

Rogério Mitsunobu Kimura

Note final
5,1 (cincos e um)


**DIMENSIONAMENTO DA ESTRUTURA DO
MECANISMO DE TESTE DE DESGASTE DE
PRÓTESES TOTAIS DE QUADRIL**

**Projeto de Formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de Graduação em
Engenharia**

**SÃO PAULO
2004**

PMR – 2550

TRABALHO DE FORMATURA

**DIMENSIONAMENTO DA ESTRUTURA DO
MECANISMO DE TESTE DE DESGASTE DE
PRÓTESES TOTAIS DE QUADRIL**

**ORIENTADOR: Prof. Raul Gonzales Lima
ALUNO: Rogério Mitsunobu Kimura
NºUSP: 3032485**

RESUMO.....	3
TABELAS	5
GRÁFICOS.....	6
INTRODUÇÃO.....	7
VIDA ÚTIL	9
MOVIMENTO DA JUNTA DO QUADRIL	10
DADOS DE SIMULADORES DE PRÓTESES DE QUADRIL.....	12
O MECANISMO	13
DIMENSIONAMENTO (WINFELT).....	15
ENTRADAS DO PROGRAMA.....	15
WINFELT: PROGRAMA	16
SAÍDA	20
COMENTÁRIOS FINAIS.....	25
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	26

Resumo

Este trabalho de formatura visa dimensionar um mecanismo capaz de imprimir uma cinemática à uma prótese total de quadril submetida à uma carga cíclica que reproduz a carga atuante nos ossos do quadril humano durante uma caminhada.

Esta cinemática deve reproduzir os movimentos realizados pelo quadril durante a marcha humana.

O dimensionamento consiste numa análise da resistência do material a ser utilizado através de métodos numéricos a partir de um software de utilização livre.

Lista de figuras.

Fig 1-Configuração espacial ótima para o carregamento e movimentação

Fig 2-Mecanismo de teste de desgaste da prótese de quadril

Tabelas

Tab 1- Causas mais comuns de falhas em próteses metálicas

Tab 2- Características mecânicas do simulador do quadril

Gráficos

Graf 1-Gráficos de simulação da marcha humana

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 (Tabela 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). Em alguns países como 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 (RAND Science and Technology Policy Institute, 2000).

Este trabalho visa dar continuidade ao projeto de um mecanismo que seja capaz de simular os movimentos do corpo do ser humano durante uma caminhada para que se possa determinar o desgaste mecânico das próteses totais de quadril, a fim de assegurar que tais próteses terão vida útil de dez a vinte anos de uso, tal valor para a vida útil destas próteses é a mínima esperada, dada a complexidade de uma re-operação para manutenção ou mesmo substituição de tais próteses.

Em muitos países da Europa e mesmo nos Estados Unidos, tais equipamentos já existem há pelo menos duas décadas. Tais mecanismos são utilizados por órgãos governamentais destes locais para atestar a qualidade das próteses.

Este projeto visa a construção de um mecanismo de baixo custo, mas, sem colocar em risco a qualidade do teste, para tanto utilizar-se-á os materiais mais comuns, de fácil aquisição e de melhor custo benefício.

Etapa	Causa das falhas
Projeto da prótese	Seção transversal insuficiente, esforços cílicos associados à presença de regiões de alta concentração de tensões (entalhes, marcações em relevo, etc.).
Fabricação da prótese	Presença de defeitos no material e na prótese; 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 da prótese.

Tab.1 Causas mais comuns de falhas em próteses metálicas [1]

VIDA ÚTIL

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 consequências 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.

MOVIMENTO 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.

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 grau. 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. Os movimentos do fêmur podem ser melhor visualizados na figura a seguir.

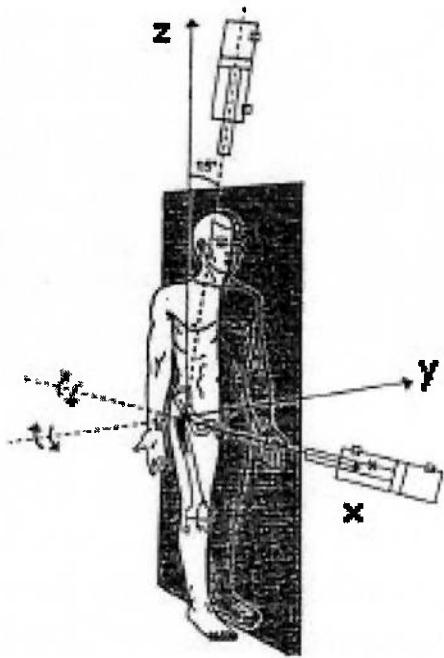


Fig 1-Configuração espacial ótima para o carregamento e movimentação

DADOS DE SIMULADORES DE PRÓTESES DE QUADRIL

Alguns simuladores de quadril já estão sendo utilizados para estudos de desgaste de próteses, um exemplo desses simuladores é o Stanmore Mk-III-Jii manufaturado por Anderman e Ryder Ltd. - Kingston - Reino Unido, ele é operado mecanicamente com as seguintes características:

