

GILBERTO GARCÍA DEL PINO

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DA
INTERAÇÃO PRÓTESE-OSSO HUMANO**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor em Engenharia.

São Paulo
2001

GILBERTO GARCÍA DEL PINO

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DA
INTERAÇÃO PRÓTESE-OSSO HUMANO**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor em Engenharia.

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Edison Gonçalves

São Paulo
2001

**Aos meus filhos como incentivo aos
seus desenvolvimentos intelectuais**

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. EDISON GONÇALVES por sua eficaz orientação no trabalho, colaboração e amizade brindada durante toda a execução do mesmo.

À minha companheira JAMILE DEHAINI por sua grande ajuda na realização do trabalho.

Ao Prof. EDUARDO BARBOSA da FATEC, Prof. Dr. MIKIYA MARUMATSU e LUIS ROBERTO BATISTA do Instituto de Física da USP, Prof. Dr. ARMANDO ALBERTAZZI da UFSC e ROBERTO DANTAS QUEIROS da Escola Paulista de Medicina, por suas sugestões e apoio material na conclusão do mesmo.

Aos Professores Prof. Dr. CARLOS A. NUNES, Prof. Dr. RAUL GONZÁLES LIMA e demais professores e funcionários da Escola Politécnica por suas sugestões e ajuda.

Finalmente, à FAPESP do Brasil, por seu grande apoio financeiro e técnico, e ao ISPJAE de Cuba por terem me dado as possibilidades de realizar este estudo.

ERRATA

ao Texto da Tese

ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DA INTERAÇÃO PRÓTESE OSSO HUMANO

de

Gilberto García del Pino.

CAPÍTULO III

Página 52, no último parágrafo:

onde se lê: "... do osso intacto, assim temos:"

leia-se: "... do osso intacto. Portanto, o sinal de remodelação negativa " S_{rem} " provoca uma diminuição da vida útil da prótese, assim temos:"

CAPÍTULO IV

Página 64, no terceiro parágrafo:

onde se lê: "... Foi aplicada uma força axial na ponta ..."

leia-se: "... Foi aplicada uma força axial de 1000 N na ponta ..."

Página 69, na Tabela 4.5, 6ª. coluna:

onde se lê: "... (grad) ..."

leia-se: "... (graus)..."

Páginas 70 à 101

nos gráficos da Figura 4.8, das Figuras 4.20 à 4.26 e nas Tabelas 4.6 a 4.8, para o valor do coeficiente de atrito.

onde se lê: "1"

leia-se: " ∞ "

Página 75 após o segundo parágrafo acrescenta-se o parágrafo:

O teste de convergência foi realizado para o modelo de haste comprida conforme se observa na Figura 4.12-a, que para uma quantidade de nós maior ou igual a 9000, os valores das tensões não mudam, considerando-se esta densidade de malha adequada. Esta densidade da malha também foi empregada para outros modelos como o da haste média correspondente a 7046 nós.

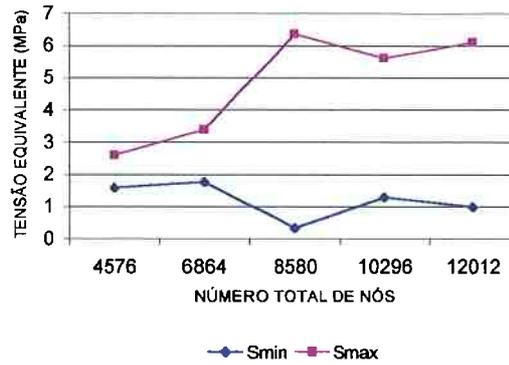


FIGURA 4.12-a: Distribuição da tensão equivalente máxima e mínima em função da quantidade total de nós

Página 84, no 1º parágrafo

onde se lê: "... A partir dos resultados pode-se constatar ..."

leia-se: "... A partir dos resultados apresentados nas Tabelas E1 e E2, pode-se constatar ..."

TABELA E1: Valores máximos da influência ($TS_{(0)}$ (MPa)) do incremento da diferença de diâmetro na transmissão do esforço radial segundo o coeficiente de atrito

	$\mu = \infty$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,1$	$\mu = 0,0$
0.41		2.24	7.30	6.44
0.36		2.10	6.59	5.30
0.35		2.01	4.26	5.08
0.29		1.95	3.67	4.43
0.28		1.89	3.50	4.41
0.25		1.80	3.40	3.83
0.25		1.67	3.38	3.73
0.24		1.66	3.32	3.48
0.23		1.51	3.19	3.33
0.22		1.35	3.14	3.28
0.21		1.33	3.12	3.08
0.18		1.32	3.10	3.07
0.18		1.26	3.08	3.04
0.17		1.24	3.06	3.02
0.16		1.22	2.93	2.91
0.16		1.19	2.81	2.91
0.16		1.18	2.79	2.89
0.15		1.12	2.78	2.76
0.15		1.11	2.73	2.75
0.15		1.09	2.58	2.70
0.15		1.06	2.57	2.69
0.15		1.02	2.56	2.64
0.15		1.01	2.54	2.63
0.14		1.00	2.48	2.62

TABELA E2: Valores máximos da influência ($TS_{(i)}$ (MPa)) do incremento da diferença de diâmetro na transmissão da tensão axial segundo o coeficiente de atrito

$\mu = \infty$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,1$	$\mu = 0,0$
0.31	1.20	2.24	3.26
0.29	1.07	2.02	3.22
0.25	1.03	1.99	3.08
0.22	1.00	1.89	2.91
0.22	0.95	1.86	2.89
0.22	0.93	1.86	2.70
0.22	0.91	1.84	2.69
0.22	0.91	1.82	2.47
0.22	0.90	1.82	2.45
0.21	0.84	1.69	2.41
0.21	0.84	1.60	2.34
0.21	0.83	1.53	2.19
0.21	0.79	1.52	2.19
0.21	0.79	1.50	2.19
0.21	0.78	1.50	2.07
0.21	0.77	1.49	2.06
0.21	0.76	1.40	2.00
0.21	0.74	1.40	1.93
0.21	0.74	1.39	1.93
0.21	0.70	1.39	1.91
0.21	0.69	1.34	1.85
0.21	0.67	1.32	1.83
0.21	0.67	1.32	1.81
0.21	0.67	1.32	1.77

CAPÍTULO V

Página 123, antes da equação (5.3):

onde se lê: “ determinado deslocamento é dado por...”

leia-se: “ ... determinado deslocamento e supondo o índice de refração do meio (ar) igual a 1, é dado por:”

Página 124, equação 5.4

onde se lê: “ $l_D = 2(1 + \cos \Delta\phi_A)$ ”

leia-se: “ $l_D = 2(1 + \cos \Delta\phi_A) = 4 \cos^2 \frac{\Delta\phi_A}{2}$ ”

Página 125, antes da equação 5.7

onde se lê: “ $\vec{\Delta r}_s \cos \alpha = n\lambda$ ”

leia-se: " $2 \bar{\Delta}r_s \cos \alpha = n\lambda$ "

Página 129, no 3º parágrafo

onde se lê: "... resina epoxy..."

leia-se: "... resina epoxy com um módulo de elasticidade de $E = 16000$ MPa e um coeficiente de Poisson $\eta = 0.3$..."

CAPÍTULO VI

onde se lê: ... e^{-8}

leia-se: "... $10e^{-8}$ ou $10E-8$..."

Página 149, no título da Figura 6.4:

onde se lê: "... peso do corpo (N) na transmissão da tensão equivalente máxima (MPa)

leia-se: "... peso do corpo (N) (abscissa) na transmissão da tensão equivalente máxima (MPa) (ordenada) ... "

Página 151, no título da tabela 6.5:

onde se lê: "... idade e atividade física..."

leia-se: "... idade e atividade física segundo [85], [88], [98], [98.a], [98.b]..."

Página 154, no título da Figura 6.6:

onde se lê: "... peso do corpo (N) na transmissão da tensão equivalente máxima (MPa)..."

leia-se: "... peso do corpo (N) (abscissa) na transmissão da tensão equivalente máxima (MPa) (ordenada) ... "

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Página 183, após a referência (98):

Acrescentem-se as seguintes referências bibliográficas

[98.a]- MAX, L.; **Afetaciones del aparato locomotor. Traumatologia.** ed. Jims, Barcelona, 1969.

[98.b] YAMADA, H.; **Strength of Biological Materials**, Kyoto 1961.

ÍNDICE

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xiii
RESUMO.....	xix
“ABSTRACT”.....	xx

Capítulo 1

I- INTRODUÇÃO.....	1
1.1- Aspectos gerais.....	1
1.2- Breve resenha bibliográfica.....	2
1.3- Escopo do trabalho.....	6

Capítulo 2

II- CARACTERÍSTICAS DA ARTICULAÇÃO COXO-FEMURAL, PRÓTESES E

FORMAS DE IMPLANTAÇÃO.....	9
2.1- Articulação coxo-femural.....	9
2.2- Diferentes tipos de próteses.....	13
2.2.1- Próteses não cimentadas.....	13
2.2.2- Próteses cimentadas.....	18
2.2.3- Próteses com colar.....	22
2.3- Procedimento clínico observado nas cirurgias de implantação de próteses.....	29
2.4- Conclusões específicas.....	36

Capítulo 3

III- COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS OSSOS E SUAS

PRÓTESES	38
3.1.-Mecanismo de remodelação dos ossos.....	38
3.1.1- Teoria de remodelação interna.....	41
3.1.2- Teoria de remodelação superficial.....	42
3.1.3- Teoria de remodelação de acúmulo homeostático de microdanos.....	44
3.2- Interação biomecânica osso-prótese.....	46
3.2.1- Teoria de remodelação adaptativa do osso com a deformação.....	46
3.2.2- Outras teorias de remodelação adaptativa de osso.....	50
3.3- Otimização da componente femural para aumentar a vida útil das próteses.....	51
3.4- Modelo proposto representativo da vida útil.....	52

Capítulo 4

IV- ANÁLISE NUMÉRICA COMPUTACIONAL DA INTERAÇÃO OSSO-

PRÓTESE	54
4.1- Contato da cabeça da prótese e o acetábulo de polietileno.....	54
4.2- Interação no osso com a haste da componente femural.....	61
4.2.1- Influência da conicidade da haste da componente femural na transmissão de tensões ao osso utilizando modelos tridimensionais simples.....	64
4.2.2- Influência das condições da união da prótese e o cimento, na transmissão de tensões ao osso, utilizando modelos tridimensionais simples.....	68
4.2.3- Influência da geometria da seção transversal da haste e das condições da união osso-cimento, na transmissão de esforços ao	

osso, utilizando modelos tridimensionais mais reais.....74

4.2.4- Influência na transmissão de esforços, do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso, utilizando modelos tridimensionais mais reais.....91

Capítulo 5

V- ANÁLISE EXPERIMENTAL 120

5.1- Holografia..... 120

5.1.1- Holografia em tempo real..... 121

5.1.2- Holografia de dupla exposição..... 121

5.1.3- Interpretação de franjas..... 122

5.2- Materiais e métodos..... 125

5.2.1- Arranjo holográfico utilizado..... 126

5.2.2- Modelos físicos utilizados..... 129

5.3- Resultados obtidos nos ensaios..... 129

5.3.1- Comparação dos resultados obtidos nos ensaios e nos modelos de MEF..... 133

Capítulo 6

VI- FORMULAÇÃO DE ALGORITMO DE ANÁLISE DA VIDA ÚTIL DA PRÓTESE. 138

6.1- Análise da remodelação do osso baseada na energia de deformação..... 139

6.2- Avaliação da "lise" do osso ao redor da componente femural (L_f)..... 146

6.3- Avaliação da falha do cimento (C_f)..... 151

Capítulo 7

VII- CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....	160
7.1- Conclusões.....	160
7.1.1- Sobre a vida útil das próteses.....	160
7.1.2- Sobre os modelos desenvolvidos para prever a vida útil da prótese.....	161
7.1.3- Sobre a influência das diferentes variáveis na transmissão de esforços e energia de deformação.....	162
7.2 Recomendações.....	164
ANEXOS.....	165
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	176

LISTA DE FIGURAS

2.1	Cabeça femural e direções dos eixos clínicos.....	10
2.2	Vista superior da articulação com a cabeça do fêmur separada do acetábulo.....	10
2.3	Articulação coxo-femural.....	12
2.4	Movimentos principais do quadril: a)- Flexão, b)- Extensão, c)- Abdução-adução, d)- Rotação externa, e)- Rotação interna.....	12
2.5	Tipos básicos de componentes femurais.....	14
2.6	Próteses não cimentadas: a)- Com camada de material poroso de hidroxiapatita na parte proximal, b)- Prótese com colar e camada de material em todo o comprimento da haste.....	16
2.7	Diminuição da massa de osso com o tempo após a inserção, a)- Imediatamente após a implantação, b)- 76 meses após a implantação.....	16
2.8	Perda de mineral de osso em cada nível em porcentagem do osso intacto.....	17
2.9	Próteses cimentadas sem colar.....	20
2.10	Prótese sem colar após 7 anos de implantação, mostrando um funcionamento normal.....	25
2.11	Polimento da superfície inferior do colar produzido pela fricção.....	25
2.12	Forças que se originam durante o fenômeno de pivô em próteses com colar.....	26
2.13	Tipos de próteses utilizadas no estudo de seguimento clínico radiográfico realizado por GARELLICK em 1999: a) Prótese sem colar tipo Charnley; b) Prótese com colar tipo Spectrum.....	26

2.14	Preparação para extração da cabeça do fêmur fraturado.....	30
2.15	Furação da bacia para colocação do acetábulo.....	30
2.16	Colocação do acetábulo com dispositivo de posicionar.....	32
2.17	Abertura do canal medular com ferramenta cortante tipo fresa cilíndrica.	32
2.18	Ferramentas para a colocação da componente femural.....	33
2.19	Término da fixação da componente femural.....	33
2.20	Erro da posição da componente femural durante a implantação.....	35
2.21	Separação da cabeça da prótese do acetábulo no movimento de adução-abdução, determinada por RICHAR (1999) [110].....	35
3.1	Esquema de Kummer sobre a remodelação de osso.....	39
3.2	Seção transversal de uma amostra de osso trabecular.....	39
4.1	Modelo de elementos finitos do acetábulo e a componente femural.....	57
4.2	Distribuição das tensões de von Mises nas 16 posições de um ciclo de marcha.....	59
4.3	Distribuição das tensões de von Mises na superfície de contato do acetábulo para os casos extremos de carga.....	60
4.4	Linha medial do osso fêmur.....	62
4.5	Modelos cilíndricos: a)- Prótese metálica, b)- Cimento, c)- Osso, d)- Modelo completo.....	66
4.6	Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso.....	67
4.7	Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso.....	67
4.8	Influência do coeficiente de atrito na transmissão de tensões na superfície do osso no endóstio.....	70

4.9	Influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso, mantendo o ângulo de abertura do cone constante.....	71
4.10	Influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso, mantendo o ângulo de abertura do cone constante.....	71
4.11	Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso, para um coeficiente $\mu = 0$ de atrito entre a superfície da haste e o cimento de.....	73
4.12	Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições ao longo do comprimento do osso, para um coeficiente de atrito $\mu = 0$ entre a superfície da haste e o cimento de.....	73
4.13	Diferença entre os diâmetros D-d.....	75
4.14	a)- Modelo de haste comprida, de seção circular e ângulo de abertura do cone da haste de 2 graus, b)- Distribuição das tensões de von Mises na interface do osso no modelo.....	75
4.15	Geometria para a haste tipo CHARNLEY, a) Componente femural, b) Implantação no fêmur.....	77
4.16	Ângulos formados entre as coordenadas globais e as coordenadas locais desejadas.....	79
4.17	Diagrama de Blocos da rotina "SELECT" e da rotina "SELSENO".....	81
4.18	Seções imaginárias de análise e pontos da linha medial do modelo da componente femural da prótese total do quadril.....	82

4.19	Diagrama de blocos da rotina "TRANINFL".....	83
4.20	Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, no nó 3 na parte proximal da linha medial.....	86
4.21	Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, no nó 3 na parte proximal da linha medial.....	86
4.22	Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, no nó 15 na parte distal central da linha medial.....	87
4.23	Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, no nó 15, na parte distal central da linha medial.....	87
4.24	Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 3 (MPa)) ao osso, no nó 28, na parte distal central da linha medial.....	89
4.25	Influência da diferença em diâmetro (VAR 2 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 1) na transmissão da tensão equivalente máxima ao osso (VAR 3 MPa).....	89
4.26	Influência da diferença em diâmetro (VAR 2 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 1) na transmissão da tensão equivalente máxima ao cimento (VAR 4 (MPa)).....	90
4.27	Pontos de tensão equivalente máxima no cimento e no osso em função do tipo de modelo.....	91
4.28	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3.....	95

- 4.29 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3..... 95
- 4.30 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial..... 97
- 4.31 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial..... 97
- 4.32 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial..... 98
- 4.33 Influência da densidade do osso (VAR 1 (g/cm³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 2 (GPa)) na transmissão da tensão máxima equivalente (VAR 3 (MPa)) ao osso..... 98
- 4.34 Influência da densidade do osso (VAR 1 (g/cm³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 2 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao cimento..... 99
- 4.35 Pontos de esforço equivalente máximo no cimento e no osso em função do tipo de modelo..... 99
- 4.36 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3, aplicando também forças dos músculos..... 103
- 4.37 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3,

	aplicando também forças dos músculos.....	103
4.38	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial no nó 17, aplicando também forças dos músculos.....	105
4.39	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão axial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial no nó 17, aplicando também forças dos músculos.....	105
4.40	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão axial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial no nó 30, aplicando também forças dos músculos.....	107
4.41	Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao osso considerando as forças dos músculos.....	107
4.42	Pontos de tensão equivalente máxima no cimento e no osso em função do tipo de modelo.....	108
4.43	Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e do módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao cimento aplicando também forças dos músculos.....	109
4.44	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão radial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial, no nó 3, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação	

	dobrada.....	114
4.45	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial, no nó 3, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	114
4.46	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão radial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial, no nó 17, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	116
4.47	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial, no nó 17, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	116
4.48	Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial, no nó 30, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	118
4.49	Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao osso aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	118
4.50	Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão	

	equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao cimento aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada.....	119
5.1	Translação pura de um objeto.....	124
5.2	Esquema do arranjo holográfico utilizado.....	127
5.3	Fotografia do arranjo holográfico utilizado.....	127
5.4	Imagem do osso intacto.....	130
5.5	Fases correspondentes ao osso intacto: a)-Sem carga aplicada, b)- Após aplicação da carga de 10 N.....	131
5.6	Subtração da fase “com carregamento” da fase “sem carregamento” no osso intacto: a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N...	131
5.7	Fases correspondentes à prótese menor (130 mm): a)- Sem carga aplicada, b)- Após aplicação da carga de 10 N.....	132
5.8	Subtração da fase “com carregamento” da fase “sem carregamento” na prótese menor (130 mm): a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N.....	132
5.9	Fases correspondentes à prótese maior (180 mm de comprimento): a)-Sem carga aplicada, b)- Após aplicação da carga de 10N.....	134
5.10	Subtração da fase “com carregamento” da fase “sem carregamento” na prótese maior (180 mm de comprimento): a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N.....	134
5.11	Comparação entre deslocamentos obtidos por MEF para os modelos de osso intacto (EOSSO) e com prótese (EPROT) e os deslocamentos obtidos nos modelos físicos por Holografia, correspondentes ao osso intacto (HOSSO) e com prótese (HPROT), segundo o tipo de carga (10 N ou 40).....	137
6.1	Diagrama de blocos da rotina “SINAL1”, para determinar o sinal negativo de remodelação em cada ponto do osso.....	140

6.2	Diagrama de blocos da rotina "SINAL3" para determinar a média, e os valores máximos do sinal negativo de remodelação.....	141
6.3	Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR3(GPa)) no sinal de remodelação negativa (VAR 1 (Nmm)).....	146
6.4	Representação do modelo da influência do peso do corpo (N) na transmissão de tensão equivalente máxima (MPa) na superfície de contato do acetábulo de polietileno.....	149
6.5	Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm ³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 3 (GPa)) na tensão equivalente máxima na camada de cimento (VAR1(MPa)).....	153
6.6	Representação do modelo da influência do peso do corpo (N) na transmissão da tensão equivalente máxima (MPa) na camada de cimento.....	154
6.7	Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 5 (g/cm ³)) e o peso do corpo (VAR 4 (N)) no esforço equivalente máximo na camada de cimento (VAR 6 (MPa)), para densidades baixas.....	157
6.8	Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 8 (g/cm ³)) e o peso do corpo (VAR 7 (N)) no esforço equivalente máximo na camada de cimento (VAR 9 (MPa)), para densidades altas.....	157
6.9	Pontos de máximo esforço equivalente em função da densidade do osso para as mesmas condições de carga e mesmo material da haste da prótese, a) Densidade baixa do osso, b) Densidade alta do osso.....	158

LISTA DE TABELAS

2.1 Resultados da avaliação radiográfica após uma semana das implantações de próteses totais de quadril, GARELLICK (1999).....	28
4.1 Forças nos 16 instantes do ciclo de caminhada, para um paciente de 600 N de peso do corpo.....	57
4.2 Casos de forças extremas, para um paciente de 760 N de peso do corpo.....	58
4.3 Zonas de avaliação das diferentes variáveis.....	63
4.4 Características dos modelos simples para avaliar a influência do ângulo de abertura da haste.....	65
4.5 Características dos modelos simples para avaliar a influência do ângulo de abertura da haste.....	69
4.6 Características dos modelos para determinar a influência da diferença do diâmetro e das condições da união osso-cimento na transmissão de tensões.	78
4.7 Características dos modelos para determinar a influência do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso na transmissão de tensões.....	93
4.8 Características dos modelos para determinar a influência do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso na transmissão de tensões, quando aplicadas diferentes condições de carga.....	101
5.1 Deslocamentos resultantes dos nós da linha medial proximal da superfície do osso em relação ao nó 30, para os modelos físicos de osso intacto e com prótese obtidos por MEF e por holografia.....	136
6.1 Média geral do sinal de remodelação negativa para todo o osso após a implantação de próteses com diferentes módulos de elasticidade.....	143
6.2 Valores médios do sinal de remodelação negativa dos 35 nós da linha medial para cada módulo e densidade.....	143

6.3	Dados de sinal de remodelação negativa para determinar o modelo de S_{rem}	145
6.4	Componentes da força da articulação e tensão de contato máxima (S_c) em função do peso do corpo (w).....	148
6.5	Coeficiente ξ_m em função da idade e a atividade física.....	151
6.6	Tensões máximas na camada de cimento em função da densidade do osso e o módulo de elasticidade da haste.....	153
6.7	Tensão equivalente máxima em função do peso do corpo, para a mesma posição do ciclo de andar.....	154
6.8	Tensões equivalentes máximas na camada de cimento em função do peso do corpo e da densidade do osso.....	156

LISTA DE ABREVIATURAS

CCD	“Charge Coupled Device” (Dispositivo acoplamento de carga)
CIE	Posição central esquerda exterior
CIE	Posição esquerda exterior
cimt.	Cimento
CS	Posição central superior
DD	Posição distal direita
DDE	Posição distal direita exterior
DI	Posição distal
DIE	Posição distal esquerda exterior
E_{cimt}	Módulo de elasticidade do cimento
E_{haste}	Módulo de elasticidade da haste da prótese
E_{osso}	Módulo de elasticidade do osso
gra.	Grãos
MEF	Método dos Elementos Finitos
MOD.	Modelo
PC	Posição proximal central
PDE	Posição proximal direita exterior
PI	Posição proximal esquerda
PIE	Posição proximal esquerda exterior ao cimento
PII	Posição proximal esquerda interior
PIO	Posição proximal esquerda no osso
PMMA	Polimetilmetacrilato
UHWMP	Poliétileno de ultra-alto peso molecular
ULA	Unidade lógico-aritmética

LISTA SÍMBOLOS

a	Área da superfície porosa
$A(x,y,z)$	Vetor amplitude em um dado ponto (x,y,z) no espaço
A_b	Área da superfície disponível para os osteoblastos
a_b	Atividade de deposição de osso dos osteoblastos
A_c	Área da superfície disponível para os osteoclastos
a_c	Atividade de reabsorção de osso dos osteoclastos
B	Borda cotilodiana
c	Velocidade de propagação da luz
C	Constante de taxa de remodelação
C_{cir}	Constante das características do procedimento cirúrgico
C_k	Fatores biomecânicos representados pela idade
$C(\xi, \epsilon_{ij})$	Taxa na qual a matriz óssea é gerada
$C_{ijkl}(\xi)$	Tensor de quarta ordem que representa as constantes elásticas da matriz óssea
C_i	Falha do cimento
$CrCo$	Liga cromo-cobalto
$D-d$	Diferença entre os diâmetros de uma elipse
D_m	Diâmetro médio
dt	Incremento infinitesimal de tempo
$\frac{dm}{dt}$	Taxa de variação de massa
E	Módulo de elasticidade
e	Permissividade elétrica do meio
$E(x,y,z)$	Vetor intensidade do campo elétrico

Fa	Fossa acetabular
Fx	Força na direção do eixo x
Fy	Força na direção do eixo y
Fz	Força na direção do eixo z
g(s)	Função de influência
$g(x_e)$	Distribuição das variáveis externas
H _b , G _b	Constantes
H _c , G _c	Constantes
H _d	Profundidade de desgaste
H _{ij}	Tensor de "Fabric"
I	Irradiância
I ₁	Intensidade da onda objeto
I ₂	Intensidade da onda de referência
I _D	Intensidade detectada
I _R	Intensidade resultante
k	Estímulo de equilíbrio de remodelação
k ₁₁ , k ₂₂ , k ₁₂	Constantes
K _w	Coefficiente de desgaste
L(θ)	Comprimento médio entre as intersecções ao longo de todas as linhas de testes inclinadas com determinado ângulo (θ)
L	Comprimento da haste
L _c	Lábio Cotiloidiano
L _i	Lise do osso
L(x _d)	Expectativa de Y(x _d , x _e) em relação à distribuição de g(x _e)
m	Fração de massa de osso reabsorvida
M ₁₁ , M ₂₂ , M ₁₂	Constantes
Me	Meia lua

m_{ij}	Componentes da matriz M
M_{ij}	Componentes de um tensor de segunda ordem M
m_{ref}	Massa original de osso
N	Número de casos discretos de carga
n	Vetor unitário na direção da linha de teste com componentes x_1, x_2, x_3 , referidas a um sistema cartesiano retangular.
n_b	Número de osteoblastos por unidade de área
n_c	Número de osteoclastos por unidade de área
\bar{n}_i	Vetor unitário na direção de iluminação
\bar{n}_o	Vetor unitário na direção de observação
P	Esforço de contato
p	Índice de confiabilidade
$PM6$	Elemento
Q	Fluxo de sangue
R	Coefficiente de correlação
R^2	Coefficiente de determinação
s	Distância de deslizamento
S	Sinal de remodelação
$S(x)$	Valor local do sinal mecânico
S_a	Componente axial da tensão
$S_{a_{max}}$	Tensão axial máxima
S_c	Componente circunferencial da tensão
$S_{c_{max}}$	Tensão circunferencial máxima
$S_{e_{max}}$	Tensão equivalente máxima
S_m	Tensão media

$S_{\max(i)}$	Valor máximo em um nó específico da tensão ou do sinal de remodelação negativa (segundo o caso que se avalia)
$S_{\min(i)}$	Valor mínimo em um nó específico da tensão ou do sinal de remodelação negativa (segundo o caso que se avalia)
S_o	Valor de referência do estímulo de remodelação
S_r	Componente radial da tensão
$S_{ref.}$	Valor do sinal do osso intacto na mesma localização onde S foi medido no osso com prótese
$S_{r_{\max}}$	Tensão radial máxima.
S_{rem}	Sinal de remodelação negativa
S_x, S_y, S_z	Tensões nos eixos respectivos em coordenadas globais
t	Tempo
T_{ij}	Tensor de tensões
$Ts(i)$	Influência da variável avaliada
U	Densidade de energia de deformação
U_h	Energia de deformação local no osso com prótese
U_o	Densidade de energia de deformação antes da implantação da prótese
U_{o_i}	Energia de deformação local no osso intacto
V	Quantidade de superfície de deposição ou reabsorção de osso
$v(\phi, \theta, t)$	Velocidade instantânea de deslizamento
\vec{n}_s	Vetor sensibilidade
V_u	Vida útil da prótese
ω	Frequência angular das oscilações
w	Peso do corpo em N
$W(\theta, \phi)$	Desgaste instantâneo

θ, ϕ	Ângulos que determinam a localização de um ponto da cúpula acetabular em coordenadas esféricas
$Y(x_d, x_e)$	Resposta estrutural
α	Ângulo de abertura do cone da haste
$\bar{\Delta}r_s$	Deslocamento da superfície na direção da bissetriz do ângulo formado pelas direções de incidência e observação.
$\Delta\phi$	Diferença de fase entre a onda do corpo com deformação e sem deformação
$\bar{\Delta}r$	Vetor deslocamento de um ponto
ε	Deformação
$\varepsilon_{11}^0, \varepsilon_{22}^0, \varepsilon_{12}^0$	Deformações iniciais onde não ocorre remodelação (constante)
$\dot{\varepsilon}$	Taxa de deformação
ε_{ij}	Tensor de deformação
ε_0	Deformação onde não ocorre remodelação
$\phi(x,y,z)$	Fase das oscilações em um dado ponto (x,y,z) no espaço
γ	Densidade de massa local da matriz óssea
η	Coefficiente de Poisson
λ	Comprimento de onda da luz
μ	Coefficiente de atrito
θ	Ângulo entre a linha de teste e um eixo arbitrário na medição da distância entre as intersecções das trabéculas da cabeça do fêmur
ρ	Densidade aparente do osso
$\rho(x)$	Densidade local aparente do osso
σ	Tensão

σ_{ij}	Tensor de tensões
$\sigma(\theta, \phi, t)$	Tensão de contato
Ω	Volume original do osso
$\dot{\xi}$	Taxa de material remodelado no tempo
Ψ	Diferença de fase entre a onda objeto e de referência
ξ	Fração de volume da matriz óssea
$\langle \rangle$	Média no tempo

RESUMO

Esta pesquisa faz um estudo da interação da prótese coxo-femural e o osso, visando um incremento da vida útil da mesma, pois cada vez mais se faz necessário o uso desses implantes em pacientes jovens. Primeiramente, foi feito um estudo teórico baseado em trabalhos realizados anteriormente, utilizando dados obtidos por modelagem, dados de laboratório e de seguimento clínico de pacientes com diferentes tipos de próteses coxo-femorais implantadas, além de ter sido realizado um acompanhamento de cirurgias de implantação de próteses coxo-femorais. Este levantamento mostra que existem diferentes problemas da interação prótese-osso ainda não resolvidos na atualidade.

Foi estudada a influência de diferentes variáveis na transmissão das tensões e a energia de deformação do osso, criando modelos numéricos de implantes pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), tanto para avaliar o contato entre a cabeça da prótese e o acetábulo como para a interação da componente femural e o osso Fêmur. Para avaliar os resultados foi necessário desenvolver várias rotinas em linguagem C, as quais organizaram os resultados obtidos, que serviram como dados em um processamento estatístico posterior.

Por último foram desenvolvidos modelos teóricos representativos da vida útil da prótese, utilizando constantes obtidas por regressão múltipla dos resultados dos modelos de MEF. Os resultados foram testados em modelos físicos utilizando a técnica de interferometria holográfica digital e foi ajustado um sistema digital de processamento de imagens, que pode ser utilizado posteriormente em novas pesquisas.

ABSTRACT

This research focuses the interaction of the Total Hip prosthesis and the bone and its useful life. The study of the useful life of these implants has become very important especially for young patients, which have been submitted to implant surgeries. Firstly, theoretical study was made based on previous works, using data obtained by modeling, laboratory work and from the clinical evolution of patients with different types of Total Hip prosthesis. The attendance of surgeries of implantation of Total Hip prosthesis was accomplished. The theoretical study presents different problems of prosthesis-bone interaction, which still haven't been solved.

The influence of different variables in the transmission of the tensions and the deformation energy of the bone was studied by creating numeric models of implants with Finite Elements Method (FEM). The FEM developed were used to evaluate the contact between the head of the prosthesis and the acetabular component, and the interaction of the femoral component with the bone. Several routines in "C" language were developed for the analysis of the results and organization of the outputs obtained from the FEM. This data processing was used in a further statistical analysis.

The representative theoretical models of the useful life of the prosthesis were developed using constants obtained by multiple regressions of the FEM models outputs. The results were tested in physical models using the technique of digital holographic interferometry and were adjusted to a digital system of images processing. The adjustment of the holographic system may be applied in further research.

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 ASPECTOS GERAIS

Com a finalidade de se reduzir o nível de falha das próteses coxo-femorais e de assegurar uma vida útil de longo prazo das mesmas, pois cada vez mais é necessário o uso desses implantes em pacientes jovens, a interação biomecânica osso-prótese é estudada. Neste sentido procura-se definir as propriedades dos materiais, a geometria das próteses e as condições da união para assim impor uma transmissão natural de tensões ao osso e eliminar o efeito de variáveis externas na vida útil da implantação utilizando um desenho apropriado.

De estudos teóricos e práticos realizados anteriormente, utilizando dados de seguimento clínico de pacientes com diferentes tipos de próteses coxo-femorais implantadas, têm sido constatados diferentes problemas da interação prótese-osso, ainda não resolvidos. Estes problemas variam desde o tipo de prótese, geometria e a forma ou método em que é fixada ao osso, até como variáveis externas exercem influência. A combinação de todos estes parâmetros determina a vida útil da prótese.

Através dos métodos de seguimento clínico não é possível determinar qual a melhor variante de prótese, devido a suas limitações, principalmente em relação ao tempo. Portanto, utiliza-se neste trabalho o "Método dos Elementos Finitos" (MEF) para determinar as características da interação biomecânica osso-prótese, estudando a combinação de parâmetros de desenho e a influência de diferentes variáveis externas e internas na vida útil das próteses coxo-femorais.

Os códigos computacionais de elementos finitos, muito utilizados em análises de estruturas e componentes mecânicas, podem ser aplicados em análise de tensões em próteses e ossos, desde que se definam cuidadosamente as propriedades do material e a geometria. Esse procedimento além de incorrer na diminuição do custo de análise e no tempo de processamento tem apresentado bons resultados e proporcionado um perfeito entendimento da interação prótese-osso. Além do método numérico, a utilização da interferometria holográfica proporciona uma real distribuição das deformações, em imagem de alta resolução, com a vantagem de que os resultados, neste tipo de experimento, não são afetados pelo método de medida.

Assim, neste trabalho realiza-se uma análise teórica e numérico-computacional da interação biomecânica, avaliando a influência de diferentes variáveis na vida útil de próteses coxo-femorais, através do “Método dos Elementos Finitos” e técnicas de estatística, determinando as variáveis mais influentes e os valores mais favoráveis para obter uma transmissão adequada de cargas. Estes resultados teóricos são comprovados pelo método experimental de ensaio não destrutivo da Holografia Interferométrica. Conclui-se o trabalho com a formulação de modelos teóricos representativos da vida útil das próteses.

1.2 BREVE RESENHA BIBLIOGRÁFICA

Os primeiros autores a reconhecer a adaptabilidade dos ossos às tensões mecânicas que agem sobre eles foram GALILEO (1638) [1], WYMAN (1849) [2] e MEYER (1867) [3]. Segundo SCHAMID & SCHONBEIN (1984) [4] o alemão Karl Culman, em 1966, foi o primeiro a sugerir que a arquitetura do osso trabecular é organizada segundo trajetórias de tensões principais. Esta resposta adaptativa dos ossos sob o efeito de tensões foi estabelecida por WOLFF (1870) [5] e foi denominada como Lei de Wolff.

A primeira aplicação dos princípios da mecânica na ortopedia foi no trabalho de MELLER (1867) [3], o qual faz uma análise de tensões na parte superior do fêmur. Este trabalho foi seguido posteriormente por WOLFF (1870) [5] e outros autores e embora estes não utilizassem o MEF, motivaram o emprego do mesmo. PAUWELS (1948) [6] desenvolveu experimentos de foto-elasticidade dirigidos a essa teoria da adaptabilidade. KUMER (1966) [7] demonstrou qualitativamente a similaridade entre um modelo tridimensional do fêmur e a arquitetura do osso trabecular.

Os trabalhos de JONES *et al.* (1977) [8] e de WOO *et al.* (1979) [9] mostraram um aumento na densidade e na largura dos ossos em animais submetidos a exercícios fortes. Existem também os trabalhos de RAMBAUT & JOHNSON (1979) [10] que observaram a estagnação de formação e crescimento dos ossos de animais que viajaram para o espaço, onde há ausência de gravidade. Segundo SLOOFF (1977) [11] outro aspecto que influencia nos processos de remodelação é o enxerto de implantes ou próteses metálicas que são muito mais rígidas do que o material ósseo e produz um efeito de escudo, o qual provoca reabsorção de osso nos lugares onde não existe transmissão de carregamentos e que pode ser minimizado com padrões de tensões naturais.

Atualmente as pesquisas, nas quais avalia-se o comportamento mecânico dos ossos e suas próteses, estão direcionadas a aumentar a vida útil das próteses, fazendo seguimento clínico dos pacientes com próteses implantadas ou utilizando técnicas computacionais ou de laboratório. Nesta linha de pesquisa podem-se mencionar os trabalhos de GUSTILO *et al.* (1989) [12] e CHIAL *et al.* (1992) [13].

Uma das técnicas mais utilizadas na determinação teórica das tensões é o "Método dos Elementos Finitos" (MEF), que tem sua origem há 45 anos com os trabalhos de AGYRIS (1955) [14]. Este autor sugere que o comportamento de um corpo pode ser aproximado pelo uso de componentes de rigidez equivalentes. TURNER *et al.* (1956) [15] sugeriram a aproximação do corpo pela ligação dessas

componentes de rigidez. Estes trabalhos combinados com a disponibilidade dos meios de computação levaram à rápida aplicação do método em diferentes projetos de pesquisa. Desta forma GALLAGHER *et al.* (1962) [16] sugeriram uma extensão do método a sólidos tridimensionais e de comportamento não linear.

Em 1972 foi introduzida pela primeira vez, em ortopedia, a análise de tensões de partes do esqueleto por MEF, com os trabalhos de RYBICKI, SIMONEN & WEISS (1972) [17], que realizaram estudos em duas dimensões da parte superior do fêmur considerando as forças dos músculos. Com o desenvolvimento dos meios computacionais a teoria da lei de Wolff foi comprovada em vários estudos utilizando o MEF, como nos trabalhos de RYBICKI *et al.* (1972) [17], MCLEISH & CHARNLEY (1970) [18] e BROUN *et al.* (1978) [19].

Existem vários trabalhos de análises de tensões em três dimensões em osso intacto com o MEF, como os desenvolvidos por WOOD (1975) [20], WALLIAPPON, SVENSON & WOOD (1977) [21], BROUN & FERGUSON (1978) [22], ROHLMANN, BEGMANN & KALBEL (1979) [23], nos quais os resultados foram comparados com medições de laboratório.

O MEF demonstrou ser uma boa ferramenta para avaliar os efeitos de diferentes fatores na transmissão de tensões em próteses como nos trabalhos de McNEICE (1974) [24], o qual investigou as tensões no fêmur produzidas pela prótese do quadril, BARTEL & ULROY (1975) [25] estudaram os efeitos da geometria e a rigidez das próteses nos ossos e ADRIACCHI, GALANTE & BELYTSCHKO (1976) [26] avaliaram as tensões em próteses totais do fêmur. Também foi realizada por McNEICE & AMSTUTZ (1976) [27] uma análise por MEF das tensões na camada de cimento que fixa a prótese ao osso e HUISKES *et al.* (1977) [28] aplicaram MEF no desenho das próteses.

Atualmente se aplica com êxito a modelagem matemática com MEF para poder analisar o comportamento do osso e a interação osso-implante, com auxílio de

experiências e análises clínicas, procurando aumentar sua vida útil como o trabalho de KUIPER & HUISKES (1997) [29]. Além destes têm sido realizados trabalhos de otimização do desenho da prótese como os de DARVY & KATOOZIAN (1994) [30].

Outros trabalhos desenvolvidos no sentido de otimizar o desenho da prótese como os de HERBERTS & MALCHAU (1997) [31] e CHANG *et al.* (1999) [32] mostraram evidências de que existem variáveis externas que exercem grande influência na vida útil das próteses a qual pode ser controlada facilmente, o que torna necessário desenvolver um desenho que responda a um amplo número de condições a partir de uma otimização.

A holografia, técnica inventada por Denis Garbor em 1948 [33], tem sido aplicada em ortopedia desde 1971. Trata-se de um método óptico que permite gravar e reproduzir as informações de intensidade e fase de uma onda luminosa, como veremos posteriormente. PIWERNETZ & ROHLER (1976) [34] determinaram as propriedades elasto-mecânicas do osso trabecular da espinha através do método de holografia. No trabalho foram cortados blocos de osso de iguais dimensões e aplicaram-se diferentes cargas para produzir deslocamentos pequenos, mantendo o teste dentro do limite elástico.

A aplicação da holografia na análise do comportamento de fixadores de fratura internos e externos tem sido reportada por HANSER *et al.* (1972) [35], KOJIMA *et al.* (1986) [36] e SHELTON *et al.* (1990) [37]. No trabalho de SHELTON (1991) [38] constata-se como as fraturas transversais ao eixo da tíbia mostram uma baixa estabilidade à torção, sendo que esta instabilidade é relacionada com a diferença da densidade das franjas em ambos extremos da fratura.

SHELTON & BONFIELD (1990) [39] fizeram experiências submetendo à flexão uma placa de osso com um pino de aço inoxidável e outra com um pino de polietileno reforçado e hidroxiapatita. Neste caso as diferenças na transferência de cargas ao osso foram comprovadas pela diferença de densidade e descontinuidade

das franjas. A holografia interferométrica tem sido utilizada para investigar as deformações no fêmur intacto e com próteses implantadas por vários autores como HANSER (1979) [40], MANLEY *et al.* (1983) [41], KASPRZAK *et al.* (1985) [42] e KATZ *et al.* (1990) [43].

Atualmente, devido à velocidade e capacidade de armazenamento dos computadores e a resolução espacial dos dispositivos de registro eletrônico (CCD) com mais pixels e dimensões reduzidas dos pixels é possível registrar diretamente o holograma e avaliá-lo digitalmente mediante simulação em computador. Os métodos digitais permitem a análise das frentes de ondas que foram previamente registradas, sem precisar recorrer a uma reconstrução física e podem ser utilizados para comparar duas ou mais frentes de ondas, SCHNARS (1994) [44], PEDRINI (1997) [45] e PEDRINI *et al.* (1998) [46].

1.3 ESCOPO DO TRABALHO

O objetivo principal da pesquisa é realizar um estudo da interação biomecânica osso-prótese do fêmur visando o incremento da vida útil das próteses. Para isso pretende-se avaliar a influência de diferentes variáveis externas quanto às características da geometria, material e condições de união da haste das próteses na transmissão de cargas ao osso, utilizando-se o Método dos Elementos Finitos, técnicas de estatística e a Holografia Interferométrica, tendo em vista que tal transmissão é o fator prático mais importante para evitar a perda da união prótese-osso. Como resultado são desenvolvidos modelos representativos da interação osso-prótese, os quais possibilitam uma previsão da vida útil da prótese.

No capítulo 1 (Introdução) é dada uma introdução ao trabalho constituída de revisão bibliográfica, a qual apresenta as pesquisas mais pertinentes desenvolvidas

até o presente trabalho. Neste capítulo também são apresentados o objetivo do trabalho e a organização do mesmo.

No **capítulo II (Características da articulação coxo-femural, próteses e formas de implantação)**, é feito um estudo teórico sobre a interação prótese-osso quanto ao tipo de prótese e à forma ou método em que é fixada ao osso e são apresentadas as características da articulação coxo-femural, da prótese e da interação biomecânica prótese-osso. Neste capítulo são feitas algumas considerações sobre as cirurgias de implantação de próteses coxo-femorais e se finaliza o capítulo apresentando os fatores que provocam a perda da implantação da prótese coxo-femural, não resolvidos na atualidade.

No **capítulo III (Comportamento biomecânico dos ossos e suas próteses)** é apresentado um histórico dos diferentes mecanismos ou modelos teóricos utilizados para expor os aspectos que caracterizam a interação biomecânica e a remodelação de osso, sendo proposto um modelo teórico representativo da vida útil da prótese como hipótese, a partir do qual se desenvolve a tese posteriormente.

No **capítulo IV (Análise numérica computacional da interação osso-prótese)** é realizada uma análise numérica da transmissão de tensões e deformações ao osso e o contato da cabeça da prótese e o acetábulo de polietileno, utilizando o código de Elementos Finitos "LUSAS". Para avaliar os resultados desta análise foram desenvolvidas várias rotinas em linguagem "C", buscando determinar a influência das diferentes variáveis na transmissão de tensões e deformações ao osso e as partes internas do osso que apresentem maiores probabilidades de falha, assim como os pontos onde estas variáveis exercem maior influência e, centralizando a análise, posteriormente, nestes pontos.

No **capítulo V (Análise experimental)** são apresentadas as características gerais da aplicação da Holografia Interferométrica na ortopedia e as características gerais da Holografia Interferométrica Digital. São determinados por esta técnica os

padrões de deformação nos modelos físicos do osso. Este procedimento foi adotado como método de averiguação dos modelos numéricos produzidos com o “Método dos Elementos Finitos”.

No **capítulo VI (Formulação de algoritmo de análise da vida útil da prótese)** realiza-se uma discussão dos resultados obtidos na aplicação dos modelos de Elementos Finitos, para qual foram desenvolvidas outras rotinas em linguagem “C”, no sentido de avaliar estes resultados. Neste caso, aplica-se regressão múltipla em cada análise de variáveis para desenvolver o modelo final teórico e, assim, caracterizar a vida útil da prótese.

Finalmente, no **capítulo VII (Conclusões e Recomendações)** são apresentadas as conclusões deste estudo, assim, como as recomendações para estudos futuros e, em seguida são apresentados os **Anexos** e as **Referências Bibliográficas**.

CAPÍTULO II

CARACTERÍSTICAS DA ARTICULAÇÃO COXO-FEMURAL, PRÓTESES E FORMAS DE IMPLANTAÇÃO.

2.1 ARTICULAÇÃO COXO-FEMURAL

A articulação coxo-femural é uma articulação tipo esferóide, cujas superfícies articulares são esféricas. A cabeça femural é constituída por dois terços de uma esfera de 40 a 50 mm de diâmetro e é sustentada pelo colo femural que assegura a junção com a diáfise, como mostra a Figura 2.1. Ainda nesta figura pode-se observar o sistema de eixos utilizado em medicina para indicar as direções dos diferentes movimentos e das forças.

O eixo do colo femural forma um ângulo denominado de “Inclinação” de 125° com o eixo diafisário no adulto (Figura 2.1). Este eixo é aberto para dentro e para frente entre 10° – 30° chamado ângulo de “Declinação”, também chamado ângulo de “Anteversão”. O eixo do acetábulo está orientado entre 30° – 40° em relação à horizontal e também 30° – 40° em relação ao plano frontal. O ângulo de Wiberg “w” representa a cobertura do acetábulo sobre a cabeça femural, como mostra a Figura 2.2, KAPANDJI (1990) [47].

Como mostram as Figuras 2.2 e 2.3, a cavidade cotilóide ou acetábulo recebe a cabeça femural e têm a forma de uma semi-esfera, limitada em seu contorno pela borda cotilodiana “B”.

