

**LUEH POLSINELLI BEDIN**

**PROJETO DE MECANISMO DO MOVIMENTO  
DO COMPONENTE FEMORAL EM SIMULADOR  
DE DESGASTE DE PRÓTESES TOTAIS DE  
QUADRIL**

Trabalho de Formatura  
apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo  
para obtenção do Diploma de  
Engenheira Mecânica – Ênfase em  
Automação e Sistemas

**São Paulo  
2003**

*Dez  
Raul G. G. L. L.*

*11/12/2003*

*Nota final 9,2  
(máx e mín) RAM 22/01/04*

**LUEH POLSINELLI BEDIN**

**PROJETO DE MECANISMO DO MOVIMENTO  
DO COMPONENTE FEMORAL EM SIMULADOR  
DE DESGASTE DE PRÓTESES TOTAIS DE  
QUADRIL**

Trabalho de Formatura  
apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo  
para obtenção do Diploma de  
Engenharia Mecânica – Ênfase em  
Automação e Sistemas

Área de Concentração:  
Engenharia Mecatrônica

Orientador:  
Prof. Dr.  
Raúl González Lima

**São Paulo  
2003**

## RESUMO

Este trabalho apresenta um projeto preliminar de um mecanismo que impõe o movimento relativo entre componente femoral e componente acetabular em ensaios de desgaste de próteses totais de quadril. Este mecanismo é modular e permite adaptar uma bancada de ensaio de fadiga de próteses totais de quadril, desenvolvida no projeto Fapesp número 98/00275-8, em uma bancada de ensaio de desgaste de próteses totais de quadril. Faltam no Brasil dispositivos para o ensaio de desgaste de próteses totais de quadril.

## ABSTRACT

This work presents the preliminary design of a mechanism for driving the movement between femoral component and acetabular component on an experimental bench for wear test of total hip arthroplasty prostheses. The mechanism is modular and transforms a fatigue test bench, developed under Fapesp 98/00275-8 grant, into a wear test bench. There is a lack of wear tests of total hip arthroplasty prostheses in Brazil

# SUMÁRIO

## LISTA DE TABELAS

## LISTA DE FIGURAS

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>6</b>
<b>2.1</b>	<b>Prótese total do quadril .....</b>	<b>6</b>
2.1.1	Componente Acetabular .....	6
2.1.2	Haste Femoral.....	7
2.1.3	Cabeça Femoral .....	8
<b>2.2</b>	<b>Prótese total do quadril .....</b>	<b>8</b>
<b>2.3</b>	<b>Movimentos da Junta do Quadril .....</b>	<b>9</b>
<b>2.4</b>	<b>Dados de simuladores de próteses de quadril.....</b>	<b>11</b>
2.4.1	Stanmore Mk-III .....	11
2.4.2	Simulador construído por Dr. Saikko.....	12
<b>2.5</b>	<b>Biocompatibilidade .....</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>SISTEMA DE ACIONAMENTO.....</b>	<b>14</b>
<b>3.1</b>	<b>Haste rígida .....</b>	<b>15</b>
<b>3.2</b>	<b>Guia linear.....</b>	<b>16</b>
<b>3.3</b>	<b>Motor de passo .....</b>	<b>16</b>
<b>3.4</b>	<b>Cálculos do Motor, da guia linear e haste .....</b>	<b>18</b>
3.4.1	Comprimento do Fuso.....	19
3.4.2	Velocidade crítica do fuso .....	19
3.4.3	Velocidade do motor .....	21
3.4.4	Torque de acionamento e potência de acionamento .....	21
3.4.5	Comprimento da junta deslizante da haste com a guia linear.....	22
<b>3.5</b>	<b>Computador e drivers.....</b>	<b>23</b>

3.5.1	Movimentação do Motor .....	25
<b>4</b>	<b>COMENTÁRIOS FINAIS .....</b>	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>28</b>

## LISTA DE FIGURAS

Fig.1	Localização da prótese total do quadril no corpo humano .....	6
Fig.2	Componente Acetabular de Polietileno Muller Type – Cimentado.....	7
Fig.3	Prótese Modular Cimentada Alpha® - Primária.....	7
Fig.4	Cabeça femoral fixada na haste .....	8
Fig.5	Configuração espacial ótima para o carregamento e movimentação [2] .	9
Fig.6	Modelo de simulador de prótese total do quadril [2] .....	11
Fig.7	Simulador construído por Dr. Saikko.....	12
Fig.8	Fluxo de dados para a movimentação do mecanismo em balanço .....	15
Fig.9	Haste rígida.....	15
Fig.10	Acionamento do motor de passo.....	16
Fig.11	Esquema montado para controlar o motor pelo computador.....	17
Fig.12	Equilíbrio de torque do sistema de acionamento .....	18
Fig.13	Cálculo do comprimento da guia linear .....	19
Fig.14	Comprimento máximo dos fusos em função do diâmetro.....	19
Fig.15	Diagrama de velocidade crítica.....	20
Fig.16	Triângulo de forças do fuso .....	21
Fig.17	Ciclo da marcha humana – carga x ângulo de flexão.....	23
Fig.18	Referência de cálculo .....	25

## LISTA DE TABELAS

Tab.1	Causas mais comuns de falha em implantes metálicos [1] .....	2
Tab.2	Características mecânicas do simulador do quadril. [2].....	11
Tab.3	Característica do lubrificante [4] .....	13
Tab.4	Seqüência de energização das bobinas do motor.....	16
Tab.5	Pontos da força aplicada x ângulos de flexão .....	25

## 1 INTRODUÇÃO

Dados históricos mundiais revelam que entre 1940 e 1975, aproximadamente cem milhões de implantes metálicos foram colocados em seres humanos, e estima-se que com os avanços tecnológicos e maior longevidade da população mundial esses números sejam proporcionalmente maiores (Smith & Black, 1976). Contudo, a ocorrência de falhas de implantes cirúrgicos durante o uso não é rara, e torna-se cada vez mais necessário que os usuários do sistema de saúde, os hospitais e os profissionais da área se acautelem em relação às complicações que a falha de um implante cirúrgico pode causar (Ferraz, 1997). As falhas podem ser desencadeadas por vários fatores (Tab. 1), como na seleção do material, erros de projeto, na produção e na colocação do implante; falhas de reparação do osso; ou ainda pela combinação desses fatores (Williams, 1976). Nos Estados Unidos, a atual legislação sobre falhas de implantes é bem rigorosa, e em casos de litígio, os fabricantes são considerados responsáveis legais por seus produtos, mesmo quando eventuais falhas ou erros de fabricação não são efetivamente provados (RANDScience and Technology Policy Institute, 2000). De fato, um número crescente de ações legais, envolvendo enormes quantias, têm sido instauradas naquele país como consequência de implantes cirúrgicos que falharam em serviço. A disputa legal entre as partes envolvidas (paciente, médico, hospital e fabricante) é muitas vezes complexa, principalmente devido à falta de uma investigação minuciosa sobre a retirada do implante (procedimentos e ensaios de conformidade) e de documentação sobre a relação médico-paciente (Lemon, 1977).

Durante a re-operação para troca do componente defeituoso, podem ser obtidas informações fundamentais para a identificação das causas da falha do implante, desde que alguns procedimentos investigativos sejam seguidos. Nesse sentido, existe nos países desenvolvidos uma legislação sanitária adequada, mecanismos reguladores e normas técnicas específicas, como por exemplo da ASTM (American Society for Testing and Materials) e da ISO (International Organization for Standardization), para guiar os procedimentos de retirada, notificação e análise dos implantes que falharam. Estudos realizados na década de 60, nos Estados Unidos, apontavam um índice de falha em implantes metálicos de aproximadamente 5% (Martz, 1967, *apud* Dumberton & Miller, 1975), e outra estimativa americana

da década de 70, apontava um índice inferior a 1% para os implantes mais comuns (Black, 1976). Dados atuais apontam, por exemplo, índice de falha em implantes de quadril em torno de 0,01%. Nesse caso, um aumento do índice de falhas para 0,03% motivou o *recall* das peças pelas agências reguladoras dos Estados Unidos e Europa (FDA, 2001; MDA, 2001).