Propriedades	Valor
Flexão – Extensão	21° - 21°
Abdução – Adução	5° - 11°
Rotação interna/externa	9° - 9°
Carga máxima (pico dobro)	1550N
Temperatura	20° C
Freqüência	0.5 hertz

Tab. 2 Características mecânicas do simulador do quadril. [2]

O MECANISMO

A estrutura do mecanismo será fabricada utilizando-se o aço 1020 por ser o aço mais comum disponível no mercado, uma vez que o objetivo deste trabalho é projetar um mecanismo de fácil construção e de baixo custo, mas ao mesmo tempo, de alta resistência para que se possam ser efetuados inúmeros testes em próteses, pois só assim, testando inúmeras próteses, pode-se atestar a qualidade de um lote de próteses de um dado fabricante.

O aço 1020 apresenta uma densidade de 7850kg/m³, módulo de elasticidade de 209GPa, módulo de cisalhamento de 85GPa e coeficiente de Poisson de 0,3. Os tubos de aço que comporão o mecanismo serão de seção retangular com altura de 80mm, largura de 40mm e espessura de 1mm, apresentando assim uma área de 240mm². Esta deverá ser a área da seção do elemento de viga que o programa utilizará para realizar os cálculos de resistência para se saber se este aço, com estas dimensões, resistirá aos esforços aos quais será submetido.

Caso este dimensionamento mostre que o aço, com estas dimensões, não resistirá, pode-se variar as dimensões de altura, largura ou espessura do tubo de aço. Se mesmo assim, com este redimensionamento, o aço não suportar as tensões, dever-se-á procurar um novo aço com características que o tornem mais resistente, mas este novo aço deve ser um aço comercial, de fácil aquisição.

O mecanismo será composto por duas partes móveis apoiadas em mancais de rolamento de rolos cilíndricos. A terceira parte que compõe o mecanismo é a parte fixa, que servirá de apoio para toda a estrutura e local de fixação das mesas deslizantes que serão os acionadores dos movimentos de adução e abdução.

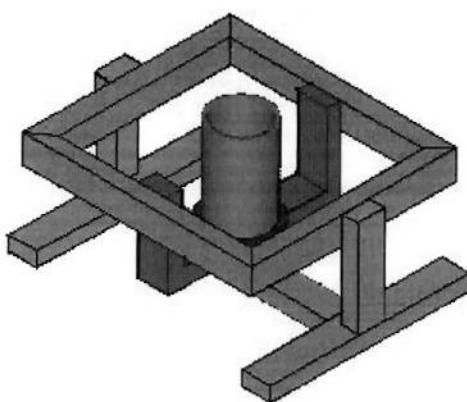
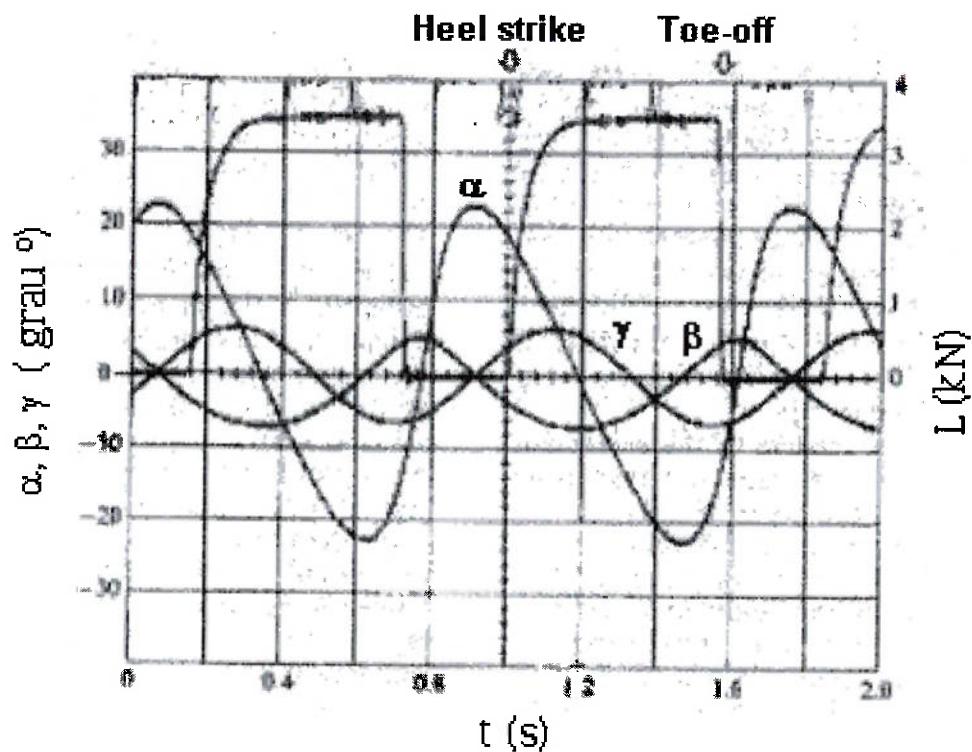