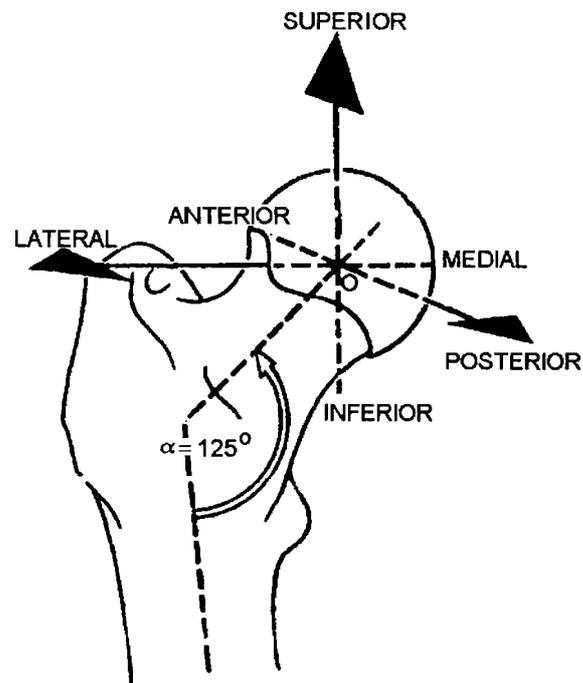


FIGURA 2.1 - Cabeça femoral e direções dos eixos clínicos

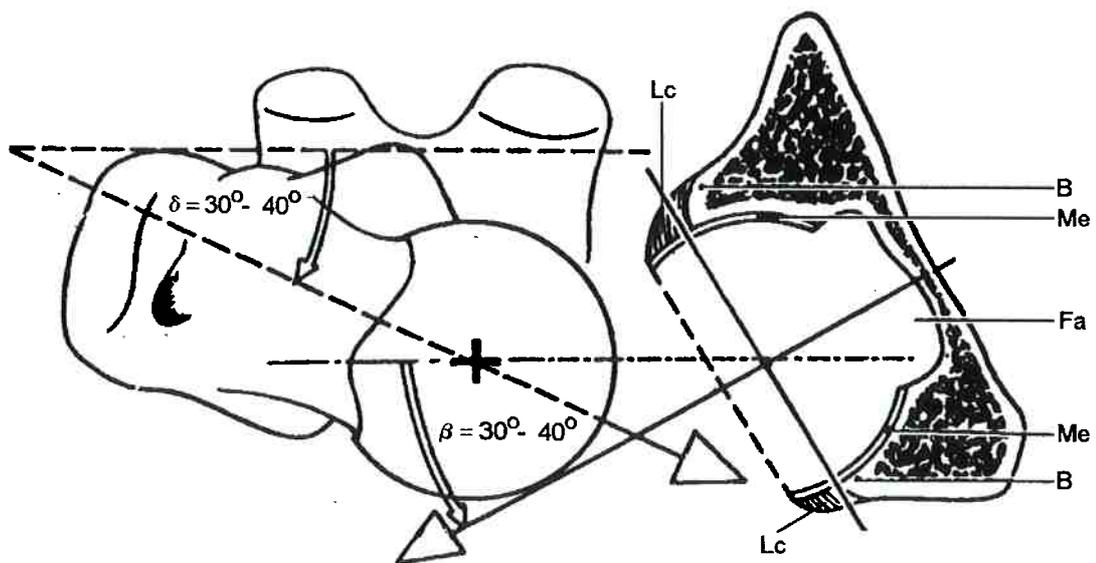


FIGURA 2.2 - Vista superior da articulação com a cabeça do fêmur separada do acetábulo

A parte central do acetábulo chamada Fossa Acetabular “Fc” não entra em contato com a cabeça do fêmur, mas somente a Meia Lua “Me” é quem entra em contato através de uma cartilagem. Nestas mesmas figuras (Figuras 2.2 e 2.3) pode-se observar como o Lábio Cotiloidiano “Lc” assenta-se sobre a borda do acetábulo. É interessante notar que na posição em pé não existe coincidência entre as superfícies articulares da cabeça do fêmur e do acetábulo. As superfícies articulares coincidem somente após um movimento de flexão, abdução e rotação externa quando é atingida a posição quadrúpede, sendo portanto a posição fisiológica do quadril, KAPANDJI (1990) [47].

Como o conteúdo do trabalho se referirá às forças que se originam na articulação em função do tipo de movimento do quadril, a seguir são mencionados os principais movimentos, os quais estão representados esquematicamente na Figura 2.4.

FLEXÃO: Movimenta a face anterior da coxa ao tronco e pode atingir até mais de 140 graus (Figura 2.4-a).

EXTENSÃO: Movimenta o membro inferior para trás do plano frontal e pode atingir entre 20 e 30 graus (Figura 2.4-b).

ABDUÇÃO: Movimenta o membro inferior para fora e pode atingir entre 20-30 graus (Figura 2.4-c).

ADUÇÃO: Movimenta o membro inferior para dentro e o aproxima ao plano de simetria, pode atingir entre 20-30 graus (Figura 2.4-c).

ROTAÇÃO LONGITUDINAL: A rotação longitudinal efetua-se em torno do eixo mecânico do membro inferior e pode ser externa e interna (Figura 2.4-d). A rotação externa pode atingir até 60 graus e a interna pode atingir entre 30-40 graus, (Figura 2.4-f).

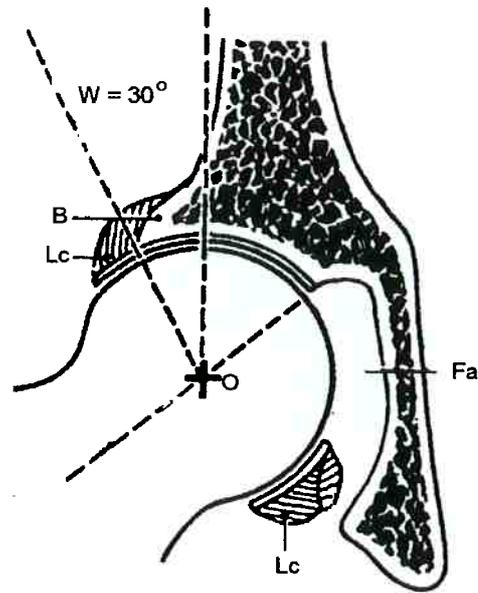


FIGURA 2.3 - Articulação coxo-femural

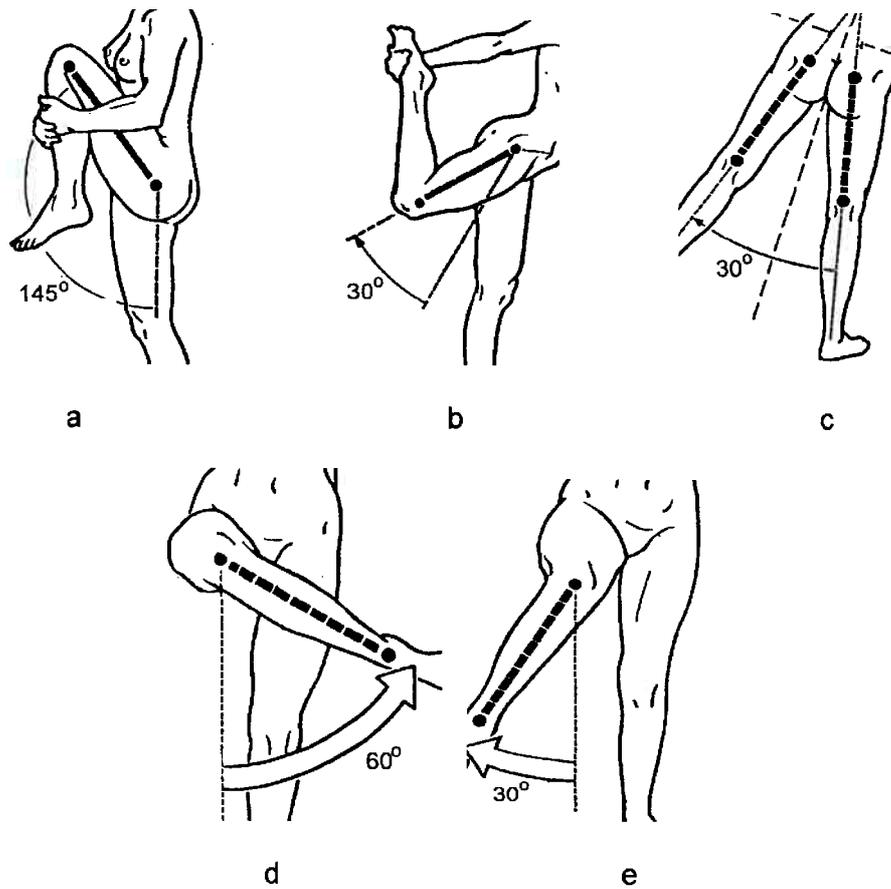


FIGURA 2.4 - Movimentos principais do quadril: a)- Flexão, b)- Extensão, c)- Abdução-adição, d)- Rotação externa, e)- Rotação interna

2.2 DIFERENTES TIPOS DE PRÓTESES

Atualmente existem diferentes sistemas de próteses totais de quadril, com geometria, material e formas variadas de fixação da componente femural no osso. Ao mesmo tempo cirurgiões e projetistas adotam diferentes critérios em relação à vida útil de cada tipo de prótese. Neste capítulo serão apresentados os diferentes tipos de prótese e os sistemas de fixação, assim como os critérios ou teorias dos pesquisadores sobre as mesmas.

Os tipos de sistema de componente femural mais comuns, dos quais se originam todos os sistemas existentes, estão representados na Figura 2.5. A seguir são apresentadas as formas em que a prótese é fixada no fêmur.

2.2.1 PRÓTESES NÃO CIMENTADAS

Quando a prótese não é cimentada ao osso, geralmente coloca-se uma camada de material na superfície da haste da mesma com determinada porosidade ou textura superficial. O objetivo deste procedimento é promover um crescimento do osso dentro da superfície do implante e conseguir a osteointegração.

A camada de material pode ser depositada em todo comprimento da superfície da haste ou em determinada parte, como pode-se observar na Figura 2.6. [48-49]. Neste tipo de implante podem ocorrer os seguintes problemas:

a)- micro-movimentos relativos entre o implante e o osso que impedem o crescimento do osso dentro da superfície do implante, não propiciando a osteointegração ou formando-se um tecido fibroso que posteriormente falha, devido às tensões elevadas produzidas na interface haste-osso.

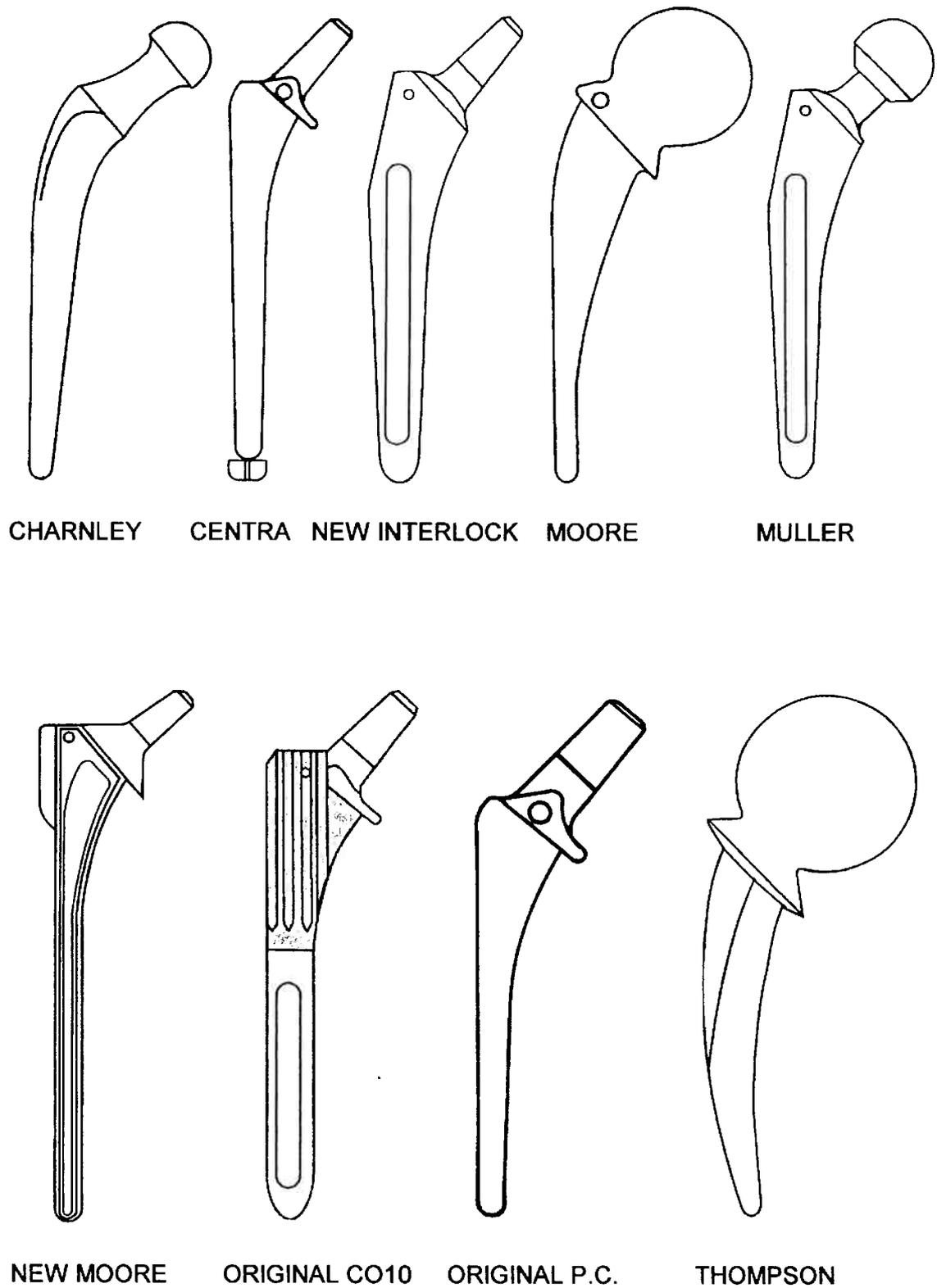


FIGURA 2.5 - Tipos básicos de componentes femurais

b)- o efeito de escudo, com certa magnitude e duração, à transmissão de tensões e à deformação no osso produzida pela prótese, principalmente na parte proximal.

c)- a perda do osso, com certa quantidade, produzida pelo efeito de escudo.

Nas próteses não cimentadas com camada superficial porosa da haste, tem-se registrado osteoporose depois da inserção da mesma principalmente para diâmetros maiores de 13.5 mm (ENGH *et al.* 1992) [50] estando correlacionada esta reabsorção de osso com a diminuição de tensão de flexão. Além disso, neste tipo de prótese após 5 anos da realização do implante são detectados micro-movimentos menores de 20 μ m nas regiões de crescimento de osso. Estes micro-movimentos são maiores nas pontas das próteses proporcionalmente a como foi colocada (em “valgus” ou “varus”), e diminuem com o aumento do comprimento da camada de material poroso.

ENGH *et al.* (1992) [50] constataram através de extensômetros uma diminuição das deformações de até 80% depois da realização da implantação da prótese não cimentada, utilizando uma camada de material porosa, em comparação ao fêmur intacto. Esta diminuição das deformações produz perda de osso em diferentes partes como são mostradas na Figura 2.7.

Neste trabalho de ENGH *et al.* (1992) [50] também foram determinados os conteúdos de mineral de osso. Com estas medidas foi possível observar variações nos conteúdos de mineral de osso depois de ter sido feito o implante, onde ocorreram maiores perdas de osso na parte proximal (nível A), atingindo até um máximo de 47%, como pode-se observar na Figura 2.8. Quando somente uma parte da haste da prótese não cimentada (proximal) é recoberta, ocorre maior transmissão de carga nesta parte do que no caso da utilização de uma prótese não cimentada com toda a superfície da haste recoberta de material.



FIGURA 2.6 - Próteses não cimentadas a)- Com camada de material poroso de hidroxiapatita na parte proximal, b)- Prótese com colar e camada de material em todo o comprimento da haste

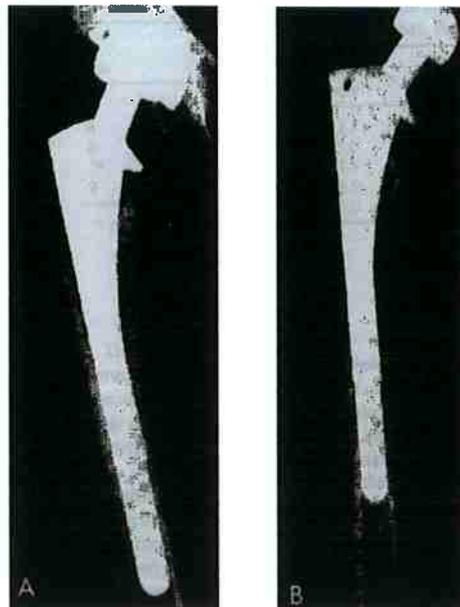


FIGURA 2.7 - Diminuição da massa de osso com o tempo depois da inserção, a) Imediatamente depois da implantação, b)- 76 meses depois da implantação

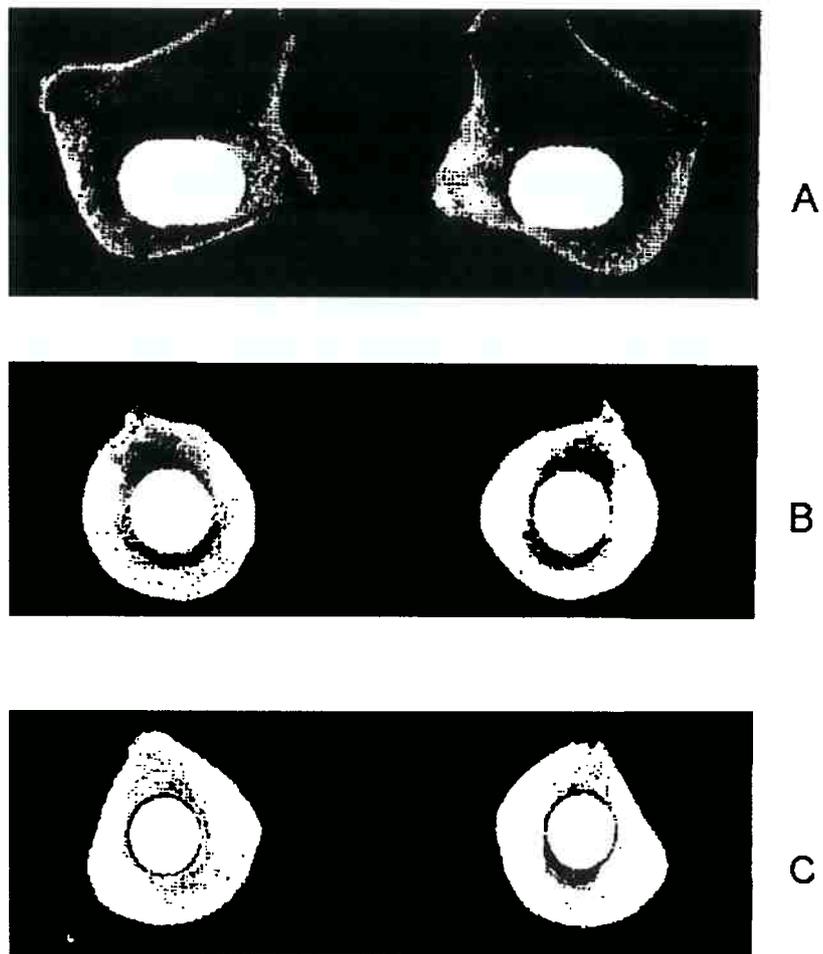
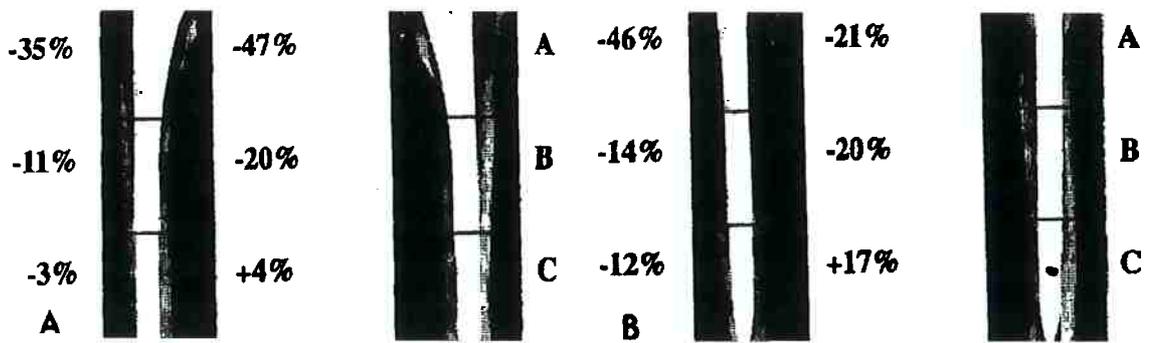


FIGURA 2.8 - Perda de mineral de osso em cada nível em porcentagem do osso intacto

No entanto existem concentrações de tensões cortantes na ponta onde termina esta superfície recoberta e um efeito de alavanca gerando maiores tensões na parte distal.

GEESINK (1988) [51] constatou clinicamente, ao avaliar uma prótese recoberta com hidroxiapatita na parte proximal, que precisamente na parte onde as tensões são maiores (na ponta distal da camada de hidroxiapatita) foi onde se atingiu maior osteointegração. Por outro lado estudos clínicos têm demonstrado que as próteses cimentadas e não cimentadas apresentam resultados similares em relação à vida útil (GOODMAN; FORNASIER & KEI (1988) [52] e GUSTILO *et al.* (1989) [12]), mas em outros estudos como de HADDAD *et al.* (1990) [53] foi comprovado que as próteses não cimentadas proporcionam resultados inferiores.

2.2.2 PRÓTESES CIMENTADAS

No desenvolvimento das próteses cimentadas existiram várias gerações. As próteses correspondentes à primeira geração foram implantadas na década de 1960 e as técnicas empregadas ficaram conhecidas por suas originalidades (WILLIAM (1992) [54]). As próteses utilizadas nesta fase se caracterizaram por não possuir tampão intramedular, não se utilizava um cano para repartir o cimento, não era feita a pressurização do cimento durante a implantação, as hastes eram feitas de metal fundido e em muitas ocasiões tinham bordas estreitas e quinas afiadas. Posteriormente surgiu uma segunda geração de próteses cimentadas, as quais foram introduzidas na metade da década de 70. Neste caso as próteses se caracterizaram por possuir o tampão medular, se usava o cano para repartir o cimento dentro do osso e a componente femural era feita de uma liga de metal de qualidade, com as bordas na parte medial arredondadas.

Na atualidade tem-se introduzido várias técnicas novas com o objetivo de aumentar a vida útil das próteses, como diminuir a porosidade do cimento com uma mistura feita a vácuo (DAVIES & HARRIS (1990) [55]) ou por centrifugação, pressurizando o cimento depois da implantação e centralizando a haste dentro da camada de cimento. Estas técnicas são consideradas como de terceira geração.

A perda da componente femural para as próteses implantadas com técnicas de primeira geração, segundo observado por MULROY & HARRIS (1990) [56] foi de 30-40%, já as implantadas de acordo com a segunda geração foi de 3-7% STAUFFER (1990) [57].

Em relação à interface cimento-osso existe uma contradição na teoria de fixação da haste da prótese no cimento, pois alguns autores acreditam que a haste deve ter deslizamento no cimento para proteger a interface cimento-osso e outros consideram que deve estar firmemente colada.

Alguns autores consideram que depositando uma camada de material rugosa na superfície da haste antes da inserção a união fica mais forte e aumenta a resistência à fadiga do cimento, como pode-se observar na Figura 2.9, sendo que a união entre o cimento e o metal é mais débil do que a resistência do próprio cimento e acreditam que o descolado da interface haste-cimento é o mecanismo inicial para que se produza a perda da prótese, porque são produzidos picos altos de tensões.

Em estudos de seguimento clínico realizados por SALVAT *et al.* (1989) [58], 13% das próteses cimentadas implantadas tiveram taxas de falha, que precisaram ser revisadas. Em pesquisas de seguimento clínico por 15 anos, KAVANOUGH (1989) [59] somente 9% das próteses precisaram ser revisadas. Segundo SHARP & PARTER (1985) [60] e JINNAHR (1986) [61] as maiores taxas de falha das próteses cimentadas encontram-se nos pacientes com menos de 50 anos, as quais têm sido atribuídas à atividade física elevada e ao peso do corpo.



FIGURA 2.9 - Próteses cimentada sem colar

A perda da implantação de próteses coxo-femural mais comum é causada pela reabsorção de osso ao redor da prótese, devido a falhas por sobrecarga mecânica no tecido que suporta a prótese e pela reabsorção de osso junto com as partículas de desgaste de polietileno, cimento ou metal. Outro problema é a remodelação adaptativa do osso na parte proximal como muitos autores mencionam, no entanto JASTY *et al.* (1990) [62], demonstraram que essa remodelação adaptativa não leva necessariamente à perda da implantação, segundo estudos realizados em pacientes após 17 anos da implantação de próteses cimentadas terem sido efetuadas. Do mesmo modo, MALONEY *et al.* (1989) [63] observaram, em um estudo de casos de autópsia de implantes colocados com mais de 17 anos, uma boa osteointegração entre o cimento e o osso em hastes firmemente coladas.

JASTY *et al.* (1991) [64] estudaram detalhadamente 16 casos de autópsias, com implantações bem sucedidas e indicaram como mecanismo inicial e primário de falha da componente femural a separação ou descolamento da interface cimento-haste. No mesmo trabalho foram observadas fraturas radiais e circunferenciais

próximas à ponta das próteses metálicas, onde o cimento possuía vazios e onde a camada de cimento era fina.

Algumas tentativas têm sido feitas no sentido de reduzir a falha da componente femural colocando uma camada na superfície da haste como por exemplo: metil-metacrilato antes da inserção ou preparando a superfície da mesma com uma determinada textura PILAR & BRATINA (1980) [65] e RAAB *et al.* (1981) [66]. No entanto, estudos clínicos recentes têm demonstrado que quando a interface cimento-haste fica bem colada ou fixa, podem ser transmitidas consideráveis tensões cortantes axiais ou em direção descendente à interface osso-cimento através da camada de cimento MILES (1990) [67].

Para eliminar a alta transmissão de tensões cortantes é proposta por alguns pesquisadores como FOWLER *et al.* (1989) [68] e LING (1992) [69] a utilização de uma interface haste-cimento descolada, utilizando uma superfície da haste completamente polida e com uma determinada conicidade. A superfície da haste descolada, cônica e altamente polida com um certo coeficiente de atrito pode diminuir as tensões cortantes na interface cimento-osso e incrementar tensões de compressão e circunferenciais dentro da camada de cimento, LEE (1990) [70], HUISKES (1990) [71]. Como o cimento acrílico é um material viscoelástico, ao entrar em escoamento pode ocorrer com o tempo a diminuição das tensões circunferenciais, como resultado da relaxação de tensões associada ao comportamento deste tipo de material viscoelástico.

Assim, no trabalho de NORMAN *et al.* (1996) [72] foi realizada uma análise da variação das condições de união (colado ou não), na interface cimento-haste pelo MEF, usando um modelo axisimétrico em duas dimensões, sendo empregado o código de MEF "ABACUS". As tensões não ultrapassaram os limites de tensões estáticas nem de fadiga para a camada de cimento.

2.2.3 PRÓTESES COM COLAR

ROBIN (1992) [73] propõe a definição de colar nas próteses (Figura 2.6.b), como qualquer projeção da superfície proximal da haste, que interfere com a capacidade da haste de movimentar-se distalmente dentro da camada de cimento e define as funções principais do uso do colar como:

a)- transferência de carga diretamente à superfície cortada do colo do fêmur, o que requer um colar grande.

b)- transferência de carga ao extremo proximal da camada de cimento, devendo este ser um colar pequeno.

c)- uma forma pela qual o cirurgião reconhece o momento em que deve parar de introduzir a prótese dentro do osso.

Através da história do uso das próteses cimentadas, tem existido discordância em relação à utilidade do uso do colar no componente femural. Vários autores como WEINANS (1991) [74] apóiam o uso do colar, os quais acreditam que este colar contribui com a pressurização do cimento, diminui os micromovimentos relativos e incrementa as tensões na parte proximal. Outros autores como RICKARDS & DUNCAN (1986) [75] consideram que o contato do colar no colo da parte medial do osso não é atingido e, caso consiga contato este não é mantido.

ROBIN (1992) [73] justifica que a utilização do colar não é necessária e mostra vários exemplos de casos de inserção de próteses, nos quais não foi usado o colar e não ocorreu reabsorção de osso após 7 anos da realização da inserção, como é mostrado na Figura. 2.10. Por outro lado têm sido mencionados casos de reabsorção de osso na parte medial proximal abaixo do colar, COTTERILL *et al.* (1982) [76], o qual pode ter sido produzido por muitos fatores, mas o mais importante seria a não existência de um contato adequado entre o colar e a superfície cortada do fêmur.

DENHAM (1992) [77] projetou uma ferramenta especial para cortar de forma adequada o colo do fêmur e conseguir um contato adequado entre o colar da prótese e o colo do fêmur para carregar a parte proximal do osso. Foram feitas várias implantações usando esta técnica e ao revisá-las posteriormente encontrou-se reabsorção do osso também na parte medial proximal abaixo do colar da prótese. RICKARDS & DUNCAN [75] realizaram um estudo com 92 próteses implantadas utilizando próteses com colar e depois da implantação foram eliminadas 26% do total, porque não ocorreu um contato adequado entre o colar e o colo do fêmur e 76% do grupo restante de próteses tiveram absorção de osso entre o primeiro e o segundo ano da implantação.

O material produzido do atrito entre a superfície do colar que está em contato com o cimento ou com o osso ou com os dois, podem provocar "LISE" (reabsorção de osso por células ao tentar eliminar as partículas de desgaste consideradas como estranhas), sendo uma das principais causas da reabsorção do osso (ANTHONY *et al.* (1993) [78]), mesmo estando a haste cimentada bem fixa. No estudo de MALONEY [63] e de BURKE (1991) [79], se menciona a existência de micromovimentos axiais relativos entre a haste e o osso maiores de 40 μm e micromovimentos torsionais superiores a 150 μm . Estes micromovimentos unidos à rugosidade superficial das hastes, onde as pontas das asperezas podem chegar até 10 μm produzem partículas finas de metal e acrílico. Também é difícil evitar a presença de uma fina camada de cimento entre a superfície inferior do colar e o osso, o que incrementa a produção destas partículas com os micromovimentos rotacionais.

Esta teoria foi sustentada no trabalho de ANTHONY [78], que encontrou polimento em mais de 80% das hastes examinadas, como é mostrado na Figura 2.11, o que indica que as pontas das asperezas da superfície inferior do colar foram eliminadas, resultando a produção de partículas finas.

Outro problema deste tipo de prótese é o fenômeno de pivô, o qual foi um dos mecanismos de falha da haste postulados por GRUEN (1979) [80], no qual a haste inclina-se apoiando-se no colar, originando duas forças principais como é mostrado na Figura 2.12: a)- uma força na parte do suporte a qual pode provocar o polimento da superfície do colar como vimos anteriormente e; b)- outra na ponta da haste. Este fenômeno também foi observado por JASTY [64], que estudou somente próteses cimentadas com colar. Por isso os defeitos na camada de cimento foram associados à fratura do cimento e descolado, os quais foram mais freqüentemente vistos na parte proximal medial e lateral distal. Também a falha cirúrgica na hora de remover o calcar femural para conseguir o apoio adequado da prótese no fêmur provoca a perda da implantação em pouco tempo após realizada a mesma.

No osso intacto, o sistema de trabéculas da cabeça do fêmur age como um amortecedor de cargas de impacto, e as cargas são transmitidas de forma amortecida ao colo do fêmur, que por sua vez é de espessura fina. Quando colocada a prótese e retirada a cabeça do fêmur, este sistema de amortecimento é perdido. Estas cargas de impacto também são transmitidas ao acetábulo de polietileno no quadril, o que aumenta a taxa de incremento de tensões de contato, produzindo um incremento do desgaste do polietileno e aumento da produção de partículas de polietileno, consequentemente ocasionando a perda da implantação, FISHER (1991) [81].

No hospital universitário da Universidade de Goteborg, Suécia, foi realizado recentemente um estudo de seguimento radiográfico em 410 implantações de próteses totais de quadril de dois tipos específicos, uma prótese sem colar do tipo "Charnley", de um comprimento da haste de 112 mm e diâmetro da cabeça de 22,2 mm e outra com colar tipo "Spectron", de 130 mm de comprimento da haste e um diâmetro da cabeça de 32mm, as quais podem ser observadas na Figura 2.13.



FIGURA 2.10 - Prótese sem colar após 7 anos de implantação, mostrando um funcionamento normal

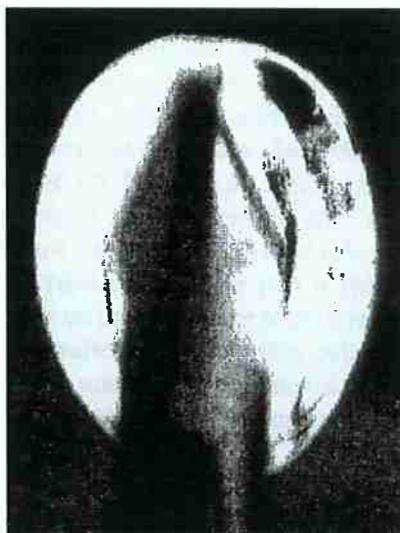


FIGURA 2.11 - Polimento da superfície inferior do colar produzido pela fricção

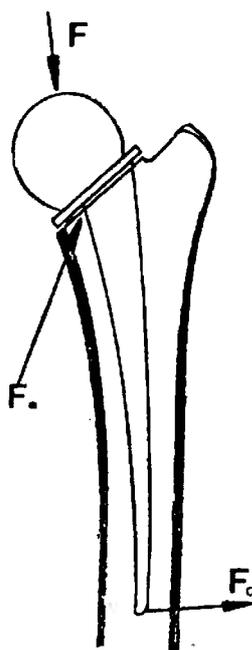


FIGURA 2.12 - Forças que se originam durante o fenômeno de pivô em próteses com colar

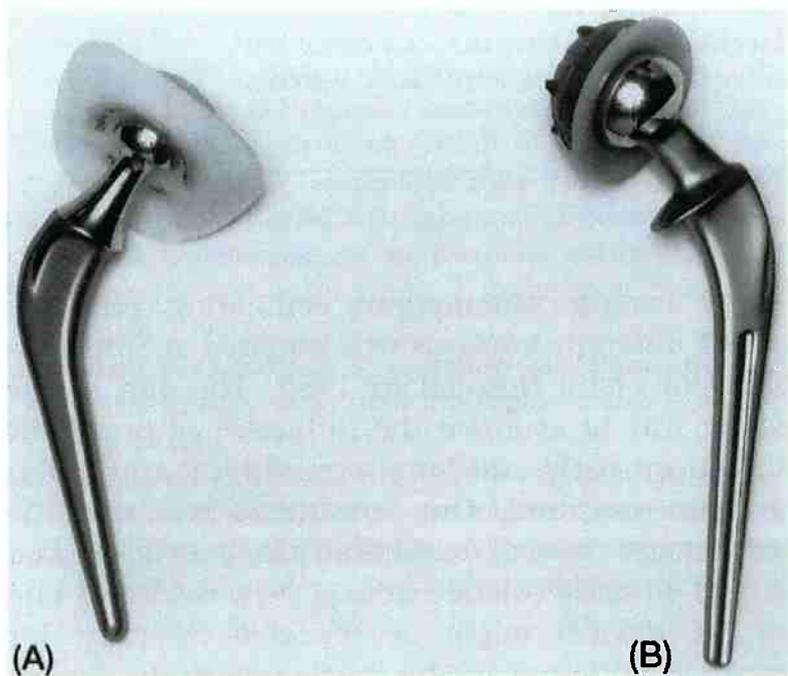


FIGURA 2.13 - Tipos de próteses utilizadas no estudo de seguimento clínico radiográfico realizado por GARELLICK em 1999: a)- Prótese sem colar tipo Charnley, b)- Prótese com colar tipo Spectrum

Embora estas implantações terem sido feitas por cirurgiões experientes a primeira avaliação radiográfica, realizada uma semana posterior à operação cirúrgica indicou diferentes defeitos, GARELLICK (1999) [82]. Estes defeitos estão relacionados na Tabela 2.1.

Assim, pode-se constatar na Tabela 2.1, que nas implantações das próteses tipo CHARNLEY, 17% das próteses encostaram a ponta da haste na parte distal lateral do osso e 73% encostaram a ponta da haste na parte posterior distal e a parte proximal da haste na parte anterior proximal do osso. Também pode-se constatar como para essa mesma prótese de CHARNLEY existe uma porcentagem alta da camada de cimento com qualidade deficiente (52% tipo C). Em uma avaliação radiográfica feita 3 anos depois, dez das hastes com problemas na camada de cimento da prótese tipo Charnley tiveram falha mecânica.

No caso da prótese SPECTROM, os resultados foram melhores, a qual apresenta qualidade superior de cimento e menor inclinação, encostando menos no osso. Para esta primeira revisão, a qual ocorreu uma semana posterior às cirurgias de implantação, não houve diferença entre os dois tipos de próteses na qualidade do cimento nem inclinação do acetábulo.

Em avaliações radiográficas posteriores e de revisão cirúrgica com 3, 5 e 10 anos após a implantação, foi constatado que a haste da prótese de CHARNLEY apresentou maiores problemas de falha mecânica do que a haste SPECTROM. De acordo com análises de regressão realizadas, a variável que exerceu maior influência nessa falha foi a qualidade deficiente do cimento. Por outro lado, a reabsorção de osso foi muito maior na prótese do tipo SPECTROM, a qual foi relacionada nas análises de regressão ao desgaste volumétrico do acetábulo, correspondente a este tipo de prótese. Segundo esta análise a reabsorção de osso não tem relação com a idade do paciente, nem com o desenho da prótese, nem com o sexo, nem com o tipo de prótese.

TABELA 2.1 - Resultados da avaliação radiográfica após uma semana das implantações de próteses totais de quadril, GARELLICK (1999)

	CHARNLEY (206 próteses)	SPECTROM (204 próteses)
PROJEÇÃO ANTERO-POSTERIOR		
Neutral	70%	83%
Inclinação para dentro	17%	4%
Inclinado para atrás	13%	13%
PROJEÇÃO LATERAL		
Neutra	26%	54%
Inclinação da ponta posterior	73%	45%
Inclinação da ponta anterior	1%	1%
QUALIDADE DA CAMADA DE CIMENTO		
A	26%	45%
B	18%	21%
C	52%	33%
D	4%	1%

Comprovou-se neste trabalho que o uso de próteses cimentadas no tratamento de pacientes mais idosos é o mais indicado, sendo que foram as que atingiram melhores resultados quanto à vida útil. O aumento do diâmetro da cabeça da prótese diminui o deslocamento do acetábulo, recomendando então o uso da cabeça de 32 mm, no entanto este aumento de diâmetro pode ocasionar maiores tensões friccionais e aumentar o desgaste volumétrico e também incrementar as tensões na interface osso-cimento, no acetábulo [82].

Na componente acetabular correspondente à prótese de CHARNLEY, onde foi colocado o acetábulo de polietileno diretamente na bacia sem o suporte metálico entre o polietileno e o osso, foram obtidos melhores resultados, quando comparado com o acetábulo correspondente à prótese de SPECTROM, o qual apresentou maiores problemas. O desgaste linear correspondente ao acetábulo da prótese

SPECTROM foi de 1,1 mm depois de 10 anos e o desgaste linear da prótese CHARNLEY, foi de 1,0 mm. O desgaste volumétrico foi de 770 mm³ para a SPECTROM e 389 mm³ para a prótese CHARNLEY.

2.3 PROCEDIMENTO CLÍNICO OBSERVADO NAS CIRURGIAS DE IMPLANTAÇÃO DE PRÓTESES

Foram realizados acompanhamentos de cirurgias de implantação de próteses coxo-femorais no “Hospital do Servidor Público”, sob a direção do médico ortopédico Roberto Dantas Queiroz, os quais tiveram a devida autorização e foram cumpridas todas as normas de higiene e segurança do hospital.

O objetivo destes acompanhamentos é determinar possíveis influências do procedimento clínico na vida útil das implantações de próteses, as quais estejam relacionadas com aspectos mecânicos como: variação das direções em que agem as forças entre um paciente e o outro, variação na espessura do cimento, variação na zona de contato ou apoio na transmissão das cargas, etc. A seguir serão mencionados alguns aspectos do procedimento clínico da cirurgia e finalmente chega-se a algumas conclusões sobre o procedimento.

O primeiro trabalho mecânico feito sobre o osso foi separar e tirar a cabeça do fêmur de dentro da bacia, realizado com um formão e um martelo, como mostra a Figura 2.14. Durante esta operação o formão pode penetrar dentro do osso do quadril e criar irregularidades na superfície onde será fixado o acetábulo. Posteriormente se realiza a preparação da superfície da cavidade da bacia onde será colocado o acetábulo. Esta operação se realiza com uma furadeira e uma ferramenta especial comprida com ponta semi-esférica, como pode-se observar na Figura 2.15. Este procedimento é repetido várias vezes aumentando o diâmetro da ferramenta cortante, até atingir uma superfície adequada para colocar o acetábulo.



FIGURA 2.14 - Preparação para extração da cabeça do fêmur fraturado

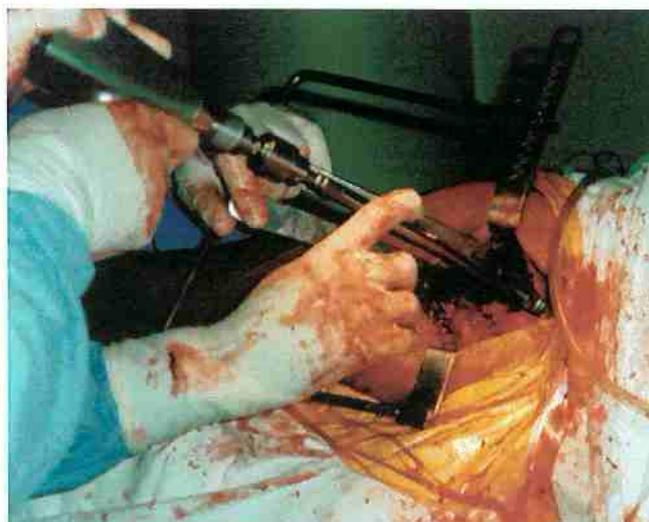


FIGURA 2.15 - Furação da bacia para colocação do acetábulo

Depois de terminada a usinagem da superfície do osso é preparado o cimento, unindo dois monômeros para formar o polímero acrílico (PMMA). O acetábulo é colocado na cavidade correspondente da bacia utilizando o polímero como adesivo ou cimento, com ajuda de um dispositivo posicionador, como mostra a Figura 2.16. Neste procedimento de colocação do acetábulo na posição adequada, tem-se percebido que, tanto para a usinagem da superfície da cavidade da bacia, como para o posicionamento e fixação do acetábulo, podem ocorrer erros e, conseqüentemente, pode haver diferença no posicionamento do acetábulo entre um paciente e outro, bem como na espessura do cimento, ocasionando assim diferenças nas direções das forças, no desgaste de polietileno, na produção de partículas de desgaste, etc.

Depois de fixado o acetábulo, se realiza a fixação da componente femural, a qual é iniciada alargando o diâmetro interior da cavidade medular, com ferramentas do tipo fresa cilíndrica, até atingir um diâmetro adequado, como pode ser observado na Figura 2.17.

Posteriormente, com ferramentas raspadoras de geometria similar à haste da componente femural, como é mostrado na Figura 2.18, vai-se aumentando a cavidade medular do fêmur formando uma seção transversal similar à haste da prótese. Após preparada a cavidade do interior do fêmur se coloca o cimento e se fixa a componente femural. Em seguida se coloca a cabeça da prótese, se articula o fêmur com a prótese ao acetábulo e é comprovada a efetividade da cirurgia. (Figura 2.19).

Das observações realizadas dos processos de cirurgia pode-se concluir que:

- a)- realmente existem variações na posição do acetábulo entre um paciente e o outro;
- b)- as espessuras do cimento no acetábulo também são diferentes, sendo que variam as direções das forças, o desgaste de polietileno, a produção de partículas de desgaste, etc. e;
- c)- a componente femural também pode ser posicionada de maneira inadequada e com espessura diferente do cimento.



FIGURA 2.16 - Colocação do acetábulo com dispositivo de posicionar



FIGURA 2.17 - Abertura do canal medular com ferramenta cortante tipo fresa cilíndrica



FIGURA 2.18 - Ferramentas para a colocação da componente femoral

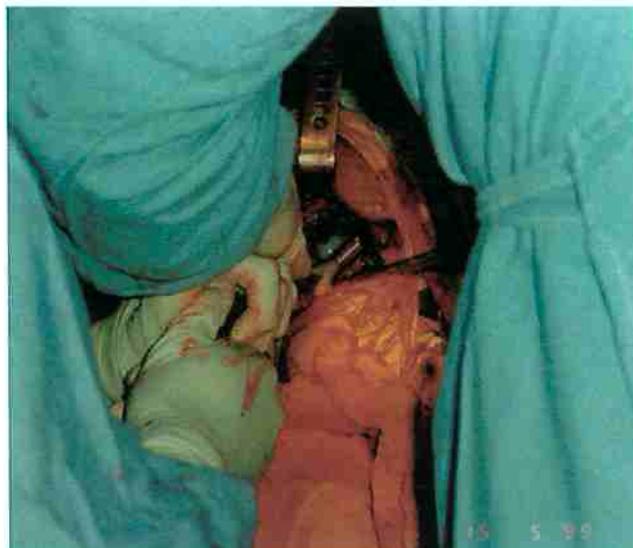


FIGURA 2.19 - Término da fixação da componente femoral

Na Figura 2.20 pode-se observar um exemplo de posicionamento inadequado da componente femural, GARELLICK (1999) [82]. Desta forma as condições de apoio e espessura do cimento podem variar entre um paciente e outro, além de que o comprimento fisiológico do colo femural pode não se restabelecer, não atingindo-se um braço de alavanca normal dos glúteos.

No estudo de KUMMER (1999) [83] foi determinado experimentalmente que para obter a maior rotação da articulação do quadril, o ângulo de inclinação do acetábulo deve estar entre 35° e 45° e o ângulo de anteversão entre 0° e 10° . Quer dizer que se na operação cirúrgica o acetábulo é posicionado fora deste intervalo, são diminuídas as possibilidades de rotação do fêmur. Por outro lado, nos experimentos realizados por RICHAR (1999) [84], em pacientes com próteses implantadas, foram constatados afastamentos maiores de 5 mm entre a cabeça da prótese e a componente acetabular, durante o movimento de adução-abdução, o qual não foi constatado para articulações normais (osso intacto). Na Figura 2.21 observa-se a separação entre o acetábulo e a cabeça de 4,3 mm para um dos pacientes.

O aumento da distância entre a cabeça da prótese e a superfície do acetábulo, provoca um aumento da força de impacto, podendo gerar um desgaste prematuro do polietileno do acetábulo, pelas condições de carga de impacto, ocasionando falha na interface das componentes. O desgaste supramencionado aumenta a quantidade de partículas, podendo tornar mais crítica a osteólise na componente femural. O afastamento entre a cabeça da prótese e o acetábulo de polietileno pode aumentar em função do posicionamento inadequado das componentes femural e acetabular, quando implantadas pelo cirurgião.