<b>Etapa</b>	<b>Causa das falhas</b>
Projeto do Implante	Seção transversal insuficiente, esforços cíclicos associados à presença de regiões de alta concentração de tensões (entalhes, marcações em relevo, etc.).
Fabricação do implante	Presença de defeitos no material e no implante; falta de precisão dimensional.
Seleção do material	Material incompatível; propriedades físicas, magnéticas e mecânicas incompatíveis, sensibilidade do paciente.
Procedimento cirúrgico	Introdução de riscos, entalhes e deformação excessiva; danos pela utilização de ferramentas impróprias; procedimento de inserção incorreto; escolha de implante inadequado; uso de materiais dissimilares.
Reparação óssea	Reparação lenta, que pode causar sobrecarga no material; afrouxamento devido à reabsorção óssea.
Uso impróprio	Acidentes com o paciente ou falta de informação sobre as restrições impostas com uso do implante.

Tab.1 Causas mais comuns de falha em implantes metálicos [1]

As normas internacionais da ASTM (F561- 87 – ASTM, 1987) e da ISO (12891-1 – ISO, 1999; 12891-2 – ISO, 2000a; 12891-3, ISO: 2000b; 12891-4 – ISO, 2000c), recomendam que, durante a re-operação, a equipe médica deva fotografar o local antes e depois da retirada do implante; obter amostras para exames

microbiológicos e histológicos; retirar cuidadosamente o implante, preservando as superfícies danificadas e de fratura; identificar todos os componentes e promover a esterilização das peças. Recomenda-se ainda, que esses componentes sejam enviados para os ensaios de conformidade do material, análise dimensional e exame fractográfico da superfície de fratura. Emite-se, então, um laudo multidisciplinar (baseado no histórico clínico, e nos resultados dos ensaios clínicos e metalúrgicos) explicando as causas da falha prematura do implante para a respectiva agência nacional de controle sanitário (por exemplo, Food and Drug Administration – FDA, Department of Health and Human Services, nos Estados Unidos, e a Medical Devices Agency – MDA – do Reino Unido) (FDA, 1996; MDA, 1998). A partir da análise minuciosa dessa documentação, a agência reguladora toma as medidas cabíveis, que vão desde simples notificações, passando pela proibição de comercialização e aplicação de multas pesadas, até a promoção de inovações tecnológicas. O Instituto Nacional de Saúde dos Estados Unidos (National Institute of Health), por exemplo, apóia atualmente, um programa de melhoria do desempenho de implantes médicos, pela criação de um banco de dados alimentado pela análise sistemática de implantes recuperados (*post-mortem* e em caso de falhas) (NIH, 2000).

Os implantes metálicos trabalham sob a ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino, que exige do material ótima resistência à corrosão. Os mecanismos de desgaste e corrosão podem promover a liberação de partículas ou de íons metálicos no corpo humano, podendo causar, além da falha prematura do implante, reações adversas aos seres humanos. Por exemplo, cromo e níquel são agentes cancerígenos no ambiente industrial e estudos realizados por pesquisadores da Universidade de Cambridge comprovaram que alguns íons metálicos solúveis (Co, Cr, Ni e Mo) são citotóxicos e produzem tumores malignos em cobaias. Estudos têm mostrado ainda que pacientes com implantes totais em juntas, apresentam maior susceptibilidade ao câncer quando comparados com uma população genérica (Dora et al., 1998). Daí a importância da seleção adequada dos materiais metálicos biocompatíveis previstos em normas. De fato, o pH dos líquidos corpóreos (meio salino) é levemente básico e gira em torno de 7,2 a 7,4, sendo que, em regiões machucadas e hematomas, o pH pode se tornar ácido (atingir valores próximos a 5,0

e 4,0) e, nos casos de infecções, o pH do meio pode tornar-se alcalino. A presença de íons de  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Na}^+$  e  $\text{HCO}_3^-$  nos fluidos (celulares e sanguíneos) em contato com o implante metálico pode promover a atuação de mecanismos de corrosão do metal (Pohler, 1986). Do ponto de vista mecânico, por exemplo, um implante de articulação de cabeça de fêmur (implante permanente) suporta cargas aplicadas que variam de três a quatro vezes o peso do paciente, e a frequência de ciclos de esforço-repouso no implante pode chegar a três milhões ao longo de um ano (Dumblenton & Miller, 1975). Nesses casos, a resistência à fadiga do material e as características do projeto, produção e montagem dos implantes são muito importantes. A presença de defeitos superficiais favorece a nucleação prematura de trincas de fadiga e de pontos de concentração de tensões. O crescimento das trincas é, via de regra, acelerado pelo mecanismo de corrosão, levando à falha prematura do componente por ANÁLISE DE FALHAS DE IMPLANTES CIRÚRGICOS 1349 um mecanismo do tipo misto. O desgaste é a remoção mecânica de material pelo movimento relativo entre as superfícies de contato, e pode afetar o desempenho de próteses totais de articulação ou de conjuntos placas e parafusos (Dumblenton & Miller, 1975; Pohler, 1986). Em 1995, a Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos afirmou que o desgaste é um fator relevante que afeta a qualidade da fixação e a durabilidade de implantes, e que os problemas advindos do desgaste podem ser responsáveis por cerca de 9% de todas as re-operações realizadas nos Estados Unidos a cada ano (Campbell et al., 1999). As falhas de implantes temporários são mais frequentes em tratamento de fratura do que em cirurgia corretiva, que são geralmente realizadas em condições mais controladas. De fato, as dificuldades de estabilização biomecânica do conjunto osso-implante aumentam à medida que as condições da cirurgia também vão se tornando mais complexas. Assim, a estabilização do conjunto é mais favorável em cirurgias de substituições de articulações, e vai sucessivamente tornando-se mais complicada em casos de cirurgia ortopédica corretiva, tratamentos de fratura e cirurgia de tumores (Dumblenton & Miller, 1975; Pohler, 1986). Nos casos de fraturas com presença de intensa fragmentação, a fixação interna é mais susceptível a carregamentos complexos, o que pode causar concentração de esforços mecânicos em pontos específicos e favorecer a nucleação de trincas por fadiga ou por corrosão-fadiga. Falhas de reparação do osso frequentemente promovem a nucleação de

trincas por fadiga no implante junto à zona de fratura. A realização de exames patológicos do osso na região da fratura durante a reoperação pode constatar a ocorrência de falhas de reparação no osso (Dumblynton & Miller, 1975; Pohler, 1986). Alguns casos mais complexos de falha de implantes podem ser resolvidos por uma análise biomecânica.

No Brasil, ainda não há uma legislação específica que regulamente a comercialização de implantes cirúrgicos, nem um procedimento para a notificação e a investigação dos casos de falha. Dessa maneira, não existem dados estatísticos que descrevam aspectos técnicos e econômicos destas falhas (gastos diretos e indiretos com re-operações, principais causas de falhas, etc.). Estudos do Instituto Nacional de Tecnologia (INT) do Rio de Janeiro (Cavalcanti & Coelho, 1997; Cavalcanti et al., 1995), mencionam que o mau desempenho dos implantes metálicos temporários de aço inoxidável colocados no país, era decorrente da má qualidade do material utilizado. Isso elevaria o risco de corrosão em placas, pinos e parafusos, e provocaria reações inflamatórias e novas fraturas, causando prejuízos para os pacientes e para o investimento público.