Fig 2-Mecanismo de teste de desgaste da prótese total de quadril

Esta estrutura e todos os seus componentes, rolamentos e mancais deve resistir a uma carga de 3kN que será aplicada na prótese e será transmitida a ela através da prótese. Esta carga será aplicada verticalmente na prótese, ciclicamente, variando de intensidade de 0 a 3kN de acordo com os ângulos formados entre a prótese e o corpo.

Essas variações podem ser visualizadas no gráfico a seguir:



Graf 1-Gráfico de simulação da marcha humana (α - Flexão-Extensão, β - Abdução-Adução, γ - Rotação Interna-Externa)

Os pontos destacados, Heel strike e Toe-off, representam o momento em que o calcanhar toca o chão e o momento quando o dedão do pé sai do chão respectivamente. Os ângulos α , β e γ são os ângulos de flexão-extensão, abdução-adução e rotação interna-externa, este último considerado por muitos projetos do tipo como não sendo relevantes no desgaste da prótese quando comparados com a relevância das duas outras rotações, por este motivo, neste projeto não está prevista a rotação interna-externa da prótese.

DIMENSIONAMENTO (WINFELT) ENTRADAS DO PROGRAMA

Foi utilizado o software livre WinFelt, que consiste num programa de elementos finitos que permite calcular deslocamentos em estruturas, baseando-se em suas dimensões e características físicas. Este programa utiliza elementos de viga para aproximar as estruturas geométricas que compõem o mecanismo, desta forma consegue simplificar os cálculos por não trabalhar com formas geométricas mais complexas. Cabe ao programador realizar os cálculos de momento de inércia para os elementos que compõem a estrutura a ser dimensionada, para isto é necessário que a área da seção transversal da viga seja igual à área da seção transversal da estrutura original (neste caso o tubo de aço). Desta forma calcula-se o momento de inércia desta viga e adiciona-se ao programa.

O programa precisa ainda da determinação de pontos de fixação e aplicação de forças. Os pontos de fixação são denominados nós, pelo programa. Neste caso, cada nó representará o ponto de união entre os tubos de aço. Cada elemento de viga é delimitado por dois nós, os dois extremos da viga, estes nós são declarados segundo uma base ortonormal de referência, cada nó é numerado de acordo com sua posição na estrutura da melhor maneira que apresente uma seqüência.

Os pontos de fixação (nós) devem ter seus graus de liberdade determinados, podendo ser totalmente livres, com movimentos de translação restritos em uma ou mais direções ou com movimentos de rotação restritos em um ou mais eixos de rotação, sendo que os nós totalmente livres podem transladar em qualquer direção e/ou rotacionar em qualquer eixo de rotação.

Quanto às forças: necessita-se, além do ponto de aplicação, da intensidade e linha de atuação. Quanto a isso, determinarei que a força aplicada tem uma intensidade de 4,5kN e é aplicada verticalmente sobre uma estrutura que representará a prótese. Há ainda a possibilidade de se calcular a resistência da estrutura levando-se em conta o peso de cada parte da mesma, mas isto não é necessário visto que o peso da estrutura é muito menor do que a carga à qual a mesma será submetida.

WINFELT: PROGRAMA

Para simplificar a resolução deste problema ele será dividido em três partes chamadas de: balancim, aro e pés.