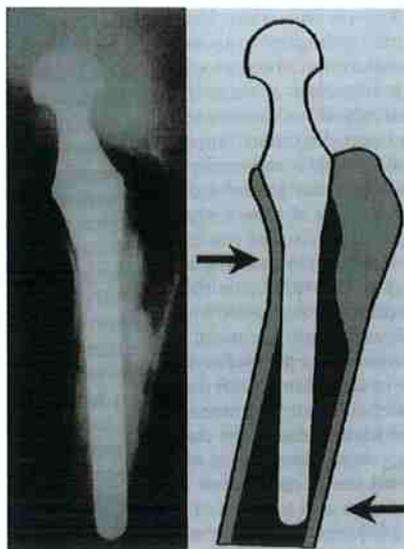


FIGURA 2.20 - Erro da posição da componente femural durante a implantação

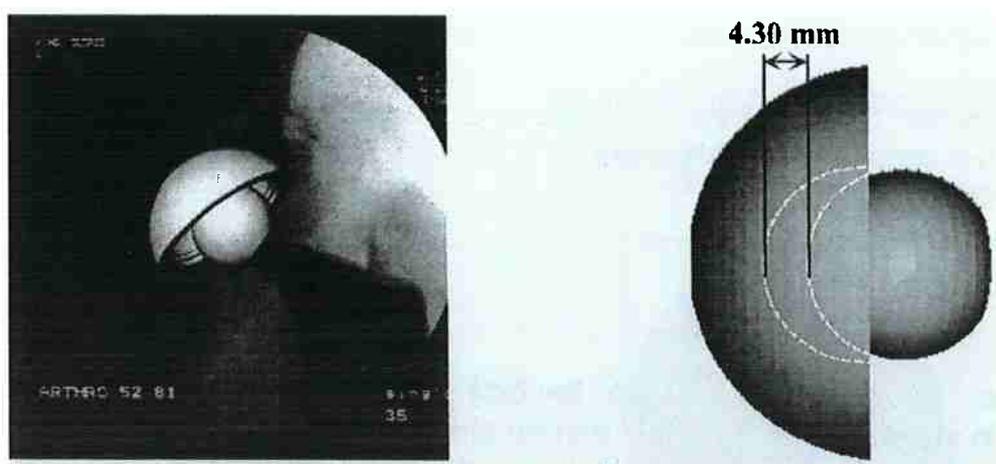


FIGURA 2,21 - Separação da cabeça da prótese do acetábulo no movimento de adução-abdução, determinada por RICHAIR (1999) [110]

2.4 CONCLUSÕES ESPECÍFICAS

De acordo com a pesquisa bibliográfica realizada, pode-se mencionar quatro principais tendências de uso de próteses femurais, as quais são: próteses com colar, próteses sem colar, próteses cimentadas e próteses não cimentadas. Estudos realizados ao longo do tempo os quais utilizam técnicas de pesquisa que vão desde a modelagem, passando por laboratório, até seguimentos clínicos de pacientes, autópsias, etc. têm mostrado bons resultados, após vários anos de implantação, em todos os tipos de fixação da componente femural como também problemas de perda da implantação em poucos anos de uso, em todos os tipos, o que indica contradição entre os resultados obtidos por diferentes grupos de pesquisa. Os problemas que, geralmente, podem provocar a perda da implantação são:

a)- micromovimentos relativos entre o implante e o osso em próteses não cimentadas ou entre o cimento e o osso em próteses cimentadas, que impedem o crescimento do osso dentro da superfície do implante ou do cimento, não propiciando a osteointegração ou formando-se um tecido fibroso que posteriormente falha, devido às tensões elevadas produzidas na interface.

b)- o efeito de escudo, com certa magnitude e duração, à transmissão de tensões e à deformação no osso na parte proximal, produzida pela prótese, principalmente no caso de próteses não cimentadas de maior rigidez.

c)- descolado ou fratura da camada de cimento, principalmente nas pontas das próteses quando formam vazios ou espessura fina.

d)- produção de partículas provenientes do desgaste, de polietileno ou metal, as quais causam um incremento da reabsorção de osso ao redor da prótese, sendo maior em pacientes com idade inferior a 50 anos e em casos com o emprego de próteses com colar.

e)– qualidade inadequada do osso do paciente dada pela idade, o sexo, a atividade física que realiza, etc.

f)– técnica cirúrgica utilizada, existência de todos os tipos de componentes necessários, para escolher segundo a geometria do osso e desenvolvimento do procedimento cirúrgico.

Enfim, por essas razões é importante estudar e determinar as causas que motivaram a perda da implantação em cada uma dessas próteses conforme o sistema de fixação usado, estudar a influência do procedimento clínico da implantação, da idade dos pacientes, da qualidade do osso fêmur em que a prótese foi implantada, o regime de trabalho a que foi submetida (atividade física do paciente), os materiais empregados no cimento, prótese e acetábulo, etc.

CAPÍTULO III

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS OSSOS E SUAS PRÓTESES.

A interação biomecânica é caracterizada principalmente pela capacidade adaptativa ou resposta dos ossos sob o efeito de tensões mecânicas, a qual foi estabelecida por WOLFF (1870) [5] e denominada como Lei de Wolff. Segundo esta teoria o osso se remodela aumentando sua densidade quando as cargas mecânicas aumentam e se remodela absorvendo osso quando os carregamentos diminuem.

As mudanças no osso podem ocorrer lentamente (durante meses e/ou anos) devido à ação das células ósseas (osteoblastos para a reposição e osteoclastos para a reabsorção) ou rapidamente devido à saída ou entrada de sais minerais. O esquema de KUMMER (1972) [85] apresentado na Figura 3.1 ilustra essas possíveis mudanças.

3.1 MECANISMO DE REMODELAÇÃO DOS OSSOS

WHITEHOUSE (1974) [86] mediu o comprimento médio entre as intersecções das linhas de trabéculas da cabeça do fêmur seguindo linhas determinadas de teste, (Figura 3.2). O autor comprovou que considerando um determinado ângulo (θ) entre a linha de teste e um eixo arbitrário "x", a equação a seguir corresponde às medições realizadas:

$$\frac{1}{L^2(\theta)} = M_{11} \cos^2 \theta + M_{22} \sin^2 \theta + 2M_{12} \sin \theta \cos \theta \dots\dots\dots(3.1)$$

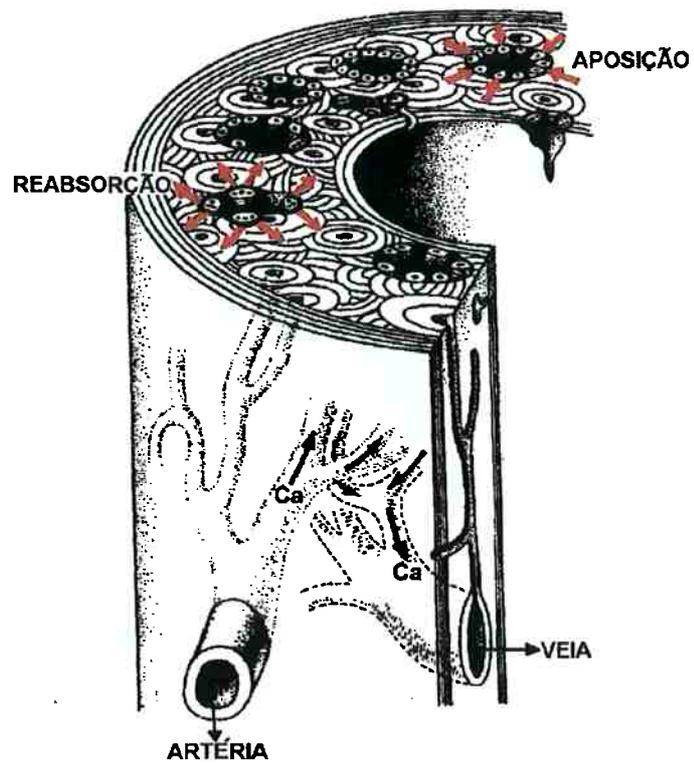


FIGURA 3.1 - Esquema de Kummer sobre a remodelação de osso

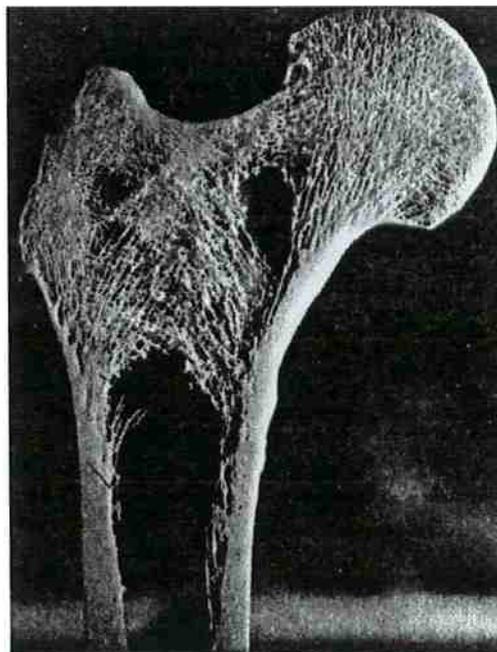


FIGURA 3.2 - Seção de uma amostra de osso trabecular

onde:

M_{11}, M_{22}, M_{12} constantes

$L(\theta)$ comprimento médio entre as intersecções ao longo de todas as linhas de testes inclinadas em função do ângulo (θ)

Posteriormente HARRIGAN & MANN (1984) [87] generalizaram a expressão anterior para três dimensões no espaço como segue:

$$\frac{1}{L^2(n)} = M_{ij}n_i n_j \dots\dots\dots(3.2)$$

onde n , com componentes n_1, n_2, n_3 , referidas a um sistema cartesiano retangular, denota um vetor unitário na direção da linha de teste. As componentes M_{ij} podem ser consideradas como as componentes de um tensor de segunda ordem \mathbf{M} , que em forma de matriz seria:

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix}$$

A forma quadrática definida para os termos do lado direito da equação (3.1) e (3.2), é positivo definido, então o inverso da matriz \mathbf{M} existe. Posteriormente COWIN (1985) [88] introduziu o tensor H_{ij} definido como o inverso da raiz quadrada de \mathbf{M} , denominado tensor de "Fabric".

$$\mathbf{H} = \mathbf{M}^{-1/2} \dots\dots\dots(3.3)$$

COWIN (1986) [89] demonstrou em outro trabalho que o módulo de elasticidade E do material ósseo aumentava se os valores de H_{ij} aumentavam, e relacionou os valores de H_{ij} com as propriedades mecânicas do osso trabecular.

Assim, quando um osso trabecular é submetido a carregamentos surgem tensões representadas pelo tensor T_{ij} e o processo de remodelação age de forma tal que o tensor "Fabric" H_{ij} muda com o tempo. Se T_{ij} é constante, então depois de determinado período de tempo o processo de remodelação finaliza e é atingida uma

nova condição homeostática (condição de equilíbrio de remodelação). Então a Lei de Wolff foi estabelecida da seguinte forma: “A condição homeostática é atingida quando os eixos principais do tensor de tensões T_{ij} coincidem com os do tensor H_{ij} ”. COWIN (1986) [89] mostrou posteriormente que essa coincidência dos eixos principais ocorre quando a matriz multiplicação de T_{ij} e H_{ij} é comutativa, ou seja:

$$(T)(H) = (H)(T)$$

Segundo COWIN [89] a remodelação deve ser definida por uma lei que leve em consideração vários fatores como a taxa de mudança do tensor estrutural em função da tensão T_{ij} , da deformação ϵ_{ij} , do tensor H_{ij} , do fluxo de sangue Q , de fatores biomecânicos representados por C_k , da idade e do tempo de remodelação t . Assim temos:

$$\frac{\partial H_{ij}}{\partial t} = f(T_{ij}, \epsilon_{ij}, H_{ij}, Q, C_k, t) \dots \dots \dots (3.4)$$

3.1.1 TEORIA DE REMODELAÇÃO INTERNA

A remodelação interna consiste de mudanças na porosidade, conteúdo de mineral e densidade de massa do osso sob tensão ou deformação. COWIN e HEGEDUS (1976) [90] estabeleceram equações constitutivas para representar a remodelação interna do osso, considerando que o osso é composto por três materiais básicos: células ósseas, líquido intercelular e uma matriz intercelular sólida porosa. Estas equações são as seguintes:

$$\dot{\xi} = \frac{1}{\gamma} C (\xi, \epsilon_{ij}) \dots \dots \dots (3.5)$$

$$\sigma_{ij} = \xi C_{ijkl}(\xi) \epsilon_{kl} \dots \dots \dots (3.6)$$

onde:

$\dot{\xi}$ taxa de material remodelado no tempo

ξ	fração de volume da matriz óssea
γ	densidade de massa local da matriz óssea
ϵ_{ij}	tensor de deformação
σ_{ij}	tensor de tensões
$C(\xi, \epsilon_{ij})$	taxa na qual a matriz óssea é gerada
$C_{ijkl}(\xi)$	tensor de quarta ordem que representa as constantes elásticas da parte sólida da matriz, assumindo que as mesmas dependem da fração de volume da parte sólida da matriz.

3.1.2 TEORIA DE REMODELAÇÃO SUPERFICIAL

As mudanças na forma externa do osso sob tensão ou deformação são chamadas remodelação externa ou remodelação superficial. A teoria sobre remodelação externa é baseada na descrição da atividade dos osteoblastos e osteoclastos sobre a superfície do tecido ósseo, incluindo endóstio, perióstio, trabéculas, canais, etc.

COWIN & HEGEDUS (1976) [90] introduziram um sistema de coordenadas locais x_1, x_2, x_3 , com a origem na superfície do osso, para descrever a direção da superfície de deposição ou reabsorção, sendo x_3 normal à superfície e x_1 e x_2 tangente à mesma. Deste modo as deformações no plano x_1x_2 são $\epsilon_{11}, \epsilon_{22}, \epsilon_{12}$. Considerando que a remodelação externa é linearmente proporcional à variação da deformação, a taxa de incremento da superfície na direção de x_3 pode ser expressa da seguinte forma:

$$V = k_{11}(\epsilon_{11} - \epsilon_{11}^0) + k_{22}(\epsilon_{22} - \epsilon_{22}^0) + k_{12}(\epsilon_{12} - \epsilon_{12}^0) \dots \dots \dots (3.7)$$

onde:

k_{11}, k_{22}, k_{12} constantes

$\epsilon_{11}^0, \epsilon_{22}^0, \epsilon_{12}^0$ deformações iniciais onde não ocorre remodelação

Se o termo do lado direito da equação (3.7) é positivo ocorre deposição de osso e caso seja negativo ocorre reabsorção. No entanto, esta equação não incorpora a possibilidade de que tensões de tração provoquem a remodelação ou reabsorção, da mesma maneira que tensões de compressão, como na realidade ocorre, (WOO *et al.* (1979) [10]). Para obter o mesmo efeito das tensões de tração e as de compressão é assumido que:

$$V = k_{ij} \left[\epsilon_{ij}^2 - (\epsilon_{ij}^0)^2 \right] \dots \dots \dots (3.8)$$

Com as equações constitutivas (equações 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8) pode ser determinada a distribuição das tensões e deformações por métodos de mecânica do contínuo, podendo-se prever a remodelação, embora as constantes do material ainda não tenham sido determinadas com exatidão. COWIN e associados (1985) [88] assumiram que a atividade das células ósseas depende de fatores genéticos, metabólicos e hormonais, como também das deformações históricas e assim, descreveram a atividade de deposição de osso dos osteoblastos como a função a_b e de reabsorção de osso dos osteoclastos como a função a_c . Define-se a taxa de superfície de deposição ou reabsorção de osso como V (com dimensões de velocidade ($\mu m / dia$) através da seguinte expressão:

$$V = n_b A_b a_b - n_c A_c a_c \dots \dots \dots (3.9)$$

onde:

n_b número de osteoblastos por unidade de área

n_c número de osteoclastos por unidade de área

A_b área da superfície disponível para os osteoblastos

A_c área da superfície disponível para os osteoclastos

Para simplificar os autores assumiram:

$$a_b = H_b \varepsilon + G_b \dots \dots \dots (3.10)$$

$$a_c = H_c \varepsilon + G_c \dots \dots \dots (3.11)$$

Assim pode-se expressar V como:

$$V = C (\varepsilon - \varepsilon_0) \dots \dots \dots (3.12)$$

onde:

H_b, G_b , constantes

H_c, G_c constantes

ε deformação

ε_0 deformação onde não ocorre remodelação

C constante de taxa de remodelação

3.1.3 TEORIA DE REMODELAÇÃO DE ACÚMULO HOMEOSTÁTICO DE MICRODANOS

A intenção de definir o processo de remodelação baseado em uma relação dano-adaptação é para prevenir um acúmulo de dano fisiológico no tecido. Quanto ao processo de remodelação baseado em uma deformação-adaptação trata-se de um fenômeno que ocorre para manter uma apropriada transferência de energia elástica ao osso. Embora os dois processos anteriores possuam diferentes objetivos, possivelmente estes possam ser atingidos utilizando o mesmo mecanismo. Ambas hipóteses pressupõem que existe um sensor no osso que capta os estímulos mecânicos e os utiliza para obter uma resposta biológica. (HUISKES & HOLLISTER 1993) [91].

PRENDERGAST & TAYLOR (1994) [92] desenvolveram um modelo para prever a relação tempo-trajetória da adaptação do osso, propondo que a mudança

na acumulação homeostática de microdanos é um estímulo para a adaptação e inferiram um processo contínuo de reparação de osso para impedir que a acumulação do dano se transforme em falha. Então o estímulo para a adaptação é dado por:

$$f(\varepsilon_{ij}) - k \dots \dots \dots (3.13)$$

onde:

k estímulo de equilíbrio de remodelação

ε_{ij} tensor de deformação

A taxa de mudança de massa pode ser determinada por:

$$\frac{dm}{dt} = C\{f(\varepsilon_{ij}) - k\} \dots \dots \dots (3.14)$$

Para a relação dano-adaptação de remodelação, a função $f(\varepsilon_{ij})$ é uma função integral pois o microdano é acumulativo e k representa a taxa de restauração de dano.

No estudo de PRENDERGAST & HUISKES (1996) [93] é investigada a relação entre formação de dano e deformação local, o qual conclui que conforme o microdano ocorre, segundo mecanismos observados fisiologicamente, muda o campo de deformação local na microestrutura do osso. Caso as mudanças fossem de magnitude considerável e os osteocitos funcionassem verdadeiramente como sensores, então o microdano estimularia a remodelação de osso empregando o mecanismo de osteocito sensor. Caso isto for verdade, a transferência de energia elástica (processo reversível de pré-falha) e a acumulação de dano (processo irreversível de pós-falha), contribuiriam simultaneamente no processo de remodelação.

3.2 INTERAÇÃO BIOMECÂNICA OSSO-PRÓTESE

O enxerto de implantes ou próteses metálicas que são mais rígidas do que o material ósseo é outro aspecto que influencia nos processos de remodelação, produzindo um efeito de escudo na transmissão de tensão e deformação (SLOOFF (1977) [11]).

3.2.1 TEORIA DE REMODELAÇÃO ADAPTATIVA DO OSSO COM A DEFORMAÇÃO

Uma das formas mais utilizadas para descrever ou simular a interação biomecânica osso-prótese é baseada na teoria de remodelação adaptativa de osso com a deformação. Aqui é assumido que o osso reage às diferenças locais entre valores atuais de deformação no osso com próteses e valores de deformação na mesma localização no osso intacto. Portanto, é necessária a definição de um sinal de remodelação que represente o estímulo neto da remodelação pela adaptação por deformação e uma relação de remodelação que seja a descrição matemática do processo de remodelação, HUISKES *et al.* (1992) [94].

O sinal de remodelação é baseado na suposição que o osso tende a normalizar a energia elástica média por unidade de massa, para uma particular história de carga (ciclo de n casos de carga). Um sinal similar foi anteriormente proposto por CARTER *et al.* 1989 [95]. O sinal S (energia elástica média por unidade de massa) pode ser expresso por:

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{U_i}{\rho} \dots\dots\dots(3.15)$$

$$U = \frac{1}{2} \sigma \epsilon \dots\dots\dots(3.16)$$

onde:

- U densidade de energia de deformação para o caso de carga i
- ρ densidade aparente do osso
- n número de casos de carga discreta
- σ tensão
- ε deformação

Desta forma o processo de remodelação de osso pode ser expresso como:

$$S - S_{ref.} = 0 \dots \dots \dots (3.17)$$

onde:

$S_{ref.}$ valor do sinal do osso intacto na mesma localização onde S foi medido no osso com prótese, para a mesma história de carga.

Mas, segundo FROST (1987) [96] uma normalização da deformação do osso, como é expresso pela equação (3.17), não ocorre realmente, sendo necessário um mínimo de sinal de deformação efetiva para estimular a remodelação, a qual pode ser vista como uma “zona morta” no processo de remodelação e que depende de fatores metabólicos individuais. Esta afirmação foi sustentada por observações clínicas realizadas por MALONEY *et al.* (1989) [63] em osso fêmur recuperado com próteses cimentadas sendo medida esta “zona morta” por:

$$(1 \pm s)S_{ref.} \dots \dots \dots (3.18)$$

Segundo MARTIN (1984) [97] a taxa de remodelação depende da quantidade relativa de superfície porosa disponível no osso (mm^2/mm^3) e esta quantidade pode ser expressa como função da densidade aparente usando um modelo geométrico para a forma do poro (a):

$$a = a(\rho), \dots \dots \dots (3.19)$$

A lei de remodelação pode então ser equacionada como a taxa de remodelação neta:

$$\frac{d\rho}{dt} = a(\rho)\{S - (1-s)S_{ref}\}, \quad \text{se} \quad S < (1-s)S_{ref} \dots\dots\dots(3.20)$$

$$\frac{d\rho}{dt} = 0, \quad \text{se} \quad (1-s)S_{ref} \leq S \leq (1+s)S_{ref} \dots\dots\dots(3.21)$$

$$\frac{d\rho}{dt} = a(\rho)\{S - (1+s)S_{ref}\}, \quad \text{se} \quad S > (1+s)S_{ref} \dots\dots\dots(3.22)$$

Posteriormente NAUENBERG *et al.* (1993) [98] e WEINANS *et al.* (1993) [99] demonstraram que a zona de umbral “s” é necessária para uma simulação real do processo de remodelação. No trabalho de R. HUISKES *et al.* (1992) [94] foi constatado que embora o padrão inicial de estímulo para a remodelação indicava uma reabsorção de osso em toda a parte medial da espessura de osso ao longo da haste, só ocorreu remodelação na parte proximal. Desta forma o processo de remodelação de osso pela deformação adaptativa é um processo não linear e não é possível estimar totalmente a remodelação determinando apenas um estímulo inicial.

A causa desta última afirmação é que a zona morta influencia significativamente no processo de reatividade do osso, mas, como o estímulo inicial para a reabsorção de osso é maior na parte proximal, parte considerável dessa massa óssea desaparece deste local no primeiro período pós-operatório. Conseqüentemente, a densidade e a rigidez do osso ficam reduzidas, sendo que a transferência de carregamentos da prótese ao osso se desloca para a parte distal produzindo então um maior estímulo para a reabsorção do osso na parte proximal.

KUIPER & HUISKES (1997) [29] também introduziram o termo de sinal de distribuição mecânica da perda do osso (S) e S_{ref} entre o período pré-operatório e após a operação, com o objetivo de simular o processo de reabsorção através de uma descrição matemática da remodelação de osso, onde pode-se prever o efeito de escudo da prótese implantada. Usando uma função de influência $g(S)$, a qual tem valor unitário quando $S = 0$ e um valor quase nulo ($\cong 0$) quando $S = S_{ref} - s$, é obtido:

$$g(S) = 1 \text{ para } S = 0 \dots\dots\dots(3.23)$$

$$g(S) = 0 \text{ para } S = S_{ref} - s \dots\dots\dots(3.24)$$

Aqui a fração de massa do osso reabsorvida seria:

$$m = \frac{1}{m_{ref}} \int_{\Omega} g(S(x)) \rho(x) dx \dots\dots\dots(3.25)$$

onde:

- m fração de massa de osso reabsorvida
- m_{ref} massa original de osso
- Ω volume original do osso
- x coordenada do volume
- $g(s)$ função de influência
- $S(x)$ valor local do sinal mecânico
- $\rho(x)$ densidade local aparente do osso

Foram testadas duas funções de influência: a)- uma função de distribuição acumulativa normal de Gauss e; b)- uma segunda que é uma função de passo. Estas funções foram verificadas por simulação em computador para o processo de remodelação adaptativa e por sua vez esta simulação foi comprovada a partir de experimentos com animais (WEINANS *et al.* 1993 [99]) e de dados de cadáveres humanos (ENGH *et al.* (1992) [50]).

Nestes trabalhos ficou constatado que a remodelação de osso é um processo não linear, durante o qual as alterações dos sinais mecânicos mudam os padrões de densidade do osso, o que conduz a mudanças do sinal mecânico local. Este fenômeno pode ocorrer posteriormente, não permitindo uma dedução do fenômeno desde as condições iniciais. Neste sentido a função de passo despreza completamente esta não linearidade e a função de Gauss considera parcialmente a não linearidade, mas despreza a deposição do osso. Esta não linearidade depende fundamentalmente da não uniformidade da distribuição inicial do sinal, em associação com o nível de umbral de "s".

BAROUD & KREISSIG (1996) [100] utilizaram o modelo de remodelação de GRUTERS (1991) [101] onde o osso é modelado como um material elástico e isotrópico, no qual para calcular o estímulo mecânico na remodelação dentro do osso introduziu o valor adimensional C e expresso por:

$$C = \frac{U}{U_0} - 1 \dots \dots \dots (3.26)$$

$$U = \frac{1}{2} \sigma_{ij} \epsilon_{ij} \dots \dots \dots (3.27)$$

onde:

- U_0 densidade de energia de deformação antes da implantação da prótese
- U densidade de energia de deformação posterior à implantação da prótese

3.2.2 OUTRAS TEORIAS DE REMODELAÇÃO ADAPTATIVA DE OSSO

Outra teoria de remodelação adaptativa do osso foi baseada na taxa de deformação. Os estudos da taxa de deformação como estímulo da remodelação foram iniciados com pesquisas em animais feitas por HERT (1969) [102], o qual juntamente com seus colaboradores sugeriram a importância da taxa de deformação. Posteriormente outros pesquisadores continuaram com estes estudos como RUBIN & LANYON (1984) [103] e McLEOD & RUBIN (1993) [104] mostrando a importância da taxa de deformação na remodelação.

Também foram desenvolvidos modelos como os de WEINBAUM *et al.* (1994) [105] onde é considerada a influência da tensão cortante do fluxo de fluido no osso sobre os processos osteocíticos nos canaliculos como um mecanismo celular baseado na taxa de deformação como estímulo, e o de HARRIGAN & HAMILTON (1993) [106] sobre o mecanismo celular de eletro-cinética baseado na taxa de

deformação como estímulo. No trabalho de LOU (1995) [107] foi determinado que a taxa de deformação dependeu da taxa de aplicação da carga (rápida ou lenta). O estímulo de deformação pode ter um valor positivo e outro negativo, mas, o estímulo de taxa de deformação possui somente valor positivo.

3.3 OTIMIZAÇÃO DA COMPONENTE FEMURAL PARA AUMENTAR A VIDA ÚTIL DAS PRÓTESES

Em trabalhos de otimização, realizados anteriormente, relacionados ao desenho da prótese como os de HERBERTS & MALCHAU (1997) [31] e CHANG *et al.* (1999) [32] ficou evidenciado que existem variáveis externas que exercem grande influência na vida útil da prótese, como as propriedades do osso, procedimento e técnicas cirúrgicas de implantação de próteses, as condições de carga ou regime de trabalho, etc. A influência destas variáveis não pode ser controlada facilmente, sendo muito importante desenvolver um desenho que responda a um amplo número de condições a partir de uma otimização do mesmo.

No trabalho de CHANG *et al.* (1999) [32] foi feito um estudo partindo de uma formulação para a otimização da componente femural em próteses totais de quadril, considerando uma resposta estrutural “Y”, que depende de dois tipos de variáveis: variáveis de desenho x_d e variáveis ambientais x_e . Neste caso um desenho ótimo seria aquele no qual a combinação das variáveis de desenho minimize a resposta “Y” média, sobre a variação das variáveis ambientais.

Assim temos:

$$L(x_d) = \int_{-\infty}^{\infty} Y(x_d, x_e) g(x_e) dx_e \dots\dots\dots(3.28)$$

onde:

$L(x_d)$ expectativa de $Y(x_d, x_e)$ em relação à distribuição de $g(x_e)$

$Y(x_d, x_e)$ resposta estrutural

$g(x_e)$ distribuição das variáveis externas

Neste caso seria importante minimizar $L(x_d)$ para que o efeito das variáveis externas na resposta estrutural seja menor.

3.4 MODELO PROPOSTO REPRESENTATIVO DA VIDA ÚTIL

Após a revisão dos modelos apresentados anteriormente propõe-se para esta pesquisa como modelo da vida útil da componente femural, o que se baseia na remodelação adaptativa do osso e que represente a influência das variáveis externas mais significativas. Esta hipótese de modelo será detalhada através de resultados de modelos numéricos utilizando o método dos Elementos Finitos e análise estatística. Portanto, o modelo proposto pode ser expresso da seguinte maneira:

$$V_u = f(S_{rem}, L_i, C_i, C_{cir}) \dots\dots\dots(3.29)$$

onde:

V_u vida útil da prótese

S_{rem} sinal de remodelação negativa

L_i lise do osso

C_i falha do cimento

C_{cir} constante das características do procedimento cirúrgico

O sinal de remodelação " S_{rem} " é proporcional à diferença entre a energia de deformação local com a prótese de um determinado material e a energia de deformação local do osso intacto, assim temos:

$$S_{rem} = U_{h_i} - U_{o_i} \dots\dots\dots(3.30)$$

onde:

U_{h_i} energia de deformação local no osso com a prótese

U_{0i} energia de deformação local no osso intacto

Por sua vez a energia é proporcional às tensões (σ), segundo equação (3.31).

$$U = \frac{1}{2} \sigma \varepsilon \dots \dots \dots (3.31)$$

onde ε é a deformação.

A Lise do osso ao redor da componente femural (L_i) é proporcional à quantidade de partículas de desgaste, que se desprendem durante o atrito entre a cabeça da componente femural e o acetábulo. O desgaste do acetábulo de polietileno pode ser determinado segundo a equação de desgaste abrasivo de ARCHARD (1953) [108] por:

$$H_d = K_w P s \dots \dots \dots (3.32)$$

Onde:

- H_d profundidade de desgaste
- K_w coeficiente de desgaste (depende do material e o estado da superfície)
- P tensão de contato
- s distância de deslizamento

A taxa de desgaste instantâneo pode expressa-se por:

$$w_{(\phi, \theta)} = \int_{\text{ciclo}} K_w \sigma_{(\phi, \theta, t)} v_{(\phi, \theta, t)} dt \dots \dots \dots (3.33)$$

onde:

- $V(\phi, \theta, t)$ velocidade instantânea de deslizamento
- dt incremento infinitesimal de tempo
- $\sigma_{(\phi, \theta, t)}$ tensão instantânea de contato

CAPÍTULO IV

ANÁLISE NUMÉRICO COMPUTACIONAL DA INTERAÇÃO OSSO-PRÓTESE

Neste capítulo foram criados diferentes modelos numéricos utilizando o MEF, com o objetivo de estudar a interação biomecânica osso-prótese em função da transmissão de tensões e de energia de deformação ao osso, além de detalhar e validar o modelo teórico definido no capítulo anterior. Em primeiro lugar foram feitos modelos relacionados com o contato entre a cabeça da componente femural e o acetábulo de polietileno, com o objetivo de avaliar a produção de partículas de desgaste em função das tensões. Posteriormente, foram desenvolvidos modelos numéricos para avaliar a interação osso-prótese na componente femural.

4.1 CONTATO DA CABEÇA DA PRÓTESE E O ACETÁBULO DE POLIETILENO

A importância de conhecer as forças de contato da articulação, no caso da implantação da prótese total do quadril, reside no fato de entender a função e o comportamento de uma articulação normal e comparar com outra lesada, como também proporcionar facilidades para a projeção de próteses e regimes de reabilitação e poder avaliar os efeitos de tratamentos, (RICHARD (1994) [109]).

Como o contato é realizado entre a cabeça da componente femural e o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHWMP) da cúpula acetabular, o material produzido como resultado do desgaste destas superfícies pode provocar, como resposta biológica, uma reabsorção de osso no endóstio e deterioração da interface

osso-prótese, além de problemas como infecção e perda da implantação em um determinado período de trabalho, BARTEL *et al.* (1986) [110].

As forças de contato podem ser determinadas colocando instrumentação adequada nos implantes. Estes implantes instrumentados, geralmente, oferecem uma informação exata e várias atividades podem ser estudadas, mas, têm um custo elevado, tecnicamente são mais complexos, requerem vários meses para completar o estudo da implantação, não oferecem benefícios diretos ao paciente, e, por outro lado, quando aumenta a temperatura na superfície de deslizamento são introduzidos erros elevados nos resultados, TINA *et al.* (1997) [111].

Outra forma de determinar as forças de contato é com a modelagem matemática, com a qual podem ser realizados diferentes estudos a um baixo custo, mas, é necessário fazer determinadas suposições, que podem diminuir a validade do modelo. Portanto, torna-se necessário combinar as duas formas de estudos para obtenção de bons resultados.

Para iniciar esta fase do estudo foi realizada uma análise numérica retomando modelos feitos em um trabalho conjunto com a Escola Paulista de Medicina, os quais constituíram parte da Dissertação de Mestrado de Dantas (1999) [112]. Utilizando estes modelos e aplicando diferentes casos de carga, foram determinadas as tensões de contato na superfície de deslizamento, para posteriormente determinar o desgaste do acetábulo e a produção de partículas de polietileno.

Como mostra a Figura 4.1, o cálculo das tensões de contato foi feito com um modelo de contato em 3 dimensões, utilizando o código de MEF "LUSAS", (FEA Ltda. United Kingdom) [113], sob a licença do Depto. de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP. Considerou-se um contato sem atrito (coeficiente de atrito zero), entre a cabeça de 28 mm da componente femural de CrCo e o acetábulo de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWP) de 8 mm de espessura. A componente acetabular foi modelada em anteversão neutra e inclinada 45° em

relação ao plano coronal. O modelo completo constou de um total de 2400 elementos e 8714 nós. Para o processamento dos dados foi empregado o processador não linear do próprio código LUSAS.

Ambas componentes foram modeladas independentemente em três dimensões no espaço, usando elementos PM6 para as duas componentes. As características dos materiais foram: para a componente femural (CrCo) o módulo de elasticidade $E = 210$ GPa e coeficiente de Poisson $\eta = 0,3$, segundo normas ISSO/DIS 5832/IV, e DIN 58800. Para o acetábulo, o módulo de elasticidade foi $E = 1400$ MPa e coeficiente de Poisson $\eta = 0,35$, segundo normas DIN 58834, sendo considerado um comportamento linear elástico para os dois materiais. A carga foi aplicada no centro da esfera da componente femural e foram eliminados todos os graus de liberdade na superfície exterior do polietileno (Figura 4.1).

Primeiramente, foram aplicadas as forças resultantes que agem sobre o quadril em 16 instantes do ciclo de marcha, iniciando com o toque do calcanhar no chão até o fim do contato dos dedos do pé (Tabela 4.1). Também foram aplicados casos extremos de carga medidos por CROWNINSHIELD (1978) [114], como subir e descer escada, levantar-se de uma cadeira, etc., cujas forças são apresentadas na Tabela 4.2.

Na Figura 4.2 são apresentados os contornos de tensão de von Mises para a superfície de contato do acetábulo de polietileno em cada uma das 16 posições durante o ciclo de caminhar e na Figura 4.3 para os casos extremos de carga. Na Tabela 4.2, são apresentadas as tensões equivalentes máximas e a quantidade de nós que entram em contato para cada caso de carga.

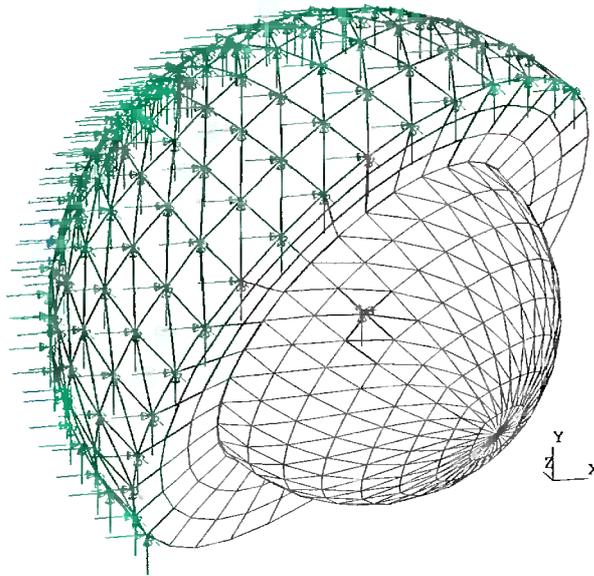


FIGURA 4.1 - Modelo de elementos finitos do acetábulo e a componente femoral

TABELA 4.1 - Forças determinadas fisicamente em um paciente de 600 N de peso, com prótese implantada, segundo RICHARD *et al.* (1994) [109]

Posição	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
1	270	650	750
2	250	550	600
3	550	900	800
4	700	1100	800
5	720	1200	850
6	600	1300	870
7	500	1100	650
8	415	900	400
9	600	1150	470
10	650	1350	470
11	700	1550	650
12	750	1900	750
13	600	1550	700
14	320	900	470
15	320	1250	570
16	100	500	300

TABELA 4.2 - Casos de forças extremas, para um paciente de 760 N de peso do corpo

	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)	Quantidade de nós em contato	Tensão equivalente máxima (MPa)
Golpe do calcanhar	-1247	3223	346	83	10,71
Distância média	-917	2438	-131	74	9,13
Levantar o pé	-1002	3072	323	70	10,19
Subir escadas	-2760	4313	2645	94	16,05
Flexão com quadril estendido	-2530	4774	-2013	99	14,81
Abdução do quadril abducido	57.51	5751.9	230	80	16,87
Rotação externa do quadril neutro	-2358	5234	-115	103	16,81

No trabalho de Dantas *et al.* [112] foi empregada a equação (3.33) em cada ponto da superfície de polietileno para determinar o campo de profundidade de desgaste representado por $W(\theta, \phi)$, sendo (θ, ϕ) os ângulos que determinam a localização de um ponto da cúpula acetabular em coordenadas esféricas. Neste caso, considera-se o centro da cúpula acetabular como o centro do sistema de coordenadas esféricas [109].

$$w_{(\phi,\theta)} = \int_{\text{ciclo}} k_w \sigma_{(\phi,\theta,t)} v_{(\phi,\theta,t)} dt \dots\dots\dots(3.33)$$

Foi empregado um coeficiente de desgaste de $k_w = 1.0066 \times 10^{-6} \text{mm}^3 \text{N}^{-1} \text{m}^{-1}$, da liga de CrCo polida em polietileno, determinadas pelas medições do desgaste de pino sobre disco da liga de CrCo contra polietileno de ultra alto peso molecular realizadas por STREICHER & SCHON (1991) [115].

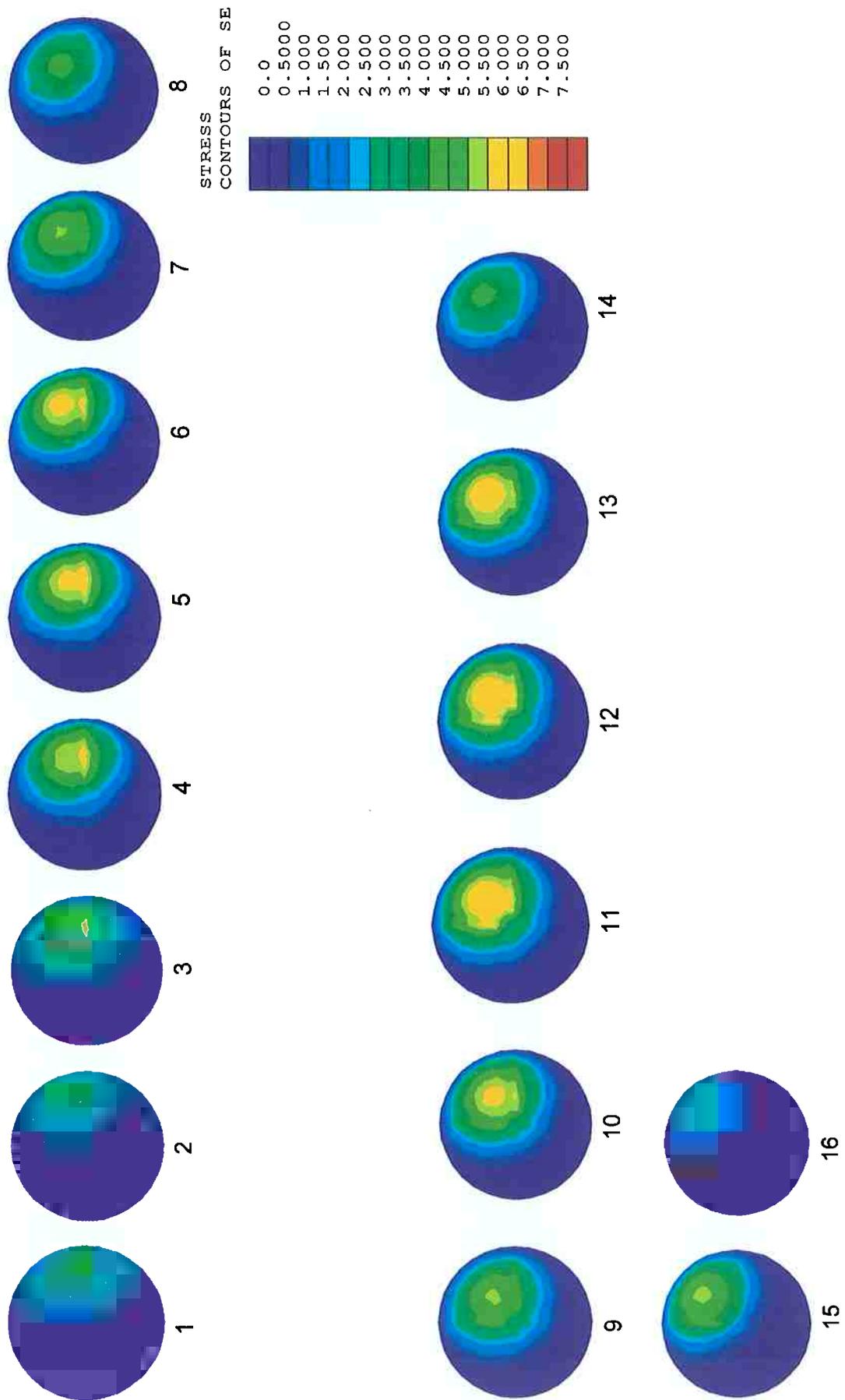
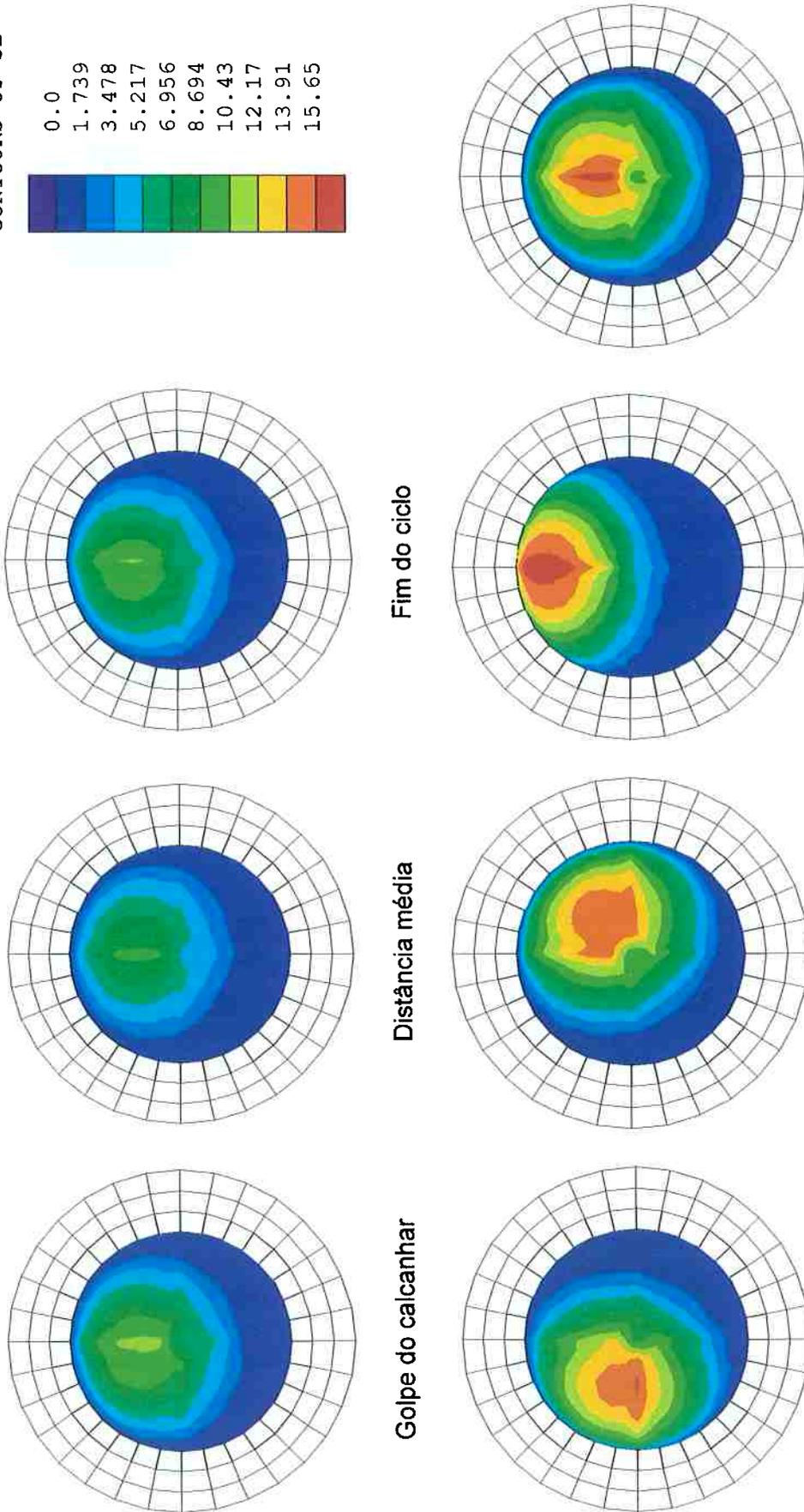


FIGURA 4.2 - Distribuição das tensões equivalentes (MPa) na superfície de contato do acetábulo nas 16 posições do ciclo de caminhar

STRESS
CONTOURS OF SE



Extensão do quadril flexionado Flexão do quadril estendido Adução do quadril abducido Rotação externa do quadril neutro
FIGURA 4.3 - Distribuição das tensões equivalentes (MPa) na superfície de contato do acetábulo para os casos extremos de carga

Assim, determinando o campo de tensões normais de contato $\sigma(\theta, \phi, t)$ e a velocidade de deslizamento $V(\theta, \phi, t)$, pode-se determinar o campo de profundidade de desgaste, pela equação (3.33). Também foi mudada a posição do acetábulo, simulando diferenças de colocação no procedimento cirúrgico.

