong-Yuan H. "Laminar Stream-based Microfluidic Chip with High Efficiency for Human Sperm Motility Sorting". *Proceedings of the 2010 IEEE. Internationaal Conference on Nano/molecular Medicine and Engineering. Hong Kong*. 72-75. 2010.
- [5] Dowson D. and Higginson G.R. *Elasto-hydrodynamic Lubrication*. Pergamon Press. 1977
- [6] Wang S.H. and Zhang H.H., "Combined effects of thermal and non-Newtonian character of lubricant on pressure, film profile, temperature rise, and shear stress in E.H.L.", *Journal of Tribology*, 109, 666-670. 1987.
- [7] Berli M. E., Campana D. M., Ubal S. and Di Paolo J., "Lubrication model of a knee prosthesis, with non Newtonian fluid and porous rough material". *Latin American Applied Research*, 39, 2: 105 -111. 2009.
- [8] Israelachvili J. *Intermolecular and Surface Forces*. Academic Press, New York. 1992.
- [9] Di Paolo J. and Berli M. "Numerical analysis of the effects of material parameters on the lubrication mechanism for knee prosthesis". *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Taylor & Francis*. 9, 2:79 – 89. 2006.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a la Universidad Tecnológica Nacional por financiar el proyecto 25/O131 titulado *Nano-Lubricación en problemas de contacto lineal: modelos en ecuaciones y análisis computacional*, que se ejecuta en el Grupo de Investigación en Mecánica de Fluidos del Departamento de Ingeniería Industrial de la FRSF.



Análisis del cambio geométrico asociado con el fenómeno de *Stress Shielding* entre los fémures residual y sano de individuos con amputación transfemoral

Ramírez, Juan Fernando; Isaza, Jéscica Andrea; Cardona, Melisa*; Castaño, Yong; Cifuentes, Luis Fernando; Gil, Mateo

Universidad Nacional de Colombia
Calle 59A No 63 - 20 Medellín, Colombia
jframirez@unal.edu.co.
jaisaza@unal.edu.co.
mecardonata@unal.edu.co.
yacastanoh@unal.edu.co.
lfcifuenm@unal.edu.co.
mggilm@unal.edu.co

RESUMEN

En pacientes con amputación de miembro inferior, buscando incrementar su nivel de autonomía y calidad de vida, se implementan exoprótesis, lo cual, en algunos casos conlleva a trastornos físicos como infecciones, úlceras y laceraciones. Particularmente, para el componente esquelético del miembro residual, se asocia al uso de la exoprótesis una redistribución de esfuerzos que origina el fenómeno de *Stress Shielding*, el cual se evidencia con una pérdida de la densidad mineral ósea. Dicho fenómeno es producto de un proceso de adaptación estructural de las células óseas ante los nuevos estímulos mecánicos.

Con el fin de asociar el fenómeno de *Stress Shielding* a la existencia de un cambio en la geometría del hueso residual, se realizó una comparación del área transversal y los perímetros externo e interno entre los fémures sano y residual de cada individuo, para una muestra de 17 personas físicamente activas con amputación transfemoral unilateral .

Con base en estudios encontrados sobre la simetría que presentan los huesos sanos de los individuos, se realizaron las comparaciones numéricas del estudio, donde el modelo experimental permite concluir la existencia de un cambio geométrico en el hueso, asociado al uso de exoprótesis.

Palabras Claves: Amputado transfemoral, *Stress Shielding*, Hueso Residual



1. INTRODUCCIÓN

La presencia de un dispositivo que altera el estímulo mecánico normal sobre la estructura ósea genera el fenómeno de *Stress Shielding*, evidenciado como una pérdida de densidad mineral ósea en la zona [1]. Estudios previos en mecanobiología muestran los efectos generados por los estímulos mecánicos sobre la arquitectura ósea, donde la señal emitida genera una alteración del fluido canalicular del hueso, permitiendo que las células creen un cambio estructural como respuesta a la recepción del esfuerzo, particularmente, el estado biológico estable de las células se altera por estímulos no convencionales que duran periodos cortos de tiempo [2].

El uso de exoprótesis como alternativa para el retorno a la movilidad y la participación activa en la vida cotidiana de amputados transfemorales provoca sobre el miembro residual una redistribución de esfuerzos donde la carga generalmente soportada por el hueso sano es absorbida por el sistema protésico.

Con base en la literatura, donde se describe el fenómeno de *Stress Shielding* como el proceso de remodelado celular óseo, causado por la alteración de los campos de tensión y deformación a nivel tisular, [3] se busca con este artículo relacionar dicho fenómeno con la existencia de un cambio geométrico en el hueso cortical del miembro residual, de individuos con amputación transfemoral unilateral que usan exoprótesis de miembro inferior.

Para establecer esta relación se realizará una comparación directa de parámetros antropométricos entre ambos fémures, residual y sano, para una muestra poblacional de 17 individuos, teniendo en cuenta la alta simetría corporal bilateral existente para los huesos largos de los miembros inferiores.