Este trabalho visa o projeto de um mecanismo de teste de desgaste das próteses da junção do quadril. Tal simulador vai ser construído a fim de testar tipos diferentes de implantes protéticos da junção do quadril, sob condições de funcionamento *in-vivo*. Buscaremos projetar o mecanismo e controle num ambiente fisiológico o mais realista com o corpo humano. Com esse mecanismo será possível a realização de testes de desgaste para um melhoramento na qualidade do material das próteses e, assim, uma melhor qualidade de vida dos pacientes que as utilizam.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Prótese total do quadril

A prótese total do quadril é, na maioria das vezes, formada por três elementos principais:

- ✦ Componente acetabular
- ✦ Haste femoral
- ✦ Cabeça femoral

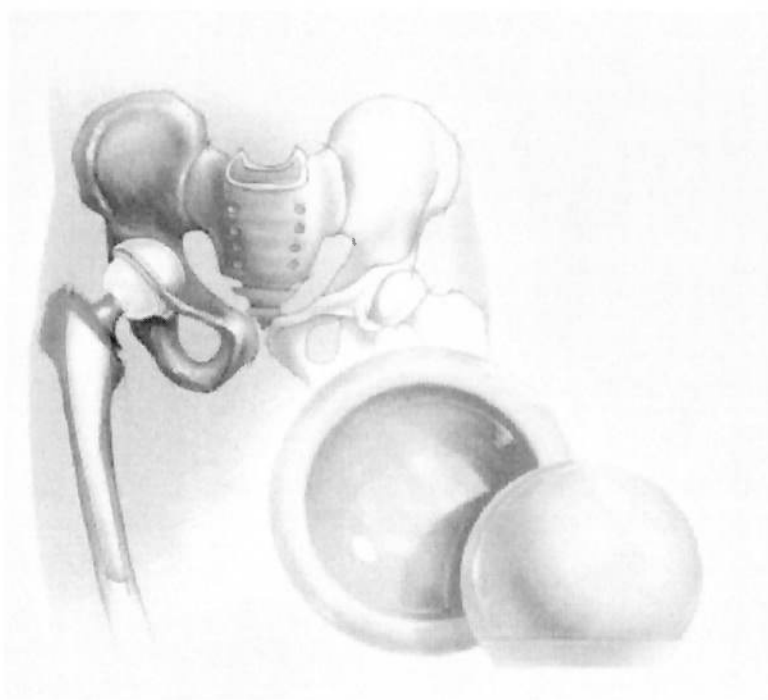


Fig.1 Localização da prótese total do quadril no corpo humano

A figura acima indica a localização do componente acetabular (acetábulo) no osso do quadril, cabeça femoral e a haste femoral metálica da prótese.

#### 2.1.1 Componente Acetabular

O componente acetabular é um implante de colocação direta, que será fixado, com cimento ou biologicamente, à cavidade acetabular do osso do quadril. A superfície externa tem um perfil hemisférico para encaixe na cavidade acetabular, possui canais para ancoragem do cimento ósseo e a superfície interna é esférica para articulação com a cabeça femoral.

A matéria-prima mais utilizada na fabricação da cabeça femoral é o polietileno.

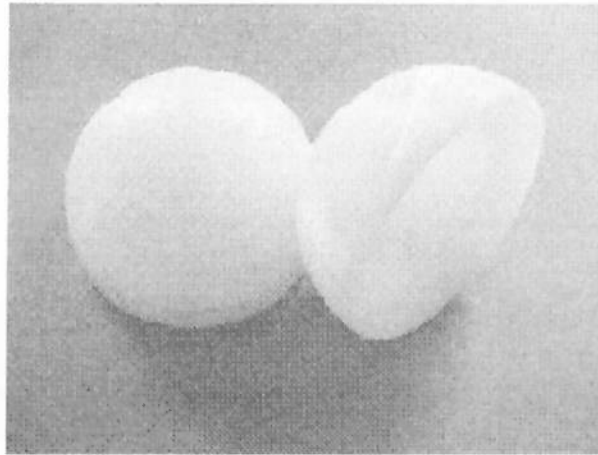


Fig.2 Componente Acetabular de Polietileno Muller Type – Cimentado

### 2.1.2 Haste Femoral

A haste femoral é o componente da prótese de formato anatômico, que é encaixado e fixado no canal medular do fêmur, através de cimento ósseo. Na extremidade da haste é alojada a cabeça femoral para a articulação com o componente acetabular.

O material mais utilizado na fabricação da haste femoral é o aço inoxidável.



Fig.3 Prótese Modular Cimentada Alpha® - Primária

### 2.1.3 Cabeça Femoral

Também fabricada em polietileno, a cabeça femoral é fixada na haste femoral para realizar o movimento da articulação com o acetábulo.



Fig.4 Cabeça femoral fixada na haste

## 2.2 Prótese total do quadril

A artrite Reumatóide Juvenil que persiste na idade adulta apresenta na maioria dos casos, comprometimento poliarticular simétrico principalmente nas mãos, punhos, coluna cervical, sacro ilíaca, e coxofemoral, sendo esta última articulação geralmente apresenta um dano bem acentuado.[3]

Nesta articulação ocorre desgaste da cartilagem, diminuição do espaço articular, ocorrendo um atrito desta articulação levando a osteoartrose, que é a degeneração óssea local.

As conseqüências que este desgaste traz ao paciente são a dor em movimentos articulares diminuindo a amplitude dos movimentos e limitação funcional como a diminuição da marcha. Esta doença é progressiva, certo de que a evolução é diferente de paciente para paciente.

Para a reabilitação das atividades diárias do paciente, é indicada a cirurgia de artroplastia total de quadril, que consiste na substituição total da articulação desgastada, por uma prótese cimentada onde se faz uso de cimento ósseo para fixar o componente acetabular na pelve e o componente femoral no fêmur, este procedimento é feito normalmente no quadril de pessoas adultas ou idosas, baseando-se essencialmente na criação de superfícies artificiais de cargas estáveis, com baixo coeficiente de fricção entre os componentes de metal e poliuretano fixados seguramente ao osso com cimento ósseo.

Esta prótese tem a durabilidade entre 10 a 20 anos aproximadamente, sendo por esta razão mais indicada em pacientes adultos e idosos, diminuindo a chance de substituição da prótese.

Um fator muito importante que é avaliado é possibilidade de fixação adequada do componente acetabular e femoral entre o osso púbico e o fêmur, pois não estando adequada a cirurgia é contra indicada. Esta cirurgia para pacientes jovens se enquadra como precaução, pois provavelmente entre 10 a 20 anos terá a necessidade de trocar a prótese.

### 2.3 Movimentos da Junta do Quadril

Em uma recolocação total da junção do quadril o desgaste acetabular do copo do polietileno foi implicado extensamente como o fator chave responsável para o sucesso em longo prazo do procedimento. A acumulação dos restos do desgaste do implante pode conduzir a afrouxar e a uma inflamação indesejados nos tecidos locais e, finalmente, até a falha total.

Para um melhor resultado, uma maior precisão no desgaste do polietileno o mecanismo a ser projetado deverá se aproximar ao máximo da situação fisiológica do corpo humano.

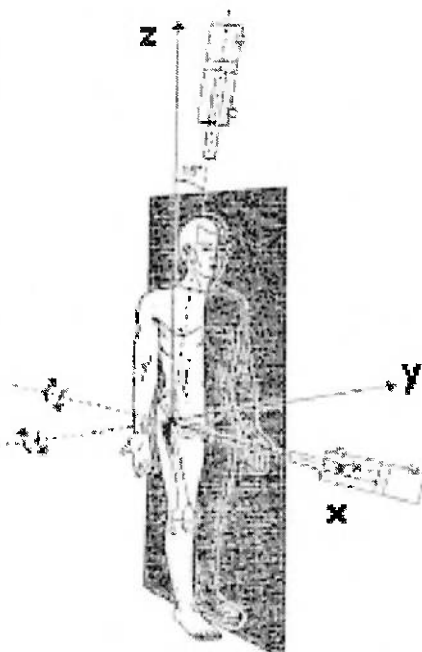


Fig.5 Configuração espacial ótima para o carregamento e movimentação [2]

A articulação humana do quadril pode ser descrita como um mecanismo isolado que centra a junção de esfera e de soquete com três ortogonalidades e, mutuamente, três graus de liberdade rotatória na articulação. Os movimentos permitidos anatomicamente foram nomeados como a flexão - extensão no plano sagital, abdução - adução no plano frontal e rotação interna e externa no plano transversal, quando a carga transferida estiver na vertical, anterior - posterior e médio - componentes laterais da força respectivamente.