Como pode-se observar nas Figuras 4.2 e 4.3, ao aumentar o peso do corpo se incrementam as tensões. Também em atividades físicas onde as cargas são maiores incrementam-se as tensões acima de 50%. Assim, nos pacientes jovens (maior atividade física) de maior peso do corpo, o desgaste do acetábulo aumenta e, portanto, a produção de partículas de desgaste seria um dos fatores mais importantes a minimizar.

Através desta análise pode-se constatar que quando o ângulo do eixo do acetábulo é aumentado acima de 45 graus aumentam os pontos de contato e a profundidade do desgaste diminui, mas incrementa-se a quantidade de partículas de desgaste. No caso do ângulo ser menor que 45 graus então ocorre diminuição da quantidade de partículas de desgaste, mas aumenta a profundidade do desgaste e, portanto o tamanho destas partículas.

Então o ângulo de 45 graus apresentou o melhor comportamento, mas, foi verificado em estudos anteriores de seguimento clínico com 60 pacientes, que, a variação da posição do acetábulo não é importante na falha da componente acetabular, GARCIA (1998) [116].

4.2 INTERAÇÃO DO OSSO COM A HASTE DA COMPONENTE FEMURAL

Nesta parte do trabalho é estudada a interação biomecânica entre a componente femural e o osso fêmur utilizando o MEF. Neste caso procura-se definir as propriedades dos materiais, características geométricas das próteses e as condições da união das hastes da componente femural, no sentido de impor uma

transmissão natural de tensões ao osso e eliminar o efeito de variáveis externas na vida útil da implantação, utilizando um desenho apropriado. Na Tabela 4.3 são apresentadas as variáveis avaliadas, dependentes e independentes, e as zonas onde foram analisadas, tais como: osso, interface osso-cimento, camada de cimento e a linha medial do endóstio (Figura 4.4).

Assim, para determinar a transmissão de tensões e a energia de deformação, como uma via de analisar a influência de diferentes variáveis externas e internas na vida útil das próteses coxo-femorais foram criados modelos utilizando o código de MEF "LUSAS". Primeiramente foram criados modelos em duas dimensões com o objetivo de se obter uma primeira aproximação e posteriormente modelos em três dimensões com geometria simples e modelos mais complexos com a geometria do osso.

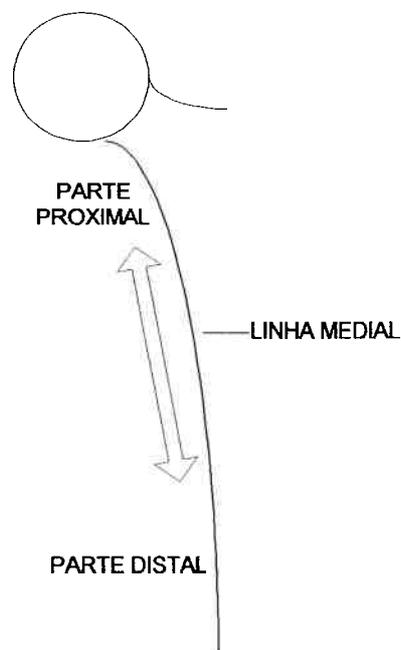


FIGURA 4.4 - Linha medial do osso fêmur

TABELA 4.3 - Zonas de avaliação das diferentes variáveis.

V. INDEPENDENTES	VARIÁVEIS DEPENDENTES						Sinal de remodelação (energia de deformação)
	Tensão Equivalente SE (MPa)	Tensão de contacto Sc (MPa)	Tensão Radial Sr(MPa)	Tensão Axial Sa(MPa)	Tensão Circunferencial Sc (MPa)		
Ângulo de abertura do cone da haste (α)	Osso fêmur Interface Linha medial		Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial		
Diferença de diâmetros (D-d)	Osso fêmur Interface Linha medial		Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial		
Coefficiente de atrito (μ)	Osso fêmur Interface Linha medial		Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial	Osso fêmur Interface Linha medial		
Módulo de Elasticidade da haste E (GPa)	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento Linha medial	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento Linha medial
Densidade do osso δ (g/cm ³)	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento	Osso fêmur Interface Cimento	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento Linha medial
Condições de carga	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento Linha medial	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial	Osso fêmur Interface Cimento Linha medial		Osso fêmur Interface Cimento Linha medial
Peso do corpo W (N)		Superfície do acetábulo					
Posição do acetábulo (α)		Superfície do acetábulo					

4.2.1 INFLUÊNCIA DA CONICIDADE DA HASTE DA COMPONENTE FEMURAL UTILIZANDO MODELOS TRIDIMENSIONAIS SIMPLES.

Como as componentes da tensão têm diferentes funções em relação à perda da implantação é importante diferenciar na análise a influência do ângulo de abertura do cone na transmissão de cada uma destas componentes da tensão, principalmente na componente radial, que ajuda no processo de remodelação e na componente axial, que pode produzir a fratura do cimento ou descolado da interface osso-cimento.

Assim, o objetivo desta análise foi determinar a influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão das componentes da tensão e propor um ângulo que proporcione um aumento da remodelação do osso. Aqui foram criados nove modelos com diferentes ângulos de abertura do cone da haste, os quais variaram desde 0,35 a 4,28 graus (Tabela 4.4).

Estes modelos, embora sejam de geometria simples (simétrica), foram feitos em três dimensões para assim poder aplicar forças não simétricas ao eixo e também para obter as componentes das tensões na mesma nomenclatura que as de outros modelos criados posteriormente com geometria mais complexa. Foram modelados três componentes independentes (haste, cimento e osso), como pode-se observar na Figura 4.5. Foi aplicada uma força axial na ponta da haste, sendo eliminados todos os graus de liberdade no plano inferior do osso, como é mostrado na Figura 4.5d, considerando-se a haste completamente fixa no cimento (coeficiente de atrito infinito) para todos os casos.

Na Figura 4.6 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão da componente radial (S_r) ao osso, para as posições de maior influência ao longo da linha vertical, segundo Figura 4.5c. Na mesma pode-se apreciar que praticamente não ocorreu variação entre os modelos com diferentes ângulos nas posições 4 à 15 e que na posição 17 (parte

superior) houve uma variação máxima de 0.1 MPa e na posição 2 (inferior) uma variação de 0.05 MPa.

Embora os valores desta componente radial sejam pequenos os picos de tensão encontram-se nas posições 2 e 17, onde maior é a influência da conicidade, notando-se na posição 2 tensões com sinal positivo e negativo na posição 17. Pode-se observar que ao aumentar a conicidade da haste produz-se uma diminuição da componente radial na posição 2 (distal) e um aumento na posição 17 (proximal).

Na Figura 4.7 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão da componente axial (S_a) ao osso, para as posições de maior influência ao longo da linha vertical. Neste caso, a influência máxima da conicidade corresponde ao valor de 0.4 MPa e encontra-se na parte intermediária do comprimento da haste (posição 8).

TABELA 4.4 - Características dos modelos simples para avaliar a influência do ângulo de abertura da haste

MODELO	Dm (mm)	L (mm)	α (gra.)	Ehaste (MPa)	Eosso (MPa)	Ecimt. (MPa)	η haste	η osso	η cimento
HASTE1	14,5	124	0,35	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE2	14,5	124	0,71	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE3	14,5	124	1,07	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE4	14,5	124	1,43	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE5	14,5	124	1,78	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE6	14,5	124	2,05	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE7	14,5	124	3,21	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE8	14,5	124	3,93	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23
HASTE9	14,5	124	4,28	210000	15000	2617	0,3	0,31	0,23

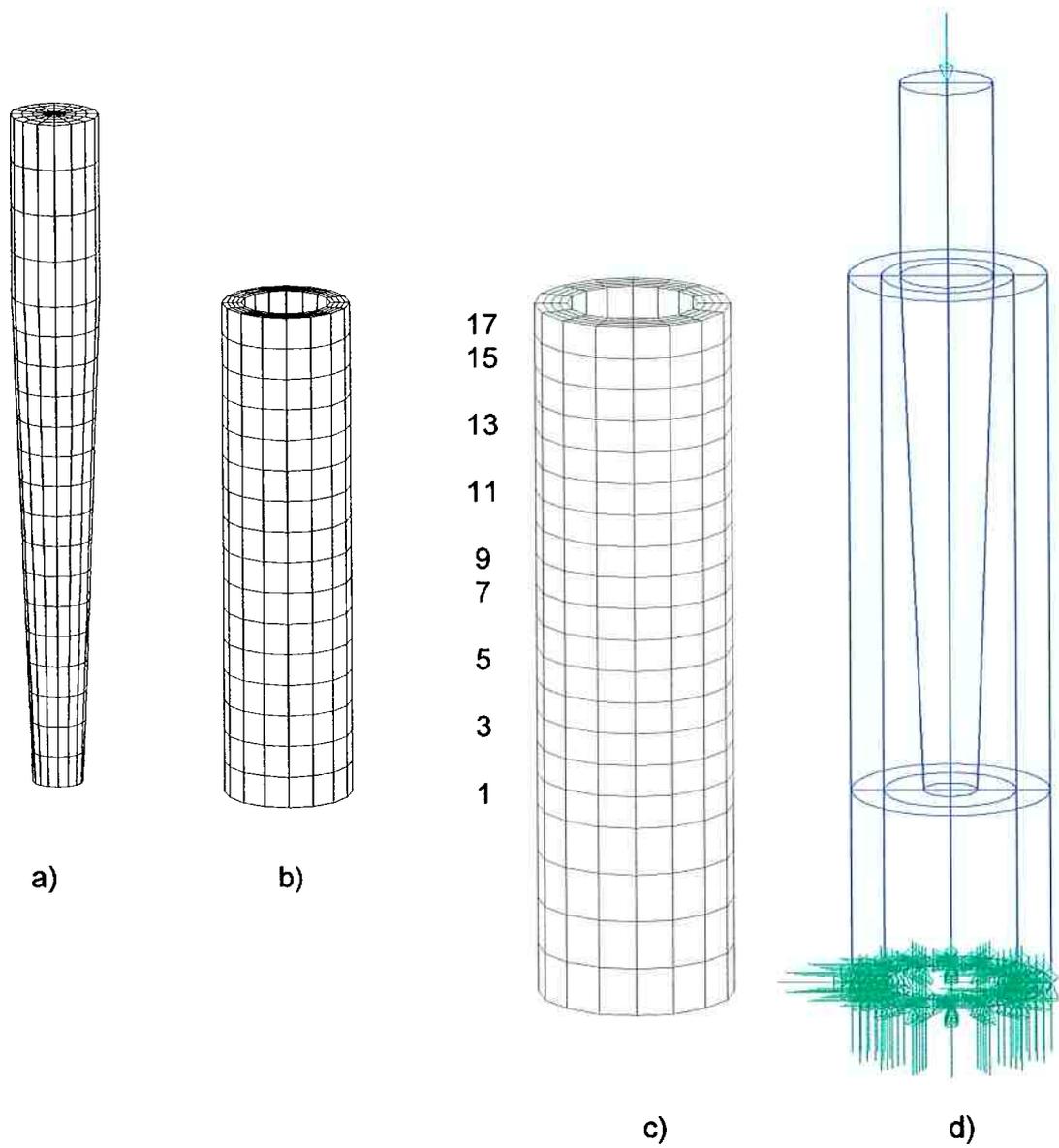


FIGURA 4.5 - Modelos cilíndricos: a)- Prótese metálica, b)- Cimento, c)- Osso, d)- Modelo completo

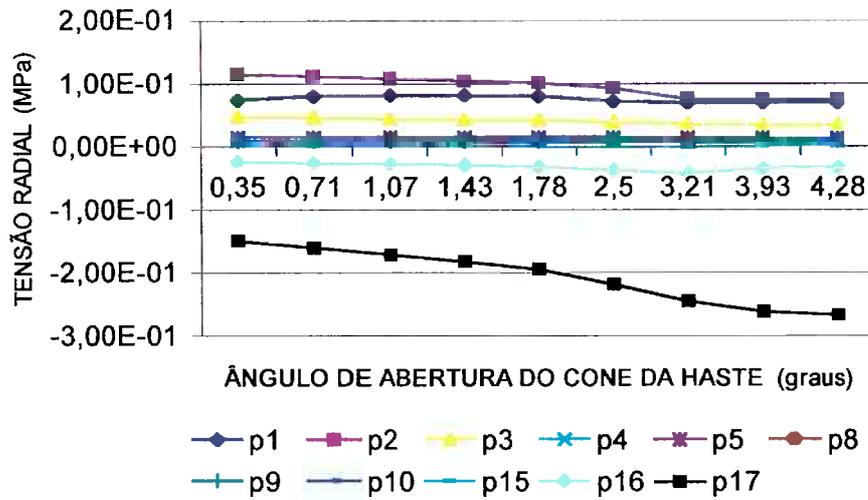


FIGURA 4.6 - Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso

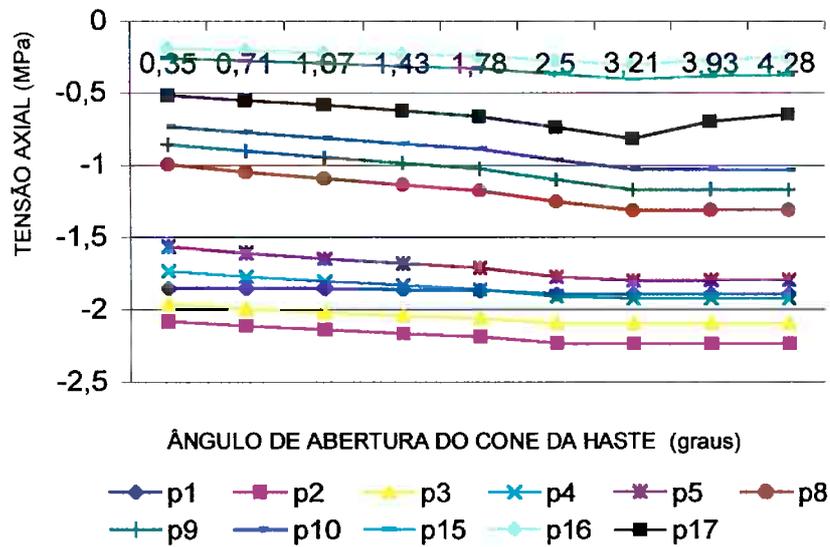


FIGURA 4.7 - Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso

As tensões axiais maiores encontram-se nas posições 2 e 3 (inferiores), principalmente na posição 2, para todos os ângulos, sendo que estas tensões possuem sinal negativo. Aqui pode-se observar que conforme aumenta-se o ângulo da haste produz-se um incremento da componente axial até um determinado ângulo a partir do qual fica constante. Este comportamento ocorre em todas as posições.

Como podemos observar nas Figuras 4.6 e 4.7, o ângulo do cone da haste de 1,78 proporciona as melhores condições de transmissão de tensão radial ao osso. Caso este ângulo é diminuído, então a tensão radial de compressão também diminui e, se aumentado, incrementa a faixa de distribuição de tensões ao longo do comprimento da haste.

4.2.2 INFLUÊNCIA DAS CONDIÇÕES DE UNIÃO DA PRÓTESE E O CIMENTO, NA TRANSMISSÃO DE TENSÕES AO OSSO, UTILIZANDO MODELOS TRIDIMENSIONAIS SIMPLES

Os modelos utilizados para esta análise foram similares aos utilizados na análise anterior. Neste caso, também foram modelados três componentes independentes (haste, cimento e osso), como pode-se observar na Figura 4.5 e os materiais foram considerados linearmente elásticos, cujas características encontram-se na Tabela 4.5. Foi aplicada uma força axial na ponta da haste e foram eliminados todos os graus de liberdade no plano inferior do osso, como é mostrado na Figura 4.5.d.

Neste caso, foram feitos 4 modelos com diferentes coeficientes de atrito no contato da superfície da haste e o cimento, simulando desde uma interface totalmente colada (coeficiente de atrito infinito) a uma totalmente descolada

(coeficiente de atrito $\mu = 0$), sendo mantido o ângulo do cone da haste de 2 graus para todos os casos. (Tabela 4.5)

O gráfico da Figura 4.8 apresenta a variação dos valores máximos das tensões radial e axial e a tensão equivalente para as 4 primeiras condições da interface osso-cimento, segundo Tabela 4.5. Pode-se observar como as tensões radiais aumentam com a diminuição do coeficiente de atrito, o que é importante para a remodelação do osso, mas, embora ocorra um aumento das tensões equivalentes, as tensões axiais não aumentam significativamente.

TABELA 4.5 - Características dos modelos simples para avaliar a influência do ângulo de abertura do cone da haste e as condições da união com o cimento

MOD.	Dm (mm)	L (mm)	μ	Ehaste (MPa)	α (grad.)	Eosso (MPa)	Ecim (MPa)	η haste	η osso	η cimt.
H1	14,5	124	∞	210000	2	15000	2617	0,3	0,31	023
H2	14,5	124	03	210000	2	15000	2617	0,3	0,31	023
H3	14,5	124	0,1	210000	2	15000	2617	0,3	0,31	023
H4	14,5	124	0,0	210000	2	15000	2617	0,3	0,31	023
H5	14,5	124	0,0	210000	0,71	15000	2617	0,3	0,31	023
H6	14,5	124	0,0	210000	1,43	15000	2617	0,3	0,31	023
H7	14,5	124	0,0	210000	2,5	15000	2617	0,3	0,31	023
H8	14,5	124	0,0	210000	3,21	15000	2617	0,3	0,31	023
H9	14,5	124	0,0	210000	4,28	15000	2617	0,3	0,31	023

Posteriormente, foi realizada uma análise da influência da variação do ângulo de abertura do cone da haste para uma condição onde a superfície da prótese esta totalmente descolada do cimento (coeficiente de atrito zero). Neste caso foram feitos 5 modelos com diferentes ângulos de conicidade da haste, os quais variaram desde 0,71 a 4,28 graus, como pode ser observado na Tabela 4.5.

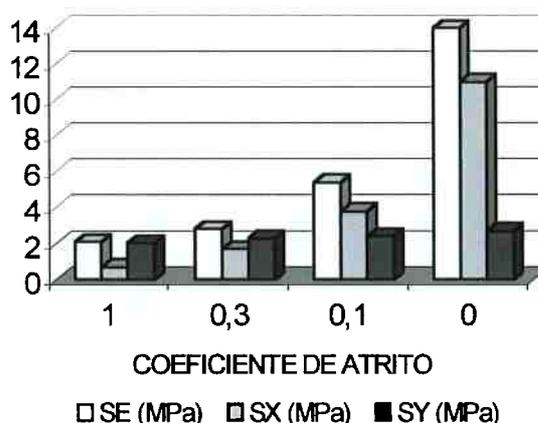


FIGURA 4.8 - Influência do coeficiente de atrito na transmissão de tensões na superfície do osso no endóstio

Na Figura 4.9 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão da componente radial (S_r) ao osso, ao longo da linha vertical (segundo Figura 4.5.c). Pode-se observar que conforme diminui-se o coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento ocorre um aumento das tensões radiais na superfície do osso e também acontece um incremento da variação desta tensão nas distintas posições ao longo do comprimento do osso. Este incremento da tensão é maior na parte superior ou proximal do osso.

Na Figura 4.10 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão da tensão axial (S_a) ao osso, ao longo da linha vertical. Pode-se observar que ao diminuir o coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento ocorre um pequeno aumento das tensões axiais na superfície do osso e também acontece um pequeno incremento da variação desta tensão nas distintas posições.

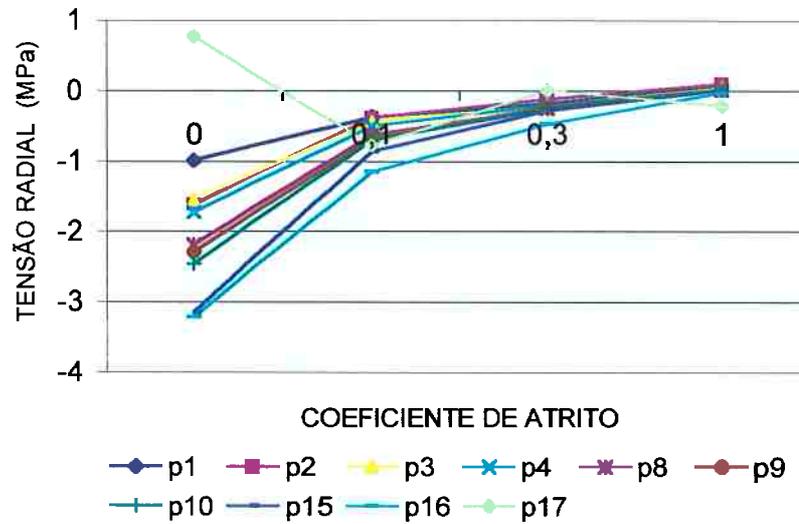


FIGURA 4.9 - Influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso, mantendo o ângulo de abertura do cone constante

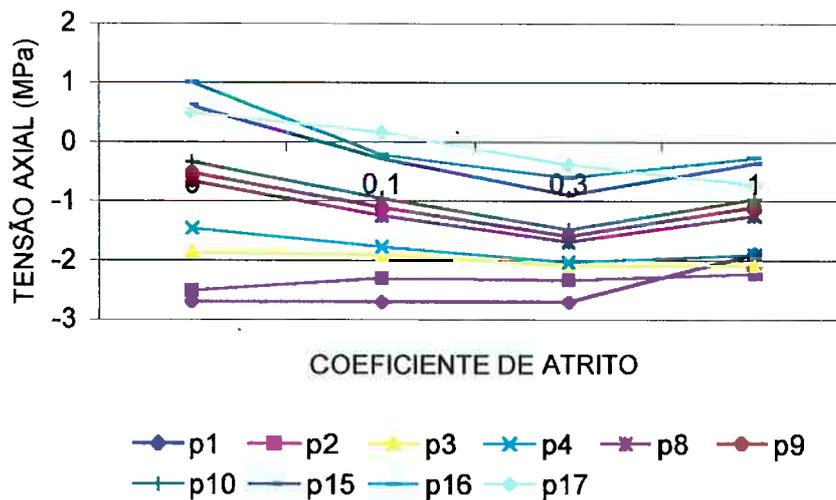


FIGURA 4.10 - Influência do coeficiente de atrito entre a superfície da haste e o cimento na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso, mantendo o ângulo de abertura do cone constante

Na Figura 4.11 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do ângulo de abertura do cone da haste da prótese na transmissão da tensão radial (S_r) ao osso, ao longo da linha vertical, considerando a superfície da prótese totalmente descolada. Pode-se constatar que ao aumentar o ângulo de abertura do cone da haste da prótese produz-se uma diminuição da componente radial da tensão.

Na Figura 4.12 são mostradas as curvas que caracterizam a influência do ângulo de abertura do cone da prótese na transmissão da tensão axial (S_a) ao osso, ao longo da linha vertical, considerando totalmente descolada a superfície da prótese. Pode-se apreciar que ao aumentar o ângulo de abertura do cone da prótese produz-se uma diminuição da componente axial da tensão em algumas posições ao longo do comprimento do osso, mas, não tão significativas como no caso da componente radial e em outras posições praticamente manteve-se constante ou ocorre um pequeno aumento.

Segundo os resultados dos gráficos podemos concluir que caso se consiga uma união entre a superfície da haste e o cimento correspondente a um coeficiente de atrito entre 0.2 e 0.3 podem-se obter condições de tensões adequadas para uma vida útil maior da prótese.

Em relação à influência da variação do ângulo do cone da haste para condições de descolado da haste e o cimento, pode-se concluir que um ângulo de abertura do cone da haste de 2.5 graus produz, nestas condições, valores das componentes de tensões adequadas para uma vida útil maior da prótese.

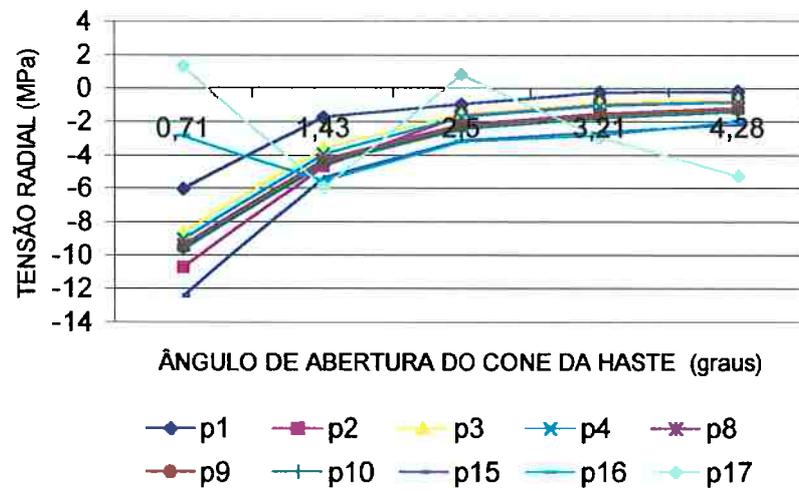


FIGURA 4.11 - Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões radiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso, para um coeficiente de atrito $\mu = 0$ entre a superfície da haste e o cimento

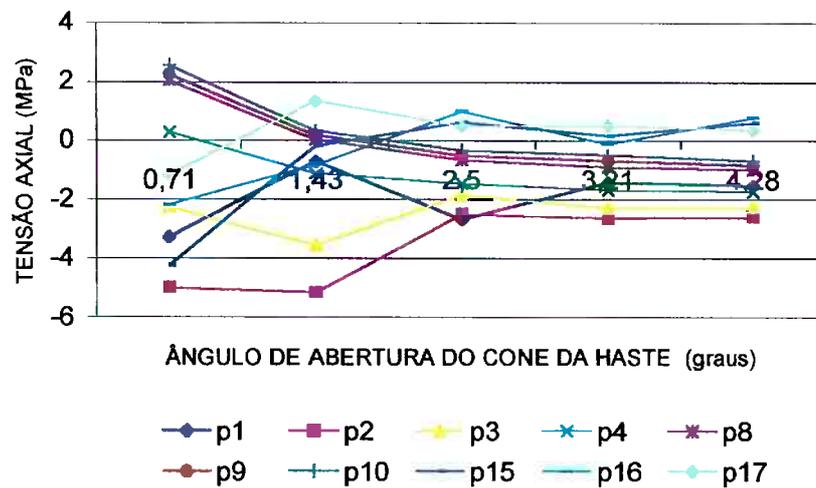


FIGURA 4.12 - Influência do ângulo de abertura do cone da haste na transmissão de tensões axiais em cada uma das posições (p) ao longo do comprimento do osso, para um coeficiente de atrito $\mu = 0$ entre a superfície da haste e o cimento

4.2.3 INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA DA SEÇÃO TRANSVERSAL DA HASTE E DAS CONDIÇÕES DA UNIÃO OSSO-CIMENTO, NA TRANSMISSÃO DE TENSÕES AO OSSO, UTILIZANDO MODELOS TRIDIMENSIONAIS MAIS REAIS.

O objetivo desta análise é: a)- determinar qual a influência da diferença dos diâmetros “D” e “d” (Figura 4.13) na transmissão de tensões ao osso, quando a prótese está completamente fixa ao cimento (coeficiente de atrito infinito $\mu = \infty$) e quando está descolada (coeficiente de atrito $\mu = 0$); b)- avaliar a influência na transmissão de tensões das condições da união da prótese ao cimento e a relação entre estas duas variáveis ((D-d) e μ). Desta forma, procura-se estabelecer qual a melhor seção transversal da haste da prótese para as condições de completamente fixa e descolada.

Para esta análise foram feitos modelos tridimensionais mais reais, similares à geometria do osso, pelo código de MEF “LUSAS”. Esta fase foi iniciada com a criação de vários modelos com diferentes densidades da malha, para avaliar a convergência e escolher uma densidade de malha que permita obter um resultado adequado com o menor número de elementos possíveis e assim diminuir o tempo de processamento. Na Figura 4.14.a pode-se observar o modelo Prot2261, de haste comprida e seção transversal circular, que foi utilizado para avaliar a convergência, variando a quantidade de divisões por linha nas três direções no espaço. Na Figura 4.14.b é mostrada a distribuição de tensão equivalente para este modelo na superfície de contato do osso.

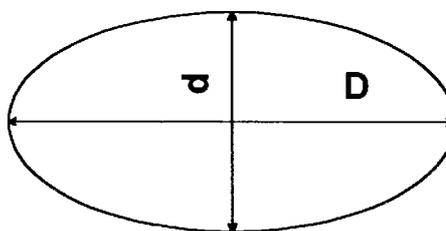


FIGURA 4.13 - Diferença entre os diâmetros D-d

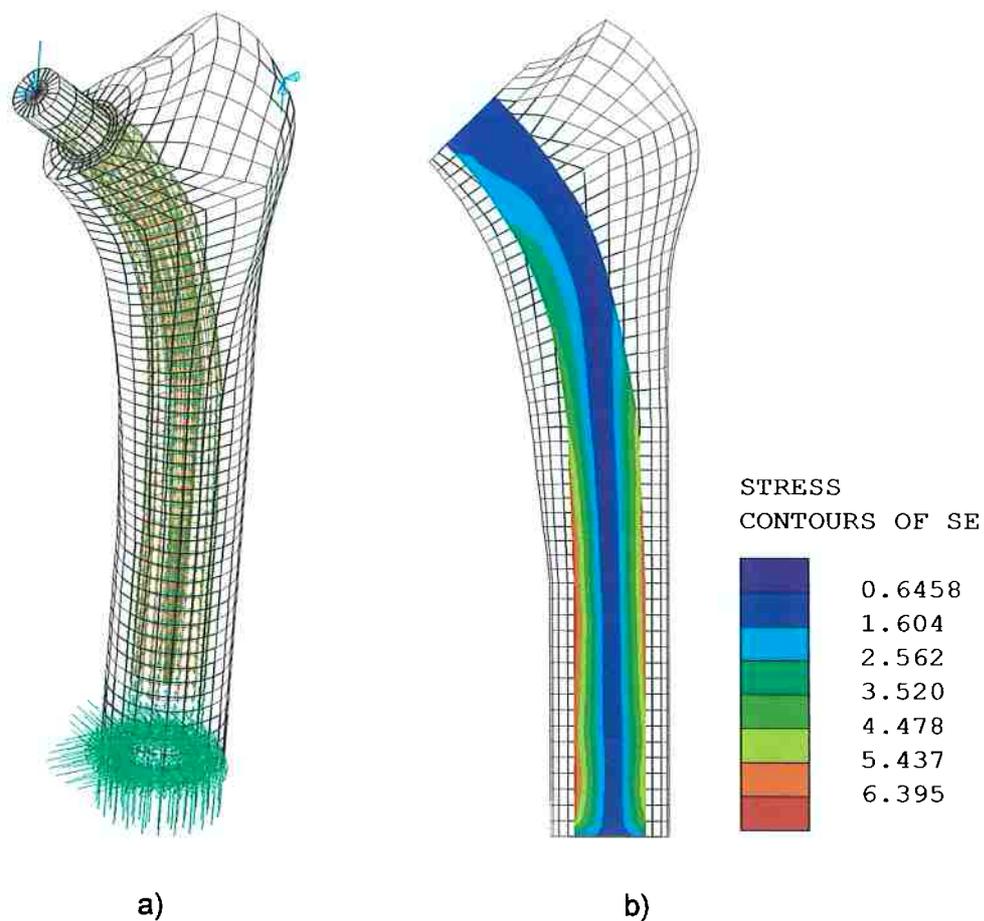


FIGURA 4.14 - a)- Modelo de haste comprida, de seção circular e conicidade de 2 graus, b)- Distribuição da tensão de von Mises na interface do osso

Foram modeladas três componentes independentes (haste, cimento e osso), com as mesmas propriedades dos materiais dos modelos anteriores, considerados como materiais linearmente elásticos, que são: módulo de elasticidade da haste $E = 210000$ MPa e coeficiente de Poisson $\eta = 0.3$, para o osso cortical $E = 15000$ MPa e $\eta = 0.31$, para o osso trabecular $E = 1000$ MPa e $\eta = 0.28$ e para o cimento acrílico $E = 2617$ MPa e $\eta = 0.23$. Nesta primeira avaliação, não foram modificadas as propriedades dos materiais.

Para realizar a análise da influência da geometria da seção transversal da haste e das condições da união osso-cimento na transmissão de tensões ao osso foram feitos 20 modelos, nos quais aplicou-se uma força constante sobre a ponta proximal da componente femoral de $F_x = 270$ N e $F_y = 650$ N, e assim, somente a força da articulação foi simulada, sendo a geometria similar às mostradas nas Figura 4.14 e 4.15.

A diferença de diâmetros ($D-d$), como mostra a Figura 4.13 e o coeficiente de atrito μ foram variados de forma progressiva, sendo mantidas constantes as demais variáveis. As características dos diferentes modelos podem ser observadas na Tabela 4.6, onde também estão representadas as tensões equivalentes máximas que foram obtidas no osso e no cimento em cada modelo depois de terem sido processados.

Todos os modelos estão formados por um total de 7046 nós, distribuídos em três componentes: prótese, osso e cimento. Como a interface cimento-osso é uma zona onde existem maiores problemas de perda da implantação, a primeira fase da análise será feita sobre a interface, a qual está composta por 840 nós.

Para realizar a análise da transmissão das componentes de tensão ao osso, os resultados obtidos do programa LUSAS foram separados em arquivos correspondentes às tensões existentes dentro do osso, cimento e na interface osso-cimento, e assim estudar como é a transmissão de tensões em cada parte.

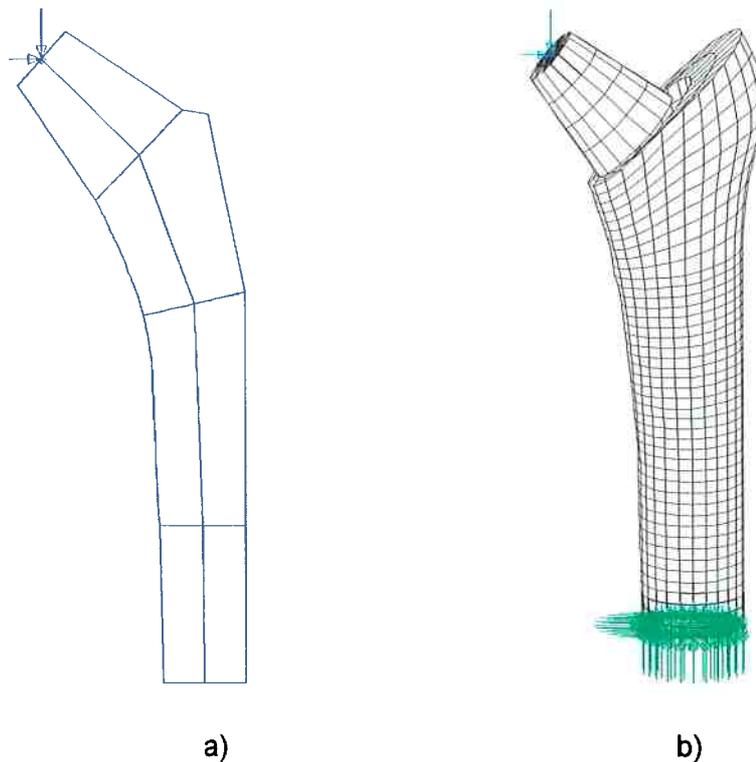


FIGURA 4.15 - Geometria para a haste tipo CHARNLEY: a) Componente femural, b) Implantação no fêmur

Para o estudo do comportamento mecânico osso-prótese e especificamente da interface foi necessário obter as componentes das tensões em direções perpendiculares entre si, em relação ao eixo da haste, como pode ser observado na Figura 4.16, ou seja: S_r (tensão radial), perpendicular ao eixo da haste, S_a (tensão axial) paralelo ao eixo da haste e o S_c (tensão circunferencial) perpendicular ao plano formado pelas duas tensões anteriores.

Como foi desenvolvida uma grande quantidade de modelos em três dimensões, foi necessário criar várias rotinas em linguagem "C", para poder transformar as componentes das tensões fornecidas pelo MEF em coordenadas globais (S_x , S_y , S_z) para coordenadas locais desejadas (S_r , S_a , S_c), e para avaliar os resultados e estudar a influência das diferentes variáveis na transmissão de tensões e energia de deformação.

TABELA 4.6 - Características dos modelos para determinar a influência da diferença do diâmetro e das condições da união osso-cimento na transmissão de tensões

MODELO	Dm (mm)	D-d (mm)	L (mm)	α (gra.)	Ehaste (GPa)	η haste	Eosso (MPa)	η osso	Ecimento (MPa)	η cime.	SE _{max} -osso (MPa)	SE _{max} -cimento (MPa)	μ
GNL0	14,5	0	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	20,06(CS)	36(CS)	0
GNL0C2C	14,5	0,5	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	16,5(CS)	22(CS)	0
GNL0C10	14,5	1,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	15,9(CS)	24(CS)	0
GNL0C14	14,5	2,33	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	15,5(CS)	25(CS)	0
GNL0C20	14,5	3,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	14,7(CS)	30(CS)	0
GNLF1	14,5	0	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	6,1(CIE)	15,21(CS)	0,1
GNLF1C2	14,5	0,5	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	7,22(PI)	14,8(PC)	0,1
GNLF1C10	14,5	1,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	9,5(CS)	20,7(CS)	0,1
GNLF1C14	14,5	2,33	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	8,7(CS)	20,5(CS)	0,1
GNLF1C20	14,5	3,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	8,15(CS)	21,3(CS)	0,1
GNLF3	14,5	0	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,9(CIE)	11,8(CS)	0,3
GNLF3C2	14,5	0,5	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	6,9(PI)	27(PC)	0,3
GNLF3C10	14,5	1,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	6,1(CIE)	11,7(PI)	0,3
GNLF3C14	14,5	2,33	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	5,2(CIE)	10(PI)	0,3
GNLF3C20	14,5	3,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	5(CIE)	12,3(PI)	0,3
GPO	14,5	0	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	3,3(PDE)	1
GPOC2	14,5	0,5	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,2(DDE)	3,4(PDE)	1
GPOC10	14,5	1,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	4(PDE)	1
GPOC14	14,5	2,33	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,2(DDE)	4,5(PDE)	1
GPOC20	14,5	3,52	124	2	210	0,3	15000	0,31	2617	0,23	4,2(DDE)	5,6(PDE)	1

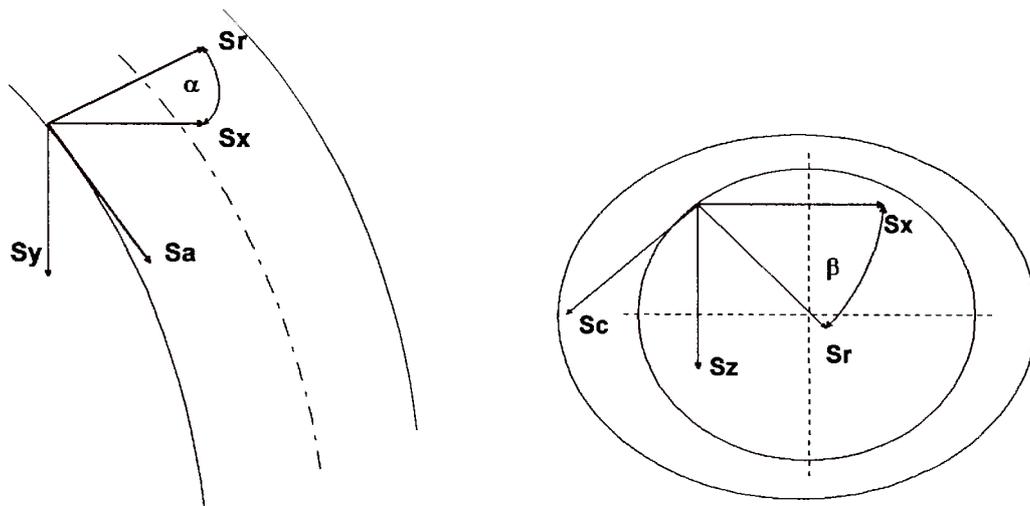


FIGURA 4.16 - Ângulos formados entre as coordenadas globais (S_x , S_y , S_z) e as coordenadas locais desejadas (S_r , S_a , S_c)

Assim, foram desenvolvidas primeiramente as rotinas em linguagem "C", **SELECT** e "**SELSENO**", como pode-se observar no diagrama de bloco da Figura 4.17 e o algoritmo no Anexo 1. Como mostra o diagrama de blocos são lidos primeiramente os dados correspondentes aos números dos nós da interface do osso (840 valores), as coordenadas de todo o modelo (7046 valores) e as coordenadas do eixo da haste (35 valores). Com estas coordenadas foi possível determinar os cosenos diretores para fazer as transformações correspondentes, em relação ao ângulo " α " e ao " β ", segundo Figura 4.16.

Para realizar as transformações das componentes das tensões segundo as direções a serem avaliadas, foi desenvolvida a rotina "**TRANMED**", a qual lê as componentes das tensões em coordenadas globais de cada nó da interface, lê os cosenos diretores e realiza as transformações de coordenadas. Esta rotina também determina a média de cada um dos tipos de tensões já transformados (S_r , S_a , S_c), para cada nó, considerando os 5 valores ($m = 5$) de diferença de diâmetros ($D-d$) em cada caso de coeficiente de atrito avaliado (4 casos). Assim, pode-se conhecer como

variaram as componentes da tensão para cada nó em função da diferença do diâmetro, segundo o coeficiente de atrito.

Posteriormente a rotina “**TRAMEDMAX**” determina os 25 valores máximos da média de cada tipo de tensão para cada coeficiente de atrito. Desta forma pode-se avaliar como o coeficiente de atrito influencia na média das tensões.

Dos resultados obtidos pode-se constatar como os valores máximos da média das tensões radiais (valor máximo de $S_m = \frac{\sum_{i=1}^5 S_r}{5}$) foram aumentando conforme o coeficiente de atrito foi diminuído. Quando é diminuído o coeficiente de atrito, principalmente para $\mu = 0,3$, aparecem vários nós da parte medial proximal com valores máximos da média da tensão radial, o que indica que o fato de diminuir o coeficiente de atrito provoca um aumento da tensão radial na parte medial proximal.

A rotina “**TRANINFL**” lê os valores de todos os tipos de tensões já transformados (S_r , S_a , S_c) e determina para cada nó a maior tensão (S_{max}) dentro dos 5 diferentes modelos de (D-d) e subtrai a menor tensão (S_{min}), correspondente a cada coeficiente de atrito (equação 4.1).

$$TS_{(i)} = S_{max(i)} - S_{min(i)} \dots \dots \dots (4.1)$$

Assim, é determinada a influência ($TS_{(i)}$) da diferença de diâmetros (D-d) em cada nó para cada tipo de coeficiente de atrito. Por último a rotina imprime os 25 maiores valores dessa influência.

Desta forma, pode-se determinar a influência dessa variável em cada nó (neste caso a diferença de diâmetros, para cada tipo de coeficiente de atrito) e pode-se determinar também em quais nós esta variável exerce maior influência. Na Figura 4.19 pode-se observar o diagrama de blocos com o algoritmo de uma destas rotinas, neste caso para a componente da tensão radial e o algoritmo no Anexo 1.