2. METODOLOGÍA

Por medio de Tomografía Axial Computarizada -TAC- se obtuvieron imágenes detalladas de los miembros inferiores de 17 individuos con amputación transfemoral unilateral, con un tomógrafo Siemens/Emotion6 a 112mA, 130kV, 512x512pxl matrix con un tamaño de Pixel 0.758 mm, incremento de slice cada 1 mm e inclinación del Gantry 0,0°, donde las personas se ubicaron en posición supina y verificando que ningún objeto externo interfiriera en la realización del estudio. La muestra seleccionada corresponde a individuos físicamente activos, que cuentan con el muñón maduro y no presentan patologías asociadas. Dichos pacientes participaron en el estudio voluntariamente y diligenciaron previo al inicio del proyecto un consentimiento informado. Las características generales de la población se presentan en la tabla 1.

El procesamiento de las imágenes tomográficas consistió en realizar una reconstrucción multiplanar en un *software* de uso libre, donde se puede visualizar las diferentes densidades de los tejidos presentes en los miembros inferiores, como un cambio en el nivel de atenuación de la imagen en la escala de grises.

Para realizar la comparación de la geometría del hueso residual respecto a la del hueso sano, se definió una zona de interés con base en la cantidad de hueso cortical existente, es decir donde éste se puede identificar con claridad y también considerando una región incluyente para los diferentes niveles de amputación o longitud del hueso residual de los individuos. Así, se seleccionaron cortes axiales de los fémures sano y amputado, midiendo en el plano coronal 3 cm hacia abajo del trocanter menor sobre la diáfisis de los huesos. En la figura 1, se presenta la ubicación de la zona de interés.

Con la región de interés definida, se realizó un protocolo que permitió obtener el valor numérico de tres parámetros apropiados para evaluar la geometría del hueso cortical: el área de sección y los perímetros externo e interno de la imagen tomográfica en un corte axial. La figura 2 muestra las polilíneas sobre la imagen tomográfica para ambos huesos.

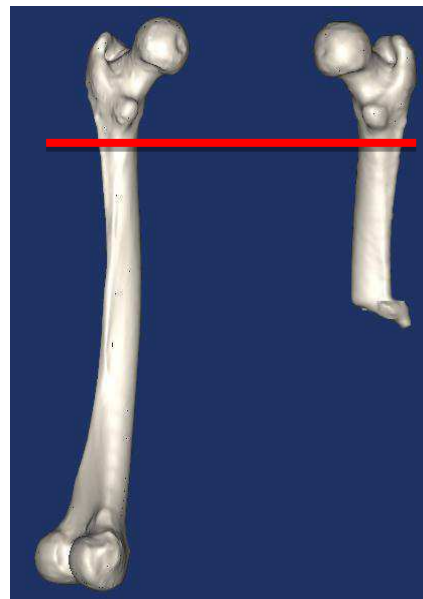
Inicialmente, con ayuda del *software* libre se creó la máscara asociada a la densidad del hueso cortical y posteriormente ésta se delimitó con polilíneas, usadas para obtener los contornos de la zona identificada con igual valor de Unidades Hounsfield, las cuales cuantifican el nivel de absorción de rayos X por parte de los tejidos, relacionándolo con la densidad mineral ósea. Estas curvas a escala 1:1 se lograron medir al exportar el archivo a *SolidWorks 2009 SP0.0* donde además de señalar la longitud de las curvas exportadas, se logró rellenar la superficie encerrada y determinar sus propiedades de sección, encontrando así el valor numérico del área entre las curvas.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica III CAIM 2012



Tabla 1 Valores promedio de las características poblacionales

Edad [años]	Tiempo de amputación [años]	Altura [cm]	Peso [kg]	Género	Miembro amputado
43 ± 13	11 ± 10	170 ± 5	72 ± 9	Masculino: 15 Femenino: 2	Derecho: 7 Izquierdo: 10



3 cm por debajo del trocánter menor

a)

b)

Figura 1 Ubicación zona de estudio.

a) Ubicación en tomografía visualización software libre.

b) Ubicación en sólido 3D reconstruido

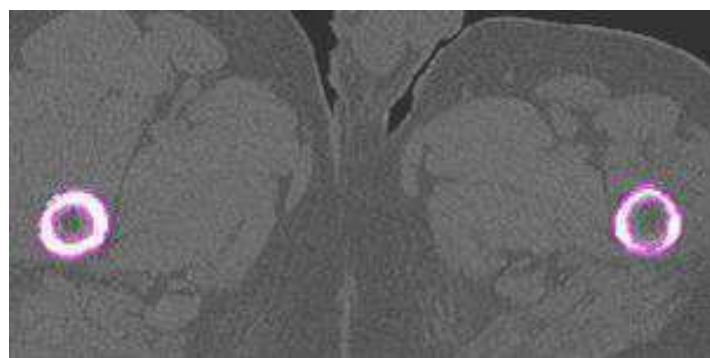


Figura 2 Polílineas en tomografía

La comparación numérica se realizó usando un análisis estadístico ANOVA en el software Minitab 14, de un sólo factor: fémur; en dos niveles: sano y amputado; balanceado, puesto que el número de sanos es igual al de amputados; y se evaluaron tres respuestas diferentes: área de sección, perímetro interno y perímetro externo.