A primeira parte, o balancim, consiste numa estrutura formada por três barras de aço soldadas em ângulos retos no formato da letra U. Na barra inferior, à meia distância, será posicionada a prótese na qual será aplicada a carga.

A carga aplicada à prótese será transmitida à estrutura, que sofrerá reações e transmitirá às outras partes da estrutura essas reações.

A segunda parte da estrutura, o aro, é composta por quatro barras de aço soldadas em ângulos retos formando a letra O no plano perpendicular ao plano do balancim. No aro serão aplicadas as forças de reação que o balancim sofre devido à carga aplicada.

Na terceira parte do problema as forças de reação resultantes no aro serão aplicadas nos pés do mecanismo.

Esta simplificação foi adotada por facilitar o posicionamento da estrutura segundo as coordenadas cartesianas adotadas pelo problema, desta maneira facilitando também a visualização do ponto de aplicação da carga e do comportamento das resultantes.

A seguir vemos a transcrição dos programas utilizados para calcular os esforços nos elementos do balancim:

```
problem description
title="balancim"
nodes=5 elements=4
analysis=static

nodes
1 x=-0.2 y=0.3 z=0 constraint=rolamento
2 x=-0.2 y=0 z=0 constraint=free
3 x=0 y=0 z=0 constraint=free force=carga
4 x=0.2 y=0 z=0 constraint=free
5 x=0.2 y=0.3 z=0 constraint=rolamento
```

beam3d elements

1 nodes=[1,2] material=steel

2 nodes=[2,3]

3 nodes=[3,4]

4 nodes=[4,5]

material properties

steel A=0.24e-3 Iy=2.04e-7 Iz=6.99e-8 J=5.43e-7 E=210e9 G=80.7e9 nu=0.3

constraints

rolamento Tx=c Ty=c Tz=c Rz=c Ry=c Rx=c

free Tx=u Ty=u Tz=u Rx=u Ry=u Rz=u

forces

carga Fy=-450

end

O arquivo de entrada para análise dos esforços no **aro** está reproduzido abaixo:

problem description

title="aro"

nodes=8 elements=8

analysis=static

nodes

1 x=-0.2 y=0.3 z=0 constraint=free force=carga1

2 x=-0.2 y=0.3 z=0.3 constraint=free

3 x=0 y=0.3 z=0.3 constraint=rolamento

4 x=0.2 y=0.3 z=0.3 constraint=free

5 x=0.2 y=0.3 z=0 constraint=free force=carga2

6 x=0.2 y=0.3 z=-0.3 constraint=free

```
7 x=0 y=0.3 z=-0.3 constraint=rolamento
8 x=-0.2 y=0.3 z=-0.3 constraint=free
```

beam3d elements

```
1 nodes=[1,2] material=steel
```

```
2 nodes=[2,3]
```

```
3 nodes=[3,4]
```

```
4 nodes=[4,5]
```

```
5 nodes=[5,6]
```

```
6 nodes=[6,7]
```

```
7 nodes=[7,8]
```

```
8 nodes=[8,1]
```

material properties

```
steel A=0.24e-3 Iy=2.04e-7 Iz=6.99e-8 J=5.43e-7 E=210e9 G=80.7e9 nu=0.3
```

constraints

```
rolamento Tx=c Ty=c Tz=c Rz=c Ry=c Rx=c
```

```
free Tx=u Ty=u Tz=u Rx=u Ry=u Rz=u
```

forces

```
carga1 Fx=80.867 Fy=-225
```

```
carga2 Fx=-80.867 Fy=-225
```

end

O arquivo de entrada para análise dos esforços nos pés está reproduzido abaixo:

problem description

```
title="pés"
```

```
nodes=4 elements=2
```

```
analysis=static
```

nodes

1 x=0 y=0.3 z=0.3 constraint=free force=carga3
2 x=0 y=-0.1 z=0.3 constraint=fixed
3 x=0 y=0.3 z=-0.3 constraint=free force=carga4
4 x=0 y=-0.1 z=-0.2 constraint=fixed

beam3d elements

1 nodes=[1,2] material=steel
2 nodes=[3,4]

material properties

steel A=0.24e-3 Iy=2.04e-7 Iz=6.99e-8 J=5.43e-7 E=210e9 G=80.7e9 nu=0.3

constraints

fixed Tx=c Ty=c Tz=c Rz=c Ry=c Rx=c
free Tx=u Ty=u Tz=u Rx=u Ry=u Rz=u

forces

carga3 Fx=6.6717e-15 Fy=-225 Fz=1.7e-15
carga4 Fx=-6.6717e-15 Fy=-225 Fz=-1.7e-15

end

SAÍDA

Para uma análise estática do problema há três seções de saída: deslocamento dos nós, tensões dos elementos e forças de reação. Os deslocamentos nodais são dados numa tabela com os seis graus de liberdade globais listados por nó do topo ao pé da tabela. O deslocamento de cada nó em cada grau de liberdade é impresso. Claro que na maioria dos problemas nem todos os graus de liberdade estarão ativos, logo muitos dos deslocamentos serão simplesmente impressos como zero.