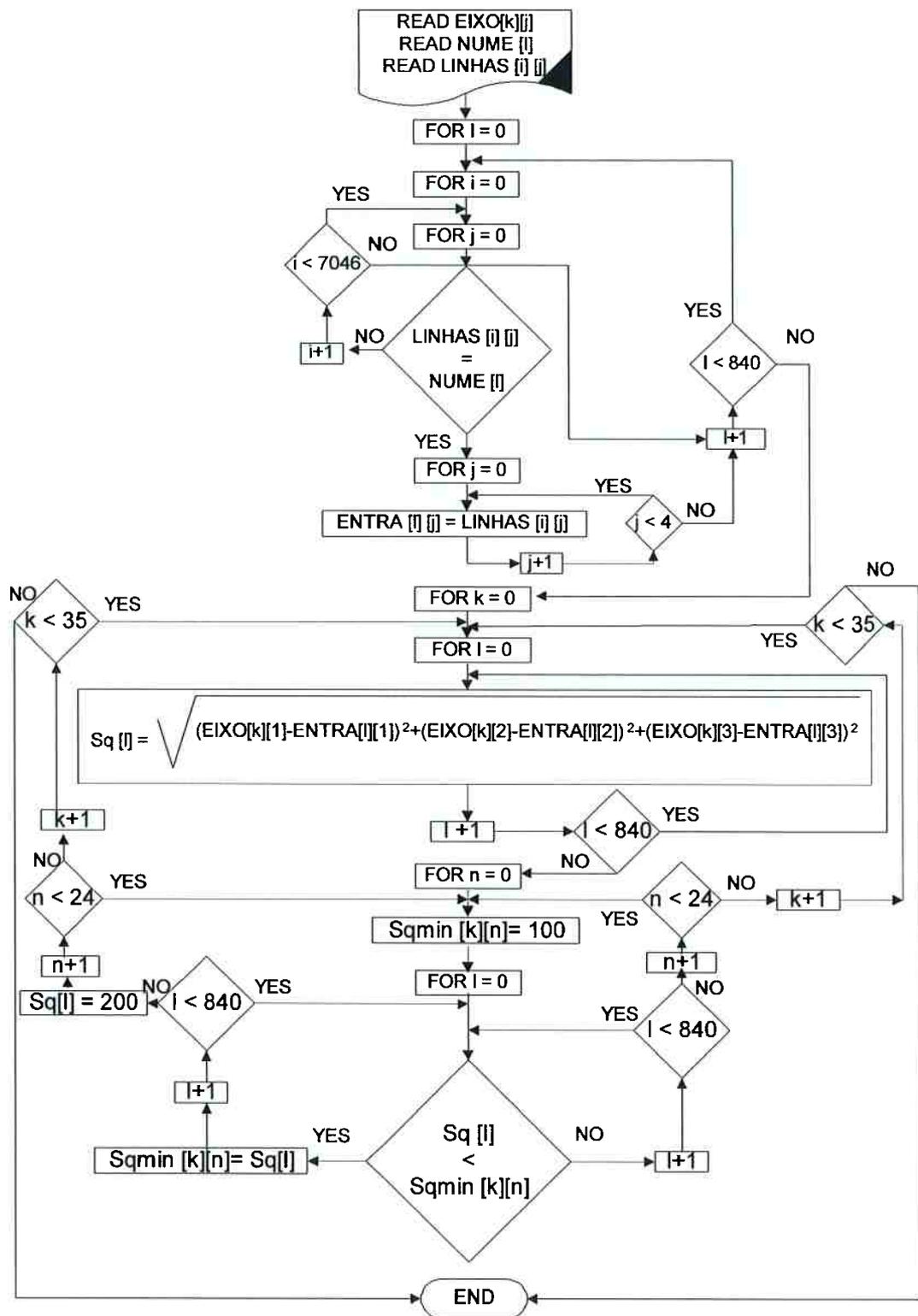


FIGURA 4.17 - Diagrama de Blocos da rotina “SELECT” e da rotina “SELSENO”

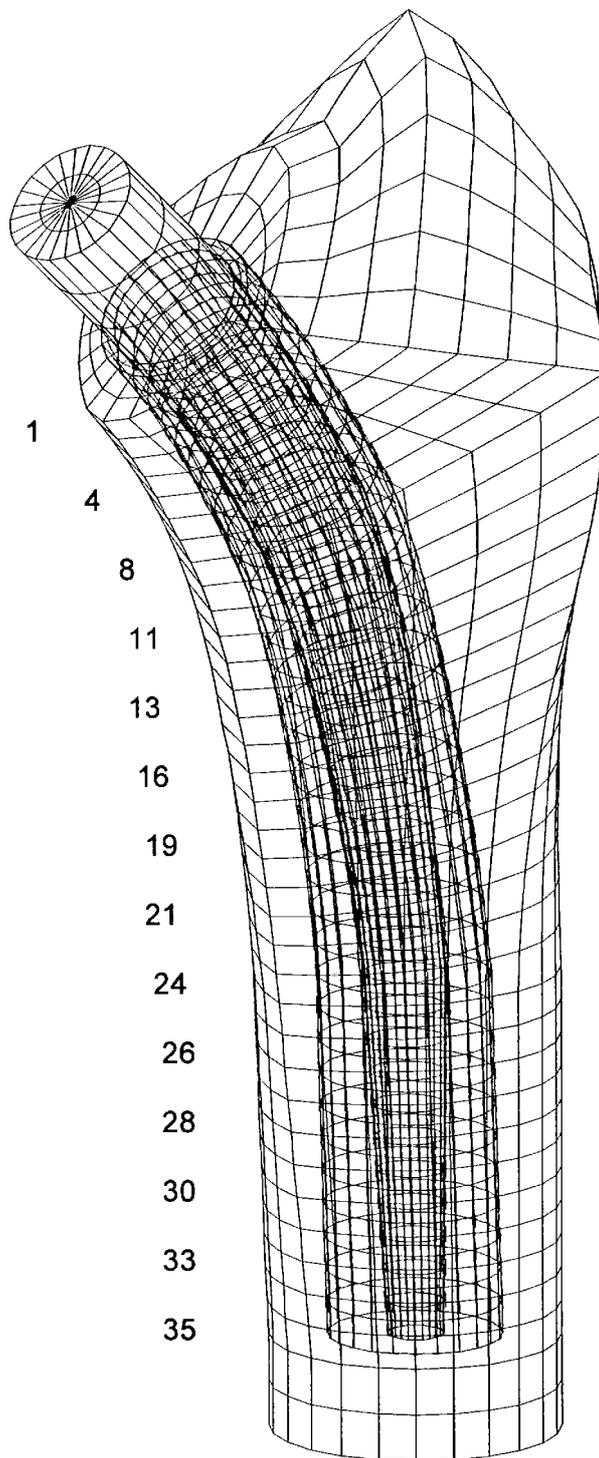


FIGURA 4.18 - Seções imaginárias de análise e pontos da linha medial do modelo da componente femoral da prótese total do quadril

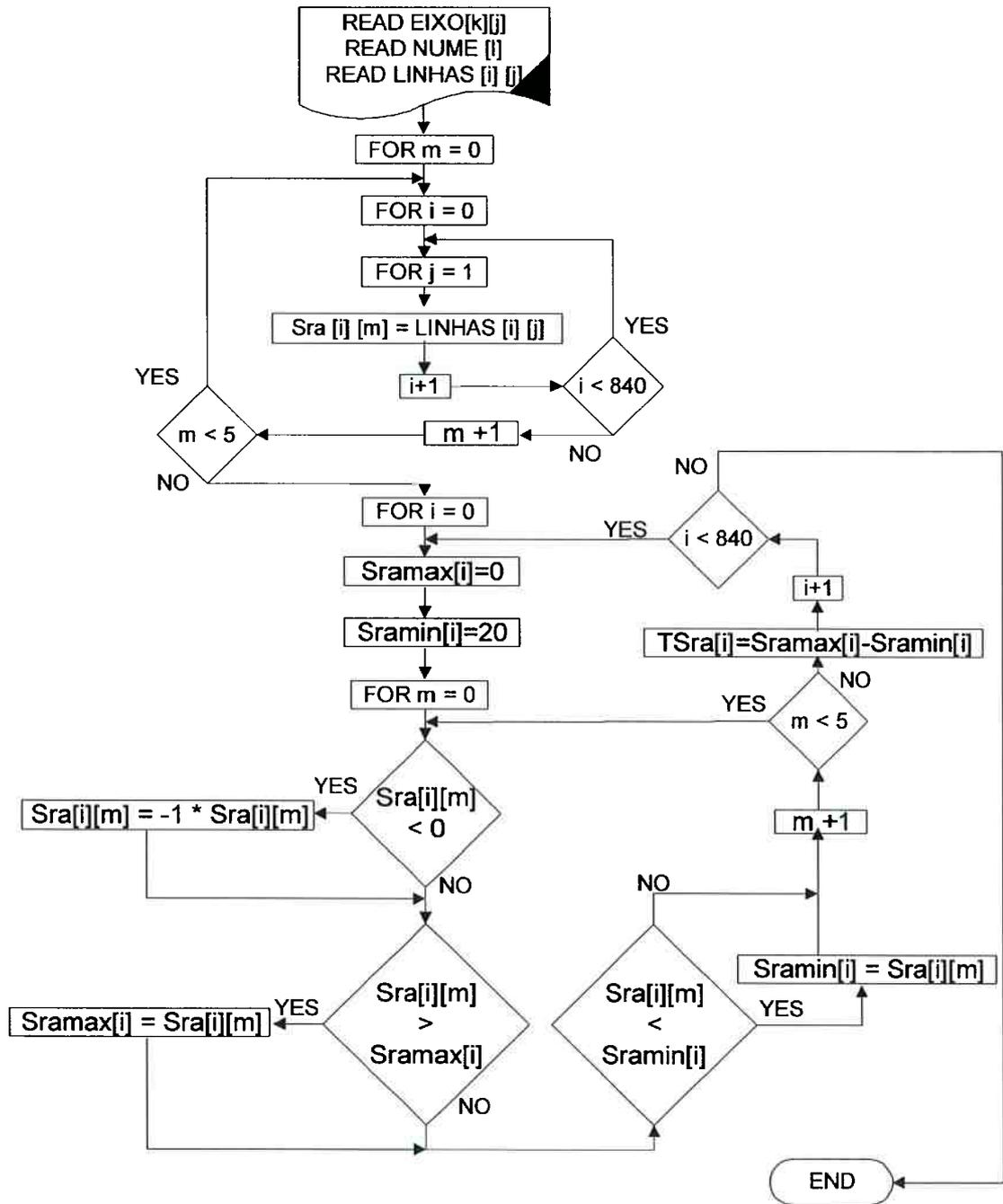


FIGURA 4.19 - Diagrama de blocos da rotina "TRANINFL"

A partir dos resultados pode-se constatar que a influência do incremento da diferença do diâmetro na transmissão de tensão ao osso é mais marcada na transmissão da tensão radial, que chega a ser o dobro da influência sobre a transmissão da tensão axial e para todos os casos essa influência do incremento da diferença de diâmetro aumenta quando diminui o coeficiente de atrito, aumentando também a quantidade de nós com influência máxima na linha medial proximal.

A rotina “**TRANVERI**” lê arquivos com os valores de tensão já transformados e determina os 25 maiores valores para cada tipo de tensão para cada modelo e imprime em arquivos independentes. Quando a prótese está completamente colada no cimento (coeficiente de atrito infinito) aumentam as tensões radiais máximas ($S_{r_{max}}$) e circunferenciais máximas ($S_{c_{max}}$) ao aumentar a diferença entre os diâmetros, mas não aparecem tensões radiais máximas na parte medial proximal. Para esta mesma condição de atrito infinito a tensão axial máxima ($S_{a_{max}}$) praticamente não varia ao aumentar a diferença de diâmetro.

No caso em que o coeficiente de atrito diminui, as tensões máximas aumentam e aparecem valores máximos na parte medial proximal, com maior incidência nas tensões radiais. Para as condições de atrito de até $\mu = 0,3$, ao aumentar a diferença do diâmetro é produzido um incremento nas tensões radiais máximas, mas para coeficientes de atrito inferiores ocorre uma diminuição destas tensões ao aumentar a diferença de diâmetro.

Posteriormente, foram criadas outras rotinas para avaliar a transmissão da tensão ao osso, interface e cimento, como é o caso da rotina “**VERIXYZ**”, a qual determina os valores máximos das componentes radiais, axiais e circunferenciais das tensões de cada um dos 20 modelos feitos para avaliar este tipo de variável, com o objetivo de determinar os picos de tensões e compará-los com os limites de resistência correspondentes.

Sabendo-se que na linha medial da interface osso-cimento é onde mais problemas ocorrem de osteoporose e falha da interface, foi feita uma análise detalhada da influência destas variáveis na transmissão das componentes de tensão ao osso, utilizando a rotina "GRAFIC". Esta rotina lê os cosenos diretores dos 35 nós correspondentes à linha da parte medial da interface, transforma as componentes de tensões nas direções desejadas e imprime os resultados de forma adequada, para serem analisados e construir gráficos. Todos os valores que são obtidos da saída do programa "GRAFIC" correspondem aos pontos situados na linha medial do endóstio, como pode-se observar na Figura 4.18.

Assim, pode-se constatar que para a parte medial proximal correspondente aos nós 2, 3 e 4 (Figura 4.18), as três componentes de tensões aumentam discretamente ao aumentar a diferença de diâmetros (D-d) quando a prótese está fixa, embora esse aumento seja muito pequeno. Quando o coeficiente de atrito diminui a tensão radial aumenta, principalmente para o coeficiente de atrito $\mu = 0,3$ e as outras componentes aumentam sutilmente (Figuras 4.20 e 4.21). Para valores de coeficiente de atrito menores que $\mu = 0,3$, as tensões radiais diminuem em relação as tensões obtidas para esse coeficiente. Para os modelos de coeficiente de atrito menor que 0,3, quando a diferença de diâmetro aumenta a transmissão de tensão radial diminui.

Na parte medial central (nós 13 ao 21), as três componentes de tensões aumentam discretamente ao aumentar a diferença de diâmetros, quando a prótese está fixa. Quando o coeficiente de atrito diminui até $\mu = 0,3$ a tensão radial aumenta pouco, sendo nestes casos, maior o aumento da tensão axial (Figuras 4.22 e 4.23).

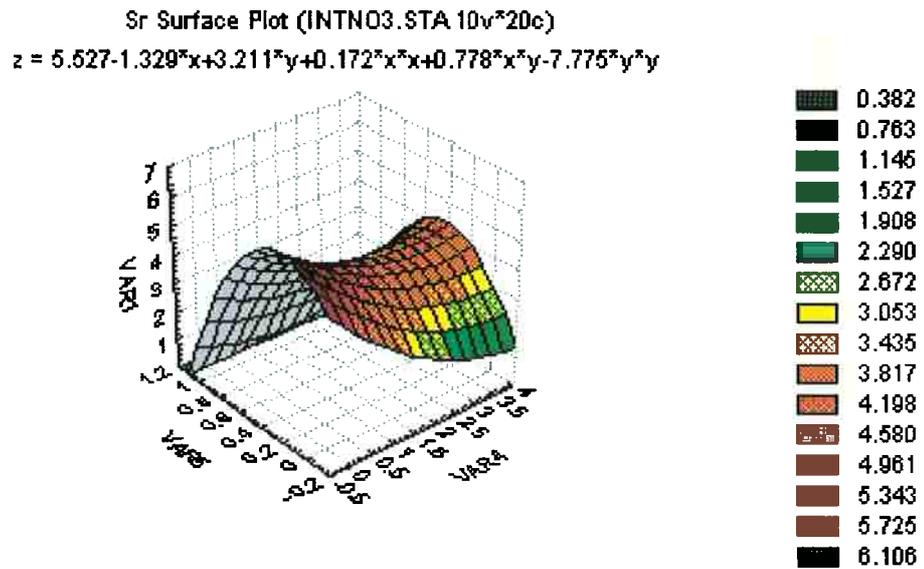


FIGURA 4.20 - Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, no nó 3 na parte proximal da linha medial

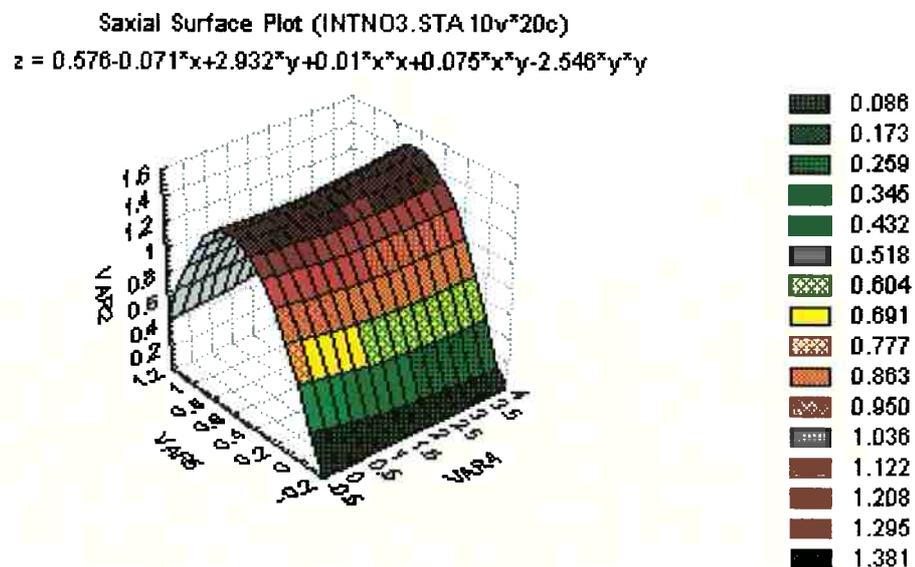


FIGURA 4.21 - Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, no nó 3 na parte proximal da linha medial

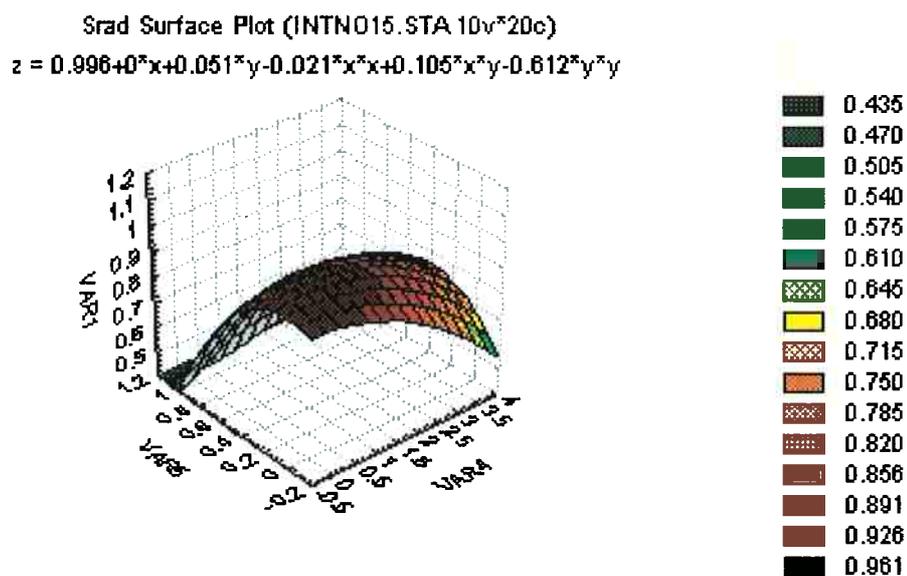


FIGURA 4.22 - Influência da diferença no diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, no nó 15 na parte distal central da linha

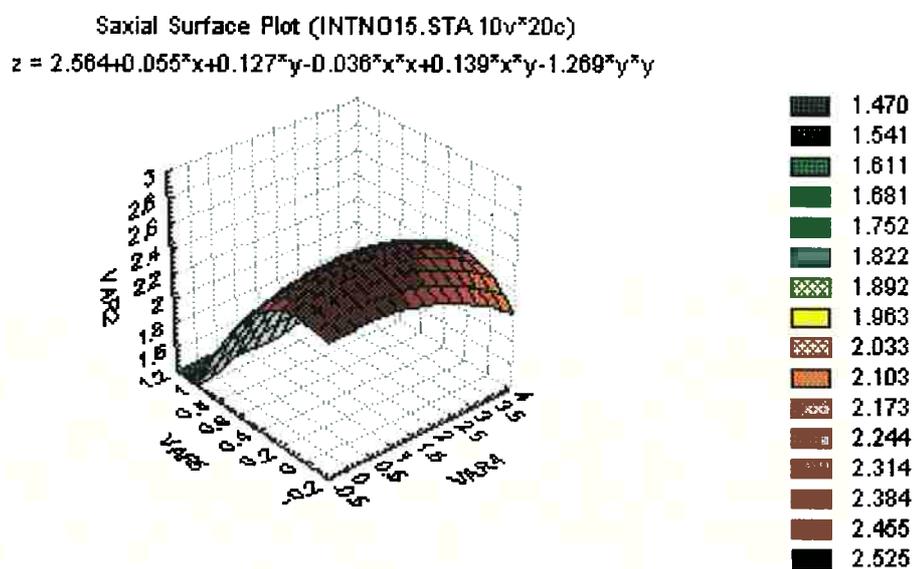


FIGURA 4.23 - Influência da diferença no diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, no nó 15, na parte distal central da linha medial

Ao diminuir ainda mais o coeficiente de atrito ocorre um incremento na tensão axial e pouco incremento na tensão circunferencial. Em condições de coeficiente de atrito baixo ($<0,3$) as tensões axial e radial diminuem quando é incrementada a diferença de diâmetro e a tensão circunferencial aumenta, mas esse aumento não é significativo.

Para a parte medial distal (nós 25 ao 34), a tensão axial aumenta discretamente ao aumentar a diferença de diâmetros quando a prótese está fixa, como pode-se observar na Figura 4.24. Nas outras duas tensões praticamente não há influência. Quando o coeficiente de atrito diminui só ocorre incremento na tensão axial para esta parte distal. Da mesma forma, a tensão axial diminui quando é incrementada a diferença de diâmetro em condições de coeficiente de atrito baixo.

Em relação à tensão equivalente máxima ($S_{E_{max}}$), pode-se constatar na Figura 4.25 que, ao diminuir o coeficiente de atrito a tensão equivalente máxima transmitida ao osso aumenta bruscamente, chegando a níveis aceitáveis para um coeficiente de atrito de $\mu = 0,3$. Para valores menores de 0,3 esta tensão aumenta muito.

Também pode ser notado que conforme aumenta-se a diferença entre os diâmetros a transmissão da tensão equivalente máxima ao osso diminui, principalmente para valores menores de coeficiente de atrito. Quando o coeficiente de atrito é alto (haste completamente colada), a tensão equivalente máxima praticamente permanece constante ao aumentar a diferença entre os diâmetros.

No caso da transmissão da tensão equivalente máxima à camada de cimento, pode-se notar que, ao aumentar a diferença entre os diâmetros (D-d) a transmissão de tensão máxima equivalente ao cimento aumenta sutilmente, com coeficiente de atrito infinito, como pode-se observar na Figura 4.26.

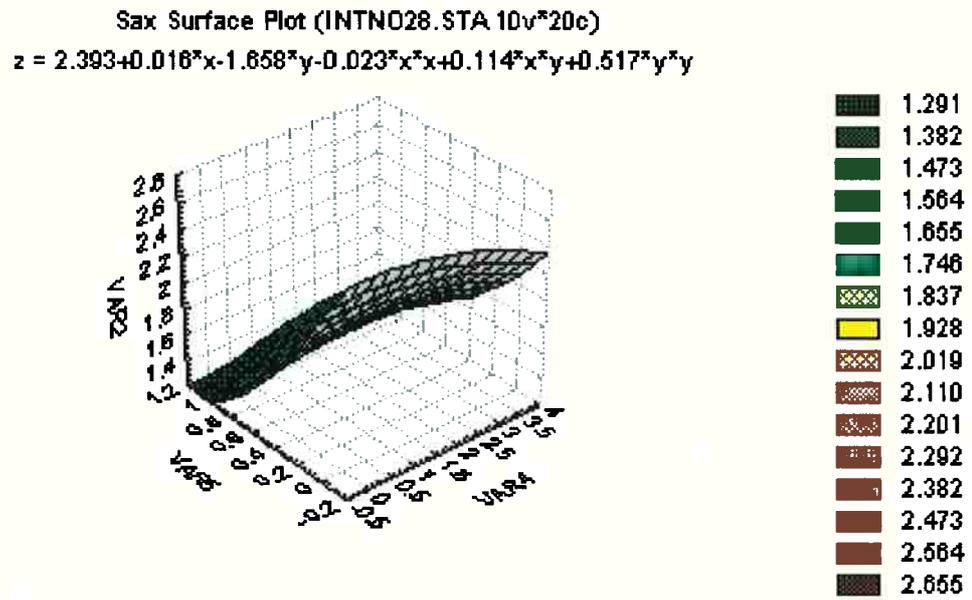


FIGURA 4.24 - Influência da diferença em diâmetro (VAR 4 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 5) na transmissão da tensão axial (VAR 3 (MPa)) ao osso, no nó 28, na parte distal central da linha medial.

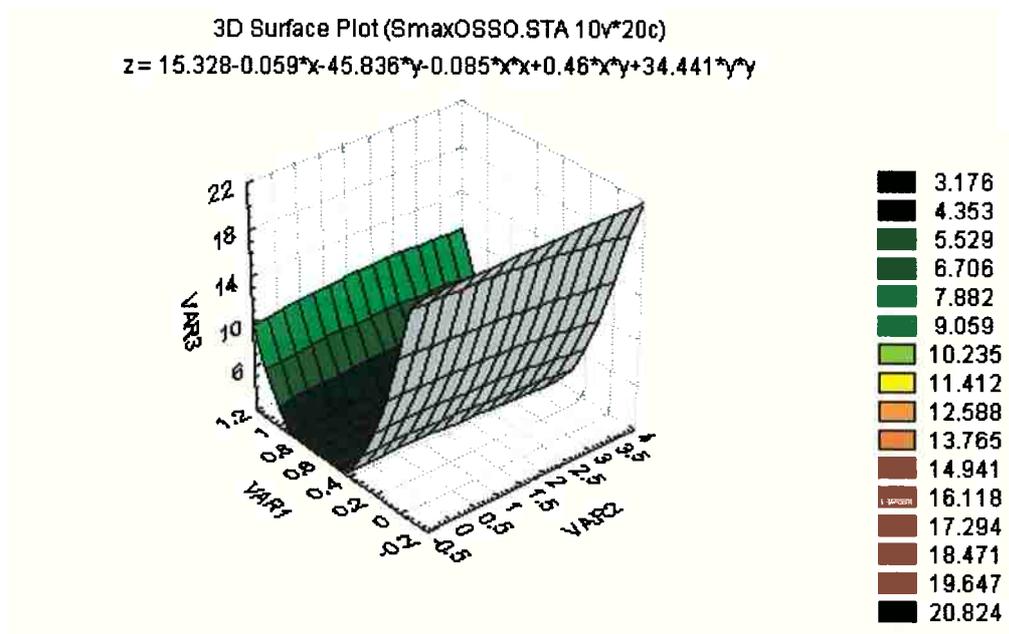


FIGURA 4.25 - Influência da diferença em diâmetro (VAR 2 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 1) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao osso

Quando o coeficiente de atrito diminui, a transmissão da tensão máxima equivalente ao cimento aumenta bruscamente, chegando a níveis aceitáveis para um coeficiente de atrito de $\mu = 0,3$. Para valores de coeficiente de atrito menores de $\mu = 0,3$ a tensão aumenta muito.

Os pontos de tensão equivalente máxima transmitida ao osso vão se deslocando da parte distal lateral (DDE) para a parte central medial (CS), conforme o coeficiente de atrito vai diminuindo (Figura 4.27). Também pode-se observar na Figura 4.27, que quando a prótese está completamente fixa para essa condição de carga, a tensão equivalente máxima no cimento é transmitida à parte proximal lateral (PDE) e conforme o coeficiente de atrito vai diminuindo os pontos de máxima tensão equivalente vão se deslocando para a parte medial central (CS) (Tabela 4.6).

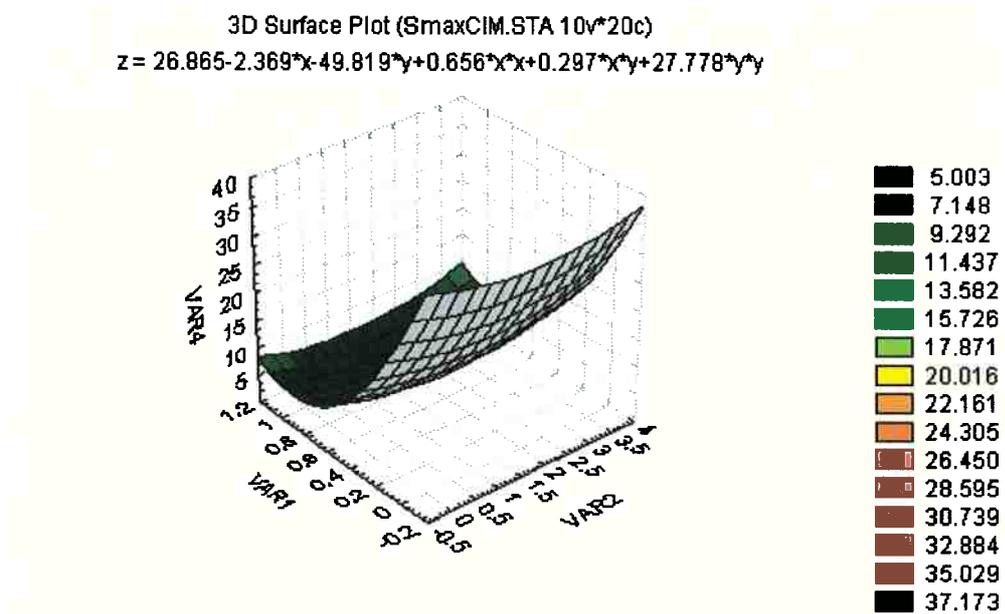


FIGURA 4.26 - Influência da diferença em diâmetro (VAR 2 (mm)) e do coeficiente de atrito (VAR 1) na transmissão da tensão equivalente máxima ao cimento (VAR 4 (MPa))

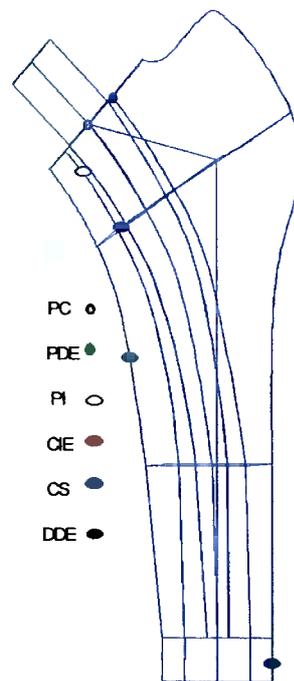


FIGURA 4.27 - Pontos de tensão equivalente máxima no cimento e no osso em função do tipo de modelo

4.2.4 INFLUÊNCIA NA TRANSMISSÃO DE TENSÕES, DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DA HASTE E A DENSIDADE DO OSSO, UTILIZANDO MODELOS TRIDIMENSIONAIS MAIS REAIS.

O objetivo desta análise é determinar qual a influência do módulo de elasticidade da haste na transmissão de tensões ao osso, em função da qualidade do osso dada por sua densidade, como também avaliar os efeitos produzidos devido à aplicação de diferentes carregamentos, considerando diferentes forças dos músculos, através da simulação de diversas atividades físicas. Desta forma poderá ser estabelecido qual o melhor material da haste da prótese em dependência da densidade do osso e da idade.

Primeiramente, para realizar este tipo de análise foram feitos 20 modelos, aplicando uma força constante sobre a ponta proximal da componente femoral de Fx

= 270 N e $F_y = 650$ N, simulando somente a força da articulação, sendo a geometria do osso similar à apresentada na Figura 4.14. Foram variados de forma progressiva o módulo de elasticidade da haste da prótese, e a densidade do osso, obtendo vários módulos de elasticidade do osso, segundo a expressão (4.2).

$$E = 3790 \dot{\epsilon}^{0,06} \rho^3 \dots\dots\dots(4.2)$$

onde:

E módulo de elasticidade (MPa)

ρ densidade do osso (g/cm^3)

$\dot{\epsilon}$ taxa de deformação $\dot{\epsilon} = 0,01\text{seg}^{-1}$

As características dos diferentes modelos são apresentadas na Tabela 4.7, onde também estão representadas as tensões equivalentes máximas que foram obtidas no osso e no cimento em cada modelo depois de terem sido processados. Também neste caso todos os modelos estão formados por um total de 7046 nós, distribuídos em três componentes: prótese, osso e cimento. Realizando pequenos ajustes nas rotinas anteriores foram obtidos os dados necessários para avaliar a influência destas duas variáveis na transmissão de tensões.

A média máxima da componente da tensão radial (valor máximo de $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_r}{4}$)

e circunferencial ($S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_c}{4}$), dos 4 modelos com diferentes densidades do osso, foi

diminuindo conforme o módulo de elasticidade da haste aumentou e a tensão axial média não variou.

TABELA 4.7 - Características dos modelos para determinar a influência do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso na transmissão de tensões

MODELO	Dm (mm)	D-d (mm)	L (mm)	α (gra.)	E haste (GPa)	η haste	ρ (g/cm^3)	η osso	E cimento (MPa)	η cime.	SE _{max.} osso (MPa)	SE _{max.} cimento (MPa)	μ
GP15006	14,5	0	124	2	15	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	3,8(DDE)	12,9(PDE)	1,0
GP15001	14,5	0	124	2	15	0,3	1	0,31	2617	0,23	15,5(PIO)	13,7(PDE)	1,0
GPP15	14,5	0	124	2	15	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	5,8(PIO)	9,29(PIE)	1,0
GP150022	14,5	0	124	2	15	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	8,22(PIO)	13,2(PIE)	1,0
GP57006	14,5	0	124	2	57	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	3,7(DDE)	6,8(DD)	1,0
GP57001	14,5	0	124	2	57	0,3	1	0,31	2617	0,23	3,9(DDE)	5,18(PDE)	1,0
GPP57	14,5	0	124	2	57	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	5,2(PDE)	1,0
GP570022	14,5	0	124	2	57	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	4,2(CIE)	5,6(PIE)	1,0
GP10006	14,5	0	124	2	100	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	3,7(DDE)	6,8(DD)	1,0
GP10001	14,5	0	124	2	100	0,3	1	0,31	2617	0,23	3,9(DDE)	4,2(PDE)	1,0
GPP100	14,5	0	124	2	100	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	4,3(PDE)	1,0
GP100022	14,5	0	124	2	100	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	4,3(PIE)	1,0
GP16306	14,5	0	124	2	163	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	3,7(DDE)	6,8(DD)	1,0
GP16301	14,5	0	124	2	163	0,3	1	0,31	2617	0,23	3,9(DDE)	3,8(PDE)	1,0
GPP163	14,5	0	124	2	163	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	5,9(PDE)	1,0
GP163022	14,5	0	124	2	163	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	3,58(PDE)	1,0
GOO6	14,5	0	124	2	210	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	3,7(DDE)	6,9(DD)	1,0
GOO1	14,5	0	124	2	210	0,3	1	0,31	2617	0,23	4,0(DDE)	6,0(PDE)	1,0
GP0	14,5	0	124	2	210	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	4,1(DDE)	3,3(PDE)	1,0
GOO22	14,5	0	124	2	210	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	4,24(DDE)	3,2(PDE)	1,0

Os valores máximos da tensão radial ($S_{r_{max}}$) e circunferencial ($S_{c_{max}}$) transmitidos ao osso aumentam quando se aumenta a densidade do osso, para todos os casos de haste de prótese e produz uma diminuição das tensões axiais máximas ($S_{a_{max}}$). Para todos os casos de densidade do osso os valores das tensões máximas radial e circunferencial diminuem quando aumenta o módulo de elasticidade da haste e praticamente não causa influência na transmissão das tensões axiais máximas.

A influência de cada variável avaliada na transmissão de um certo tipo de tensão ao osso ($TS_{(i)} = S_{max_{(i)}} - S_{min_{(i)}}$), em cada nó, foi determinada através da rotina "TRANINFL", sendo necessário realizar algumas modificações para este tipo de análise.

Os resultados mostraram que a influência ($TS_{(i)}$) da densidade do osso na transmissão das três componentes da tensão diminui de forma geral quando aumenta o módulo de elasticidade da haste. No caso da componente radial a quantidade de pontos com influência máxima negativa aumenta (diminui a transmissão de tensões) correspondente à linha medial proximal, ao aumentar o módulo de elasticidade, sendo estes pontos os de maior incidência na reabsorção do osso e de perda da união da implantação.

Fazendo uma análise dos resultados destas variáveis na transmissão de tensões nos pontos correspondentes à linha medial do endósteo, utilizando a rotina "GRAFIC" (modificada), podemos constatar que a transmissão de tensões radiais na parte proximal aumenta quando aumenta a densidade do osso e diminui quando aumenta o módulo de elasticidade da haste da prótese. O incremento da transmissão de tensão radial com o incremento da densidade do osso, como se pode observar na Figura 4.28, é maior quando o módulo de elasticidade da haste é menor. O mesmo comportamento pode ser notado no caso da transmissão da tensão axial (Figura 4.29).

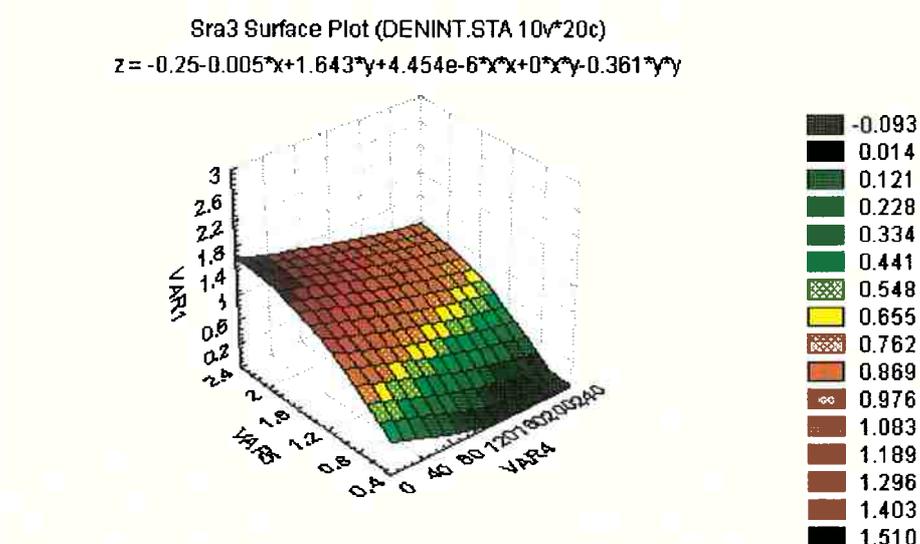


FIGURA 4.28 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3

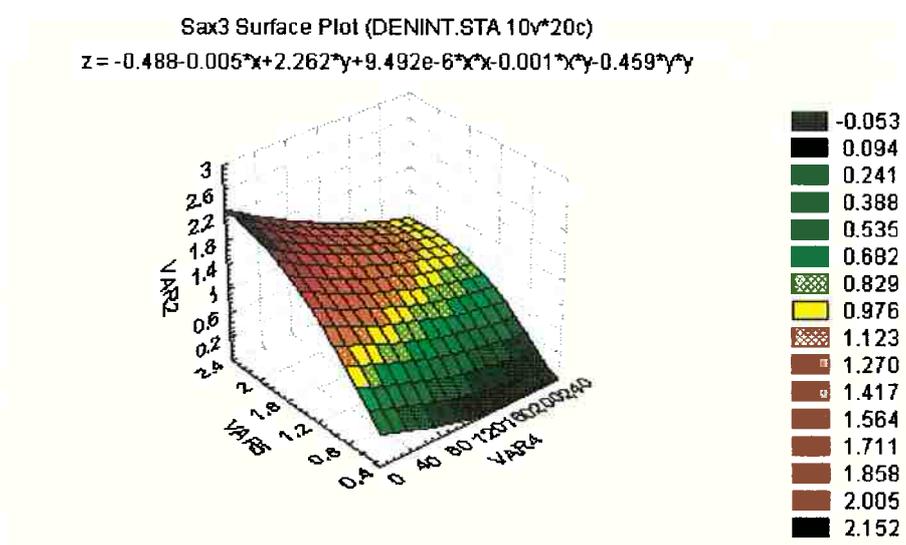


FIGURA 4.29 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial, no nó 3

Na parte central da linha medial, aparece um comportamento similar ao da parte proximal, para a componente radial e axial da tensão, sendo que os menores valores correspondem à tensão radial (Figuras 4.30 e 4.31). Para o caso da componente circunferencial da parte medial central, os valores de tensão são muito pequenos e a mudança destas variáveis não exerce influência alguma.

Na parte distal, correspondente ao nó 30, praticamente não existe variação da tensão radial ao mudar a densidade do osso e o módulo de elasticidade da haste, sendo que, os níveis de tensões são muito pequenos. A tensão axial aumenta com o aumento da densidade do osso, mas praticamente não varia com o aumento do módulo de elasticidade da haste (Figura 4.32). A componente circunferencial praticamente não varia na parte distal ao mudar o módulo de elasticidade da haste nem ao mudar a densidade do osso.

Em relação à transmissão da tensão equivalente máxima ao osso e no cimento, como pode-se observar nos gráficos das Figuras 4.33 e 4.34, ao aumentar a densidade do osso o valor da tensão máxima transmitida ao osso aumenta e diminui a transmitida ao cimento, embora as variações sejam pequenas.

Os pontos onde estão localizadas as tensões máximas são apresentados na Figura 4.35 e na Tabela 4.7. Pode-se notar que quando a haste é flexível com $E=15$ GPa similar ao do osso, a tensão máxima se apresenta na parte proximal, com exceção para quando a densidade do osso é muito baixa ($< 1 \text{ g/cm}^3$). Para módulos de elasticidade de 57 GPa ou mais, os pontos de máximas tensões equivalentes encontram-se na parte distal. Na transmissão de tensões equivalentes máximas ao cimento os pontos se encontram na parte proximal para todos os casos de módulos de elasticidade da haste, menos para quando a densidade do osso é muito baixa.

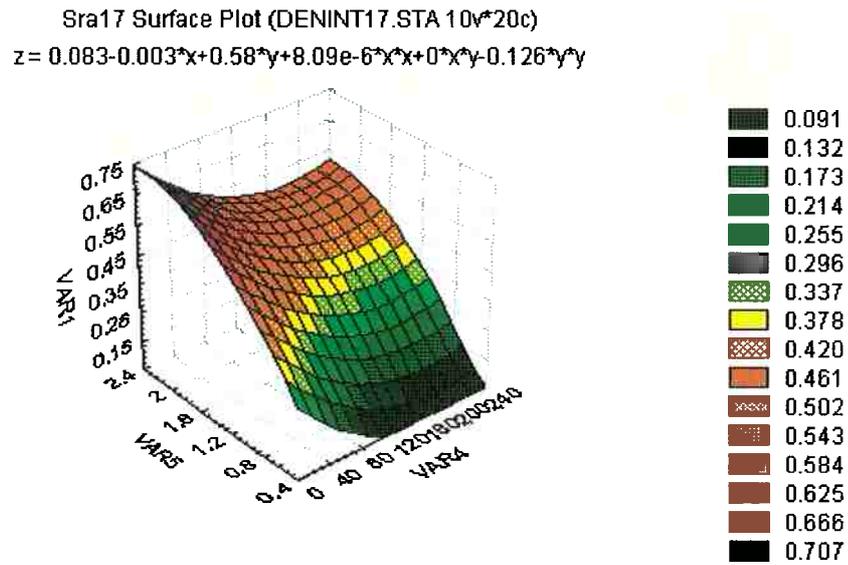


FIGURA 4.30 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1(MPa)) ao osso, na parte central da linha medial

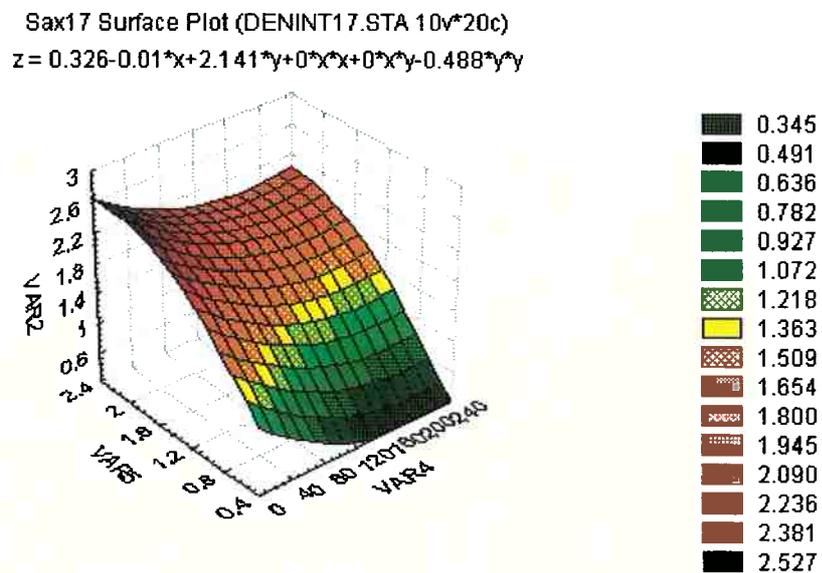


FIGURA 4.31 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial

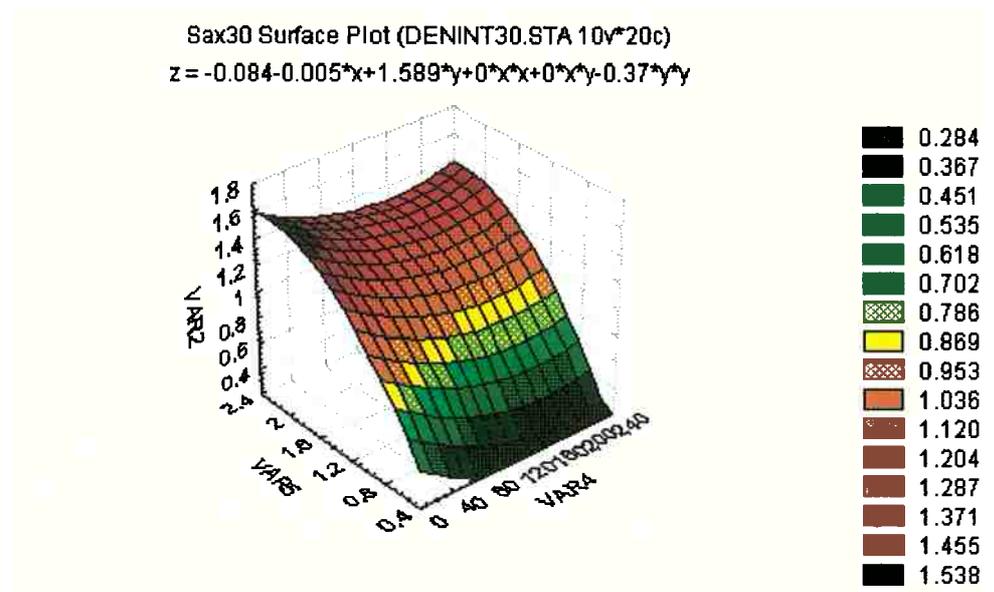


FIGURA 4.32 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 4 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial

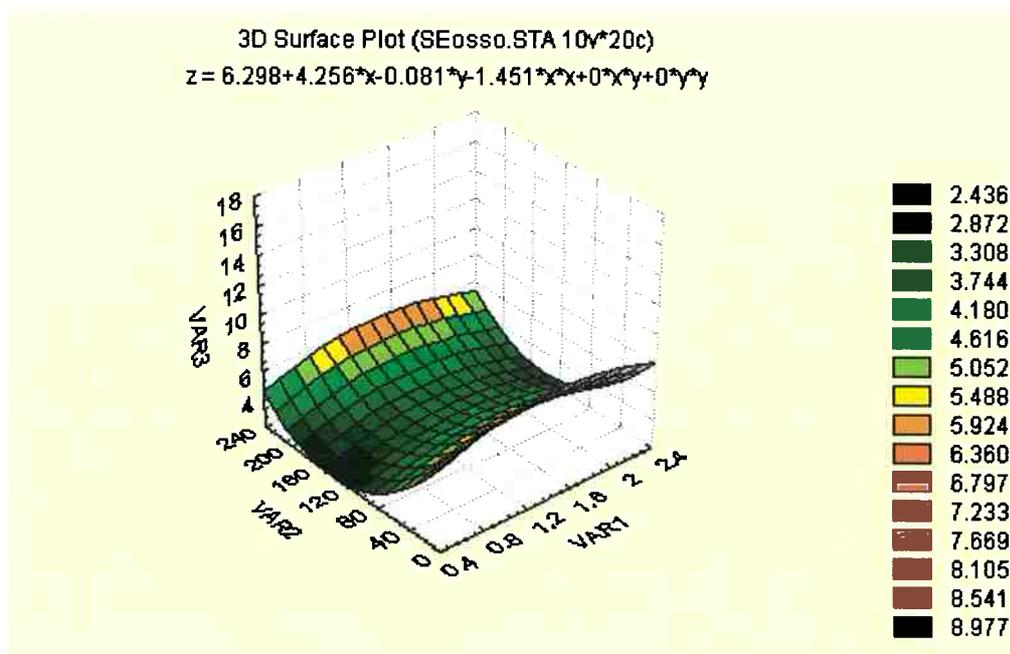


FIGURA 4.33 - Influência da densidade do osso (VAR 1 (g/cm³)) e do módulo de elasticidade da haste (VAR 2 (GPa)) na transmissão da tensão máxima equivalente (VAR 3 (MPa)) ao osso

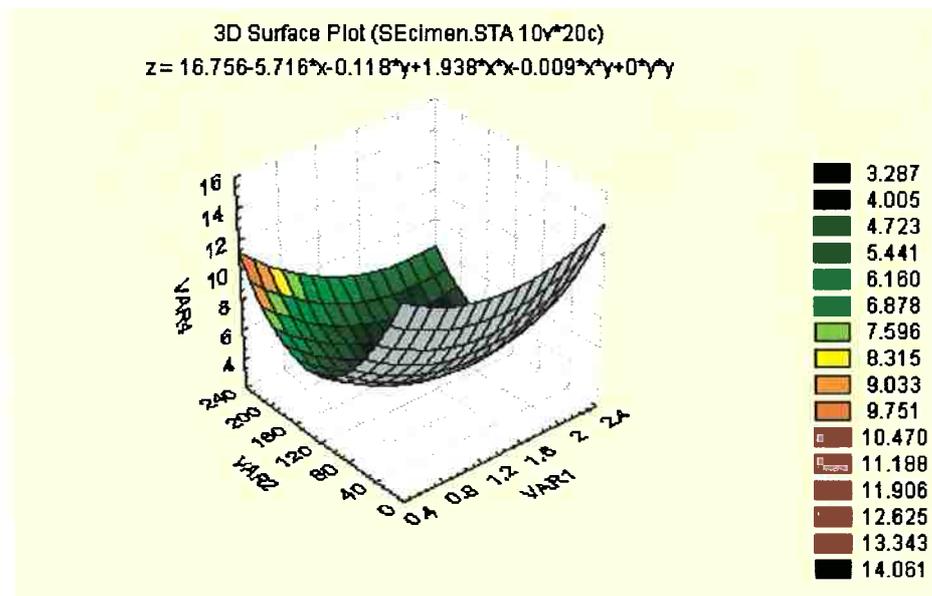


FIGURA 4.34 - Influência da densidade do osso (VAR 1 (g/cm³)) e do módulo de elasticidade da haste (VAR 2 (GPa)) na transmissão da tensão máxima equivalente (VAR 3 (MPa)) ao cimento

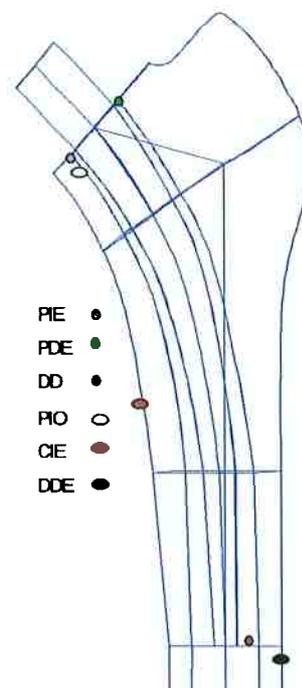


FIGURA 4.35 - Pontos de tensão equivalente máxima no cimento e no osso em função do tipo de modelo

Posteriormente, foram aplicadas condições de cargas diferentes para avaliar o efeito na influência destas variáveis. Assim, foram feitos 18 modelos com diferentes módulos de elasticidade da haste da prótese e diferentes densidades do osso, sendo a geometria do osso similar à apresentada na Figura 4.14. Em nove modelos foram aplicadas as forças da articulação e dos músculos e nos modelos restantes utilizaram-se os mesmos tipos de força sendo a força da articulação dobrada, segundo pode-se observar na Tabela 4.8. Nesta tabela também estão apresentadas as tensões equivalentes máximas que são obtidas no osso e no cimento.