3. RESULTADOS

En la figura 3 se presenta una de las imágenes obtenida en *SolidWorks 2009 SP0.0*, correspondiente a los parámetros claramente identificados en la vista axial para las tomografías de ambos fémures. Esta imagen muestra el comportamiento común de los 17 individuos, donde visualmente se detecta un aumento en el perímetro interno del hueso residual y por consiguiente, una disminución en el área de sección del mismo.

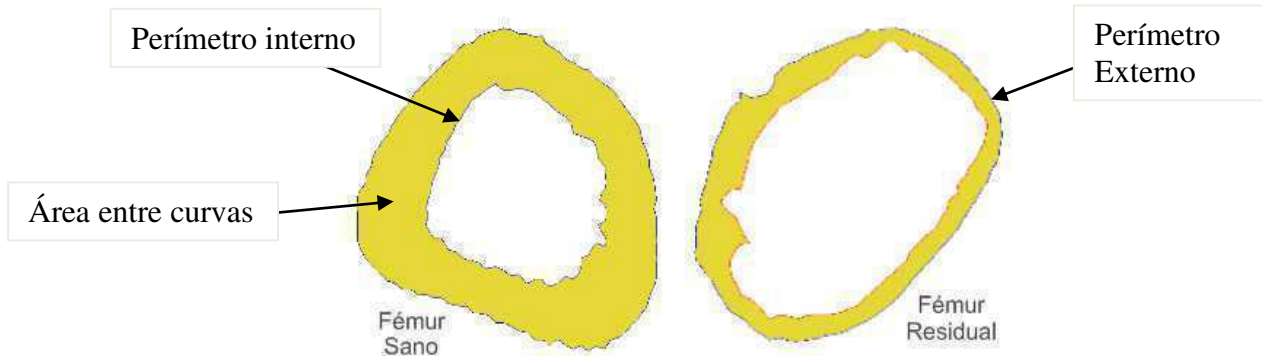


Figura 3 Identificación de parámetros en polilíneas Importadas en *SolidWoks 2009 SP0.0*

La Tabla 2 muestra la comparación numérica de los valores obtenidos al medir los parámetros seleccionados con la herramienta: calcular medida de *SolidWorks 2009*, para las curvas importadas desde el *software* libre.

La figura 4 muestra los valores P y las comparaciones de las medias y respectivas desviaciones estándar arrojadas por *Minitab* para el ANOVA realizado con cada una de las respuestas, en las cuales el nivel A (*level A*) representa el fémur amputado y el S al sano.

ANOVA: ÁREA versus FÉMUR

Level	N	Mean	StDev
A	17	368.50	108.81
S	17	501.76	69.44

Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev

ANOVA: PERÍMETRO EXT. versus FÉMUR

Level	N	Mean	StDev
A	17	94.36	8.74
S	17	98.33	6.12

Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev

ANOVA: PERÍMETRO INT. versus FÉMUR

Level	N	Mean	StDev
A	17	66.351	9.671
S	17	55.504	8.872

Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev

Figura 4 Comparación de Promedios (mean) desde *Minitab 14*

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



UTN.BA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

Tabla 2 Valores obtenidos para los diferentes parámetros

Individuo	Perímetro Exterior [mm]	Perímetro Interior [mm]	Área [mm ²]	Fémur
1	102,96	60,27	533,01	Sano
	100,41	71,55	384,66	Residual
2	95,77	49,24	503,38	Sano
	96,85	66,78	398,49	Residual
3	103,89	55,34	554,63	Sano
	97,69	86,09	316,68	Residual
4	106,98	68,71	500,98	Sano
	93,32	82,77	187,08	Residual
5	92,54	51,81	453,72	Sano
	90,86	66,24	323,34	Residual
6	103,38	55,60	614,52	Sano
	101,76	65,91	500,51	Residual
7	92,25	46,62	490,81	Sano
	97,13	58,69	450,16	Residual
8	98,08	45,18	578,03	Sano
	97,17	47,55	524,57	Residual
9	105,02	64,41	564,25	Sano
	104,30	74,15	485,11	Residual
10	105,52	66,35	502,72	Sano
	100,95	70,82	340,64	Residual
11	94,38	51,90	463,26	Sano
	95,00	67,04	382,35	Residual
12	102,70	60,35	540,98	Sano
	98,96	62,88	463,13	Residual
13	89,93	46,61	451,81	Sano
	86,45	54,92	351,18	Residual
14	94,65	39,41	549,91	Sano
	90,12	60,97	375,18	Residual
15	87,97	50,03	385,73	Sano
	92,45	69,09	299,83	Residual
16	92,96	67,84	336,82	Sano
	65,44	54,73	97,62	Residual
17	102,58	63,90	505,32	Sano
	95,31	67,79	383,95	Residual
Valores PROMEDIO	98.33 ± 6.12	55.50 ± 8.87	501.76 ±69.44	Sano
	94.36 ± 8.74	66.35 ± 9.67	368.50 ± 108.81	Residual