As informações na tabela de esforços dos elementos irá variar dependendo do tipo de elemento. Cada linha contém até seis colunas de informação; se um elemento apresentar mais do que seis carregamentos, as informações desse elemento serão colocadas em mais de uma linha (os elementos 3d, por exemplo, apresentam 12 carregamentos e por isso suas informações ocupam duas linhas).

A seção de forças de reação contém as forças globais calculadas em cada grau de liberdade de cada elemento. A primeira coluna indica o número global de cada nó em que ocorre a reação, a segunda coluna contém o grau de liberdade no qual a força é aplicada e a última coluna dá a magnitude da força de reação.

Estas informações podem ser verificadas a seguir em cada um dos arquivos de saída das partes do problema.

Esforços no **balancim**:

** balancim **

Nodal Displacements

Node #	DOF 1	DOF 2	DOF 3	DOF 4	DOF 5	DOF 6
1	0	0	0	0	0	0
2	-3.209e-07	-1.3393e-06		0	0	0 -8.4774e-05
3	-1.4049e-21	-2.0035e-05		0	0	0 1.9849e-21
4	3.209e-07	-1.3393e-06		0	0	0 8.4774e-05
5	0	0	0	0	0	0

Element Stresses

1:	-225	-80.867	0	0	0	-7.982
	225	80.867	0	0	0	-16.278
2:	-80.867	225	0	0	0	16.278
	80.867	-225	0	0	0	28.722
3:	-80.867	-225	0	0	0	-28.722
	80.867	225	0	0	0	-16.278
4:	-225	80.867	0	0	0	16.278
	225	-80.867	0	0	0	7.982

Reaction Forces

Node #	DOF	Reaction Force
1	Tx	-80.867
1	Ty	225
1	Tz	0
1	Rx	0
1	Ry	0
1	Rz	-7.982
5	Tx	80.867
5	Ty	225
5	Tz	0
5	Rx	0
5	Ry	0
5	Rz	7.982

Esforços no aro:

** aro **

Nodal Displacements

Node #	DOF 1	DOF 2	DOF 3	DOF 4	DOF 5	DOF 6	
1	3.3911e-06	-4.7125e-05	-1.3235e-23		0	-1.3235e-22	0.00015328
2	1.6045e-07	-2.0437e-05	2.0419e-07	6.2959e-05	7.3801e-06	0.00015328	
3	0	0	0	0	0	0	
4	-1.6045e-07	-2.0437e-05	-2.0419e-07	-6.2959e-05	7.3801e-06	-0.00015328	
5	-3.3911e-06	-4.7125e-05	2.6892e-24	-1.6921e-20	-7.2957e-22	-0.00015328	
6	-1.6045e-07	-2.0437e-05	2.0419e-07	6.2959e-05	-7.3801e-06	-0.00015328	
7	0	0	0	0	0	0	
8	1.6045e-07	-2.0437e-05	-2.0419e-07	-6.2959e-05	-7.3801e-06	0.00015328	

Element Stresses

1:	-34.303	-112.5	40.433	-2.2204e-16	-7.1189	-19.956
	34.303	112.5	-40.433	2.2204e-16	-5.0111	-13.794
2:	40.434	-112.5	-34.303	13.794	5.0111	-5.8391e-15
	-40.434	112.5	34.303	-13.794	1.8495	-22.5
3:	40.434	112.5	-34.303	13.794	1.8495	22.5
	-40.434	-112.5	34.303	-13.794	5.0111	3.2821e-15
4:	34.303	112.5	40.434	-1.4416e-15	-5.0111	13.794
	-34.303	-112.5	-40.434	1.4416e-15	-7.1189	19.956
5:	34.303	-112.5	-40.434	-1.4416e-15	7.1189	-19.956
	-34.303	112.5	40.434	1.4416e-15	5.0111	-13.794
6:	40.434	112.5	-34.303	-13.794	5.0111	3.2821e-15
	-40.434	-112.5	34.303	13.794	1.8495	22.5
7:	40.434	-112.5	-34.303	-13.794	1.8495	-22.5