Embora o movimento do quadril possa ocorrer ao redor de muitos eixos, todos passando através do centro da cabeça femoral, por convenção são escolhidos três eixos ortogonais. O primeiro deles, o de flexão e extensão, é horizontal. Este eixo é obtido a partir do eixo comum do quadril, uma linha conectando os centros das duas cabeças femorais. A flexão unilateral do quadril com o joelho flexionado pode ser realizada até que a coxa entre em contato com a superfície anterior do tronco. Quando o joelho está em extensão, os músculos isquiotibiais limitam a flexão do quadril em 70 a 90 graus. A hiper-extensão do quadril está limitada em cerca de 10 graus pelo ligamento iliofemoral. O segundo eixo, abdução/adução, é horizontal em direção anterior-posterior. A abdução, que ocorre no levantamento lateral da perna ou inclinação lateral do tronco pode chegar a 45 graus. A adução é movimento contrário a abdução e, portanto, com as pernas unidas está em zero graus. Mesmo assim, as pernas podem ser cruzadas em adução de 30 a 40 graus, embora isso não seja um movimento planar puro. O último eixo de movimento do quadril, o eixo de rotação, é vertical, e idêntico ao eixo mecânico do fêmur. Na rotação interna, o trocanter maior (grande proeminência óssea lateral do fêmur) se move anteriormente, e na rotação externa o movimento ocorre em direção oposta. No adulto, a amplitude de rotação externa é de aproximadamente 40 a 45 graus e a interna é menor, 30 a 35 graus.



### 2.4.2 Simulador construído por Dr. Saikko

A figura abaixo mostra um simulador de desgaste de prótese total do quadril construído por Dr. Saikko. Este simulador contém três cubas de teste com uma carga axial estática, e movimentação biaxial, isto é, ele simula os movimentos de flexão – extensão e adução – abdução com uma única angulação em comum.

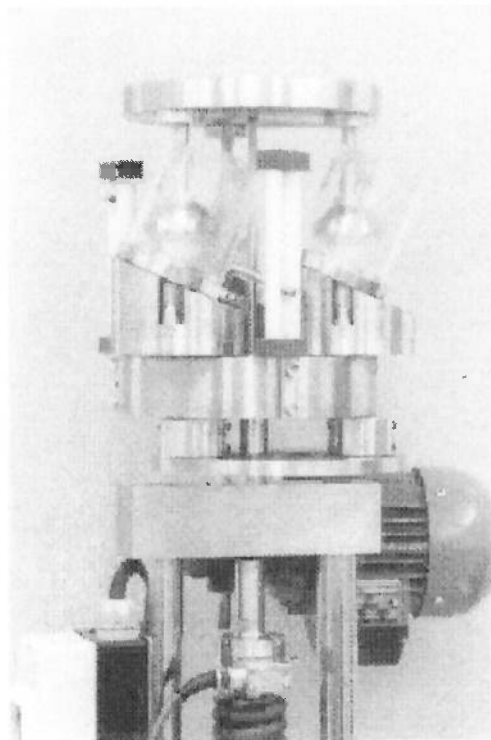


Fig.7 Simulador construído por Dr. Saikko

## 2.5 Biocompatibilidade

Atualmente, entende-se como biocompatibilidade a característica do material que, em aplicações, desenvolve respostas teciduais adequadas aos sistemas hospedeiros. Observa-se que este conceito evoluiu e não mais se supõe que materiais biocompatíveis devam ser absolutamente inertes e inócuos, mas que as respostas induzidas ao organismo hospedeiro sejam controláveis pelo sistema e pelo todo.

Uma articulação do quadril humana saudável tem uma fricção mínima em que não ocorre quase nenhum desgaste devido à lubrificação ótima que o corpo humano produz (líquido sinovial).

Como todos os materiais usados na manufatura de próteses de quadril são incapazes de produzir uma película lubrificante permanente, as superfícies da prótese estão sempre sujeitas ao desgaste. A quantidade de partículas liberadas pelo desgaste controla a longevidade da fixação do implante. Os acetábulos de polietileno desgastam em uma taxa linear média de 0,1 a 0,2 milímetros por ano, dependendo da combinação do material do acetábulo com a prótese (metal – polietileno ou cerâmico – polietileno) [4]. Esta taxa linear de desgaste produz um número muito grande de partículas de polietileno que sobrecarregam a capacidade de eliminação do sistema linfático, produzindo um afrouxamento prematuro da prótese.

Os testes de desgaste, em situação in-vivo, são lubrificados com uma mistura estabilizada da solução de Ringer (Ringer's solution) com 33% de soro de vitelo, a um PH de 7,2. Este lubrificante tem quase a mesma quantidade de proteínas e mesmo índice dos sais do líquido sinovial humano saudável. O lubrificante é filtrado com um filtro de 0,2  $\mu\text{m}$  para remover todas as fontes possíveis de contaminação. Uma comparação entre o líquido sinovial saudável e o lubrificante usado é dado na tabela abaixo:

Constituinte (g/L)	Líquido sinovial saudável	Lubrificante
Água	970.00	973.00
Sódio	3.30	4.76
Potássio	0.16	0.19
Cálcio	0.06	0.05
Cloreto	3.80	4.77
Proteína	17.00	20.33
Ácido hialurônico	3.20	-

Tab.3 Característica do lubrificante [4]

### 3 SISTEMA DE ACIONAMENTO

O sistema de acionamento do mecanismo é composto de:

- Haste rígida: com uma ponta em apoio fixo e outra ponta articulada.
- Guia linear de fuso de esferas circulantes
- Motor de passo
- Driver de aquisição de sinais analógicos
- Driver de acionamento do motor de passo
- Computador - Programa de controle do motor de passo

O sistema de acionamento é adaptado à prensa hidráulica, movimentando o mecanismo em balanço, onde está situada a prótese a ser testada. A prensa hidráulica possui uma célula de carga que informa, através de um sinal analógico, qual a carga que está sendo aplicada ao mecanismo (diretamente ao acetábulo).

Esse sinal analógico é lido diretamente pelo computador através da placa de aquisição (Linx), que converte o sinal analógico para um sinal digital. Com esse sinal o computador pode executar o programa de controle, que terá como parâmetros de saída quatro bits que farão a energização das bobinas do motor de passo, fazendo com que esse gire.

A saída do motor de passo está conectada direto ao acoplamento da guia linear onde está a haste. Com o movimento da guia linear conseguimos movimentar o mecanismo em balanço juntamente com a prótese, que fará um ângulo com o acetábulo, ocorrendo assim o desgaste.

O esquema da figura abaixo representa o fluxo de dados para a movimentação do mecanismo.

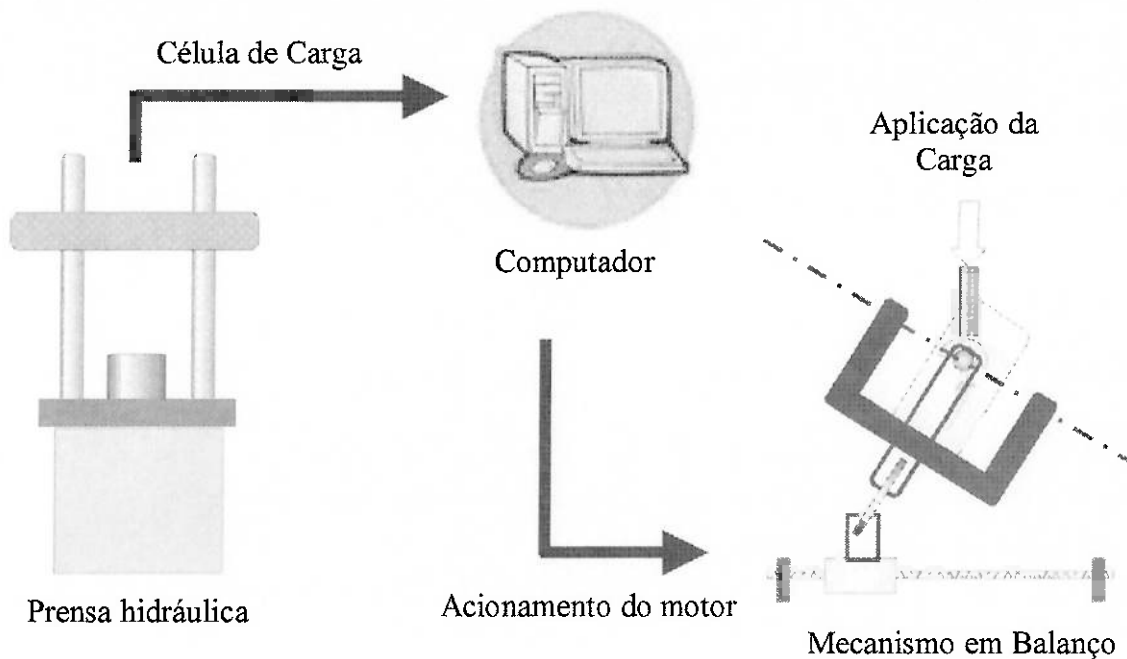


Fig.8 Fluxo de dados para a movimentação do mecanismo em balanço

### 3.1 Haste rígida

A haste rígida é o elemento do projeto que liga todo o sistema de acionamento ao mecanismo em balanço. Uma extremidade da haste é soldada ao conjunto de balanço enquanto a outra fica presa em um sistema de deslizamento na mesa da guia linear.