4. DISCUSIÓN

Con base en estudios previos sobre la simetría que presentan los huesos sanos de los individuos, frente a las propiedades mecánicas y arquitectura [3] [4] se realizaron las comparaciones numéricas del estudio, donde el modelo experimental no presenta diferencias estadísticamente significativas (valor $P > 0.05$) entre las medias del perímetro externo, resultado esperado.

Geoméricamente la variación externa del hueso cortical amputado con respecto al hueso cortical sano es insignificante, es decir, se mantienen las dimensiones del mismo, tiempo después de ser amputado.

Sin embargo, el análisis de las medidas del perímetro interno de los huesos sano y amputado mostró diferencias estadísticamente significativas (valor $P < 0.05$) siendo superior la media del perímetro interno en el hueso amputado y como consecuencia, se registró un valor inferior para la media de las áreas transversales. Lo que significa que sólo se producen cambios geoméricos al interior del cortical del hueso, producto del aumento del perímetro interno del fémur amputado. En consecuencia hay una disminución del área de sección, que puede ser interpretada como una disminución del espesor del hueso cortical, asociado al fenómeno *Stress Shielding*.

Este resultado es coherente con estudios anteriores en los que a través del uso de modelos con Métodos de Elementos Finitos (MEF) han encontrado que los esfuerzos aplicados en los huesos largos no se distribuyen por la superficie como en los modelos sólidos, sino que por el contrario se concentran en el interior, generando estímulos mecánicos sobre el tejido interno óseo [9]. Así, la detección *in situ* de los estímulos por parte de las células genera un proceso de remodelado de la estructura del hueso, que finalmente se evidencia como un cambio en la densidad mineral de este. Particularmente, para los individuos de la muestra, el estímulo que finalmente provoca la disminución del espesor, evidencia sin precedentes, es generado por una redistribución de esfuerzos asociada al uso de exoprótesis.

Se presenta una única excepción en el individuo 16 (tabla 2), en donde el valor del perímetro interno del miembro residual es menor que el del hueso sano, además se evidencia una diferencia considerable entre los perímetros externos de los huesos (27.52mm), donde el perímetro externo del fémur amputado es menor en relación al completo, hecho que puede atribuirse a una modificación a nivel general en la estructura ósea del miembro residual.

5. CONCLUSIONES

Las diferencias numéricas encontradas al medir el área y el perímetro interno de la región correspondiente al hueso cortical entre fémur residual y sano evidencian la existencia de un cambio geométrico asociado al uso de exoprótesis para el hueso residual, equivalente a la disminución de su espesor.

6. REFERENCIAS.

- [1] Ibarra Pino, Ariel A; Cisilino, Adrián P. (2011) "Hacia el desarrollo de una herramienta computacional para el análisis multiescala del proceso de remodelado óseo: micromecánica". *Taller de Órganos Artificiales, Biomateriales e Ingeniería de Tejidos*. Mar del Plata, Argentina.
- [2] Turner CH. (1998) "Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli". *Bone*; 23 (5), pag 399-407.
- [3] Tonka Cut; Petra Leben Seljak, (2001) "Lateral asymmetry of human long bones" *Variability and Evolution*: 9, pag 19-32
- [4] R.C. Sedlacek; D.O. O'Connor; A.J. Lozynsky; W.H. Harris., (1997) "Assessment of the symmetry of bone strains in the proximal femoral medial cortex under load in bilateral pairs of cadaver femurs", *J Arthroplast*:12 (6), pag 689-94.
- [5] Ramírez, Juan F. (2011) *Nivel de confort y distribución de esfuerzos en la Interfaz Socket – Muñón en amputados transfemorales*. Tesis Doctoral, Universidad Nacional de Colombia, Medellín.
- [6] Boqué, Ricardo; Maroto, Alicia. (2011) "El análisis de la varianza: ANOVA". *Chemometrics, Qualimetrics and Nanosensors Group. Universitat Rovira i Virgili – Tarragona*.