A partir daí foram analisados os resultados dos dois casos independentemente: a) um deles quando foi aplicada a mesma força da articulação utilizada na análise anterior e a força dos músculos e; b) um segundo caso quando foi dobrada a força anterior da articulação e foi mantida a mesma força dos músculos. Foram feitos pequenos ajustes nas rotinas anteriores, para obter os dados necessários para avaliar a influência destas duas variáveis na transmissão de tensões do osso, quando aplicadas diferentes condições de carga.

Para o primeiro caso em que foi aplicada a mesma força da articulação do caso anterior e aplicada também a força dos músculos, os valores máximos da média

das tensões radiais (valor máximo de $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_r}{4}$) e circunferenciais ($S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_c}{4}$),

devido aos 4 modelos com diferentes densidades do osso, diminuem quando incrementado o módulo de elasticidade da haste. No caso em que o módulo de elasticidade da haste é igual ao do osso compacto aparecem vários nós correspondentes à parte medial proximal, com valores máximos da média da tensão radial.

TABELA 4.8 - Características dos modelos para determinar a influência do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso na transmissão de tensões, quando aplicadas diferentes condições de carga

MODELO	Dm (mm)	L (mm)	α°	Ehast. (GPa)	η hast.	ρ (g/cm ³)	η osso	Ecim. (MPa)	η cime.	SE ^{max} -osso	SE ^{max} -cime. (MPa)	Fx,Fy (N) (articul.)	Fx,Fy(MPa) (músculos)	μ
F150O6	14,5	124	2	15	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	10,5(DIE)	16,5(DI)	270, -650	-172, 416	1,0
F150I6	14,5	124	2	15	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	9,4(PIE)	270, -650	-172, 416	1,0
F150I22	14,5	124	2	15	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	9,9(PII)	270, -650	-172, 416	1,0
F100O6	14,5	124	2	100	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	11,0(DIE2)	16,5(DD)	270, -650	-172, 416	1,0
F100O16	14,5	124	2	100	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	4,2(PDE)	270, -650	-172, 416	1,0
F100O22	14,5	124	2	100	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	4,42(PII)	270, -650	-172, 416	1,0
F210O6	14,5	124	2	210	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	10,9(DIE2)	16,8(DD)	270, -650	-172, 416	1,0
F210O16	14,5	124	2	210	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	3,1(PDE)	270, -650	-172, 416	1,0
F210O22	14,5	124	2	210	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	11,8(DIE2)	3,1(PIE)	270, -650	-172, 416	1,0
FF150O6	14,5	124	2	15	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	11,6(DIE)	16,5(DI)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF150I6	14,5	124	2	15	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	14,9(CIE)	8,7(PIE)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF150I22	14,5	124	2	15	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	15,3(CIE)	9,9(PIE)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF100O6	14,5	124	2	100	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	10,9(DIE2)	17,4(DI)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF100O16	14,5	124	2	100	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	13,7(CIE)	8,5(PDE)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF100O22	14,5	124	2	100	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	14,7(CIE)	8,7(PIE)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF210O6	14,5	124	2	210	0,3	0,6	0,31	2617	0,23	10,8(DI2)	18(DI)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF210O16	14,5	124	2	210	0,3	1,6	0,31	2617	0,23	12,9(CIE)	6,5(PDE)	540, -1300	-172, 416	1,0
FF210O22	14,5	124	2	210	0,3	2,2	0,31	2617	0,23	14,2(CIE)	6,2(PDE)	540, -1300	-172, 416	1,0

Os valores máximos da média das tensões axiais (valor máximo de $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_a}{4}$), praticamente não variam com o aumento do módulo de elasticidade da haste.

Os valores máximos da tensão radial ($S_{r_{max}}$) aumentam ao aumentar a densidade do osso e diminuem quando se incrementa o módulo de elasticidade da haste. Para o caso do módulo de elasticidade da haste de 15000 MPa, ao aumentar a densidade do osso acima de 1g/cm^3 , aparecem vários nós com tensões máximas na parte medial proximal, não ocorrendo o mesmo para módulos de elasticidade maiores. Os valores máximos da componente axial da tensão ($S_{a_{max}}$) também aumentam quando aumenta a densidade do osso, mas não é afetada pelo módulo de elasticidade da haste.

Neste caso, quando aplicada a força dos músculos, a influência (($Ts_{(i)}$) equação 4.1) da densidade do osso na transmissão da componente radial na interface diminui ao incrementar o módulo de elasticidade da haste, mas a transmissão das componentes axial e circunferencial não são afetadas, pelo aumento do módulo de elasticidade da haste.

Na parte proximal da linha medial do endóstio, a transmissão de tensão radial aumenta quando aumenta a densidade do osso e diminui quando aumenta o módulo de elasticidade da haste da prótese. O aumento da transmissão de tensão radial com o incremento da densidade do osso, como pode-se observar na Figura 4.36, é maior quando o módulo de elasticidade da haste é menor. O mesmo comportamento pode ser notado no caso da transmissão da tensão axial (Figura 4.37).

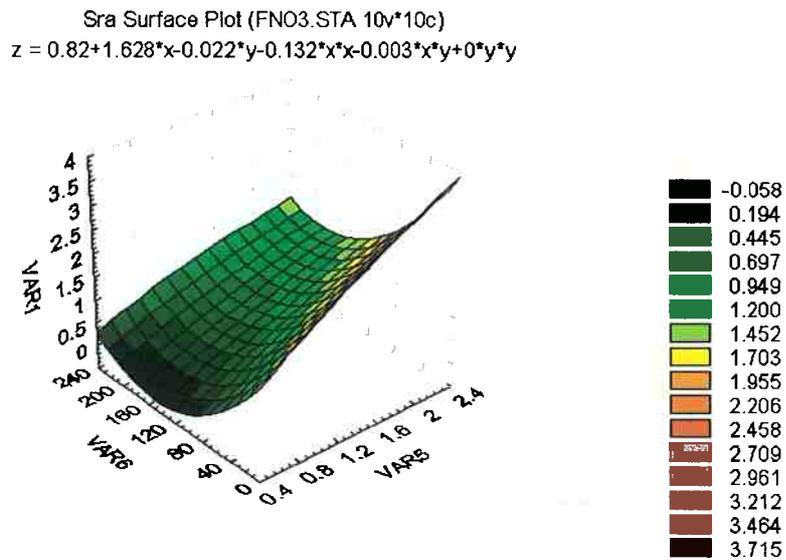


FIGURA 4.36 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3, aplicando também forças dos músculos

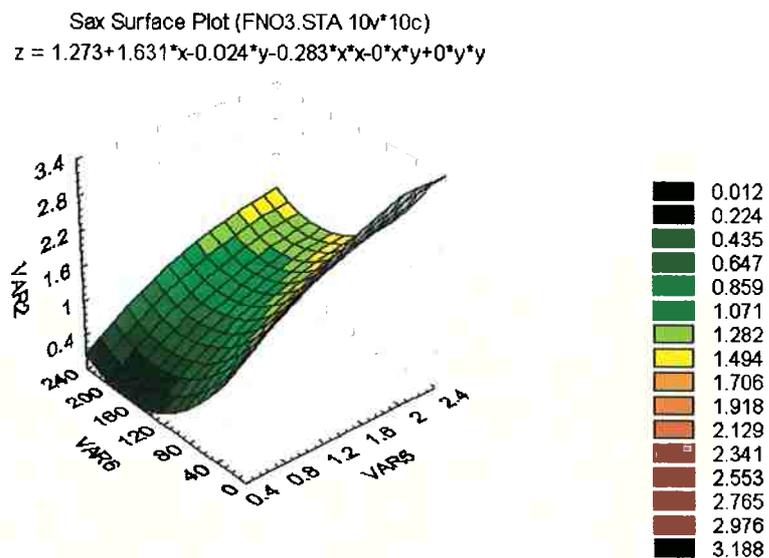


FIGURA 4.37 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3, aplicando também forças dos músculos

Fazendo uma comparação entre a influência destas variáveis (densidade do osso e módulo de elasticidade da haste) na transmissão de tensões ao osso, quando aplicadas a força da articulação e as forças dos músculos e quando somente é aplicada a força da articulação, podemos notar que, embora o comportamento de forma geral é o mesmo, os valores máximos da tensão radial e axial transmitidas, (que correspondem aos valores máximos de densidade do osso e mínimos de módulo de elasticidade da haste), são muito maiores (o dobro) para o caso em que são aplicadas as forças dos músculos.

A transmissão de tensões entre as duas condições anteriores de carga para valores de densidade mínima do osso e módulos de elasticidade maiores (que correspondem aos valores mínimos de tensões radiais e axiais transmitidas) praticamente não apresenta diferença. Desta forma, a influência resultante ($TS_{(i)} = S_{max_{(i)}} - S_{min_{(i)}}$), destas variáveis é muito maior para quando aplicadas as forças dos músculos, porque os valores máximos são maiores e os mínimos iguais. A componente circunferencial da tensão praticamente não apresentou variação entre as tensões transmitidas tanto quando aplicadas as forças dos músculos quanto sem aplicação das mesmas.

Na parte central da linha medial, aparece um comportamento similar ao da parte proximal, ou seja, aumenta a transmissão da componente radial e axial da tensão ao aumentar a densidade do osso e ao diminuir o módulo de elasticidade da haste, ocorrendo valores de tensões muito menores para a tensão radial (Figuras 4.38 e 4.39). Nesta parte central o valor máximo da tensão radial transmitida, como pode-se observar na Figura 4.38, praticamente não se eleva em relação à situação de quando é aplicada somente a força da articulação, sendo que a densidade do osso exerce a maior influência e não o módulo de elasticidade da haste. Já para o caso da tensão axial os valores máximos desta componente são maiores e a influência significativa corresponde à densidade do osso (Figura 4.39).

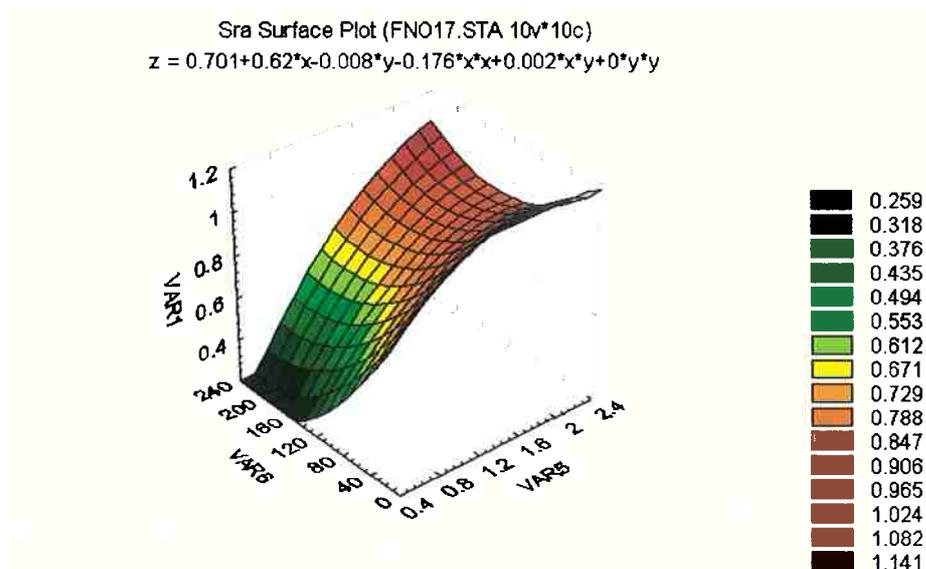


FIGURA 4.38 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial no nó 17, aplicando também forças dos músculos

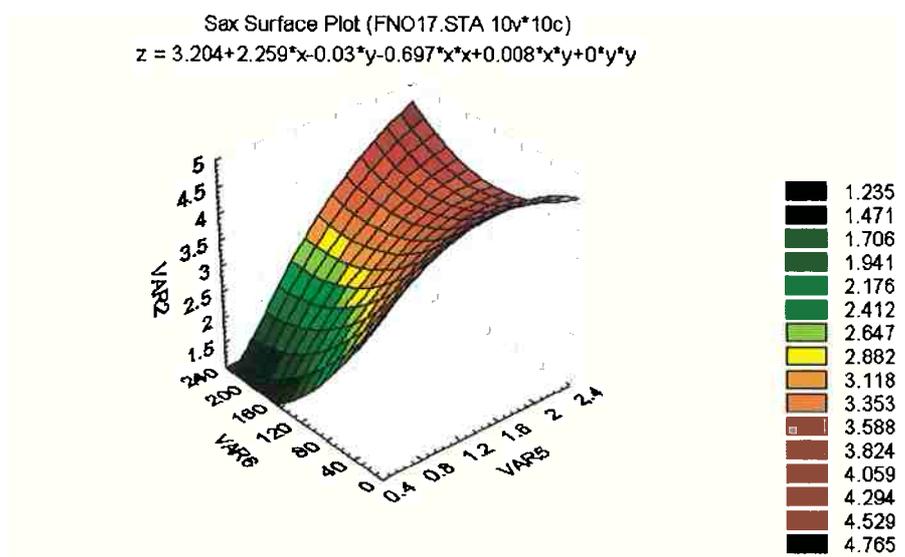


FIGURA 4.39 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial no nó 17, aplicando também forças dos músculos

Para o caso da componente circunferencial da parte medial central, considerando as forças dos músculos, a variação da tensão com a mudança destas duas variáveis também é muito pequena.

Na parte distal correspondente ao nó 30, embora a tendência da tensão radial seja aumentar com o aumento da densidade do osso, os níveis de tensão são muito pequenos e praticamente não existe variação em relação ao módulo de elasticidade da haste. A tensão axial aumenta com o aumento da densidade do osso para qualquer tipo de módulo de elasticidade da haste, mas praticamente não varia com o aumento do módulo de elasticidade da haste para valores de densidade média e alta. No caso de densidades baixas a tensão axial, para esta parte distal, aumenta conforme o módulo de elasticidade diminui (Figura 4.40).

Comparando as duas condições de carga, podemos constatar que quando são aplicadas as forças dos músculos, os valores máximos da tensão axial são muito maiores do que quando não são aplicadas estas forças, como pode-se observar na Figura 4.40. A componente circunferencial praticamente não varia na parte distal.

Em relação à transmissão da tensão máxima equivalente ao osso, (Figura 4.41), pode-se constatar que a mesma aumenta ao aumentar a densidade do osso, mas trata-se de uma variação pequena (menor de 1,5 MPa). Ao se aumentar o módulo de elasticidade da haste, para baixas densidades aumenta-se a tensão equivalente máxima transmitida ao osso, sendo uma variação pequena (menor de 1 MPa), mas para densidades altas de osso, o aumento do módulo de elasticidade não produz variação na transmissão desta tensão. A posição dos pontos de máxima tensão transmitida ao osso foi mantida no mesmo lugar, na parte distal, para as duas condições de carga (como pode-se observar combinando a Tabela 4.8 e a Figura 4.42). Os valores das tensões foram duplicados no segundo caso de carga comparando com o primeiro.

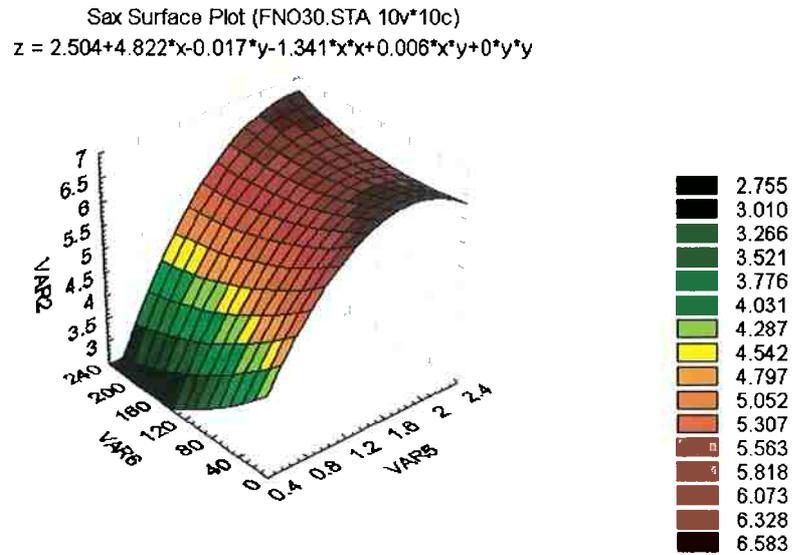


FIGURA 4.40 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 1 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial no nó 30, aplicando também forças dos músculos

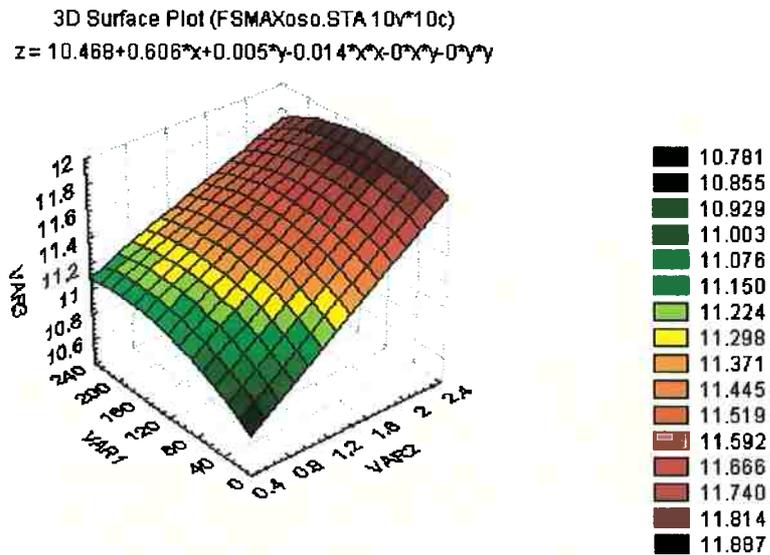


FIGURA 4.41 - Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao osso considerando as forças dos músculos

Como se pode observar na Figura 4.43, ao diminuir a densidade do osso aumenta-se consideravelmente a tensão equivalente máxima, transmitida na camada de cimento, para valores inferiores a 1.6 g/cm^3 . Para densidades maiores do que este valor a tensão equivalente máxima é mantida a um nível adequado e praticamente não muda quando varia a densidade do osso. Além disso, o ponto de máxima tensão muda da parte distal, quando a densidade é alta, para a parte proximal, quando a densidade é muito baixa (como pode-se observar combinando a Tabela 4.8 e a Figura 4.42).

Ao variar o módulo de elasticidade da haste praticamente não se altera a tensão equivalente máxima transmitida ao cimento, para densidades baixas, e também não muda a posição do ponto de máxima tensão. Para densidades altas, superiores a 1.6 g/cm^3 , ao aumentar o módulo de elasticidade a transmissão da tensão máxima equivalente ao cimento diminui.

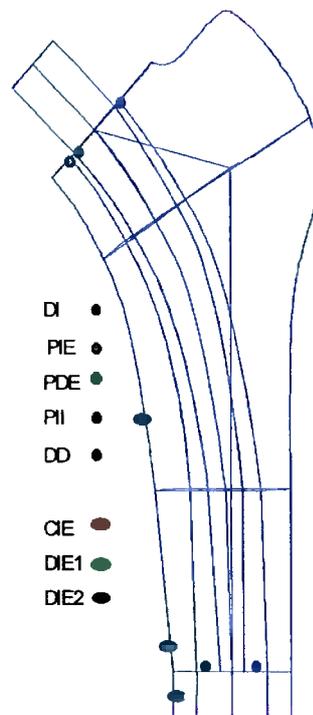


FIGURA 4.42 - Pontos de tensão equivalente máxima no cimento e no osso em função do tipo de modelo

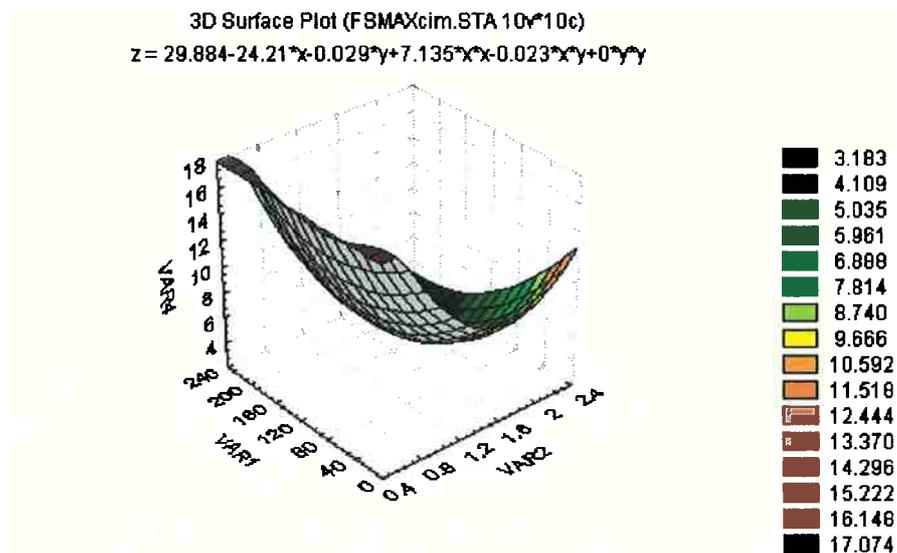


FIGURA 4.43 - Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm³)) e do módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao cimento considerando as forças dos músculos.

Posteriormente, foi aplicada uma nova condição de carga, na qual foram aplicadas as mesmas forças dos músculos do caso anterior e duplicado o valor da força da articulação (Tabela 4.8). Realizando ajustes nas rotinas de processamento dos dados utilizadas anteriormente foram determinados os resultados, cuja discussão é apresentada a seguir.

Os valores máximos da média das tensões radiais $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_r}{4}$ (considerando os

4 modelos com diferentes densidades do osso para cada módulo de elasticidade da haste), também diminuem quando aumentado o módulo de elasticidade da haste, sendo que quando o módulo de elasticidade da haste é igual ao do osso compacto aparecem valores máximos dessa média (S_m) da tensão radial em vários nós correspondentes à parte medial proximal.

Para módulos de elasticidade baixos da haste, similares ao do osso compacto de 15000 MPa, conforme aumenta-se a força aplicada na articulação aumentam os valores máximos da média das tensões radiais, mas para módulos de elasticidade altos praticamente não se alteram esses valores. Os maiores valores da média das

tensões radiais $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_r}{4}$ foram obtidos quando foi dobrada a força da articulação e não foram produzidos aumentos consideráveis ao serem aplicadas as forças dos músculos.

Os valores máximos da média das tensões axiais $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_a}{4}$ praticamente não variam com o aumento do módulo de elasticidade da haste. No caso em que a força da articulação é dobrada não ocorre aumento nos valores máximos da média da tensão axial e nem são produzidos aumentos consideráveis comparados a quando somente é aplicada a força da articulação ou conforme são aplicadas as forças dos músculos.

Para a componente circunferencial os valores máximos da média $S_m = \frac{\sum_{i=1}^4 S_c}{4}$ diminuem com o incremento do módulo de elasticidade da haste, similar à tensão radial. Para módulos de elasticidade baixos da haste, similares ao do osso compacto de 15000MPa, conforme aumenta-se a força, aumentam os valores máximos da média das tensões circunferenciais, mas para módulos de elasticidade altos, praticamente não se alteram esses valores. Os maiores valores das tensões circunferenciais foram obtidos quando foi dobrada a força da articulação e não quando aplicada as forças dos músculos.

Ao aplicar as forças dos músculos e dobrada a força da articulação, os valores máximos da componente radial da tensão ($S_{r_{max}}$) aumentam conforme aumenta-se a

densidade do osso, nos três tipos de módulo de elasticidade da haste e diminuem quando se incrementa este módulo de elasticidade. No caso em que o módulo de elasticidade da haste é de 15000 MPa, quando a densidade do osso é aumentada acima de 1.2 g/cm^3 , surgem vários nós com tensões máximas na parte medial proximal, não acontecendo o mesmo para módulos de elasticidade maiores.

Comparando as tensões radiais máximas ($S_{r_{\max}}$) entre estas três condições de cargas aplicadas, pode-se constatar que o comportamento é similar para todos os casos, ou seja, os valores máximos de tensões aumentam com o aumento da densidade do osso e que para o módulo de elasticidade da haste de 15 000 MPa, com densidade de $1,6 \text{ g/cm}^3$, aparecem vários pontos de tensão máxima na linha medial proximal. Também estas tensões máximas diminuem ao aumentar o módulo de elasticidade da haste, para as três condições de carga. Quando a força é incrementada (comparando os três casos de carga), estas tensões radiais máximas ($S_{r_{\max}}$) aumentam sutilmente.

Os valores máximos da componente axial da tensão ($S_{a_{\max}}$) aumentam quando a densidade do osso aumenta, até atingir uma densidade de $1,6 \text{ g/cm}^3$. Para valores acima deste, ao aumentar a densidade, as tensões axiais máximas não aumentam. Estes valores máximos da componente axial não são afetados pelo módulo de elasticidade da haste e nenhum destes valores máximos corresponderam à linha medial proximal.

Comparando a transmissão das tensões axiais máximas ($S_{a_{\max}}$), entre os três casos de cargas aplicadas, pode-se constatar que, para todos os módulos de elasticidade, houve um aumento significativo ao aumentar a força.

Para os valores máximos da componente circunferencial ($S_{c_{\max}}$) o comportamento é similar à componente radial, ou seja, aumenta ao aumentar a densidade do osso e diminui ao aumentar o módulo de elasticidade da haste. As

maiores tensões circunferenciais são produzidas no terceiro caso de carga, em que é dobrada a força da articulação, não existindo grandes diferenças entre os dois casos de carga anteriores. Para todos os casos de carga as tensões circunferenciais máximas diminuem ao aumentar o módulo de elasticidade da haste.

No terceiro caso, em que é dobrada a força da articulação, a influência da densidade do osso ($TS_{(i)} = S_{max(i)} - S_{min(i)}$), na transmissão da componente radial na interface, também diminui quando é incrementado o módulo de elasticidade da haste e aparecem pontos de influência ($TS_{(i)}$) máxima na linha medial proximal em todos os módulos de elasticidade, principalmente para o módulo de elasticidade da haste de 15000 MPa.

Comparando os valores máximos da influência ($TS_{(i)}$) da densidade do osso entre cada um dos casos de carga na transmissão da componente radial pode-se constatar, que os maiores valores desta influência aparecem quando é dobrada a força da articulação e o módulo de elasticidade da haste é similar ao do osso compacto. O fato de aplicar as forças dos músculos produziu pouco aumento nos valores máximos da influência e não foi significativo como quando foi dobrada a força da articulação.

Os valores máximos da influência da densidade do osso na componente axial não são afetados pelo incremento do módulo de elasticidade da haste e não existem pontos de máxima influência na linha medial proximal. Comparando os valores máximos da influência da densidade do osso para cada um dos casos de carga na transmissão da componente axial pode-se constatar que: quando aplicada as forças dos músculos os valores máximos da influência da densidade do osso na transmissão de tensões axiais aumentaram consideravelmente e quando dobrada a força da articulação ocorreu um aumento sutil.

No caso dos valores máximos da influência destas variáveis (módulo de elasticidade e densidade) na componente circunferencial pode-se constatar que

diminuem ao aumentar-se o módulo de elasticidade da haste e; aparecem pontos de máxima influência na linha medial proximal para todos os módulos de elasticidade da haste. Comparando os valores máximos da influência da densidade do osso para cada um dos casos de carga na transmissão da componente circunferencial pode-se constatar, que os valores maiores desta influência aparecem quando é dobrada a força da articulação e quando o módulo de elasticidade da haste é similar ao do osso compacto. O fato de aplicar as forças dos músculos, embora aumentem pouco os valores máximos da influência, não foi significativo como quando foi dobrada a força da articulação.

Nos pontos correspondentes à linha medial, para as novas condições de carga, nas quais são consideradas as forças dos músculos e dobrada a força da articulação pode-se constatar, que na parte proximal a transmissão de tensão radial aumenta ao aumentar a densidade do osso e diminui ao aumentar-se o módulo de elasticidade da haste da prótese. O incremento da transmissão de tensão radial com o incremento da densidade do osso, como pode ser observado na Figura 4.44, é maior quando o módulo de elasticidade da haste é menor. O mesmo comportamento pode ser notado no caso da transmissão da tensão axial e circunferencial na interface (Figura 4.45).

O comportamento, de forma geral, da influência da densidade do osso e módulo de elasticidade da haste na transmissão de tensões ao osso, no caso em que é dobrada a força da articulação é o mesmo que no caso anterior, mas, os valores máximos das tensões radial e axial são relativamente maiores (o dobro). Como para os valores mínimos de tensões (correspondentes à densidades mínimas do osso e módulos de elasticidade maiores) não existe diferença, ao incrementar a força, a influência resultante destas variáveis é muito maior para quando aplicadas as forças dos músculos e dobrada a força da articulação. Neste caso, a componente circunferencial da tensão praticamente não teve variação em relação ao anterior.

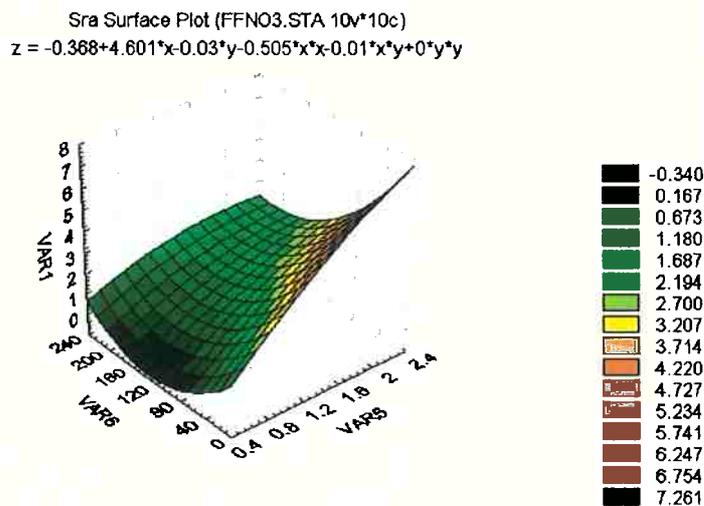


FIGURA 4.44 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial, no nó 3, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

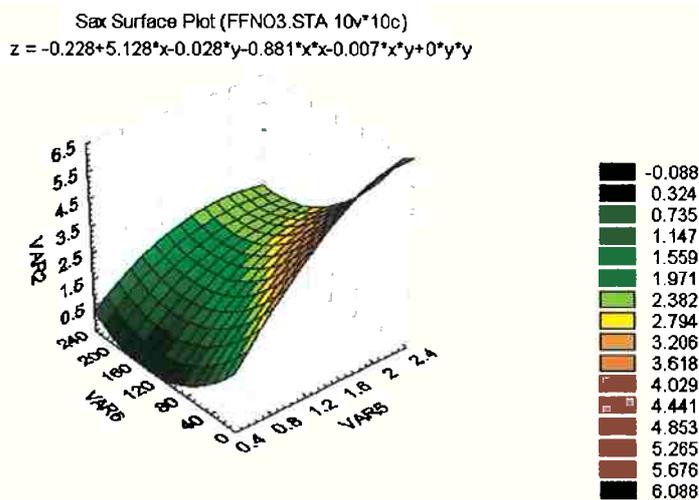


FIGURA 4.45 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte proximal da linha medial no nó 3, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

Na parte central da linha medial, também ocorre um aumento na transmissão da componente radial ao aumentar a densidade do osso e esta transmissão da tensão radial aumenta sutilmente conforme diminui o módulo de elasticidade da haste, sendo este comportamento similar para os três casos de carga (Figura 4.46). Os valores máximos da componente radial para esta parte central praticamente não variam com o incremento da força e, conseqüentemente, a influência destas variáveis na transmissão da tensão radial praticamente não muda com o aumento da força.

A transmissão da componente axial aumenta ao aumentar a densidade do osso e o aumento torna-se sutil ao diminuir o módulo de elasticidade da haste, sendo maior a influência do módulo de elasticidade para valores menores da densidade do osso como pode-se observar na Figura 4.47. Este comportamento é similar para os três casos de carga. Os valores máximos da componente axial nesta parte aumentam com o incremento da força e, assim, a influência destas variáveis na transmissão da tensão axial aumenta com o aumento da força.

Para o caso da componente circunferencial da parte medial central, considerando as forças dos músculos e a força da articulação dobrada, a variação da tensão com a mudança destas duas variáveis é muito pequena, similar aos casos de cargas anteriores e os valores máximos destas tensões praticamente não variaram. Assim, o aumento destes tipos de forças não produz incrementos na transmissão da tensão circunferencial para a parte medial central.

Nesta condição de carga, para a parte distal do osso, embora a tendência é de aumentar a tensão radial com o aumento da densidade do osso, os valores são baixos. O incremento da força da articulação não influenciou na transmissão da tensão radial na parte distal.

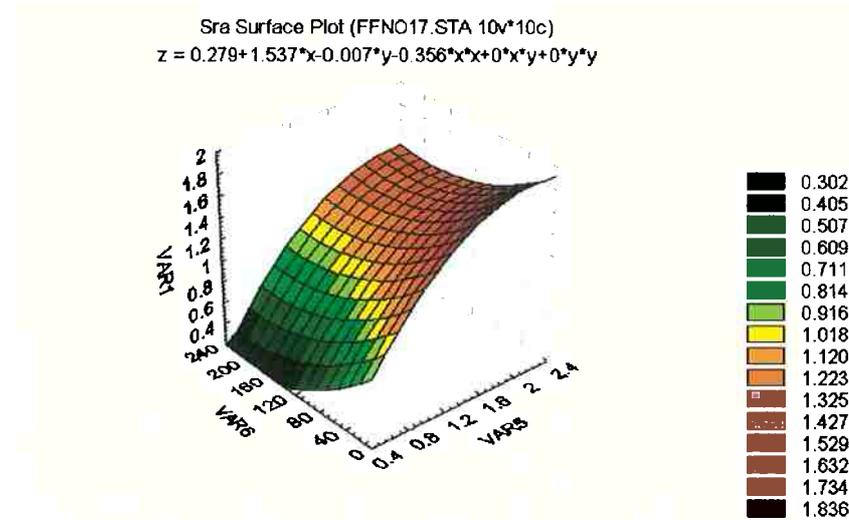


FIGURA 4.46 Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão radial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial, no nó 17, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

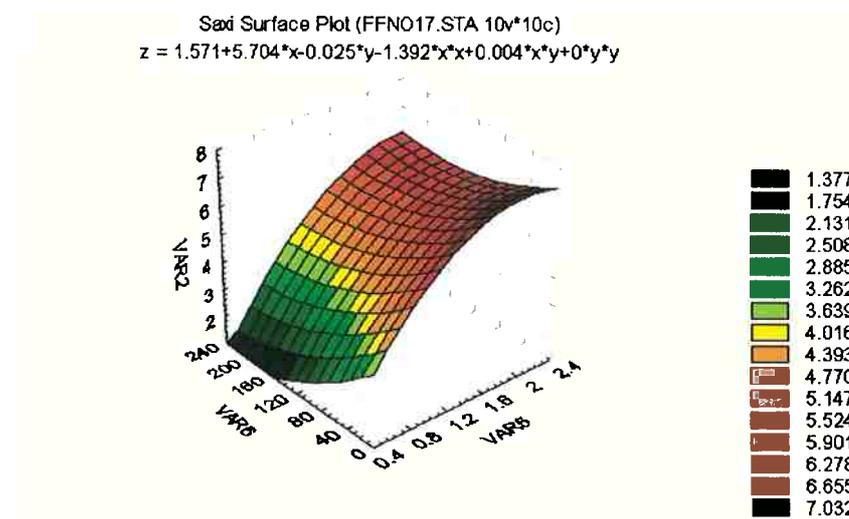


FIGURA 4.47 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte central da linha medial, no nó 17, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

Na transmissão da tensão axial, como pode-se observar na Figura 4.48, a influência destas variáveis é similar ao caso anterior, no qual, ao aumentar a densidade do osso aumenta-se a transmissão da tensão axial e ao aumentar o módulo de elasticidade da haste não ocorre variação da transmissão desta tensão.

Comparando as três condições de carga aplicadas, pode-se constatar que ao aplicar as forças dos músculos, além da força da articulação, as tensões axiais máximas aumentaram significativamente (quatro vezes) em relação a quando foi aplicada somente a força da articulação, mas, quando dobrada a força da articulação o incremento da tensão axial máxima foi pequeno em relação ao caso anterior. Dessa forma podemos concluir que na transmissão da tensão axial na parte distal a força dos músculos produz maior aumento nas tensões axiais do que a força da articulação.

A transmissão da componente circunferencial da tensão ao osso, apresentou um comportamento similar aos casos anteriores, nos quais estas variáveis (densidade do osso e módulo de elasticidade da haste) praticamente não influenciam na transmissão da tensão circunferencial. Comparando os três casos de força podemos constatar também que o aumento da força não exerce efeito na transmissão da tensão circunferencial.

A tensão máxima equivalente transmitida ao osso, (Figura 4.49), aumenta conforme aumenta-se a densidade do osso e o aumento do módulo de elasticidade não produz variação na transmissão desta tensão. Os valores máximos destas tensões equivalentes aumentaram quando foi dobrada a força da articulação (terceira condição de carga), mas, não apresentaram diferença se comparados com a situação apresentada entre as duas condições de carga anteriores.

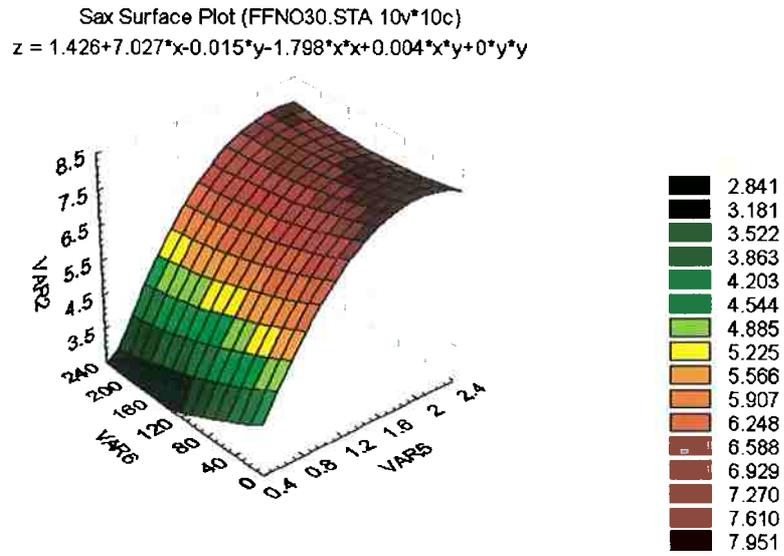


FIGURA 4.48 - Influência do módulo de elasticidade da haste (VAR 6 (GPa)) e da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) na transmissão da tensão axial (VAR 2 (MPa)) ao osso, na parte distal da linha medial, no nó 30, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

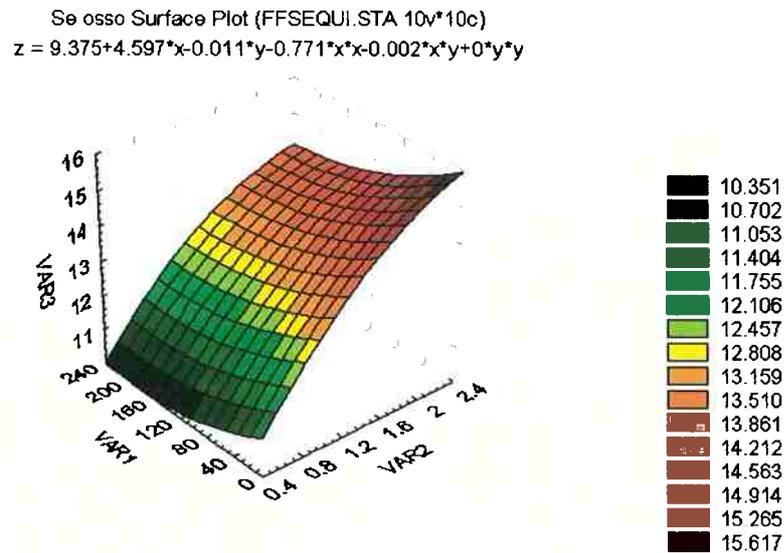


FIGURA 4.49 - Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máxima (VAR 3 (MPa)) ao osso, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

Como observa-se na Figura 4.50, conforme a densidade do osso diminui, aumenta consideravelmente a tensão equivalente máxima transmitida na camada de cimento, principalmente quando os módulos de elasticidades são altos. Ao variar o módulo de elasticidade da haste praticamente não se altera a tensão equivalente máxima transmitida ao cimento, para densidades baixas, e também a posição do ponto de máxima tensão não muda. Para densidades altas, superiores a 1.6 g/cm^3 ao aumentar-se o módulo de elasticidade a transmissão da tensão máxima equivalente ao cimento diminui.

O aumento da força produz um incremento da tensão equivalente máxima transmitida ao osso e ao cimento e também um aumento da influência da densidade do osso na transmissão desta tensão. O aumento da força não produz aumento na influência do módulo de elasticidade da haste na transmissão das tensões equivalentes ao osso, mas produz influência no cimento.

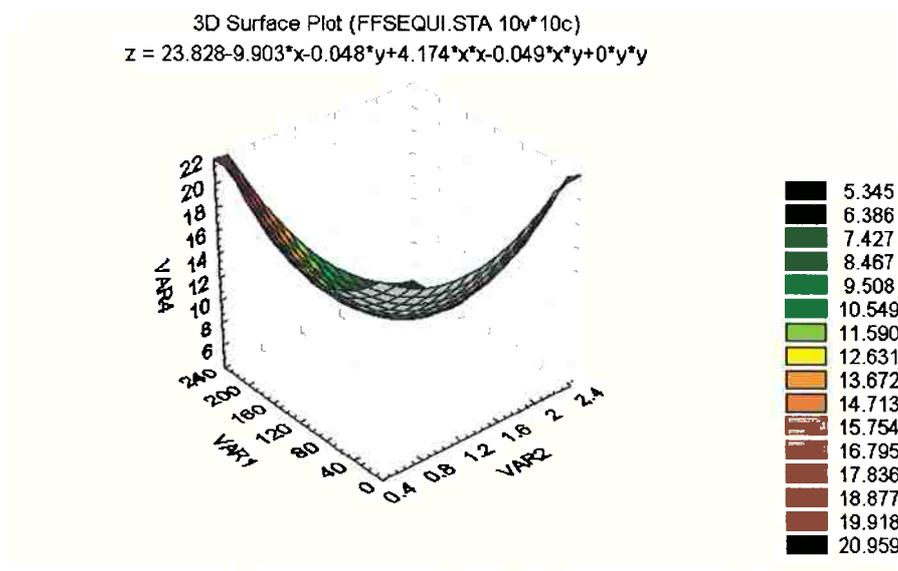


FIGURA 4.50 - Influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm^3)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 1 (GPa)) na transmissão da tensão equivalente máximo (VAR 3 (MPa)) ao cimento, aplicando também forças dos músculos e a força da articulação dobrada

CAPÍTULO V

ANÁLISE EXPERIMENTAL

O objetivo deste capítulo é comprovar experimentalmente os resultados obtidos pela análise numérico-computacional e, assim, procurar garantir que os dados a serem utilizados na análise posterior proporcionem um modelo mais próximo da realidade. Neste caso, o método utilizado é da holografia interferométrica. Um segundo objetivo deste capítulo é ajustar um arranjo holográfico com fibra óptica para determinar pequenas deformações nos implantes através da holografia interferométrica digital.

5.1 HOLOGRAFIA

A holografia, inventada por DENIS GARBOR em 1948, é um método óptico que permite gravar e reproduzir as informações de intensidade e fase de uma onda luminosa [33]. Produzindo-se a interferência entre feixes de luz que se dispersam a partir de um objeto (feixe de luz do objeto) com um feixe de luz de referência proveniente de um laser, é possível fazer uma gravação sem a perda das informações referentes à fase da luz. Chamamos de HOLOGRAMA à chapa fotográfica ou imagem digitalizada na qual ficam gravadas a luz do objeto e a luz de referência. Através da incidência da luz de referência no holograma, pode-se reproduzir a imagem do objeto.

Existem duas técnicas principais de holografia que são Holografia em Tempo Real e Holografia de Dupla Exposição

5.1.1 HOLOGRAFIA EM TEMPO REAL

Na técnica da holografia em tempo real, inicialmente o objeto é registrado (exposição, revelação e fixação) antes da deformação. Em seguida, submete-se o objeto a uma deformação e registra-se a imagem do objeto na nova situação sobre a reprodução referente ao objeto não deformado, de tal forma que as duas frentes de onda se interfiram.

Este método é ideal para análise de objetos que requerem a observação em tempo real dos seus comportamentos transitórios, sendo necessário que o holograma sempre esteja colocado na mesma posição em que foi gravado e o desvio deve ser menor que o comprimento de onda da luz, GARCIA (1997) [117]. O método pode ser utilizado para medições com registros contínuos de deformações sob cargas estáticas e/ou dinâmicas e pode ser considerado como o único método pelo qual obtem-se de forma imediata o incremento das deformações com o incremento da carga como também oferece grandes vantagens quando combinado com técnicas de controle de franjas.

No entanto o encolhimento da emulsão fotográfica durante a revelação pode ser um problema, uma vez que causa distorções na frente de onda, afetando o formato e a disposição das franjas. Por este motivo, o método experimental é de difícil realização, em contraposição ao método de dupla exposição, o qual do ponto de vista técnico é mais viável, [117].

5.1.2 HOLOGRAFIA DE DUPLA EXPOSIÇÃO

Basicamente no método da holografia de dupla exposição os estados do objeto, antes e depois da deformação, são gravados em um único holograma, pois as duas situações, são reproduzidas simultaneamente e se interferem. Essa interferência

fica registrada no holograma na forma de franjas. Em outras palavras, o estado do objeto antes e depois da deformação são gravados em uma mesma chapa fotográfica. A imagem resultante é reproduzida pela luz de referência. Os estados do objeto são reproduzidos simultaneamente e se interferem entre si. Essa interferência fica registrada no holograma na forma de franjas.

Este método é aplicado na pesquisa da tese, sendo que no caso o registro da imagem é feito por uma câmera de CCD ("Charge Coupled Device") com um sistema eletrônico de processamento de imagem, como será descrito adiante. O principal benefício desta técnica é a capacidade de se obter franjas, através de correlação em tempo real exibidas no monitor de TV, sem precisar recorrer a qualquer processamento fotográfico ou reposicionamento de placa.