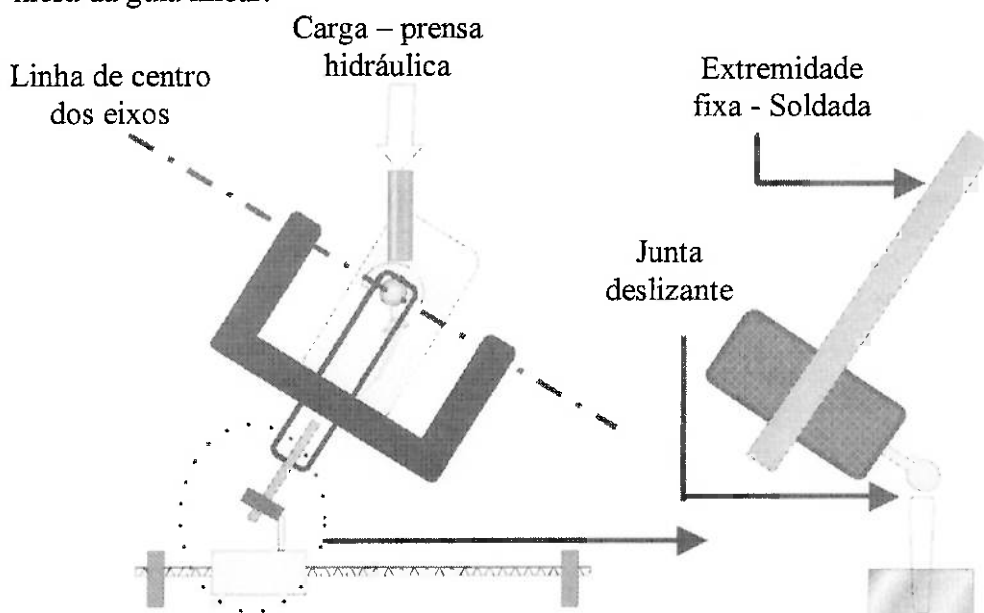


Fig.9 Haste rígida

### 3.2 Guia linear

A guia linear escolhida para o projeto foi uma guia de fuso de esferas circulantes, pois este é um elemento de transformação de alta eficiência, de movimento de rotação em movimento linear e vice-versa, através de transmissão por esferas.

O Rendimento mecânico do fuso de esferas é superior a 90% em relação aos fusos de rosca convencionais. Decorre daí que o torque de acionamento necessário é menor, há redução na potência dos motores e menor consumo de energia.

### 3.3 Motor de passo

O motor utilizado no projeto foi um motor de passo de revolução de  $7,5^\circ$ , 12,9V, holding torque de 57mN.m. A conexão foi feita em esquema de motor unipolar, como mostrado na figura a seguir. Os terminais C são ligados na voltagem, enquanto os outros terminais são conectados no driver e os pulsos (meio passo) para girar o motor seguem a seqüência apresentada a seguir.

Terminal comum (12,7 V)

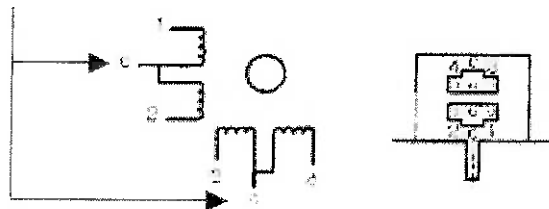


Fig.10 Acionamento do motor de passo

Bobinas	Energização							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	1	1	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	1	1	1	0	0
3	0	1	1	1	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	1	1	1