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica

III CAIM 2012



UTN.BA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL
FACULTAD REGIONAL BUENOS AIRES

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
DE INVESTIGACIÓN
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

- [7] W. Högler, et al. (2003) "A comparison of bone geometry and cortical density at the mid-femur between prepuberty and young adulthood using magnetic resonance imaging" *Bone: 33 (5)*, pag 771-778
- [8] Ramírez, Juan F.; Isaza, Jesica A.; Mariaka, Isabela; Velez, Jaime A. (2011) "Analysis of bone demineralization due to the use of exoprosthesis by comparing Young's Modulus of the femur in unilateral transfemoral amputees". *Prosthet Orthot Int. 35 (4)*, pag 459-66.
- [9] Rodríguez Lelis, J.M.; Ocampo, Miguel A.; Pliego, A. Abúndez; Navarro Torres, J.; Piña Piña, G. (2007) "Estudio de transmisión de carga en el fémur humano" *Ingeniería mecánica tecnología y desarrollo: 2 (5)*, pag 164-168

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo agradecen a:

- Participantes del estudio.
- Vicerrectoría Nacional de Investigación, Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín.
- Instituto Neurológico de Antioquia.
- Orthopraxis S.A.S



Aplicación del método de ensayo Charpy para la determinación de propiedades mecánicas del hueso tibia de perro.

Fioretti, R.; Varela, P. ^(*); Galán, A.; Moine, R.; Varela, M.; Natali, J.

*Universidad Nacional de Río Cuarto, Facultad de Agronomía y Veterinaria
Ruta Nac. 36 km. 601 – X5804BYA Río Cuarto (Cba.) - Argentina
e-mail: cfioretti@ayv.unrc.edu.ar*

^(*) *Universidad Nacional de Río Cuarto, Facultad de Ingeniería*

RESUMEN

Para la determinación de resistencia mecánica en huesos de perro, tradicionalmente se ha utilizado el ensayo estático de compresión. Dicho ensayo permite la comparación entre diversos huesos con y sin la implementación de prótesis en los mismos, y arroja datos sobre el estado general de los huesos, y sobre la utilidad de las prótesis aplicadas sobre los mismos.

Sin embargo, dicho ensayo de compresión es un ensayo meramente estático, y en consecuencia, no permite predecir el comportamiento del hueso frente a sollicitaciones de tipo dinámico, que son las causales de la mayoría de las fracturas.

En consecuencia, se plantea en el presente trabajo, estudiar la factibilidad de utilización de un ensayo dinámico tradicionalmente empleado en metales y polímeros: el ensayo de impacto Charpy, a los efectos de determinar el comportamiento biomecánico del hueso tibia de perro sometido a dichas cargas dinámicas de impacto.

A tal efecto, se evaluó la resistencia de la tibia frente al impacto, mediante el mencionado método de ensayo Charpy, y se establecieron relaciones de los resultados obtenidos con: área total del hueso, área cortical y área de la cavidad medular.

Se utilizaron tibias de perro en condiciones aisladas, extraídos postmortem de 30 animales mestizos adultos jóvenes. En tibia derecha e izquierda se midió: masa y longitud total del hueso, diámetros cráneo-caudal y latero-medial en la mitad de la diáfisis. La tibia izquierda fue osteotomizada transversalmente en la mitad de su diáfisis y se midió: espesor de la cortical, diámetro medular, área de sección total, área cortical y área medular. La tibia derecha fue sometida a la prueba de Ensayo Charpy. Se realizó el análisis estadístico correspondiente.

Con los resultados obtenidos se puede apreciar la enorme utilidad del Ensayo de impacto Charpy, para la determinación de propiedades mecánicas frente a sollicitaciones dinámicas, en huesos.

Palabras Claves: Ensayo Charpy, tibia, perro.

1. INTRODUCCIÓN

Los huesos son barras, sólidas o huecas, sujetas a una moderada tendencia a la curvatura en condiciones de carga excéntrica [1]. Debido a su composición los huesos antes de romperse experimentan una deformación elástica (reversible) y plástica (irreversible). La resistencia, rigidez y absorción de energía del hueso dependen de sus propiedades materiales (composición, morfología, porosidad), propiedades estructurales (geometría, largo, curvatura) y factores mecánicos (velocidad y orientación de las cargas). Las características estructurales de los huesos varían según la especie, edad y sexo; es por ello que el tejido óseo se remodela de acuerdo a las necesidades funcionales. La resistencia es importante en la biomecánica del hueso, porque de ella depende el comportamiento del tejido óseo ante una posible fractura, siendo una propiedad intrínseca del hueso.

1.1. Ensayos mecánicos realizados en huesos.

Tradicionalmente se han utilizado ensayos mecánicos estáticos para poder evaluar las propiedades mecánicas de huesos, siendo el ensayo de compresión el mayormente empleado. Ello ha permitido evaluar, entre otros aspectos, el comportamiento de diversos tipos de prótesis utilizadas en situaciones de fractura de hueso.

Turner [2] manifiesta que la fuerza requerida para fracturar el hueso es diferente a la resistencia intrínseca por lo que esta carga o fuerza varía con las medidas del hueso. Por su parte, Reich y Gefen [3] lograron determinar que para resistir cargas de impacto es necesaria la combinación de factores inherentes a la calidad del hueso (grosor de la cortical, contenido mineral, densidad del hueso trabecular y microarquitectura), como así también por las condiciones de la carga mecánica impuesta.