	-40.434	112.5	34.303	13.794	5.0111	2.1198e-15
8:	-34.303	112.5	-40.434	3.3307e-15	5.0111	13.794
	34.303	-112.5	40.434	-3.3307e-15	7.1189	19.956

Reaction Forces

Node #	DOF	Reaction Force
--------	-----	----------------

3	Tx	-6.6717e-15
3	Ty	225
3	Tz	1.7e-15
3	Rx	8.9078e-15
3	Ry	3.699
3	Rz	1.0441e-14
7	Tx	6.6717e-15
7	Ty	225
7	Tz	0
7	Rx	-2.969e-15
7	Ry	-3.699
7	Rz	1.4421e-14

Esforços nos pés:

** pés **

Nodal Displacements

Node #	DOF 1	DOF 2	DOF 3	DOF 4	DOF 5	DOF 6
--------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

1	9.6961e-21	-1.7857e-06	8.4656e-22	3.1746e-21	0	-3.6361e-20
2	0	0	0	0	0	0
3	-1.0619e-20	-8.9507e-06	-2.844e-05	-0.00010827	9.3699e-21	3.748e-20

4 0 0 0 0 0 0

Element Stresses

1:	225	6.6717e-15	1.7e-15	0	5.4889e-33	1.275e-31
	-225	-6.6717e-15	-1.7e-15	0	-6.8e-16	2.6687e-15
2:	218.28	-6.6717e-15	-54.571	1.0068e-32	-3.2613e-15	-8.5126e-31
	-218.28	6.6717e-15	54.571	-1.6701e-31	22.5	-2.7508e-15

Reaction Forces

Node #	DOF	Reaction Force
--------	-----	----------------

2	Tx	-6.6717e-15
2	Ty	225
2	Tz	-1.7e-15
2	Rx	-6.8e-16
2	Ry	0
2	Rz	2.6687e-15
4	Tx	6.6717e-15
4	Ty	225
4	Tz	1.4183e-14
4	Rx	22.5
4	Ry	-6.6717e-16
4	Rz	-2.6687e-15

COMENTÁRIOS FINAIS

A partir dos resultados apresentados nas tabelas anteriores e dispondo da Teoria da Tensão de Cisalhamento Máxima, que diz que um dado material dúctil possui como característica física própria uma constante chamada de Tensão de Cisalhamento Máxima que define um valor máximo de resistência a forças aplicadas neste material. Passado tal valor de tensão, o material sofre deformação plástic.

A partir dos dados obtidos nas tabelas acima, é possível calcular qual é a tensão de cisalhamento atuante nos pontos de maior solicitação da estrutura, desta maneira, se as tensões calculadas forem maiores que a tensão de cisalhamento máximo do material, a estrutura não resistirá à carga aplicada.

Utilizando a equação 1 para se determinar a tensão de cisalhamento máxima suportada pelo material. Utilizando a fórmula:

$$\tau = (1/3)x[(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6x(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]^{1/2} \quad \text{eq. 1}$$

Onde: $\sigma_{esc} = 2,53 \times 10^7 \text{ kgf/m}^2$

E: $\tau_{máx} = \sigma_{esc}/2$

Logo: $\tau_{máx} = 1,265 \times 10^7 \text{ kgf/m}^2$

Foi possível calcular as tensões de cisalhamento atuantes nos pontos mais solicitadas da estrutura. Para simplificar ainda mais o problema utilizamos o fato de que todos os três elementos da estrutura possuem planos de simetria bem definidos, assim os cálculos foram reduzidos à metade. As tensões de cisalhamento em cada parte da estrutura é:

Para o balancim foi calculado: $\tau_{calc} = 2,35 \times 10^6 \text{ kgf/m}^2$

Para o aro foi calculado: $\tau_{calc} = 4,42 \times 10^5 \text{ kgf/m}^2$

Para os pés foi calculado: $\tau_{calc} = 4,42 \times 10^5 \text{ kgf/m}^2$

A estrutura, da maneira como foi projetada, suporta a carga que irá atuar sobre a prótese a o fator de segurança é da ordem de 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: www.fisioterapia.com.br. 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, Cátalogo Geral. Brasil. Disponível em: 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, Catálogos fusos de esferas. Brasil. Disponível em: 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 . Acesso em novembro de 2003.