Tab.4 Seqüência de energização das bobinas do motor

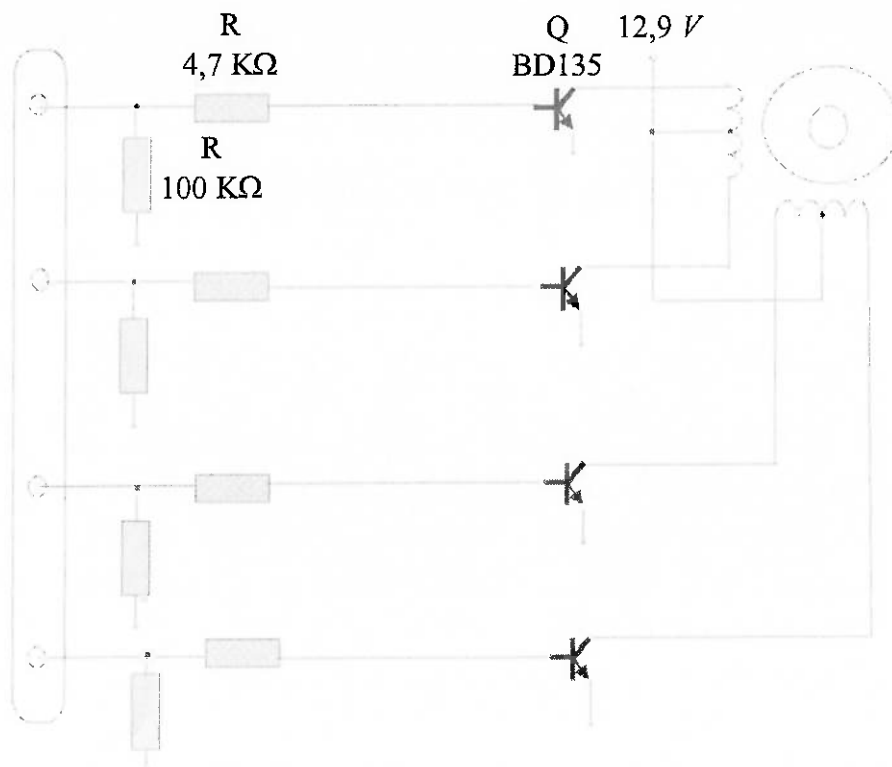


Fig.11 Esquema montado para controlar o motor pelo computador

### 3.4 Cálculos do Motor, da guia linear e haste

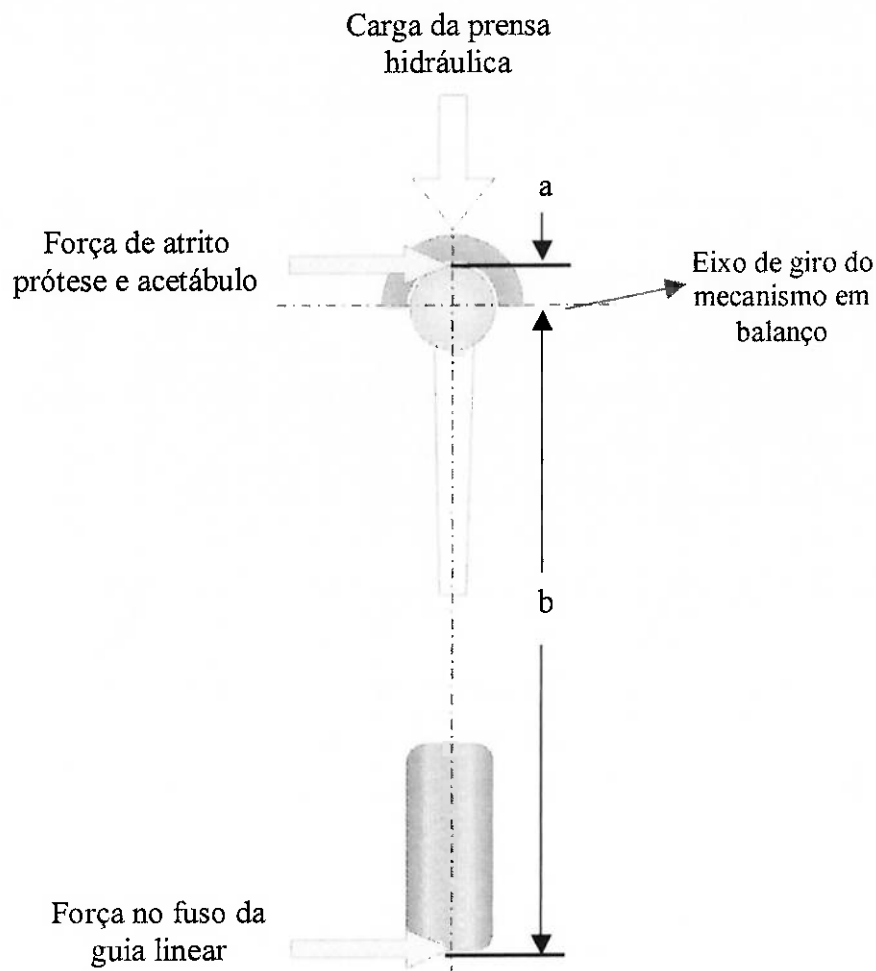


Fig.12 Equilíbrio de torque do sistema de acionamento

Carga cíclica da prensa hidráulica = 3000N

Portanto a força de atrito entre o acetábulo e a cabeça da prótese, adotando coeficiente de atrito igual a 0,22 [6], é de 660N. Essa força de atrito provoca um momento angular no eixo de giro do mecanismo em balanço, pois ela tem um braço de 14mm (diâmetro da prótese = 28mm [6]), isso nos dá um momento de 9,24N.mm. Equilibrando este momento com a força da mesa da guia linear, descobrimos que a força que a mesa deve exercer na haste é de  $F_m = \frac{9240N.mm}{b}$ , onde b é a distância do eixo de giro no mecanismo em balanço ao fuso da guia linear, isto é, o braço da força que a guia deve transmitir (nota-se, pelo desenho,

que o eixo de giro coincide com o centro da cabeça da prótese), portanto  $b = 300\text{mm} + 100\text{mm}$ .

$$\text{Calculando, temos que } F_m = \frac{9240}{400} = 23,1\text{N}.$$

### 3.4.1 Comprimento do Fuso

Para o cálculo do comprimento do fuso da guia teremos dois parâmetros:

- Altura total do eixo de giro do mecanismo em balanço (400 mm)
- Ângulo máximo que será realizado de  $\theta = 21^\circ$  (ângulo de flexão – extensão)

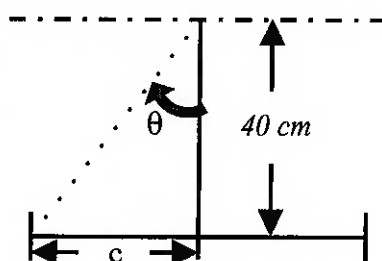


Fig.13 Cálculo do comprimento da guia linear

$$\tan(\theta) = \frac{c}{40} \Rightarrow 40 \cdot \tan(21^\circ) = c \Rightarrow c = 15,35\text{cm}$$

Onde  $c$  representa metade do comprimento da guia. Pela figura abaixo [7], conseguimos aproximar um comprimento e diâmetro do fuso da guia.

Diâmetro (mm)	9,5	16	25	32	40	50	63	75	80
Comp. Máximo (mm)	1.500	2.000	3.500	4.000	5.000	6.000	6.000	6.000	6.000

Fig.14 Comprimento máximo dos fusos em função do diâmetro

Portando comprimento máximo da guia linear é de 35 cm e o diâmetro do fuso é de  $\phi=9,5\text{ mm}$ . De acordo com o diâmetro escolhido para o fuso podemos escolher um passo do fuso de 4 mm. [8]

### 3.4.2 Velocidade crítica do fuso

Todo eixo apresenta diversas frequências naturais de vibração. É importante que o fuso de esferas funcione a uma velocidade inferior a sua frequência natural de vibração onde aparecem forças de equilíbrio.

A velocidade crítica de um fuso é função do seu diâmetro, comprimento e de seus apoios. No Diagrama de Velocidade Crítica são demonstradas as velocidades críticas dos fusos de esferas. Determinadas estas velocidades através do diagrama, aplica-se um fator de correção que depende dos apoios desse fuso.

A velocidade máxima é:

$$n = n_c \cdot f \cdot 0,8$$

$n$  = Velocidade máxima permitida ( $\text{min}^{-1}$ ) rpm.

$n_c$  = Velocidade crítica ( $\text{min}^{-1}$ ) rpm

$f$  = Fator de correção dos apoios

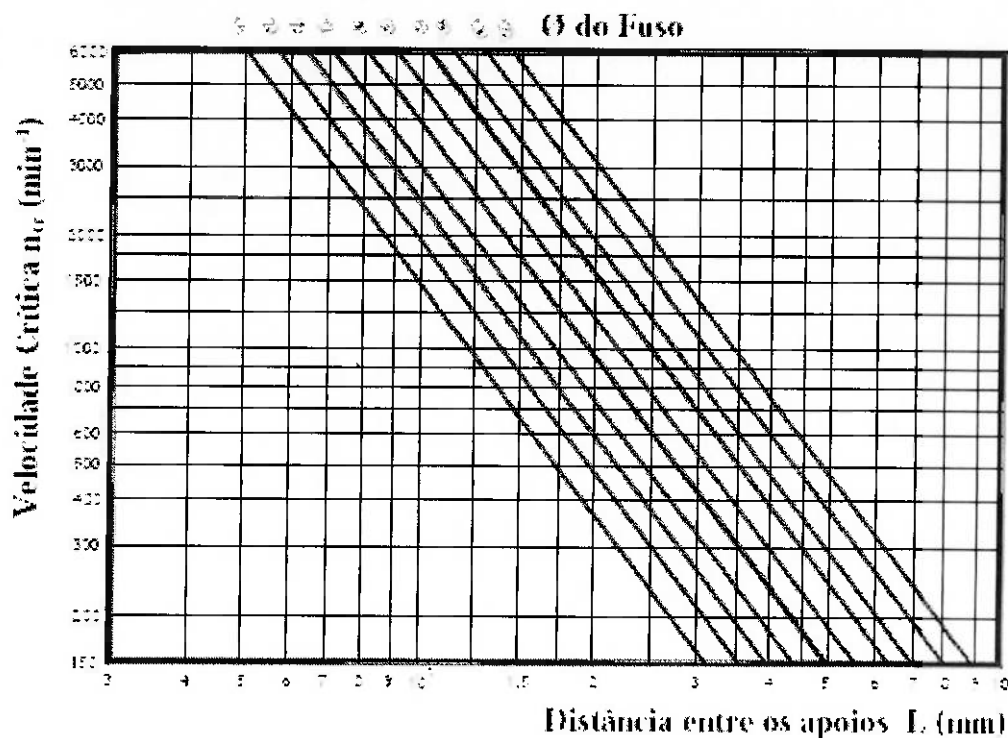


Fig.15 Diagrama de velocidade crítica

Supondo a distância dos apoios de 350 mm teremos uma velocidade crítica superior à 6000 rpm. O que não influenciaria o comportamento do fuso da guia, pela ressonância, pois a velocidade do motor de passo utilizado é bem inferior à velocidade crítica.

### 3.4.3 Velocidade do motor

Como o motor é acoplado diretamente no fuso da guia linear, precisamos calcular a velocidade do motor, que é relacionada com o passo do mesmo, para que não ultrapasse a velocidade máxima permitida no eixo do fuso.