1.2. Ensayos dinámicos.

Sin embargo, a los efectos de poner a prueba un hueso, que resista a un choque o golpe intenso y repentino, debe medirse su resistencia a la ruptura mediante una prueba de impacto o choque. Los ensayos de choque determinan la fragilidad o capacidad de un material de absorber cargas instantáneas y se realizan en máquinas denominadas péndulos o martillos pendulares [4]. Para ello se ha diseñado, entre otros, el Ensayo Charpy [5], para la determinación de la resistencia de diversos materiales a la acción de cargas dinámicas de impacto. Dicho ensayo fue introducido inicialmente para la evaluación de propiedades de diversos tipos de metales. Luego fue extendido a otros tipos de materiales: polímeros y maderas.

Para el caso específico de los huesos, se puede afirmar que dicho ensayo dinámico es más representativo que los ensayos estáticos, puesto que permite ensayar un hueso en condiciones más similares a aquellos traumatismos que eventualmente producen la fractura del mismo.

En la actualidad, se están efectuando estudios en tibias de humanos, *in vitro* e *in vivo*, con la finalidad de diagnosticar enfermedades metabólicas óseas como la osteoporosis. Dichos procedimientos están ligados a las propiedades mecánicas de la tibia [6].



Figura 1 Determinación de la masa de la Tibia con balanza.

En el presente trabajo se comienza con la aplicación de este tipo de ensayos dinámicos de choque, para la determinación de propiedades de huesos de perro. Específicamente se evaluaron propiedades estructurales en fémur y tibias de cuarta generación, pudiéndose confirmar que los mismos presentan un comportamiento biomecánico que se halla dentro del rango natural de los huesos humanos [7].

Con los resultados obtenidos en el presente trabajo, se puede afirmar que a medida que aumenta el área cortical del hueso, aumenta también la energía de impacto absorbida. En cambio, un aumento en el área de cavidad medular no necesariamente implica una mayor cantidad de energía absorbida [8].

Este trabajo se fundamenta en la importancia clínica, ortopédica y quirúrgica que reviste la región de la pierna del perro, en la cual las propiedades estructurales de la tibia determinarán la resistencia frente a fuerzas que actúen sobre ella. Por lo tanto las variaciones en la morfología del tejido óseo motivan el análisis de aspectos estructurales, geométricos y biomecánicos del hueso tibia de perro.

En síntesis, los objetivos alcanzados con el presente trabajo, fueron los siguientes: I) Brindar información acerca del comportamiento biomecánico de la tibia de perro sometida a cargas dinámicas; y II) Evaluar la resistencia de la tibia frente al impacto en la mitad de la diáfisis, mediante el método de ensayo Charpy, y su relación con las áreas: total, cortical y de cavidad medular del hueso.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron huesos tibias (*os tibia*) de perro en condiciones aisladas, extraídas postmortem de 30 animales mestizos adultos (2 a 10 años) provenientes del servicio de zoonosis de la ciudad de Río Cuarto. Se determinó en los huesos derecho e izquierdo: masa (Figura 1), longitud total del hueso y diámetros cráneo-caudal y latero-medial en la mitad de la diáfisis.

La tibia izquierda fue osteotomizada transversalmente en la mitad de su diáfisis y se midió mediante un analizador de imágenes (software Axio Vision Release 4.6.3 de Carl Zeiss, Alemania): espesor de la cortical y diámetro medular. Se obtuvo el área de sección total, área cortical y área medular (Figura 2).



Figura 2 Análisis de imagen de Tibia N° 13 con pixels de referencia en el papel milimetrado y pixels correspondientes al área total (26957,5 px²) y área medular (4355 px²).

La tibia del miembro pélvico derecho fue sometida al Método de Ensayo Charpy a la flexión por impacto. La maquinaria específica para este tipo de ensayo se encuentra en el laboratorio de Ensayos de Materiales, dependiente del Departamento Mecánica, de la Facultad de Ingeniería de la U.N.R.C. (Figura 3).

Tercer Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica III CAIM 2012



La Energía inicial del martillo se estableció en 300 J. La temperatura ambiente durante los ensayos, así como la temperatura de los huesos, se estabilizó en 20 °C, a los efectos de uniformizar las condiciones de ensayo.



Figura 3 *Máquina de Ensayos de Impacto, Método Charpy.*

3. RESULTADOS

En la figura 4 se puede observar una vista craneal de la tibia izquierda de perro, a los efectos de expresar claramente las diferentes zonas. Cuadrantes craneal (c), caudal (d), lateral (e), medial (f); área medular central.