5.1.3 INTERPRETAÇÃO DE FRANJAS

Uma onda de luz monocromática pode ser representada da seguinte forma:

$$E(x,y,z) = A(x,y,z) \cos [\omega t + \phi(x,y,z)] \dots \dots \dots (5.1)$$

onde:

$E(x,y,z)$	vetor intensidade do campo elétrico
$A(x,y,z)$	vetor amplitude em um dado ponto (x,y,z) no espaço
$\phi(x,y,z)$	fase das oscilações em um dado ponto (x,y,z) no espaço
t	tempo
ω	freqüência angular das oscilações

O termo mais usado é o da IRRADIÂNCIA (I), que é uma média do fluxo de energia da onda de luz, sendo que detectores como filmes fotográficos, foto-diodos ou a retina dos olhos humanos podem detectar com precisão as variações de irradiância, CHARLES (1979) [118]. Assim temos:

$$I = e c f \langle E^2 \rangle \dots \dots \dots (5.2)$$

onde:

- c velocidade de propagação da luz
- e permissividade elétrica do meio
- $\langle \rangle$ média no tempo

As franjas são produzidas de acordo com a diferença de fases dos raios de luz provenientes das posições do objeto antes e depois da deformação. A diferença de fase entre a onda que registra o corpo não deformado e do corpo deformado para um determinado deslocamento, é dada por:

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \vec{\Delta r} \cdot (\vec{n}_o - \vec{n}_i) \dots\dots\dots (5.3)$$

onde:

- $\Delta\phi$ diferença de fase
- $\vec{\Delta r}$ vetor deslocamento de um ponto
- \vec{n}_o vetor unitário na direção de observação
- \vec{n}_i vetor unitário na direção de iluminação
- λ comprimento de onda da luz

As superfícies de localização das franjas de interferência na holografia ficam em planos onde o contraste ou visibilidade é máximo e dependem de fatores como: a)- as direções de observação e iluminação e; b)- a natureza do objeto em análise. Como pode ser observado na Figura 5.1 o ponto A representa a posição original do objeto antes de sofrer um deslocamento e o ponto A' depois de sofrer um deslocamento $\vec{\Delta r}$. No ponto A tem-se ondas do tipo $e^{i\phi_A}$ e no ponto A' do tipo $e^{i(\phi_A + \Delta\phi_A)}$ onde ϕ_A é a fase correspondente a um ponto aleatório da superfície do corpo e $\Delta\phi_A$ é a diferença de fase devido ao deslocamento do ponto na superfície.

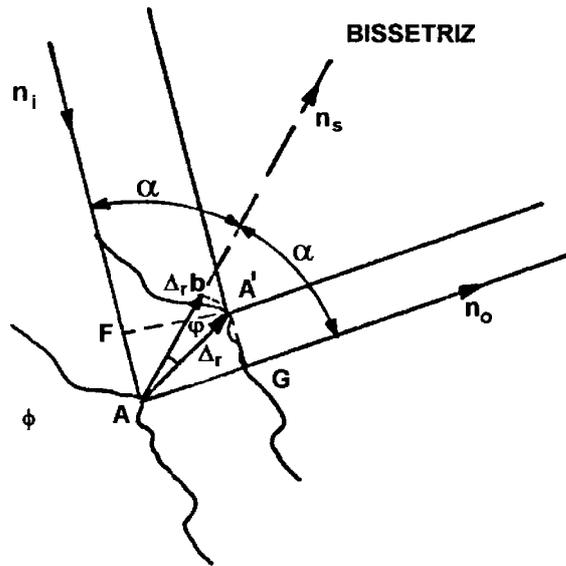


FIGURA 5.1 - Translação pura de um objeto

Então, considerando as amplitudes como unitárias, a intensidade detectada será:

$$I_D = (e^{i\phi_A} + e^{i(\phi_A + \Delta\phi_A)}) + (e^{-i\phi_A} + e^{-i(\phi_A + \Delta\phi_A)})$$

$$I_D = 1 + e^{-i\phi_A} + e^{i\Delta\phi_A} + 1$$

$$I_D = 2(1 + \cos \Delta\phi_A) \dots \dots \dots (5.4)$$

onde $(1 + \cos \Delta\phi_A)$ é a interferência da onda devida à deformação

Na translação pura os valores de $\Delta\phi$ são (praticamente) iguais para os diversos pares de pontos, onde para uma determinada posição de observação \vec{n}_o :

$$I_D = 2(1 + \cos 2\Delta\phi) \dots \dots \dots (5.5)$$

Se esta posição for modificada, então se passará a observar franjas claras e escuras, pois os valores de $\Delta\phi$ são dependentes da direção de observação, segundo a equação (5.3). Ainda de acordo com a Figura 5.1 pode-se calcular a diferença da distância percorrida entre os raios de luz originados do mesmo ponto deslocado e não deslocado, como:

$$\Delta s = \bar{\Delta}_r \{ \cos(\alpha + \varphi) + \cos(\alpha - \varphi) \} = 2 \bar{\Delta}_r \cos \alpha \cos \varphi$$

$$\Delta s = 2 \bar{\Delta}_{r_s} \cos \alpha \dots \dots \dots (5.6)$$

sendo $\bar{\Delta}_{r_s} = \bar{\Delta}_r \cos \varphi$ e onde o vetor $\bar{\Delta}_{r_s}$ representa o deslocamento da superfície na direção da bissetriz do ângulo formado pelas direções de incidência e observação. Esta direção dá a localização do vetor sensibilidade \bar{n}_s . Entretanto pode-se determinar diretamente o valor de Δr projetado sobre a direção de \bar{n}_s e não seu valor real.

Para cada franja brilhante temos o valor de Δs igual a um número inteiro de comprimentos de onda, GARCIA (1990) [119].

$$\Delta s = n \cdot \lambda \quad \text{e} \quad \Delta \phi = 2 \cdot \pi \cdot n$$

$$\bar{\Delta}_{r_s} \cdot \cos \alpha = n \cdot \lambda$$

$$\bar{\Delta}_{r_s} = n \frac{\lambda}{2 \cdot \cos \alpha} \dots \dots \dots (5.7)$$

Pode-se determinar o módulo do deslocamento sofrido pelo corpo realizando-se três hologramas em posições diferentes, de preferência nas direções dos eixos cartesianos. Assim:

$$\Delta r = \sqrt{(\Delta r_s)_x^2 + (\Delta r_s)_y^2 + (\Delta r_s)_z^2} \dots \dots \dots (5.8)$$

O padrão de franjas produzido por um holograma de dupla exposição depende da influência de todos os componentes individuais do deslocamento presente (deformação, rotação e a translação rígida do objeto).

5.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Atualmente os sistemas eletrônicos digitais de aquisição, armazenamento e processamento de imagem são utilizados intensivamente com o objetivo de avaliar os padrões de franjas de interferência. Estes sistemas são

formados por uma câmera CCD, a qual converte a imagem óptica em um sinal elétrico. O sensor CCD consiste de uma grade de sensores individualizados denominados por pixels, os quais geralmente, são retangulares para manter os padrões adotados pelos monitores de TV. A resolução espacial de uma câmera é dada pelas dimensões do pixel e o número de pixels na área ativa do sensor. Em geral, a saída da câmera é um sinal analógico (tensão ou corrente) proporcional à iluminação incidente no sensor. Para a conversão do sinal analógico para digital é utilizada uma placa digitalizadora, a qual desempenha as funções de aquisição da imagem, armazenamento, processamento e exibição.

O módulo de aquisição de imagens faz a conversão do sinal analógico para digital, podendo existir placas digitalizadoras capazes de digitalizar uma imagem de TV em 1/30 segundos "frame-time". Por esta razão, o módulo de aquisição de imagens é conhecido como "frame grabber".

O módulo de armazenamento é a memória capaz de armazenar uma imagem digital inteira podendo carregar e ler imagens na velocidade da varredura da TV (da ordem de 30 imagens por segundo), sendo conhecido como "frame buffer".

O módulo de processamento desempenha funções de nível secundário, tais como operadores lógicos e aritméticos. Este módulo é conhecido, em eletrônica digital, como unidade lógico-aritmética (ULA). O módulo de exibição lê uma imagem na memória e converte a informação digital armazenada em um sinal analógico de vídeo para exibição em um monitor de TV.

5.2.1 ARRANJO HOLOGRÁFICO UTILIZADO

O arranjo holográfico empregado está representado esquematicamente na Figura 5.2 e na Figura 5.3 pode-se observar a fotografia do mesmo.

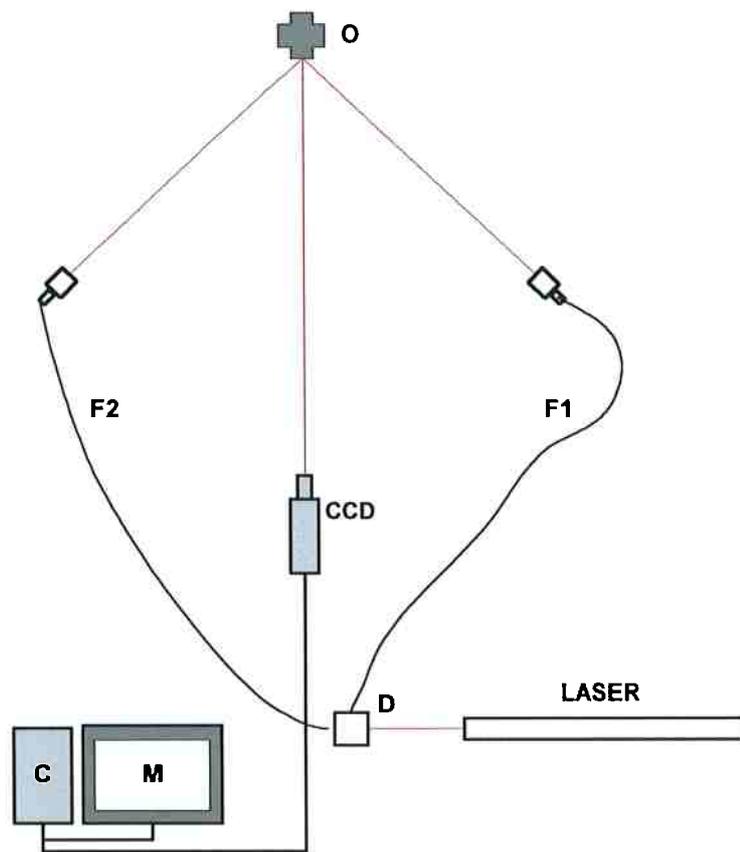


FIGURA 5.2 - Esquema do arranjo holográfico utilizado

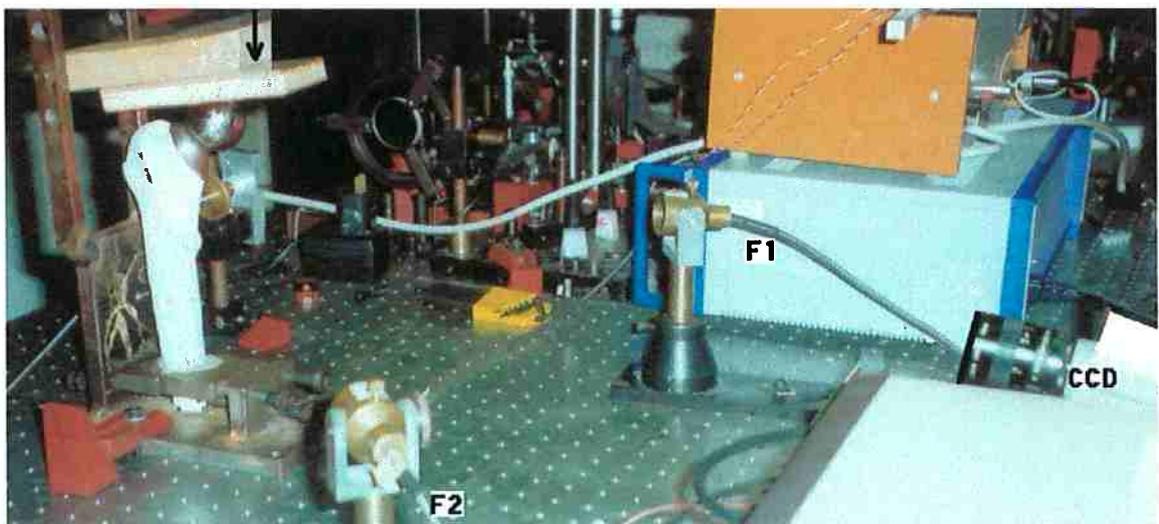


FIGURA 5.3 - Fotografia do arranjo holográfico utilizado

Foi utilizado um laser de He-Ne (hélio-neônio), com uma potência de saída de 25 mW e comprimento de onda $\lambda = 632.8$ nm. O feixe emitido é dividido em dois por um chaveador óptico (D). Ambos os raios são transmitidos através das fibras F1 e F2 e incidem sobre a superfície do objeto, criando um padrão de interferência no plano da imagem. Colocando a câmera (684x480 pixels, sendo cada pixel de 9x12 μ m) no plano da imagem, o sinal obtido a partir do objeto no estado inicial é armazenado no computador (C). Todos os componentes do sistema holográfico foram montados numa mesa holográfica antivibratória.

O objeto é então deslocado conforme aplica-se uma carga como mostra a Figura 5.3 e o novo sinal é subtraído eletronicamente do sinal armazenado. Nas áreas das imagens onde o padrão é correlacionado, o sinal resultante é zero, enquanto que nas áreas sem correlação no padrão fornecem sinal resultante não nulo. Estas observações podem ser expressas através das intensidade I_1 e I_2 dadas pela equações (5.9) e (5.10):

Para a imagem do objeto sem deformação:

$$I_R = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\Psi) \dots\dots\dots(5.9)$$

onde:

- I_R intensidade resultante
- I_1 intensidade da onda objeto
- I_2 intensidade da onda de referência
- Ψ diferença de fase entre a onda objeto e de referência $\Psi = \psi_1 - \psi_2$

Para a imagem do objeto deformado

$$I_R = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\Psi + \Delta\phi) \dots\dots\dots(5.10)$$

Onde $\Delta\phi$ é a diferença de fase entre a onda deformada e sem deformação. O monitor de TV (M) exibirá os valores positivos como áreas claras e valores nulos como áreas escuras.

A fim de obter franjas com boa nitidez, os percursos dos raios devem possuir o mesmo comprimento e a relação de intensidades adotadas entre o raio de referência e o raio objeto adotado foi de 5:5.

5.2.2 MODELOS FÍSICOS UTILIZADOS

A realização de ensaios com corpos de prova constituídos por ossos retirados de cadáveres apresentam grandes dificuldades pelas variações nas propriedades e pelos cuidados de higiene e descontaminação. Entretanto, corpos de prova feitos com resina como a epoxy e moldados em gesso ou silicone, possibilitam uma simulação das condições de carga, [117].

Para a realização dos ensaios experimentais e comprovação dos resultados da análise matemática foram utilizados 3 corpos de prova de um tipo de resina epoxy (SICADUR 43), moldados em gesso, com próteses enxertadas de diferentes comprimentos e módulos de elasticidade da haste. Um deles foi feito apenas com resina, com o objetivo de simular o osso intacto, o segundo com uma prótese enxertada de Co-Cr-Mo de 180 mm de comprimento da haste e o terceiro com outra prótese de Co-Cr-Mo de 130 mm de comprimento [117].

5.3 RESULTADOS OBTIDOS NOS ENSAIOS

Utilizando o sistema holográfico das Figuras 5.2 e 5.3 foram registradas as imagens correspondentes aos hologramas dos diferentes modelos sem deformação, com deformação e a subtração de uma fase da outra. Deste modo a Figura 5.4 apresenta a imagem obtida da parte proximal do osso fêmur e na Figura 5.5 observa-se o diagrama de fases também da parte proximal do osso fêmur, sem deformação e com deformação devido a um carregamento de 10 N.



FIGURA 5.4 - Imagem do osso intacto

O interferograma produzido pela subtração da fase referente ao osso sem deformação (Figura 5.5-a) e da fase referente ao osso deformado (Figura 5.5-b), para aplicação de uma carga de 10 N pode ser observado na Figura 5.6-a e na Figura 5.6-b, pela subtração das fases quando aplicada uma carga de 40 N.

Posteriormente foram feitos testes utilizando os modelos com próteses. Assim pode-se observar na Figura 5.7 o diagrama de fases da parte proximal do osso fêmur com a prótese de 130 mm de comprimento sem deformação e com uma deformação devido a um carregamento de 10 N.

O interferograma produzido pela subtração da fase referente ao osso com prótese sem deformação (Figura 5.7-a) da fase referente ao osso com prótese com deformação (Figura 5.7-b), para aplicação de uma carga de 10 N pode-se observar na Figura 5.8-a, e na Figura 5.8-b, pela subtração de fases quando aplicada uma carga de 40 N.

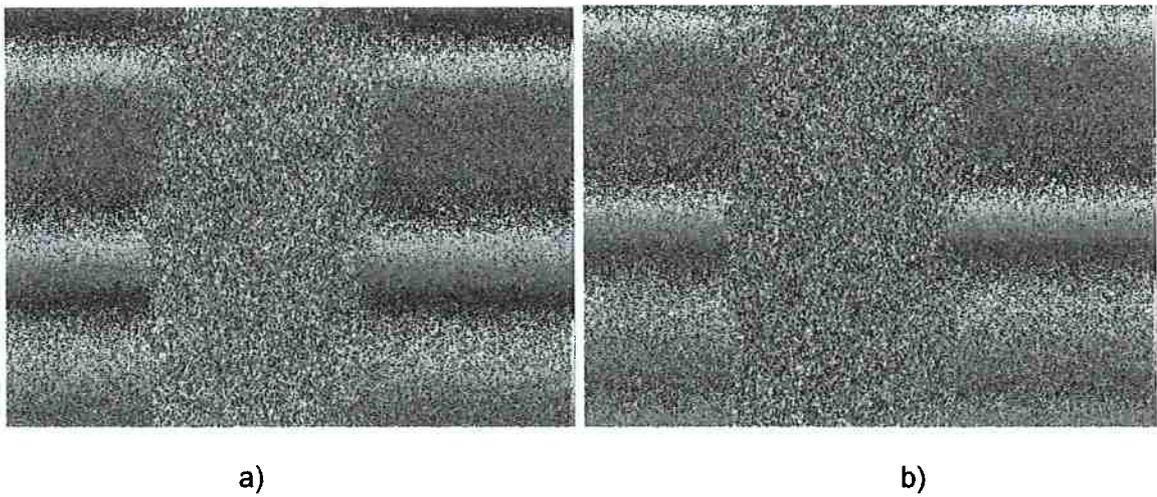


FIGURA 5.5 - Fases correspondentes ao osso intacto: a)-Sem carga aplicada, b)-Após aplicação da carga de 10 N

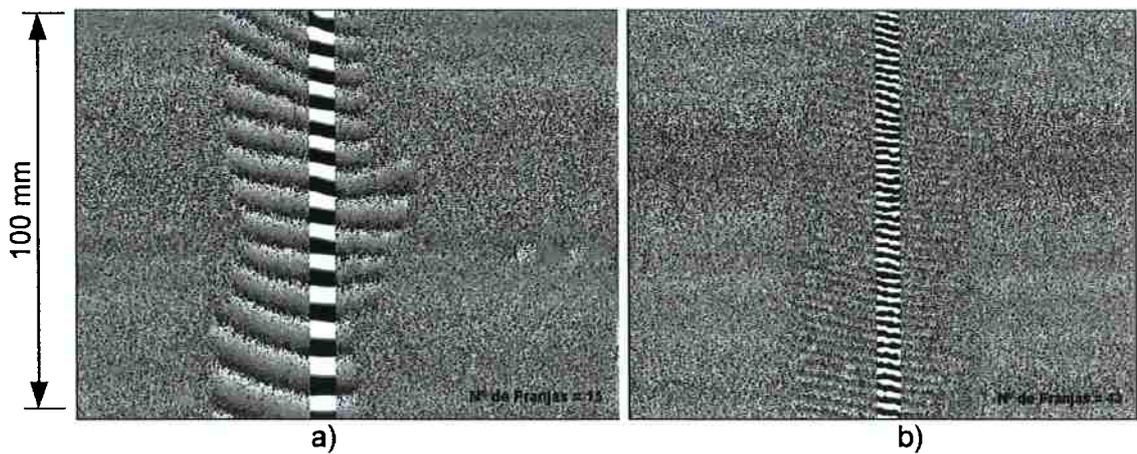


FIGURA 5.6 - Subtração da fase "com carregamento" da fase "sem carregamento" no osso intacto: a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N

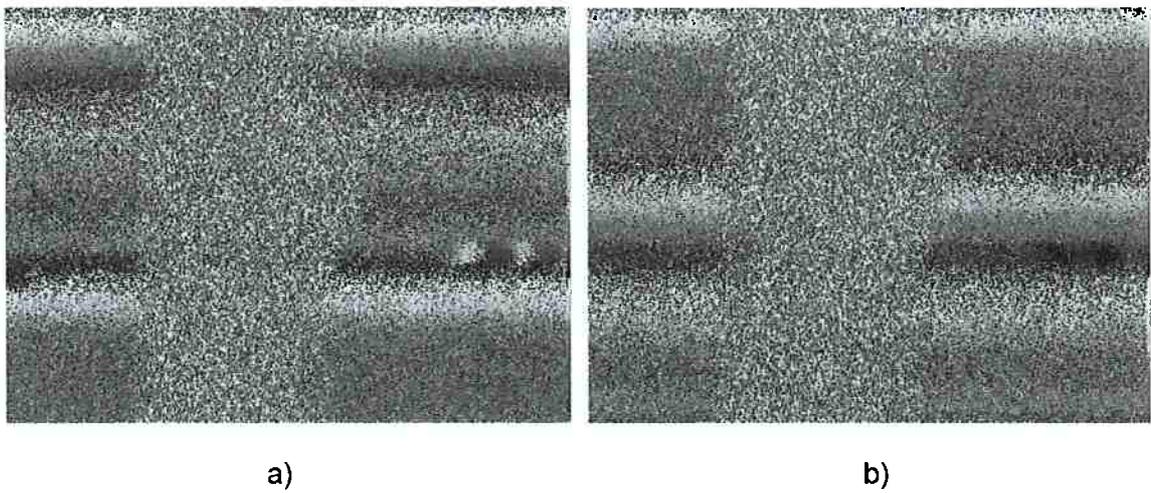


FIGURA 5.7 - Fases correspondentes à prótese menor (130 mm): a)-Sem carga aplicada, b)- Após aplicação da carga de 10 N

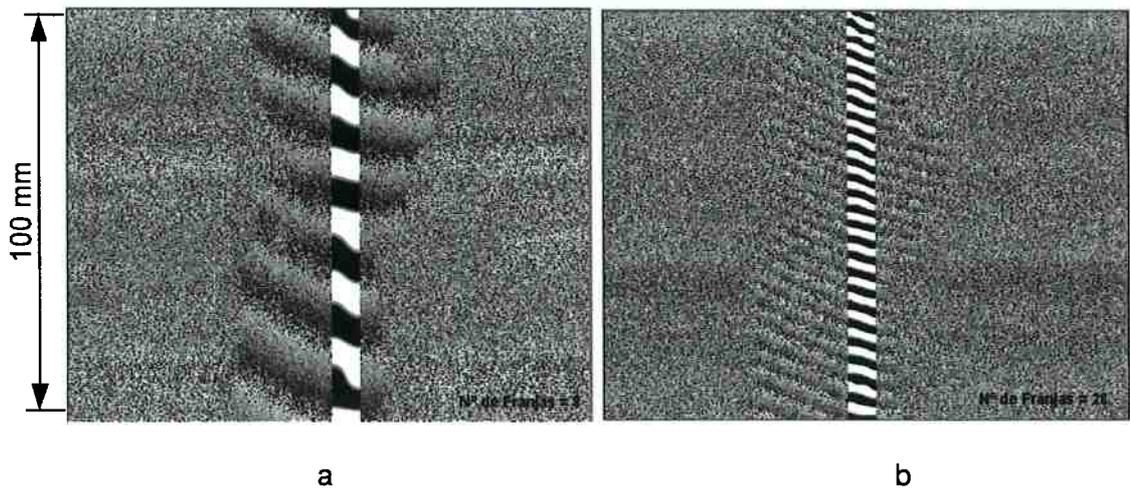


FIGURA 5.8 - Subtração da fase “com carregamento” da fase “sem carregamento” na prótese menor (130 mm): a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N

Por último foram feitos testes utilizando o modelo com a prótese maior (180 mm de comprimento). Assim pode-se observar na Figura 5.9-a, o diagrama de fases da parte proximal do osso fêmur com a prótese sem deformação e com uma deformação devido a um carregamento de 10 N. Os interferogramas produzidos pela subtração das fases (Figura 5.9-a e Figura 5.9-b), para a aplicação de uma carga de 10 N pode-se observar na Figura 5.10-a, e na Figura 5.10-b, pela subtração das fases quando aplicada uma carga de 40 N.

5.3.1 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS DOS ENSAIOS E DOS MODELOS DE “MEF”

Como havíamos visto anteriormente os deslocamentos da superfície na direção da bissetriz do ângulo formado pelas direções de incidência e observação, pode ser determinado pela equação 5.7. Como para nosso caso o ângulo entre o raio de incidência e o raio de observação é de 45° , considera-se o $\cos \alpha$ constante em todos os ensaios e igual a:

$$\cos \alpha = 0,7$$

Assim: $\bar{\Delta}r_s = n \frac{\lambda}{1,4}$.

sendo $\lambda = 632,8 \text{ nm}$, teríamos $\lambda = 0,0006328 \text{ mm}$

então $\bar{\Delta}r_s = n(451428 \cdot 10^{-6}) \text{ mm} \dots \dots \dots (5.11)$

As imagens com os padrões de franjas de interferências obtidas foram filtradas pelo “software” OPTIMAS 6.2 (1998) [120] o que proporciona a determinação da quantidade de máximos entre os diferentes pontos e, conseqüentemente, a definição dos deslocamentos destes pontos, aplicando a equação (5.11) e sua associação aos nós correspondentes dos modelos de MEF.

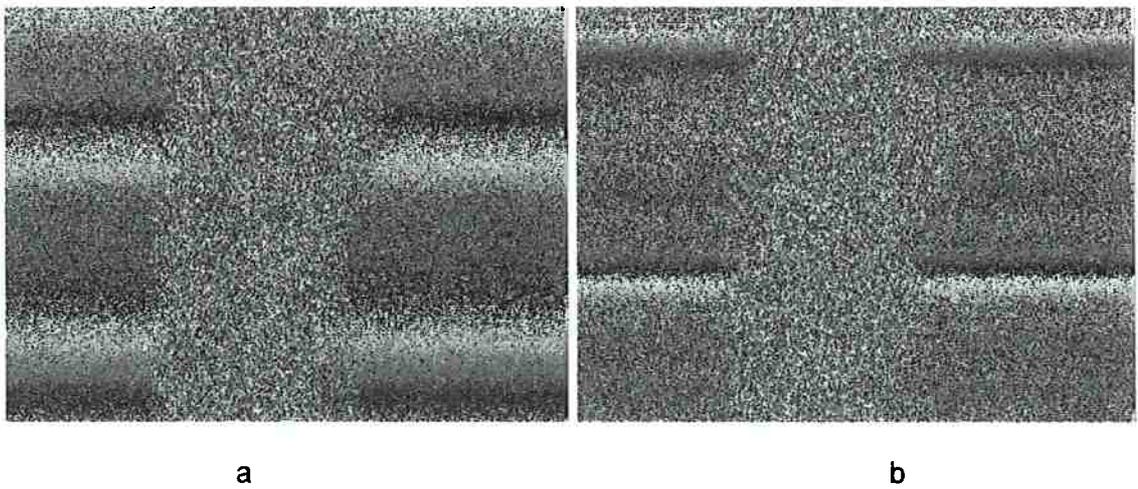


FIGURA 5.9: Fases correspondentes à prótese maior (180 mm): a)-Sem carga aplicada, b)- Após aplicação da carga de 10 N.

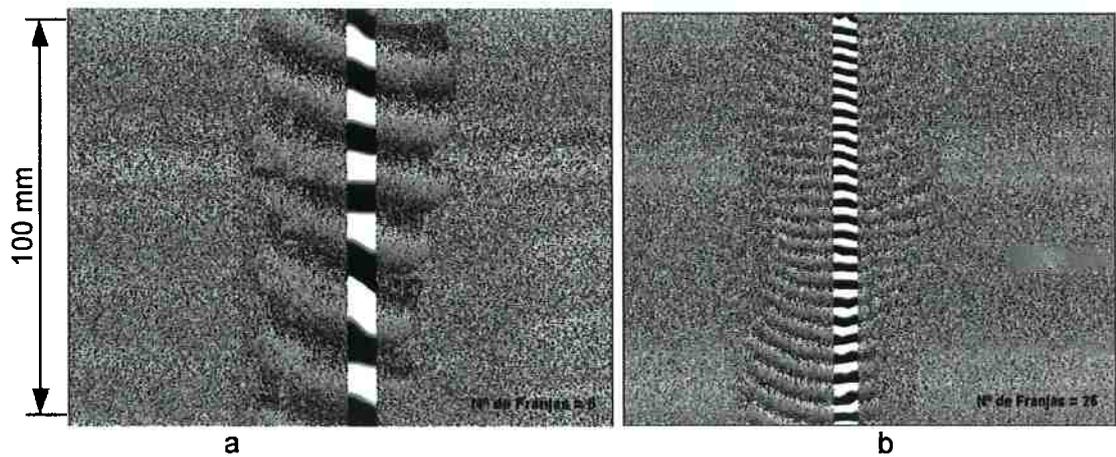


FIGURA 5.10 - Subtração da fase “com carregamento” da fase “sem carregamento” na prótese maior (180 mm de comprimento): a)- Para uma carga de 10 N, b)- Para uma carga de 40 N

Assim pode-se observar na Tabela 5.1 os resultados dos deslocamentos obtidos por holografia para cada caso e os correspondentes deslocamentos obtidos no MEF. Os deslocamentos dos nós obtidos por MEF que aparecem na Tabela 5.1 são os correspondentes aos dos nós da linha medial proximal da superfície do osso em relação ao nó 30, ((Deslocamento do nó i , onde $i=1,2,3,\dots$ até 29) - (Deslocamento do nó 30)) para os modelos de osso intacto e com prótese, sendo que os deslocamentos de todos os nós ao longo da linha medial da superfície do osso obtidos por MEF encontram-se em anexo.

No gráfico da Figura 5.11 estão representados os deslocamentos obtidos pelo MEF e por holografia, onde pode-se observar o seguinte:

a)- os deslocamentos obtidos (que são deslocamentos no eixo "x", devido à flexão) aumentam da posição distal para posição proximal utilizando os dois métodos (MEF e holografia).

b)- quando é incrementada a carga os deslocamentos aumentam da mesma forma nos dois métodos utilizados, tanto no caso do osso intacto como com prótese.

c)- pode-se constatar pelos dois métodos empregados que os deslocamentos nos modelos com prótese são menores do que nos modelos de osso intacto, para a mesma carga, comprovando o efeito de escudo das próteses na transmissão de tensões ao osso.

TABELA 5.1 - Deslocamentos resultantes dos nós da linha medial proximal da superfície do osso em relação ao nó 30, para os modelos de osso intacto (OSSO) e com prótese (PROT) obtidos por MEF e por holografia (HOLO), de acordo com o tipo de carga (10 ou 40 N).

NÓS	MEF	MEF	MEF	MEF	HOLO	HOLO	HOLO	HOLO
	OSSO	OSSO	PROT	PROT.	OSSO.	OSSO.	PROT.	PROT.
	10 N	40 N						
1	0,0043	0,0217	0,0042	0,014	0,0067	0,0194	0,0027	0,0117
3	0,004	0,0202	0,0039	0,0126	0,0054	0,0171	0,0027	0,0103
6	0,0035	0,0179	0,0034	0,0111	0,0049	0,0148	0,0022	0,009
9	0,0031	0,0147	0,003	0,0092	0,004	0,013	0,0018	0,0076
12	0,0026	0,0121	0,0025	0,0076	0,0036	0,0112	0,0018	0,0063
15	0,002	0,0096	0,002	0,0064	0,0027	0,0094	0,0013	0,0054
18	0,0016	0,0072	0,0015	0,0044	0,0022	0,0076	0,0009	0,0036
21	0,0011	0,005	0,0011	0,0032	0,0018	0,0058	0,0009	0,0027
24	0,0007	0,0031	0,0007	0,0021	0,0009	0,0036	0,0004	0,0018
27	0,0006	0,0013	0,0003	0,001	0,0004	0,0018	0,0004	0,0009

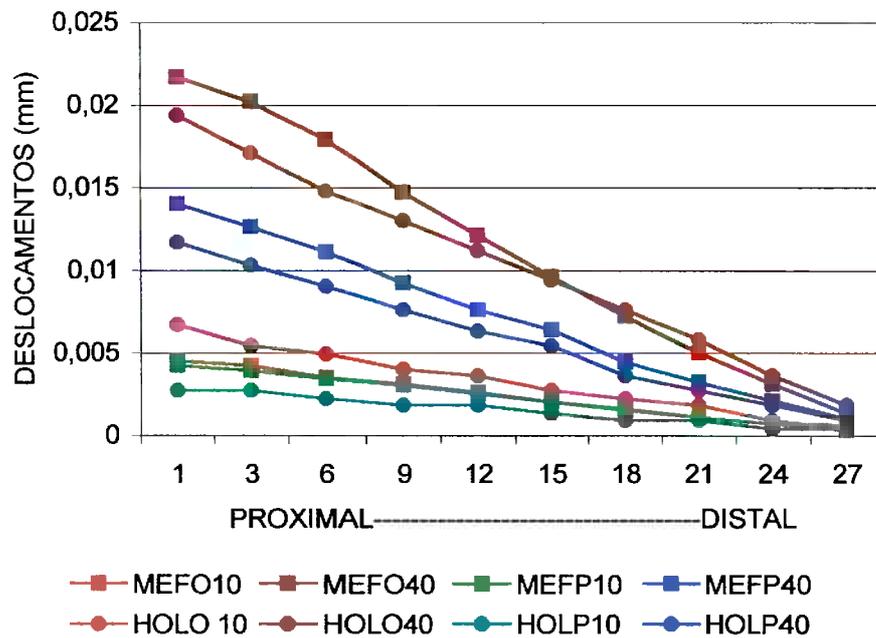


FIGURA 5.11 - Comparação entre deslocamentos obtidos por MEF para os modelos de osso íntegro (MEFO) e com prótese (MEFP) e os deslocamentos obtidos nos modelos físicos por holografia, correspondentes ao osso íntegro (HOLO) e com prótese (HOLP), segundo o tipo de carga (10 N ou 40 N).

CAPÍTULO VI

FORMULAÇÃO DE ALGORITMO DE ANÁLISE DA VIDA ÚTIL DA PRÓTESE

Neste capítulo, a partir da análise dos resultados obtidos numericamente e experimentalmente, foram formulados diferentes modelos teóricos representativos da interação biomecânica osso-prótese. Com estes modelos pode ser prognosticada a vida útil das próteses, em função dos materiais utilizados na fabricação dos componentes das mesmas e de características dos pacientes como qualidade do osso, idade, atividade física que realiza, etc. Através do processamento dos dados numéricos obtidos nos capítulos anteriores, foram desenvolvidos os referidos modelos com o auxílio de várias rotinas em linguagem "C", as quais permitem organizar e avaliar os resultados, e a técnica de regressão múltipla. Os modelos desenvolvidos foram integrados em um programa que possibilita ao médico, de uma forma amigável, prever a vida útil das próteses.

Conforme discutido no capítulo III, a vida útil da prótese depende de algumas variáveis. Assim, partindo-se do modelo proposto anteriormente, temos:

$$V_u = f(S_{rem}, L_i, C_i, C_{cir}) \dots\dots\dots(4.29)$$

Desta forma, iniciaremos com a determinação do sinal de remodelação negativa S_{rem} :

6.1 ANÁLISE DA REMODELAÇÃO DO OSSO BASEADA NA ENERGIA DE DEFORMAÇÃO

O sinal de remodelação negativa (perda de osso) “ S_{rem} ” é proporcional à diferença entre a energia de deformação local do osso com a prótese de um determinado material (U_{hi}) e a energia de deformação local do osso intacto (U_{oi}), assim temos:

$$S_{rem} = U_{hi} - U_{oi} \dots\dots\dots(6.1)$$

onde:

U_{hi} = energia de deformação local no osso com a prótese

U_{oi} = energia de deformação local no osso intacto

Na remodelação do osso os parâmetros que influem são o módulo de elasticidade da haste, a densidade do osso, assim como as condições de carga a que está submetida a prótese, dadas pelo peso do corpo do paciente e pela atividade física que realiza.

Para avaliar a influência do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso no sinal de remodelação negativa foram realizados pequenos ajustes nas rotinas anteriores e criaram-se outras novas. Este sinal foi determinado partindo da energia de deformação obtida em cada nó, nos diferentes modelos. Na Figura 6.1 pode-se observar o diagrama de blocos da rotina “SINAL1”, para ler a energia de deformação no osso de cada nó, em cada modelo e determinar o sinal de remodelação negativa, segundo o tipo de haste utilizada ($S_{rem} = U_{hi} - U_{oi}$).

A rotina “SINAL2” realiza a mesma função da rotina anterior, mas, para os nós selecionados da linha medial. Com a rotina “SINAL3”, como pode-se observar na Figura 6.2, são processados os valores de sinal obtidos anteriormente (SINAL 2),

determinando alguns parâmetros importantes como o sinal negativo médio, o sinal negativo máximo e a comparação entre os mesmos.

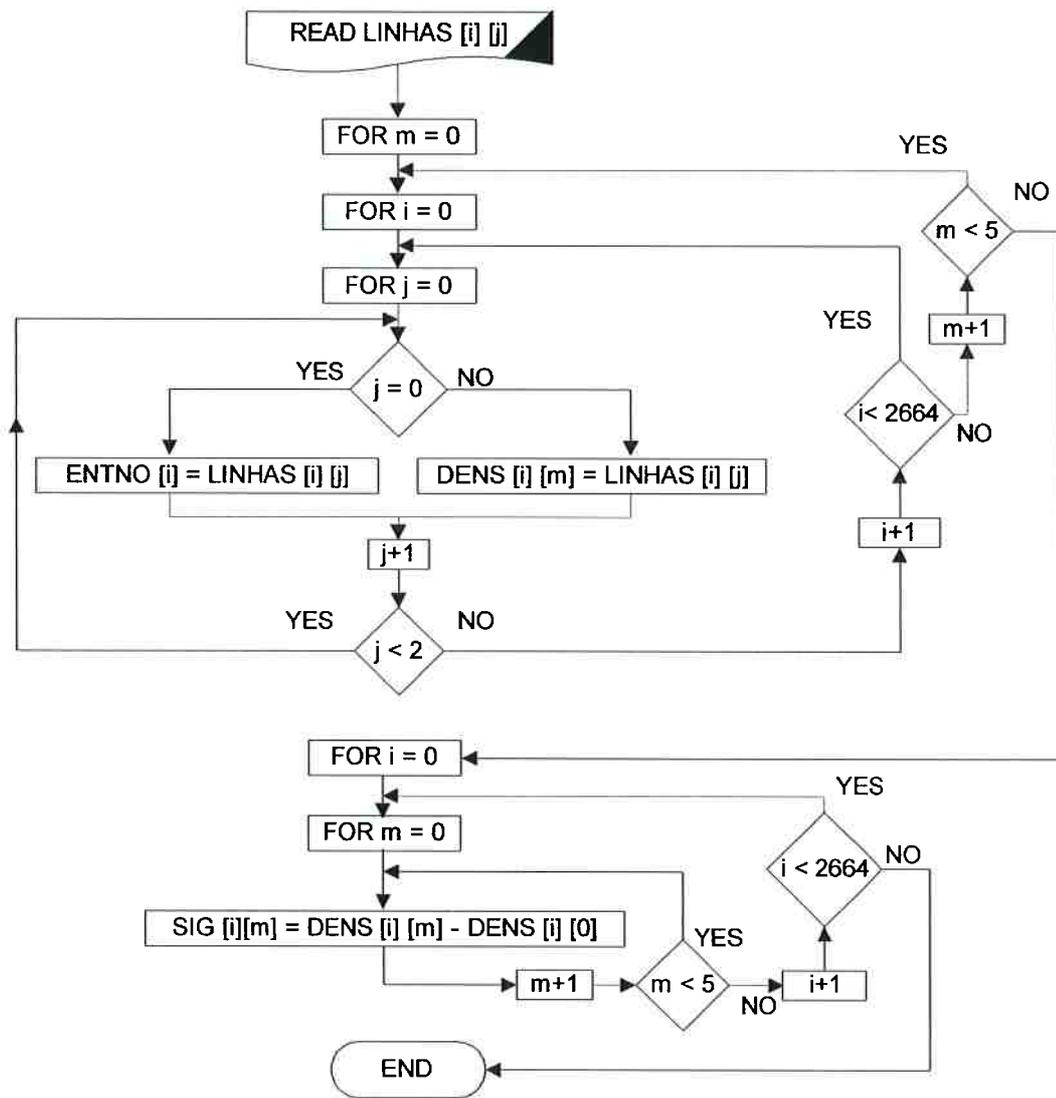


FIGURA 6.1 - Diagrama de blocos da rotina "SINAL1" para determinar o sinal negativo de remodelação em cada ponto do osso

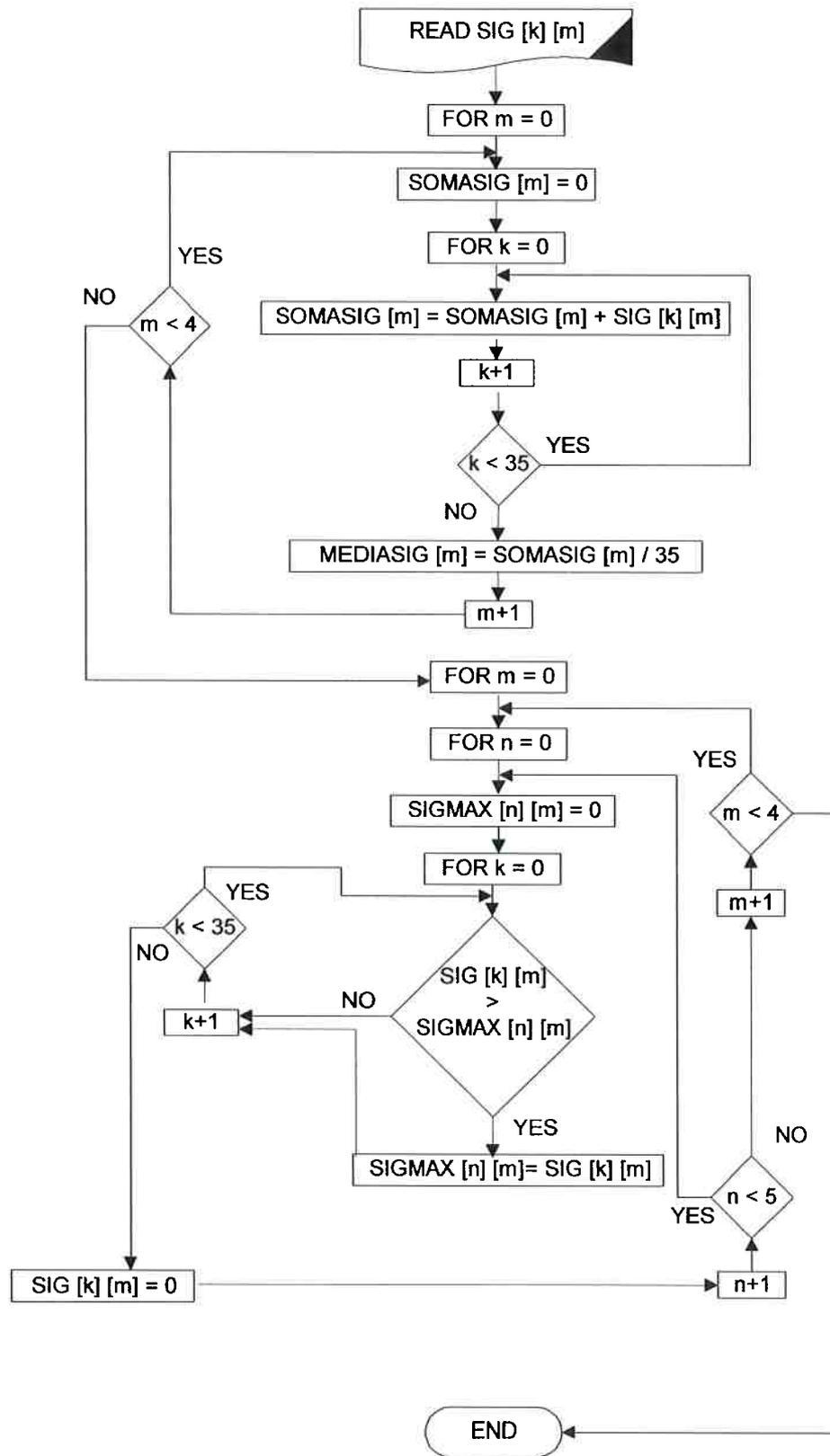


FIGURA 6.2 - Diagrama de blocos da rotina "SINAL3", para determinar a média e os valores máximos do sinal negativo de remodelação

Primeiramente, utilizamos os dados de energia de deformação obtida nos modelos numéricos com as características apresentadas na Tabela 4.7, os quais após terem sido processados pelas rotinas anteriores proporcionam os seguintes resultados:

a)- na Tabela 6.1 são apresentados os valores médios do sinal de remodelação negativa ($\Sigma S_{rem}/2664$) de todo o osso para cada módulo e densidade;

b)- na Tabela 6.2 pode-se observar os valores médios do sinal de remodelação negativa dos 35 nós da linha medial para cada módulo e densidade ($\Sigma S_{rem}/35$);

De acordo com a Tabela 6.1, os valores médios do sinal de remodelação negativa (perda de osso) em todo osso, aumentam com o aumento do módulo de elasticidade da haste e diminuem com o incremento da densidade do osso. O mesmo acontece para a média dos nós da linha medial, como pode-se observar na Tabela 6.2. Comparando as duas tabelas, pode-se constatar que os valores médios do sinal de remodelação negativa dos nós da parte medial são muito maiores (o dobro), do que os valores médios de todo o osso. Assim, a parte medial é realmente mais susceptível à influência do módulo de elasticidade e da densidade do osso do que as outras partes do osso.

Pôde-se constatar na saída da rotina "SINAL3" que, os 15 maiores valores de sinal de remodelação negativa (maior perda de osso) corresponderam à densidade do osso de $0,6 \text{ g/cm}^3$ (menor densidade) e módulo de elasticidade de 210 000 MPa (maior módulo). Os valores máximos variam entre 0,0160 e 0,0797 Nmm. Para esta mesma densidade e diminuindo o módulo de elasticidade da haste os valores máximos do sinal de remodelação negativa foram diminuindo. Para maiores valores de densidade do osso o sinal de remodelação negativa vai diminuindo e aumenta quando o módulo de elasticidade aumenta. Desta forma podemos constatar que a média do sinal de remodelação negativa e os valores máximos diminuem quando aumenta a densidade do osso e diminui o módulo de elasticidade da haste.