Se tivermos um motor de passo de  $7,5^\circ$  e utilizarmos o acionamento de meio passo, isto é, o motor gira de  $3,75^\circ$  a cada comando do computador, e esperarmos um tempo de  $0,3 \mu s$  para acionar outro comando (ou passo), temos que:

$3,75^\circ$  a cada  $0,5 \times 10^{-6} s$

$$\frac{360^\circ}{3,75^\circ} = 96 \text{ passos} \Rightarrow 96 \cdot 0,5 \times 10^{-6} = 0,000048 s$$

$0,000048$  é o tempo que o motor leva para dar uma volta completa, portanto a rotação do motor será de:

$$n_m = \frac{1}{0,000048} = 350 \text{ rpm}$$

### 3.4.4 Torque de acionamento e potência de acionamento

Passo do fuso =  $4 \text{ mm}$

$\phi$  do fuso =  $9,5 \text{ mm}$

portanto o perímetro é de :

$$2\pi \cdot \frac{25}{2} = 29,8 \text{ mm}$$

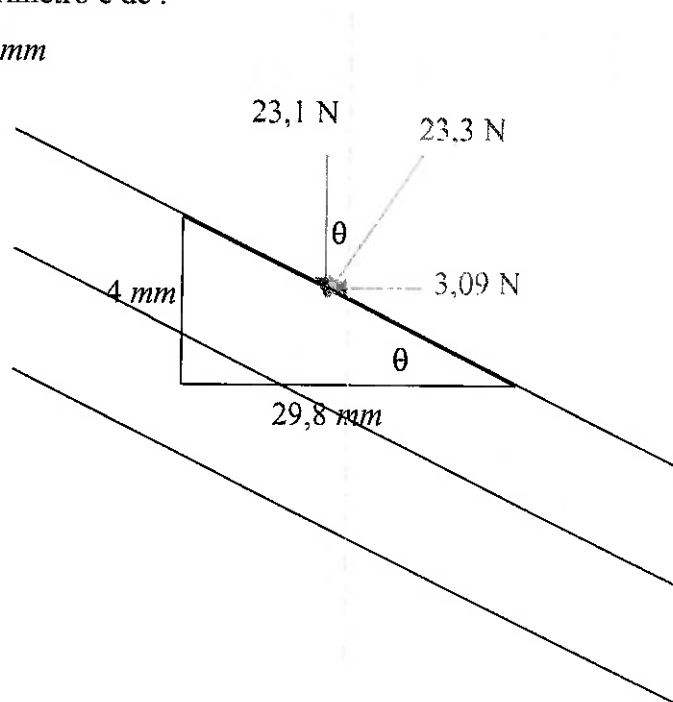


Fig.16 Triângulo de forças do fuso

$$\theta = \text{atg}\left(\frac{4}{29,8}\right) \Rightarrow \theta = 7,6^\circ$$

Encontrado o ângulo  $\theta$ , conseguimos calcular a força normal no filete, a força tangencial no fuso e, conseqüentemente o torque máximo necessário para girar o fuso:

$$\text{Força Normal no filete} = \frac{23,1}{\cos(7,6^\circ)} = 23,3N$$

$$\text{Força Tangencial no fuso} = 23,3 \cdot \sin(7,63^\circ) = 3,09N$$

$$\text{Torque máximo necessário} = 3,09N \cdot \frac{9,5}{2} = 14,7mNm$$

Conseguimos escolher um motor do catálogo da Crouzet que atende nossos requisitos, o código do motor é 82 920 001 para 12,9 V, que possui um torque de  $20nN.m$  para uma rotação  $350 \text{ rpm}$ , satisfazendo o torque necessário para a rotação do fuso da guia.

### 3.4.5 Comprimento da junta deslizante da haste com a guia linear

Relembrando o cálculo do comprimento, temos que o comprimento do eixo de giro do mecanismo em balanço da guia é de 400 mm, ao atingir o ângulo máximo de flexão ( $\theta = 21^\circ$ ), o comprimento do eixo a guia será de:

$$C = \frac{400}{\cos(21^\circ)} = 428,4mm$$

$428,4mm - 400mm = 28,4mm$  é o comprimento que falta para que a haste esteja conectada a guia, portanto faremos uma junta deslizante entre a guia e a haste. Esta distancia de 28,4 mm é a hipotenusa de um triângulo semelhante ao maior, assim a altura  $h$  é:

$$h = 28,4 \cdot \cos(21^\circ) = 26,51 \sim 30,00mm$$

Portanto a altura da junta deslizante deve ser de, no mínimo  $30mm$ .

### 3.5 Computador e drivers

Neste t3pico vamos explicar o programa de controle e os drivers utilizados no sistema de acionamento.

A prensa hidr3ulica possui uma c3lula de carga onde 3 medida a for3a que 3 aplicada no mecanismo, essa prensa transmite um sinal anal3gico que 3 lido pela placa de convers3o A/D (CAD 12/36 - Lynx) e esta envia um sinal digital para o computador indicando qual o valor for3a est3 sendo aplicado no acet3bulo.

Com esse sinal de for3a estimamos o ponto do gr3fico e qual sua derivada, assim sabemos em qual instante do ciclo de marcha o sistema est3, sabendo o instante conseguimos estimar qual o valor do 3ngulo de flex3o deve existir entre a pr3tese e o acet3bulo.

O gr3fico abaixo mostra a rela3o entre a for3a aplicada no acet3bulo e o 3ngulo entre o acet3bulo e a pr3tese pelo instante da marcha.

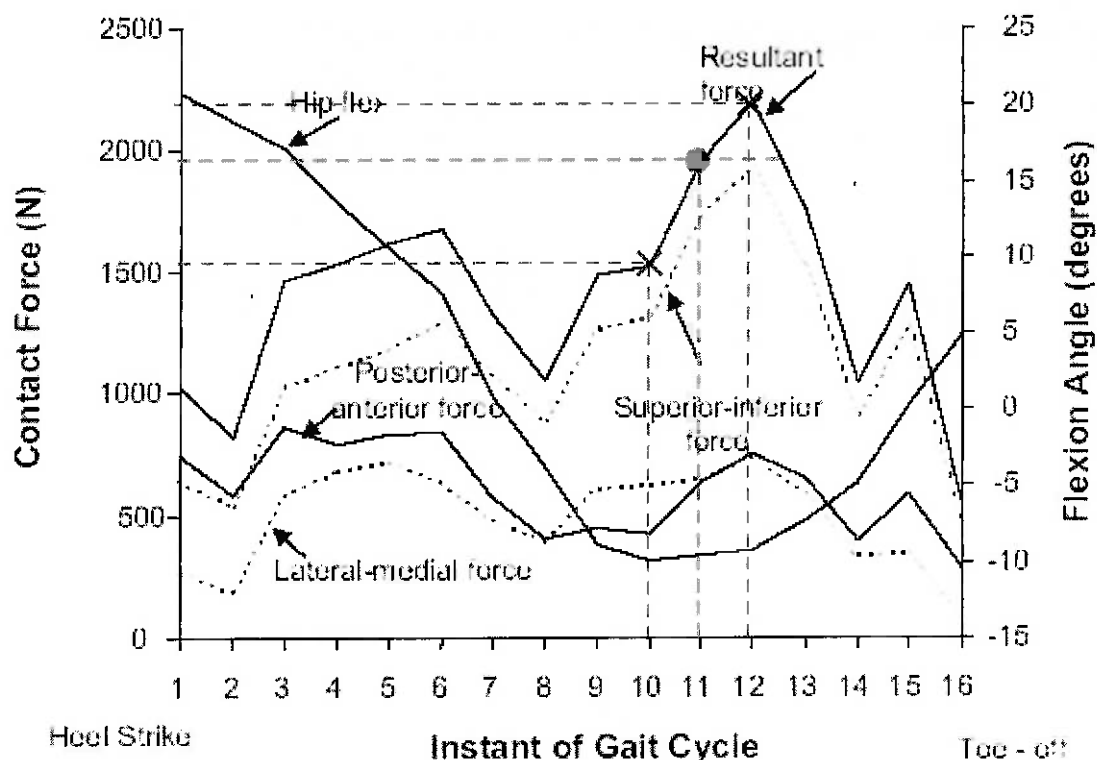


Fig.17 Ciclo da marcha humana – carga x 3ngulo de flex3o

Com os pontos retirados da tabela acima, programamos a prensa hidr3ulica para executar uma curva segundo esses pontos. Marcamos um instante da marcha

como sendo inicial, a partir desse ponto o motor executa uma rotina que fará a angulação da prótese, enquanto a prensa continua executando a curva da força, assim teremos uma simulação do gráfico acima.