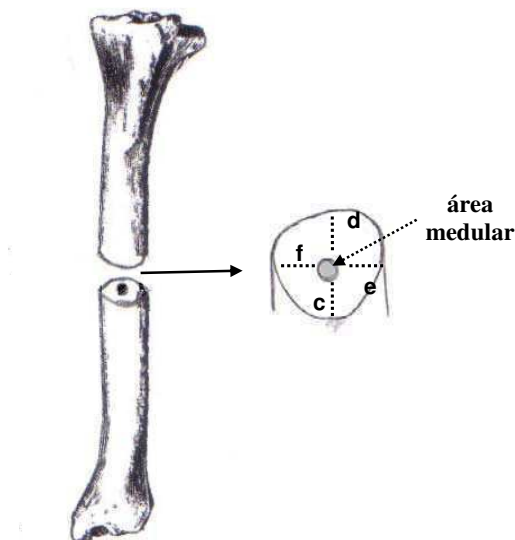


Figura 4 *Vista craneal de la tibia izquierda de perro. Cuadrantes craneal (c), caudal (d), lateral (e), medial (f); área medular central. Tomado y modificado de Evans, 2010.*

En la tabla I se expresan los resultados obtenidos. Se observa que la masa promedio de la tibia es de 75,27 gr., la longitud media es de 18,82 cm, un diámetro latero - medial en la mitad de la diáfisis de 1,32 cm. y un diámetro cráneo – caudal en la mitad de la diáfisis de 1,30.

Tabla I *Análisis descriptivo: Resultados de las mediciones realizadas en ambas tibias.*

Variable	n	Media	D.E.	Mín.	Máx.
Masa (gr)	30	75,27	27,29	13,80	153,00
Long. (cm.)	30	18,82	2,78	8,50	24,30
Diám. l-m (cm.)	30	1,32	0,18	0,75	1,65
Diám. c-c (cm.)	30	1,30	0,16	0,88	1,57

En la tabla II se observa que los espesores corticales, en la mitad de la diáfisis, craneal y caudal presentan una media de 0,35 cm. y los espesores lateral y medial fueron de 0,36 cm. El diámetro de cavidad medular cráneo – caudal fue de 0,59 y el latero medial de 0,60 cm.

Tabla II *Análisis descriptivo: Mediciones realizadas en la mitad de la diáfisis de la tibia izquierda.*

Variable (cm.)	n	Media	D.E.	Mín.	Máx.
Cort. craneal lzq	30	0,35	0,07	0,20	0,49
Cort. caudal lzq	30	0,35	0,06	0,23	0,46
Cort. lateral lzq	30	0,36	0,09	0,19	0,55
Cort. medial lzq	30	0,36	0,07	0,23	0,50
Cav. M cra-cau	30	0,59	0,10	0,31	0,80
Cav. M lat-med	30	0,60	0,12	0,37	0,85

En la figura 5 se puede observar un corte transversal en la mitad de la diáfisis de la tibia izquierda de perro. En dicha figura se visualiza el espesor de la cortical: cuadrantes craneal (1), caudal (2), lateral (3), medial (4); diámetro medular cráneo-caudal y latero-medial señalados con flechas.

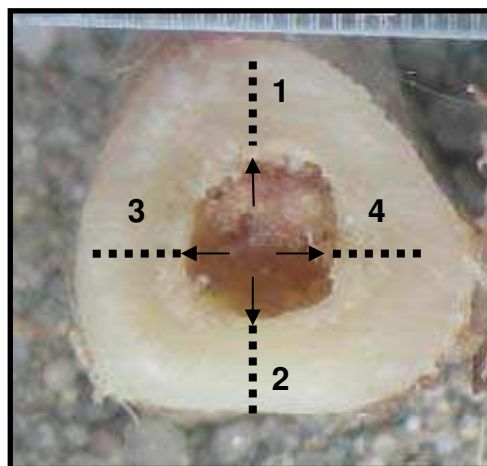


Figura 5 *Corte transversal en la mitad de la diáfisis de la tibia izquierda de perro. Espesor de la cortical: cuadrantes craneal (1), caudal (2), lateral (3), medial (4); diámetro medular cráneo-caudal y latero-medial señalado con flechas. Tomado y modificado de Evans, 2010.*

En la tabla III se muestran los promedios y desvíos estándar para las áreas de la mitad de la diáfisis del fémur derecho y su resistencia al impacto. Los valores obtenidos de resiliencia (resistencia al impacto / área cortical) muestran un promedio de 11,29 J/cm² y un desvío estándar de 3,40. La resistencia de la tibia presentó una correlación de 0,70 respecto al área cortical (Figura 6) y de 0,67 respecto al área total. La correlación entre resistencia y área de cavidad medular fue de 0,29.

Tabla III *Análisis descriptivo: promedios y desvíos estándar para las áreas de la mitad de la diáfisis del fémur derecho y su resistencia al impacto*

Variable	n	Media	D.E.	Min.	Máx.
Área total (cm ²)	30	1,36	0,33	0,55	2,11
Área Cortical (cm ²)	30	1,08	0,29	0,45	1,77
Área Cav. Med. (cm ²)	30	0,28	0,10	0,10	0,47
Resiliencia (J/cm ²)	30	11,29	3,40	6,86	23,33

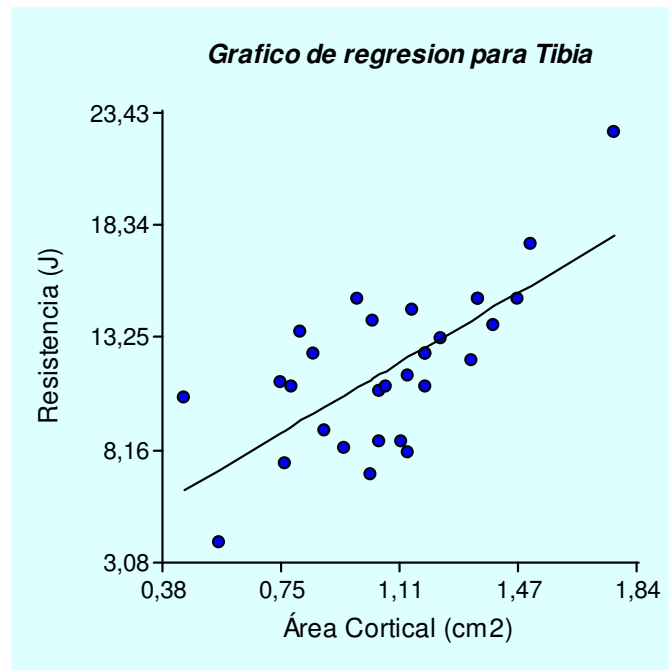


Figura 6 *Recta de regresión: Resistencia (J/cm²) vs. área Cortical (cm²).*

4. CONCLUSIONES

Ha sido probado un método de ensayo dinámico de impacto (Charpy), tradicionalmente empleado en materiales, para evaluar comportamientos de huesos de perro, a los efectos de correlacionar su funcionalidad con cargas similares a aquellas que producen la fractura de los mismos.

El análisis de los resultados obtenidos comprueba que la fuerza requerida para fracturar el hueso es diferente a la resistencia intrínseca por lo que esta carga o fuerza varía con las medidas del hueso, como lo ha expresado Turner [2]. Tomando como ejemplo un determinado animal de nuestra muestra (n° 28) se comprueba que con un área cortical de 1,77 cm² resistió al impacto 22,5 J, en cambio la muestra n° 20, de similar masa, igual talla y sexo pero con un área cortical de 0,56 cm² resistió al impacto 4 J. Natali [9] realizó ensayos de compresión estática en huesos de perro, observando que “los huesos en los cuales prevalece el tamaño del área de sección cortical, responden con una mayor resistencia ante la compresión axial, en cambio en los huesos en los cuales prevalece el área de sección total, no necesariamente responden con una mayor resistencia”. Los resultados del presente trabajo, reafirman lo expresado por dicho autor en la importancia del tamaño del área cortical respecto de la resistencia de los huesos en condiciones aisladas. La resistencia de la tibia obtenidas en nuestro trabajo, presentó un coeficiente de correlación $r = 0,70$ respecto al área cortical y de $0,67$ respecto al área total. La correlación entre resistencia y área de cavidad medular fue de $0,29$ cm².



En función de los resultados obtenidos, se puede inferir entonces que a medida que aumenta el área cortical aumenta la energía de impacto absorbida. En cambio, a mayor área de cavidad medular la energía de impacto absorbida aumenta en menor magnitud.

4. REFERENCIAS

- [1] Badoux, D. M. (1982). "Bioestática y Biomecánica". *En Getty, R. Anatomía de los animales domésticos*. 5ta edición. Tomo I. Salvat. Cap. 5: 55-95.
- [2] Turner, C.R (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial Bone Review article. Pergamon Press Ltd. n° 14, pp. 595-606.
- [3] Reich y Gefen.(2006). "Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in Vitro model of avian femur". *BioMedical Engineering*. OnLine. Vol. 5, n° 1, pp. 45-54.
- [4] González Arias A. y Palazon A. C. A. (1969). "*Ensayos Industriales*". Buenos Aires, 7° edición, Ediciones Litenia.
- [5] Ortega, Y. (2006). "Prueba de impacto: ensayo Charpy". *Revista Mexicana de Física*. (1):51-57
- [6] Bediz, B. (2010). "Measuring Structural Dynamic Properties of Human Tibia by Modal Testing". *Biomechanical clinical*, vol. 25, n° 4, pp. 159-165.
- [7] Anneliese, D.; Heinera, M. (2008). "Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias". Short communication. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 15, pp. 3282-3284.
- [8] Fioretti, C.; Natali, J.; Galán, A.; Rivera, M. C.; Moine, R.; Varela, P.; Varela, M.; Bonino, F. & Quinteros, R. (2011). "Características Mecánicas Dinámicas del Fémur Aislado de Perro, Sometido a Prueba de Impacto". *International Journal of Morphology*, vol. 29, n° 3. pp. 716-722.
- [9] Natali, J. y col. (2008). "Comparación de las Características Mecánicas Estáticas del Fémur Aislado de Perro, con y sin la Colocación de una Placa de Ortopedia Fabricada en Polipropileno". *International Journal of Morphology*, vol. 26, n° 4, pp. 791-797.