Tendo um sinal da prensa, o sinal anterior a ele e o posterior, podemos concluir qual a derivada do ponto intermediário, se é crescente, decrescente ou paralela ao eixo x (eixo dos instantes). Assim podemos escolher um ponto do gráfico que tenha uma derivada definida, para utilizarmos este ponto como início do ciclo.

Escolheremos o ponto do instante 11, pois existe no gráfico apenas mais um ponto de mesmo valor, e a partir da derivada saberemos qual dos dois pontos é o inicial. Como o ponto anterior ao ponto 11 é menor que este e o ponto posterior ao ponto 11 é maior, este ponto possui uma derivada crescente. Ao encontrarmos este ponto damos início a rotina do motor que executará a angulação até o ponto 11 ser novamente encontrado, reiniciando a rotina do motor. Assim executaremos vários ciclos de marcha até alcançarmos o tempo necessário do teste de simulação de desgaste.

Com os instantes de força bem definidos para cada ponto e sabendo o tempo de execução da curva de força que a prensa aplicará, podemos calcular qual ângulo de flexão deve existir para determinado instante com a equação abaixo, onde A é o ângulo de flexão.

$$A = 22,02 - 1,516X + 0,3968X^2 - 0,1938X^3 + 0,01893X^4 - 0,0005166X^5$$

Para uma melhor compreensão, vamos supor uma divisão do gráfico em 16 instantes, com os pontos encontrados podemos montar uma tabela (Tab. 5). Assim programamos a prensa hidráulica para a execução da curva com os 16 pontos de força. Através da placa de aquisição do sinal da célula de carga, leremos qual a força está sendo aplicada nos instantes, quando lermos uma força de 2000 N, iremos comparar com a leitura anterior, que no caso foi de 1555 N, e com a leitura posterior, que será de 2194 N, assim sabemos que a derivada é positiva e conseqüentemente iniciaremos o ciclo da marcha.

Passos	Ângulo flexão	Força
1	21	1000
2	19	944
3	17	1500
4	13,7	1555
5	11,7	1639
6	7,6	1694
7	0,9	1305
8	-3,8	1055
9	-8,8	1500
10	-9,8	1555
11	-9,5	2000
12	-9,1	2194
13	-7,2	1750
14	-4,8	1055
15	0,2	1444
16	4,8	555

Tab.5 Pontos da força aplicada x ângulos de flexão

### 3.5.1 Movimentação do Motor

Supondo o posicionamento inicial do motor em  $0^\circ$ , para movimentarmos a estrutura para que esta forme um ângulo de  $10^\circ$ , por exemplo, sabendo que o passo do fuso de esferas é de 4mm, temos que acionar o motor em:

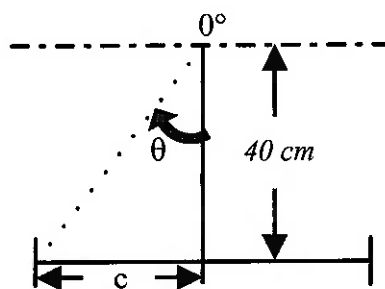


Fig.18 Referência de cálculo

Com  $\theta$  a  $10^\circ$  temos que calcular qual a distância que a coroa do fuso deslizou, isto é, a distância  $c$  deslocada.

$$\operatorname{tg}(\theta) = \frac{c}{40} \Rightarrow c = \operatorname{tg}(10^\circ) \cdot 40 \Rightarrow c = 0,1763 \cdot 40 = 7,05 \text{ cm} = 70,5 \text{ mm}$$

Como o passo do fuso é de 4mm, teremos:

$$\frac{70,5}{4} = 17,63 \text{ é o número de voltas que o motor deve realizar para que a prótese}$$

forme um ângulo de  $10^\circ$  com o acetábulo, como o ciclo de acionamento do motor tem 8 passos, o motor deve fazer  $17 \times 8 = 136$  passos +  $0,63 \times 8 = 5$  passos, um total de 141 passos, e o sentido de giro do motor indicará se o ângulo será negativo ou positivo.

## 4 COMENTÁRIOS FINAIS

A prensa hidráulica digital é programada com os sinais de força, com esses sinais a prensa consegue simular a curva de carga da marcha humana. E com uma placa de aquisição de sinais, conseguimos obter qual carga está sendo aplicada em determinado instante.

A sincronia entre a carga que é aplicada e o movimento da mesa XY é realizado por um sinal de trigger, isto é, verificamos o sinal de força e sua derivada, quando este sinal coincide com o sinal inicial do ciclo da marcha, iniciamos o movimento da mesa XY para a realização do movimento de flexão – extensão.

O acoplamento entre o sistema de acionamento e o mecanismo em balanço é realizado por uma haste rígida, com uma extremidade fixada no mecanismo e a outra em uma junta universal. Esta haste deslizará pela junta para formar o ângulo de flexão necessário no ciclo da marcha.

Este trabalho apresentou um projeto preliminar de um mecanismo que impõe o movimento relativo entre componente femoral e componente acetabular em ensaios de desgaste de próteses totais de quadril. Este mecanismo é modular e permite adaptar uma bancada de ensaio de fadiga de próteses totais de quadril, desenvolvida no projeto Fapesp número 98/00275-8, em uma bancada de ensaio de desgaste de próteses totais de quadril. Faltam no Brasil dispositivos para o ensaio de desgaste de próteses totais de quadril.

## 5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Azevedo, C.R.F.; Hippert Jr., E. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada., Rio de Janeiro, 2002.
- [2] Pellicciari, M.; Barbanti, G.; Andrisano, A. O. Design and Development of a Multi-Axis Hip Joint Simulator using an Integrated Approach. In: ADM INTERNATIONAL CONFERENCE, XII., Rimini-Italy, 2001.
- [3] Gouveia, S. R. Artroplastia Total de Quadril tipo Muller em Paciente com Artrite Reumatóide Juvenil. Uniban, São Paulo, 2001. Disponível em: [http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/artrite\\_simone.htm](http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/artrite_simone.htm) . Acesso em abril de 2003.
- [4] Rieker, C.B.; Köttig, P.; Schön, R.; Windler, M.; Wyss, U. P. Clinical Wear Performance of Metal-on-Metal Hip Arthroplasties, Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement, ASTM, STP 1346, J. J. Jacobs and T. L. Craig, Eds., American Society for Testing and Materials, 1998.
- [5] NSK, Catálogo Geral. Brasil. Disponível em: [www.nsk.com.br](http://www.nsk.com.br). Acesso em outubro de 2003.
- [6] Gillies, R.M.; Walsh, W.R. The Influence of Boundary Conditions on Finite Element Analysis, Orthopaedic Research Laboratories, Sydney, Australia, 2003.
- [7] EGROJ, Catálogo fusos de esferas. Brasil. Disponível em: [www.egroj.com.br](http://www.egroj.com.br). Acesso em novembro de 2003.
- [8] NSK, Produtos de Precisão – Fusos de Esferas, Guias Lineares e Sistemas Mecatrônicos. Brasil, 2000. Disponível em: [www.nsk.com.br](http://www.nsk.com.br) . Acesso em novembro de 2003.
- [9] Baumer Ortopedia, Catálogo. Brasil, 2001. Disponível em: < <http://www.ortopedia.ind.br>>. Acesso em novembro de 2003.
- [10] Saikko, V.; Ahlroos, T.; Calonius, O.; Keranen, J. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon, Elsevier Science, Finlandia, 2001.