TABELA 6.1 - Média geral do sinal de remodelação negativa para todo o osso após a implantação de próteses com diferentes módulos de elasticidade

Sinal ($S_i = U_{hi} - U_{oi}$)	E da haste (MPa)	Densidade do osso (g/cm^3)
0,000232	57000	0,6
0,000292	100000	0,6
0,000338	163000	0,6
0,000358	210000	0,6
0,000106	57000	1
0,000134	100000	1
0,000153	163000	1
0,000157	210000	1
0,000034	57000	1,6
0,000046	100000	1,6
0,000054	163000	1,6
0,000058	210000	1,6
0,000012	57000	2,2
0,000015	100000	2,2
0,000021	163000	2,2
0,000026	210000	2,2

TABELA 6.2 - Valores médios do sinal de remodelação negativa dos 35 nós da linha medial para cada módulo e densidade

E = 100000 (MPa)	E = 163000 (MPa)	E = 210000 (MPa)	DENSIDADE (g/cm^3)
0.000482	0.000549	0.000575	0,6
0.000288	0.000330	0.000350	1,0
0.000129	0.000157	0.000161	1,6
0.000040	0.000048	0.000053	2,2

Ficou constatado que na linha medial do osso é onde os valores da média do sinal de remodelação negativa são maiores e, portanto, onde residem os maiores problemas de osteoporose e efeito de escudo. Esta observação também é comprovada na análise da transmissão de tensões no capítulo anterior. Os resultados obtidos são utilizados para realizar uma análise quantitativa através do código de estatística "ESTATISTIC".

Os dados de sinal de remodelação negativa utilizados para obter a parte do modelo correspondente a S_{rem} podem ser observados na Tabela 6.3, que são os pontos onde maior é a influência destas variáveis. Após os dados terem sido processados por regressão múltipla obteve-se a seguinte equação:

$$S_{rem} = 1,86 e^{-2} \delta_o - 2,3564 e^{-2} \delta_o^2 + 3,192 e^{-3} \delta_o^3 + 1,122 e^{-3} E_h - 8 e^{-6} E_h^2 + 1,88 e^{-8} E_h^3 \dots (6.2)$$

onde:

δ_o densidade do osso (g/cm^3)

E_h módulo de elasticidade da haste (GPa)

Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa, são: $R = 0.99809755$, $R^2 = 0.99619872$ com $p < 0.00000$ e $Std.Error: 0.00322$. Na Figura 6.3 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados de sinal da Tabela 6.3

Fazendo interpolações dos valores obtidos dos modelos de MEF, a partir dos dados publicados na literatura e utilizando a expressão (6.2) obtem-se a seguinte equação para a vida útil ($V_{u(sinal)}$) da prótese, em função do sinal de remodelação negativa.

$$V_{u(sinal)} = (4 - (10S_{rem} + 1))(10) \dots (\text{anos}) \dots \dots \dots (6.3)$$

TABELA 6.3 - Dados de sinal de remodelação negativa para determinar o modelo de

 S_{rem}

Sinal de remodelação negativa (Nmm) (VAR1)	Densidade do osso (g/cm^3) (VAR2)	Módulo de elasticidade da haste (GPa) (VAR3)
0.048	0.600	57.000
0.037	1.000	57.000
0.028	1.600	57.000
0.008	2.200	57.000
0.056	0.600	100.000
0.047	1.000	100.000
0.034	1.600	100.000
0.011	2.200	100.000
0.060	0.600	163.000
0.052	1.000	163.000
0.039	1.600	163.000
0.013	2.200	163.000
0.061	0.600	210.000
0.054	1.000	210.000
0.039	1.600	210.000
0.014	2.200	210.000

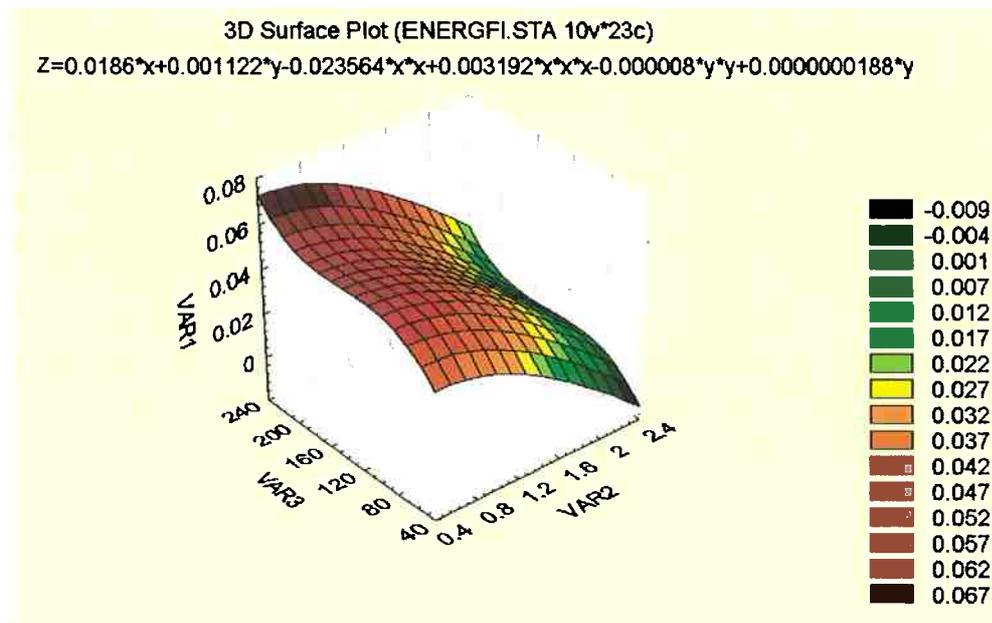


FIGURA 6.3 - Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm^3)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 3 (GPa)) no sinal de remodelação negativa (VAR 1 (Nmm))

6.2 AVALIAÇÃO DA “LISE” DO OSSO AO REDOR DA COMPONENTE FEMURAL (L_i)

O segundo termo a avaliar na equação principal é a “Lise” do osso ao redor da componente femural (L_i) (reação granulomatosa de corpo estranho ao redor das componentes femural e acetabular), a qual é proporcional à quantidade de partículas de desgaste, que são liberadas pelo mecanismo de abrasão/adessão entre a cabeça da componente femural e o acetábulo, segundo foi visto no capítulo 3, que por sua vez, são proporcionais às tensões segundo a equação (3.33). Assim, vai-se obter um modelo para prever a quantidade de partículas de desgaste de polietileno em função do incremento da tensão com o aumento da força, dado pelo aumento do peso do corpo ou atividade física.

Na Tabela 6.4 pode-se observar a tensão de contato máxima originada na superfície do acetábulo de polietileno, para cada tipo de peso do corpo e para uma das posições do ciclo de andar. Após terem sido processados os dados por regressão múltipla obteve-se a seguinte equação:

$$S_c = 1,5431e^{-2}w - 4,7e^{-6}w^2 \dots\dots\dots(6.4)$$

onde:

S_c tensão de contato máxima na superfície do acetábulo de polietileno (MPa).

w peso do corpo (N).

Na Figura 6.4 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados de sinal da Tabela 6.4. Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa, são: $R= 0.99957562$, $R^2= 0.99915142$ com $p < 0.00000$ e $Std.Error: 0.027929$.

Como vimos anteriormente na equação (3.33), a taxa de desgaste instantâneo pode ser expressa como:

$$w(\phi,\theta) = \int_{\text{ciclo}} k \sigma(\phi,\theta,t) v(\phi,\theta,t) dt \quad (3.33)$$

onde:

- $v(\phi, \theta, t)$ velocidade instantânea de deslizamento
- dt incremento infinitesimal de tempo
- K coeficiente de desgaste da liga de CoCr polida em polietileno de ultra alto peso molecular. $K = 1.0066 \times 10^{-6} \text{mm}^3 \text{N}^{-1} \text{m}^{-1}$ (para pino sobre disco STREICHER & SCHON (1991) [115])
- $\sigma(\phi,\theta,t)$ tensão de contato.

TABELA 6.4 - Componentes da força da articulação e tensão de contato máxima (σ_c) em função do peso do corpo (w)

w(N)	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)	Tensão equivalente máxima (MPa)	Tensão de contato máxima (MPa)
400	-480	1280	-60	5,82	5,137
460	-552	1472	-69	6,38	5,94
500	-600	1600	-75	6,76	6,187
560	-672	1792	-84	7,32	6,78
600	-720	1920	-90	7,88	7,03
660	-792	2112	-99	8,21	7,91
700	-840	2240	-105	8,57	8,12
760	-917	2438	-131	9,13	8,7
800	-960	2560	-140	9,45	9,05
860	-1032	2752	-150,5	9,94	9,61
900	-1080	2880	-157,5	10,28	9,98
960	-1152	3072	-168	10,75	10,52
1000	-1200	3200	-175	11,9	10,87

A determinação do desgaste volumétrico daria uma idéia da quantidade de partículas produzida pelo desgaste ("debris"), sendo que para isto teríamos que determinar pela equação (3.33) o desgaste para cada um dos elementos do modelo do acetábulo de polietileno que estão em contato, em cada uma das posições ou etapas do ciclo de andar. Outro indicativo importante de desgaste é a profundidade máxima de desgaste ou "Desgaste Linear", a qual é determinada com a tensão de contato ($\sigma(\phi, \theta, t)$) máxima.

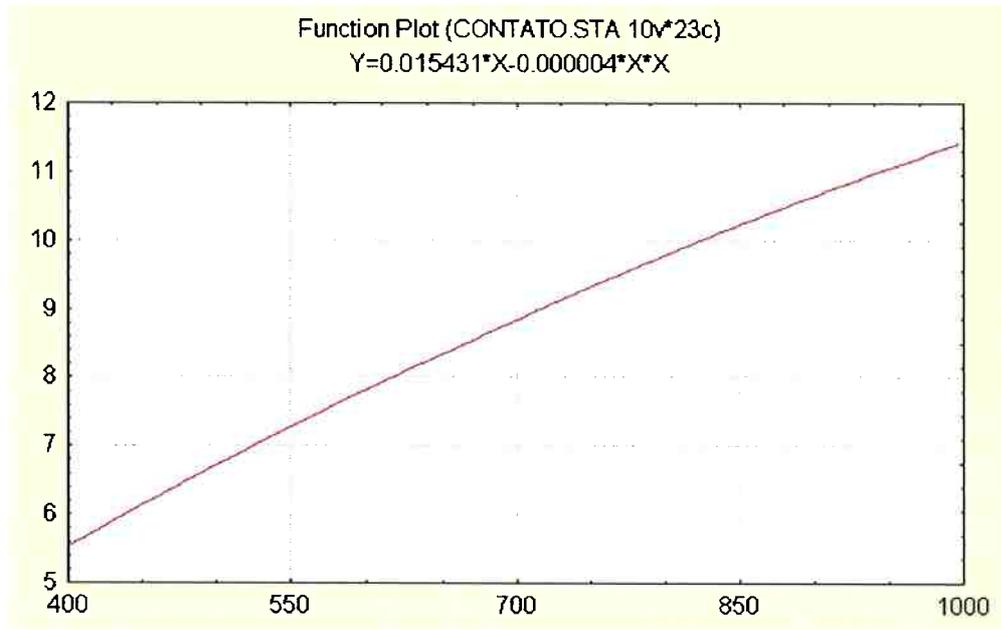


FIGURA 6.4 - Representação do modelo da influência do peso do corpo (N) na transmissão de tensão equivalente máxima (MPa) na superfície de contato do acetábulo de polietileno

No entanto, na tese serão utilizados os resultados de outros trabalhos, de determinação de desgaste volumétrico e linear e interpolando com os resultados deste, pretende-se obter uma relação entre o peso, a idade e a atividade física, na produção de partículas de desgaste e, conseqüentemente, da vida útil da componente femural.

Neste caso, foi utilizada a tensão de contato máxima correspondente à posição intermediária do ciclo de andar determinada pela regressão anterior S_c . Ao substituir a tensão de contato máxima S_c na equação (3.33), é obtido o desgaste linear, que corresponderia a um dos elementos, num dado instante, nessa posição intermediária. O desgaste linear estimado em um ano de vida pode-se obter considerando um milhão de ciclos neste período de tempo, segundo NORTHFIELD (1994) [121].

Se comparamos pacientes que possuam os mesmos diâmetros da cabeça da prótese e acetábulo, para uma mesma velocidade normal de andar, podemos

considerar a velocidade constante entre um paciente e outro para a mesma posição dentro do ciclo. Então teríamos o seguinte ($\xi_m = 1$):

$$H_m = k S_c V_m \xi_m t \dots\dots\dots(6.5)$$

onde:

H_m profundidade do desgaste na posição média

V_m velocidade na posição média

ξ_m coeficiente de correção da velocidade e da tensão em função da idade e atividade física, que pode ser obtido na Tabela 6.5

O coeficiente ξ_m é obtido através de dados clínicos e resultados de determinação de desgaste para as diferentes condições [109], [112].

Para um paciente entre 40-50 anos, de atividade física normal ($\xi_m = 1$), com uma cabeça do componente de 28 mm e 600 N de peso, o desgaste linear pode ser considerado de $H = 0,08$ mm/ano, segundo a observação clínico-radiográfica realizada por LIVERMORE (1990) [122] e outros trabalhos de determinação de desgaste por MEF, como TINA [111], DANTAS [112], etc. Então, substituindo estes fatores na equação (6.5) pelos valores correspondentes a um paciente de 600 N (S_c na Tabela 6.5 e $H_d = 8e^{-8}$ mm), para essa profundidade de desgaste é obtida uma velocidade de $V_m = 0,0113$ m/s.

Considerando um caso limite que não diminua a quantidade de ciclos de caminhar e também a velocidade de deslizamento com a idade, após os 35 anos o desgaste linear seria de $H = 2,8$ mm, sendo que segundo pode-se constatar na literatura o desgaste volumétrico correspondente a esse desgaste linear provocaria a perda do componente femural. Assim, a vida útil da prótese segundo o critério de Lise, seria calculada pela seguinte equação.

$$V_u = \frac{0,028}{113,05K S_c \xi_m} \dots\dots\dots(6.6)$$

Substituindo a equação (6.4) em (6.6) e simplificando obtem-se:

$$V_u = \frac{0,028}{113,05(1,5431 e^{-2} w - 4 e^{-6} w^2) K \xi_m} \dots \dots \dots (6.7)$$

onde:

V_u vida útil da componente femural em função da "Lise" do osso (anos).

w peso do corpo (N).

TABELA 6.5 - Coeficiente ξ_m em função da idade e a atividade física

IDADE (anos)	A (pouca atividade)	B (atividade normal)	C (atividade elevada)
20-30	1	1,5	2
30-40	0,96	1	1,5
40-50	0,94	0,95	1,3
50-60	0,9	0,93	1,1
60-70	0,85	0,92	1
70-80	0,82	0,91	0,95
80-100	0,8	0,9	0,92

6.3 AVALIAÇÃO DA FALHA DO CIMENTO (C_i)

O terceiro termo da equação a avaliar é a falha do cimento (C_i), a qual será determinada em função da geração de tensões equivalentes máximas na camada de cimento. Esta geração de tensões foi estudada de duas maneiras: a)- uma mantendo a mesma força e observando como influenciam, na geração de tensões máximas na camada de cimento, a variação do módulo de elasticidade da haste e a densidade do osso e; b)- a outra maneira foi mantendo as mesmas características dos materiais e qualidade do osso e variando a força dada pelo peso do corpo e atividade física.

Na Tabela 6.6 estão representadas as tensões máximas geradas na camada de cimento em função da densidade do osso e o módulo de elasticidade da haste,

para uma das posições do ciclo de caminhar. Estes dados foram obtidos a partir dos resultados dos modelos desenvolvidos no capítulo IV.

Após terem sido processados os dados por regressão múltipla, obteve-se o seguinte modelo:

$$S_E = 126,061\delta_o - 219,063\delta_o^2 + 132,063\delta_o^3 - 26,160\delta_o^4 - 0,174E_h + 2e^{-3}E_h^2 - 9,1e^{-6}E_h^3 + 1,6e^{-8}E_h^4 \dots (6.8)$$

onde:

δ_o densidade do osso (g/cm^3)

E_h módulo de elasticidade da haste (GPa)

Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa, são: $R = 0.99426848$, $R^2 = 0.98856982$ com $p < 0.00000$ e $\text{Std.Error} = 0.13774$

Na Figura 6.5 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados da Tabela 6.6. De acordo com o programa, para este caso, o módulo de elasticidade da haste não é uma variável significativa, como pode-se observar na Figura 6.5 e na própria Tabela 6.6.

Para avaliar a influência do peso do corpo determinaram-se as tensões equivalentes máximas para uma posição do ciclo de andar, sem variar o módulo de elasticidade da haste nem a densidade do osso. Na Tabela 6.7 estão representadas as tensões máximas geradas na camada de cimento em função do peso do corpo, para uma mesma densidade do osso.

Após terem sido processados os dados por regressão, obteve-se o seguinte modelo:

$$S_E = 1,7145e^{-2}w \dots (6.9)$$

Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa são: $R = 0.99999998$, $R^2 = 0.99999995$ com $p < 0.00000$ e $\text{Std.Error} = 0.00284$. Na Figura 6.6 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados da Tabela 6.7.

TABELA 6.6 - Tensões máximas na camada de cimento em função da densidade do osso e o módulo de elasticidade da haste

S _E . (MPa)	δ (g/cm ³)	E (GPa)
16,5	0,6	15
11	1	15
9,4	1,6	15
9,9	2,2	15
16,24	0,6	57
8	1	57
5	1,6	57
5	2,2	57
16,5	0,6	100
5,8	1	100
4,22	1,6	100
4,42	2,2	100
16,8	0,6	163
6	1	163
3,5	1,6	163
3,2	2,2	163
16,8	0,6	210
7	1	210
3,1	1,6	210
3,1	2,2	210

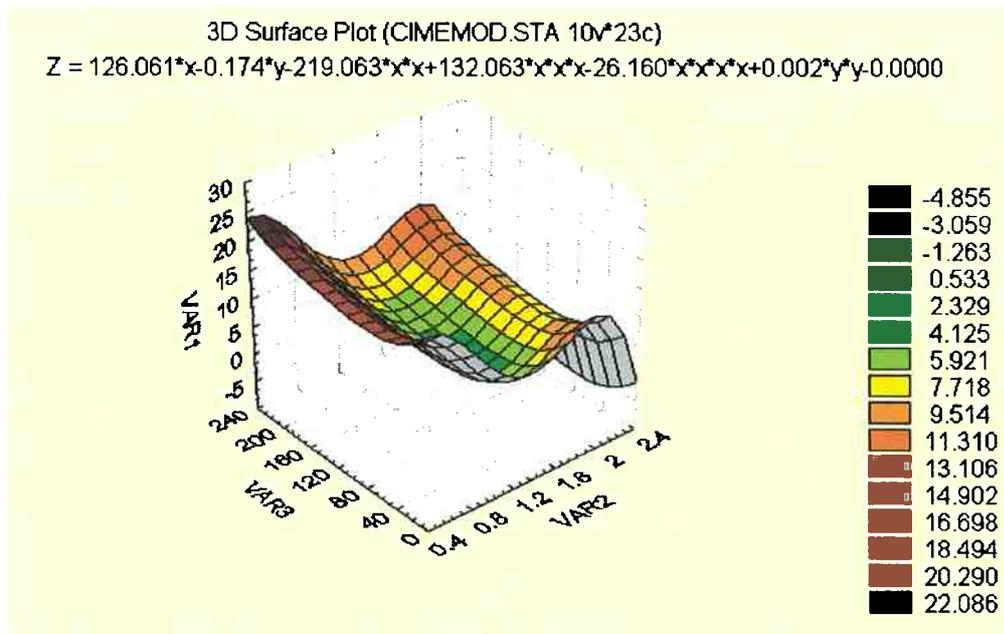


FIGURA 6.5 - Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 2 (g/cm³)) e o módulo de elasticidade da haste (VAR 3 (GPa)) na tensão equivalente máxima na camada de cimento (VAR 1 (MPa)).

TABELA 6.7 - Tensão equivalente máxima em função do peso do corpo, para a mesma posição do ciclo de andar

w(N)	Tensão equivalente máxima (MPa)
400	6,86
460	7,89
500	8,58
560	9,61
600	10,29
660	11,32
700	12,01
760	13,04
800	13,72
860	14,75
900	15,44
960	16,47
1000	17,16

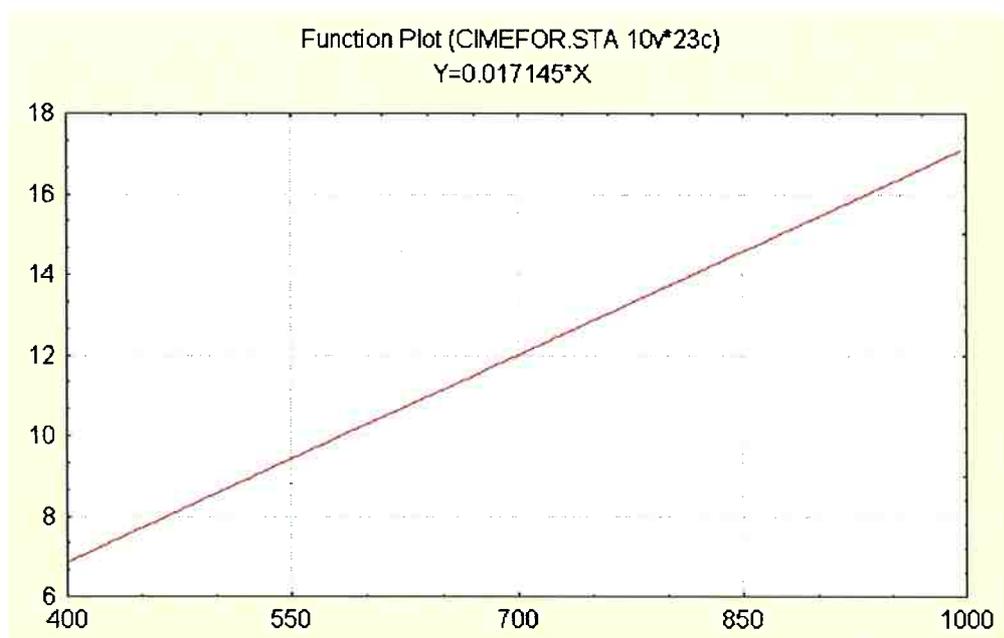


FIGURA 6.6 - Representação do modelo da influência do peso do corpo (N) na transmissão de tensão equivalente máxima (MPa) na camada de cimento

Tendo em vista que o módulo de elasticidade da haste não é importante na geração das tensões equivalentes máximas na camada de cimento, pretende-se definir o modelo para a geração de tensões equivalentes máximas utilizando como variáveis independentes o peso do corpo e a densidade do osso. Para isto foram determinadas as tensões combinando diferentes pesos e diferentes densidades do osso como pode-se observar na Tabela 6.8.

De acordo com a Tabela 6.8, a tensão máxima equivalente produzida na camada de cimento aumenta com o incremento do peso do corpo e com a diminuição da densidade do osso, mas, o aumento da tensão ocorre de maneira diferenciada para densidades superiores a 1.0 g/cm³. De esta forma, foi necessário realizar duas regressões múltiplas: uma para densidades menores a 1.0 g/cm³ e outra para densidades maiores. No caso em que se consideram as densidades menores obtem-se o seguinte modelo após terem sido processados os dados por regressão:

$$S_E = 130.48 + 0.178*w - 0.000002*w*w - 342.666*\delta + 215.679*\delta*\delta - 0.153*w*\delta.....(6.10)$$

Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa são: R= 0.9987, R²= 0.995 com p < 0.00000 e Std.Error: 0.0684. Na Figura 6.7 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados da Tabela 6.8. Para as densidades maiores a 1.0 g/cm³, após de terem sido processados os dados por regressão múltipla, obteve-se o seguinte modelo:

$$S_E = 28.285 + 0.037*w - 3.042e-6*w*w - 39.742*\delta + 12.346*\delta*\delta - 0.009*w*\delta.....(6.11)$$

Os parâmetros estatísticos que representam a validade do modelo, dados pelo programa, são: R= 0.99987, R²= 0.99974 com p < 0.00000 e Std.Error: 0.00616. Na Figura 6.8 pode-se observar o gráfico correspondente ao modelo anterior utilizando os dados da Tabela 6.8.

TABELA 6.8 - Tensões equivalentes máximas na camada de cimento em função do peso do corpo e da densidade do osso

w (N)	δ g/cm ³	S _E (MPa)		W (N)	δ g/cm ³	S _E (MPa)
400	0,6	34,28		400	1	10,61
400	0,65	29		400	1,3	6,9
400	0,7	25,19		400	1,6	6,86
400	0,79	19		400	2,2	6,4
400	0,88	14,55		500	1	13,82
500	0,6	44,85		500	1,3	8,58
500	0,65	36,48		500	1,6	8,32
500	0,7	31,27		500	2,2	7,9
500	0,79	23,78		600	1	16,57
500	0,88	18		600	1,3	10,29
600	0,6	53,77		600	1,6	9,89
600	0,65	44		600	2,2	9,12
600	0,7	37,74		700	1	19,35
600	0,79	28,7		700	1,3	12,3
600	0,88	21,8		700	1,6	11,65
700	0,6	62,79		700	2,2	10,64
700	0,65	51,4		800	1	22,01
700	0,7	44		800	1,3	13,72
700	0,79	33,5		800	1,6	13,32
700	0,88	25,4		800	2,2	12,17
800	0,6	71,73		900	1	24,86
800	0,65	58,78		900	1,3	15,44
800	0,7	50,38		900	1,6	14,98
800	0,79	38,31		900	2,2	13,7
800	0,88	29		1000	1	27,64
900	0,6	80,67		1000	1,3	16,65
900	0,65	66,15		1000	1,6	15,97
900	0,7	56,7		1000	2,2	15,21
900	0,79	43,11				
900	0,88	32,8				
1000	0,6	89,7				
1000	0,65	73,52				
1000	0,7	63				
1000	0,79	47,92				
1000	0,88	36,4				

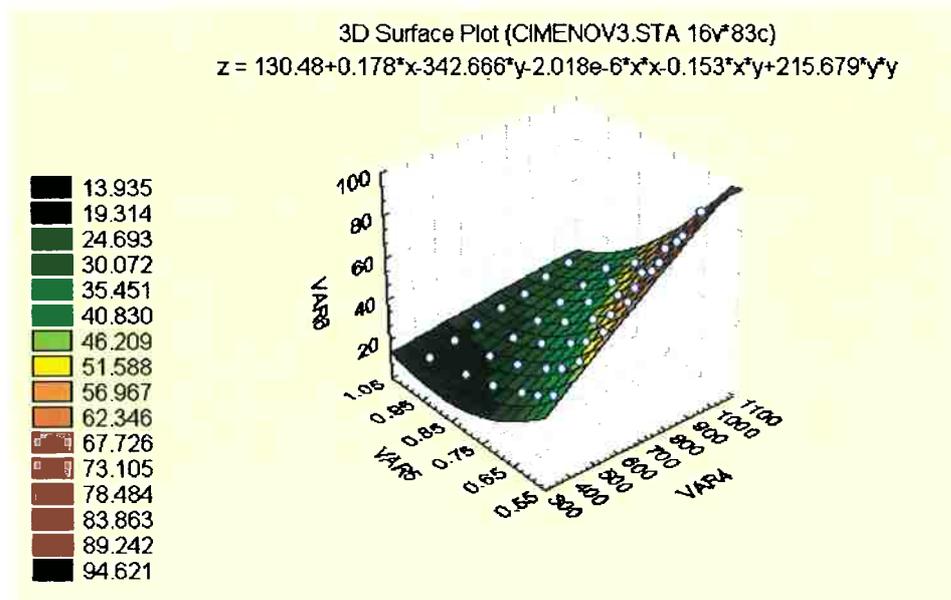


FIGURA 6.7 - Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 5 (g/cm³)) e do peso do corpo (VAR 4 (N)) na tensão equivalente máxima (VAR 6 (MPa)) na camada de cimento para densidades baixas

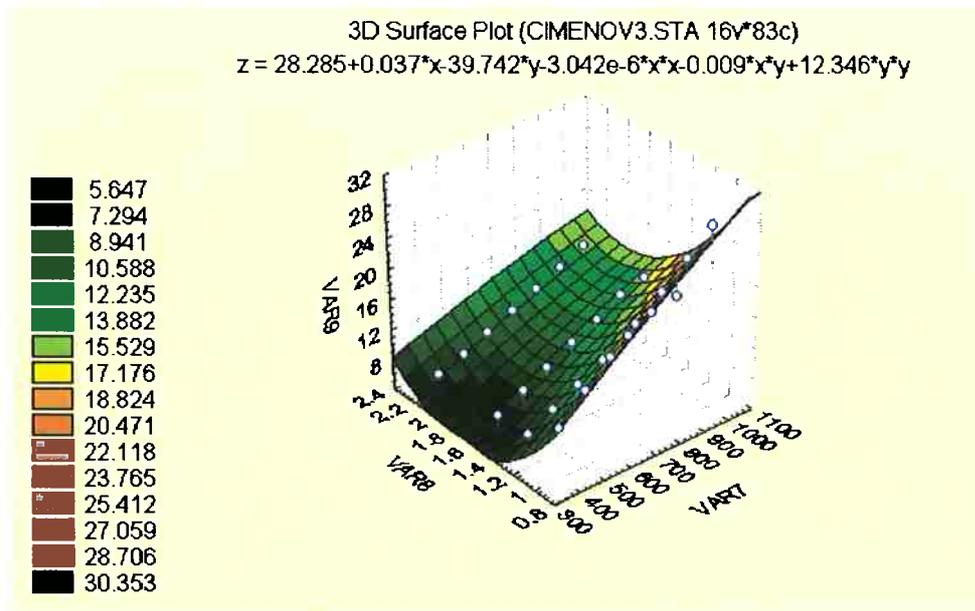


FIGURA 6.8 - Representação do modelo da influência da densidade do osso (VAR 8 (g/cm³)) e do peso do corpo (VAR 7 (N)) na tensão equivalente máxima na camada de cimento (VAR 9 (MPa)), para densidades altas

Uma característica importante a mencionar é o fato de que quando a densidade do osso é baixa as tensões máximas equivalentes na camada de cimento são produzidas na ponta da haste da componente femoral (parte inferior) e seus valores são altos (Figura 6.9). Conforme aumenta-se a densidade do osso, estas tensões equivalentes máximas na camada de cimento vão diminuindo e passam para a parte superior. Esta observação coincide com que alguns autores mencionados anteriormente acreditam, que as trincas e as falhas do cimento se iniciam nas pontas das hastes.

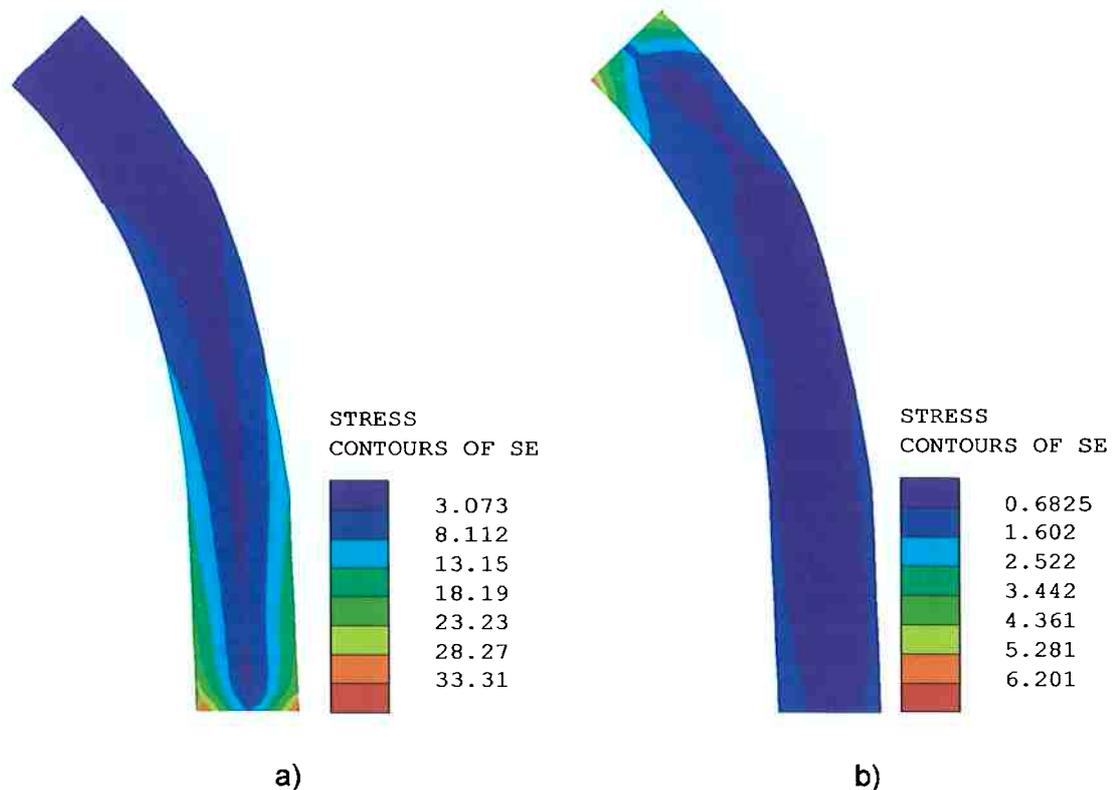


FIGURA 6.9 - Pontos de tensão equivalente máxima no cimento em função da densidade do osso para as mesmas condições de carga e mesmo material da haste da prótese: a)- Densidade baixa do osso, b)- Densidade alta do osso

Realizando um ajuste da equação da resistência à fadiga para o cimento PMMA, obtida em [123], e considerando um milhão de ciclos por ano temos a vida útil da prótese $Vu_{(ci)}$, em função da falha do cimento como:

$$Vu_{(ci)} = 82.59 - 5.65S_E + 0.121S_E^2 - 8.3e^{-4}S_E^3 \dots\dots\dots(6.12)$$

onde o valor de S_E é determinado pelas equações (6.10) e (6.11).

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

7.1 CONCLUSÕES

Com o desenvolvimento deste trabalho foi possível constatar que a vida útil das próteses coxo-femorais é afetada por algumas questões não muito bem definidas até o presente momento. Com a modelagem da interação prótese-osso, pelo Método dos Elementos Finitos, pôde-se estudar a influência de diferentes variáveis na transmissão das tensões e da energia de deformação do osso. A modelagem supramencionada foi testada através da técnica de interferometria holográfica digital, utilizando-se modelos físicos, onde obtiveram-se bons resultados. Com os resultados da modelagem numérica foram desenvolvidos modelos teóricos representativos da vida útil da prótese através de técnicas de regressão múltipla e de rotinas em linguagem "C". Tais modelos foram integrados em um programa que possibilita ao médico, de uma forma fácil, prever a vida útil das próteses.

7.1.1 SOBRE A VIDA ÚTIL DAS PRÓTESES

Do acompanhamento realizado às cirurgias de implantação de próteses e do estudo bibliográfico de trabalhos realizados anteriormente tem-se verificado implantações bem sucedidas como também problemas de perda da implantação em todos os tipos de componente femoral. Deste levantamento constatou-se a existência de questões, que de forma geral podem provocar a perda da implantação, e que ainda não foram resolvidas na atualidade. Estes problemas são os seguintes:

a) - micromovimentos relativos entre o implante e o osso que impedem o crescimento do osso dentro da superfície do implante ou do cimento, não propiciando a osteointegração.

b) - surgimento do efeito de escudo, com certa magnitude e duração à transmissão de esforços e à deformação no osso na parte proximal, produzido pela prótese, principalmente no caso de próteses não cimentadas de maior rigidez.

c) - descolado ou fratura da camada de cimento principalmente nas pontas das próteses.

d) - produção de partículas pelo desgaste de polietileno ou metal, as quais causam um incremento da reabsorção de osso ao redor da prótese, sendo maior em pacientes com idade inferior a 50 anos em próteses com colar.

e) – dificuldades no posicionamento correto das componentes acetabular e femural durante a cirurgia.

f)– técnica cirúrgica utilizada, existência de todos os tipos de componentes necessários, para escolher segundo a geometria do osso e desenvolvimento do procedimento cirúrgico.

7.1.2 SOBRE OS MODELOS DESENVOLVIDOS PARA PREDIZER A VIDA ÚTIL DA PRÓTESE

Neste trabalho foram desenvolvidos três modelos para predizer a vida útil da prótese em função de dados conhecidos pelo médico os quais foram integrados em um programa que possibilita ao médico, de forma amigável, predizer a vida útil das próteses. Estes modelos são:

a) - vida útil da prótese segundo o critério de sinal de remodelação negativa. A vida útil é determinada utilizando a equação (6.3) em função do material da prótese e a densidade do osso.

b) - vida útil da prótese segundo o critério de "Lise" do osso. Determina-se a vida útil utilizando a equação (6.7) em função da idade do paciente, a atividade física e o peso do corpo.

c) - vida útil da prótese segundo o critério de falha da camada de cimento. Determina-se a vida útil utilizando a equação (6.12) em função do material do cimento utilizado, o peso do corpo do paciente e a densidade do osso.

7.1.3 SOBRE A INFLUÊNCIA DAS DIFERENTES VARIÁVEIS NA TRANSMISSÃO DE ESFORÇOS E ENERGIA DE DEFORMAÇÃO

a) - considerando os cinco aspectos estruturais vistos na pesquisa (casos de carga, características geométricas, propriedades do material, densidade do osso e características de fixação da prótese), o aspecto estrutural de característica da fixação é o que mais influência tem nos mecanismos de transferência de esforço.

b) - os padrões de esforços determinados para os casos de próteses cimentadas, ou não cimentadas com osteointegração completa ou parcial da haste da prótese, são qualitativamente similares. Estes padrões são controlados, principalmente, por efeitos de flexão da força da articulação, mas, no caso de prótese descolada a componente axial da força é predominante.

c) - considerando a resistência do cimento, a resistência da interface cimento-osso, a resistência da interface haste-osso em próteses não cimentadas (osteointegração) e a influência do efeito de escudo na reabsorção de osso, as hastes mais rígidas (liga CrCoMo) são as mais recomendáveis em próteses cimentadas e as menos rígidas, para próteses não cimentadas.

d) - a transferência de esforços nas próteses com hastes polidas não coladas dependem principalmente da geometria da haste e secundariamente da rigidez.

e) - hastes do tipo cimentadas, para condições de atrito iguais a $\mu = 0,3$, proporcionam uma transmissão de esforços ao osso suficientes para a remodelação positiva, incrementando a quantidade de osso. Este resultado concorda com a proposta de um grupo de pesquisadores, que o descolado da prótese não é problema para a falha da prótese, sendo que no estudo bibliográfico foi verificado que o coeficiente de atrito do metal - PMMA é $\mu = 0,4$.

f) - quando são aplicadas as forças dos músculos, o esforço radial e axial na parte medial proximal aumenta quando é incrementada a densidade do osso, sendo este efeito maior quando o módulo de elasticidade da haste é menor. Quando duplicada a força da articulação o comportamento é o mesmo do anterior e os esforços aumentam proporcionalmente ao incremento da força.

g)- os valores maiores da média dos esforços radiais devido à diferença de diâmetros (D-d), na parte proximal do osso, aumentam conforme diminui-se o coeficiente de atrito. O fato de diminuir o coeficiente de atrito provoca um aumento do esforço radial na parte medial proximal.

h) - ao incrementar a diferença de diâmetros (D-d) da haste da prótese quando a prótese é completamente fixa ao cimento, os valores do esforço radial máximo aumentam. Quando diminui-se o coeficiente de atrito aumentam-se todos os esforços máximos com maior incidência nos esforços radiais. Quando diminui-se o coeficiente de atrito se incrementa a influência da variação de diferença de diâmetro na transmissão de esforços à interface do osso.

i) - para densidades do osso muito baixas o esforço equivalente máximo aumenta consideravelmente no cimento e diminui no osso.

j) - o aumento da força produz um aumento na transmissão de esforços ao cimento principalmente para baixas densidades do osso e hastes flexíveis (menores valores de E).

k)- a influência da densidade do osso na transmissão da componente radial na interface diminui quando é incrementado o módulo de elasticidade da haste, para todos os casos de carga. O fato de aplicar as forças dos músculos, apesar de aumentar pouco os valores máximos da influência, não foi significativo quando dobrada a força da articulação.

l) - não importa qual o peso do corpo ou a atividade física; se a densidade do osso é mínima e o módulo de elasticidade da haste é máxima a transmissão de esforços ao osso na parte proximal é baixa, sendo menor a remodelação positiva.

m) - o importante não é somente a rigidez da prótese, mas, a relação da rigidez da haste com a rigidez do osso, segundo a densidade do mesmo.

7.2 RECOMENDAÇÕES

a) - Utilizar hastes com salientes de material biodegradável que possam centrar a haste e evitar o encostamento no osso.

b) - Aperfeiçoar os aparelhos para posicionar corretamente as componentes acetabular e femural durante as cirurgias, para aumentar a vida útil das próteses.

c) - Criar nos hospitais uma base de dados para comprovar os modelos obtidos neste trabalho com dados clínicos.

d) - Fazer uma análise estatística com dados de implantações feitas para verificar a possibilidade de aplicação do programa de maneira rotineira.

e) – Introduzir novos dados de materiais de hastes de prótese e acetábulo para melhorar o programa.

ANEXO I

EXEMPLOS DE ROTINAS DESENVOLVIDAS EM LINGUAGEM "C"

/*SELSENO– Determina os 24 pontos de menor distância ao ponto do eixo da haste específico e fornece o valor de seno e o coseno do ângulo α e β */

```
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#define nodo 840
#define nomb 35
#define model 4
#define colu 5
#define bola 24
float xno [nodo];
float Sq[nodo];
float Sqmin[nomb][bola];
float yno [nodo];
    float znomin[bola][nomb];
    float cosen[nomb];
    float seco[nomb];
float znomax[nomb][bola];
float zno [nodo];
float xei [nomb];
float yei [nomb];
float zei [nomb];
    float linias[nodo][colu];
float senoa [nodo];
float cosea[nodo];
float senob [nodo];
float coseb[nodo];
float seb [bola];
float cob[bola];
float nume[nomb][model];
    char file1 [16];
    char file2 [16];
    char file3 [16];
    char file4 [16];
    char file10 [16];
    char file6 [16];
    char file7 [16];
    char file11 [16];
int i,j,k,l,m,n,s,p;
char file5 [20];

    main()
{
    FILE *fp1,*fp2,*fp3,*fp4,*fp5,*fp6,*fp7,*fp10,*fp8,*fp9,*fp11;
    strcpy(file2,"nodeeixo.txt");
    fp2 = fopen(file2,"r");
```

```

    for(k=0;k<nomb;k++)
    for(l=0;l<model;l++) {
fscanf(fp2,"%f",&nume[k][l]);
    strcpy(file3,"seno.txt");
    strcpy(file4,"coseno.txt");
    fp3 = fopen(file3,"r");
        for(k=0;k<nomb;k++){
fscanf(fp3,"%f",&seco[k]); }
    fp4 = fopen(file4,"r");
        for(k=0;k<nomb;k++){
fscanf(fp4,"%f",&cosen[k]); }
    strcpy(file6,"senob.txt");
    strcpy(file7,"coseb.txt");
    fp6 = fopen(file6,"r");
        for(n=0;n<bola;n++){
fscanf(fp6,"%f",&seb[n]); }
    fp7 = fopen(file7,"r");
        for(n=0;n<bola;n++){
fscanf(fp7,"%f",&cob[n]); }
        for(k=0,l=1;k<nomb;k++){
    xei[k]=nume[k][l];}
        for(k=0,l=2;k<nomb;k++){
    yei[k]=nume[k][l];}
        for(k=0,l=3;k<nomb;k++){
    zei[k]=nume[k][l];}
    strcpy(file1,"nodeint.txt");
    fp1 = fopen(file1,"r");
    for(i=0;i<nodo;i++){
    for(j=0;j<colu;j++){
fscanf(fp1,"%f",&linias[i][j]);}
        for(i=0,j=1;i<nodo;i++){
    xno[i]=linias[i][j];}
        for(i=0,j=2;i<nodo;i++){
    yno[i]=linias[i][j];}
    fp10 = fopen("file10","w");
    fp11 = fopen("file11","w");
    fp6 = fopen("file6","w");
    fp5 = fopen("file5","w");
    fp8 = fopen("file8","w");
    fp9 = fopen("file9","w");
        for(i=0,j=3;i<nodo;i++){
    zno[i]=linias[i][j]; }
    for(k=0;k<nomb;k++) {
    for(i=0;i<nodo;i++) {
    Sq[i]=sqrt(((xei[k]-xno[i])*(xei[k]-xno[i]))+((yei[k]-yno[i])*(yei[k]-yno[i]))+((zei[k]-
    zno[i])*(zei[k]-zno[i]))); }
        for(n=0;n<bola;n++) {
            Sqmin[k][n]=100;
            for(i=0;i<nodo;i++){
                if(Sq[i]<Sqmin[k][n]){
                    Sqmin[k][n]=Sq[i];
                    s=i; }}
    senoa[s]=seco[k];
    cosea[s]=cosen[k];

```

```

        printf(" %4.2f %d\n ",cosea[s],s+1);
fprintf(fp10,"          %4.0f          %4.2f          %2d          %4.2f          %2d
\n",linias[s][0],linias[s][3],k+1,Sqmin[k][n],n+1);
        Sq[s]=400;    } }

/* Calcula para cada um dos 24 pontos o valor de seno e o cosseno do angulo  $\beta$ */

for(n=0;n<24;n++) {
for(k=0;k<nomb;k++){
znomin[n][k]=60 ;
    for(i=0;i<nodo;i++){
if(zno[i]<0){
zno[i]=(-1*zno[i]);}
if(zno[i]<znomin[n][k]){
znomin[n][k]=zno[i];
m=i; }}
senob[m]=seb[n];
coseb[m]=cob[n];
fprintf(fp11,"          %4.0f          %4.2f          %4.2f          %4.2f          %2d          %2d
\n",linias[m][0],senob[m],coseb[m],linias[m][3],k+1,n+1);
        zno[m]=100;    } }
for(s=0;s<nodo;s++){
fprintf(fp5," %4.2f \n ",senoa[s]); }
for(s=0;s<nodo;s++){
fprintf(fp6," %4.2f \n ",cosea[s]); }
for(m=0;m<nodo;m++){
fprintf(fp8," %4.2f \n ",senob[m]); }
for(m=0;m<nodo;m++){
fprintf(fp9," %4.2f \n ",coseb[m]); }
fclose(fp5);
fclose(fp6);
fclose(fp8);
fclose(fp9);
fclose(fp10);
fclose(fp11); }

```

/*TRAINFL— Lê todos os esforços de um determinado tipo correspondentes aos 5 modelos com diferentes (D-d) de um tipo específico de atrito; determina para cada nó o esforço maior entre esses 5 modelos e subtrai o menor, determinando a influência da variável analisada para cada nó e; determina os 25 valores maiores dessa influência */

```
#include <stdio.h>
#include<math.h>
#define nodo 840
#define esfor 2
#define model 5
#define influ 25
float entra[nodo][esfor];
int l,q,r;
float Sax[nodo][model];
float Saxmax[nodo];
float Saxmin[nodo];
float Saxi[nodo][model];
float TSax[nodo];
float TSaxmax[influ];
char file1 [16];
char file2 [16];
int i,j,m,n;
char file3 [16];
char file4 [16];
char file35 [16];
char file6 [16];
char file7 [16];
char file8 [16];
char file9 [16];
char file61 [16];
main()
{
FILE *fp1,*fp2,*fp3,*fp4,*fp35,*fp6,*fp7,*fp8,*fp9,*fp10,*fp31;
for(m=0;m<model;m++){
switch (m+1) {
case 1:
strcpy(file1,"file41.txt");
fp1 = fopen(file1,"r");
for(i=0;i<nodo;i++){
for(j=0;j<esfor;j++)
fscanf(fp1,"%f",&entra[i][j]); }
for(i=0,j=1;i<nodo;i++){
Sax[i][m]=entra[i][j];}
break;

-----

-----

-----

-----

-----

case 5:
strcpy(file1,"file45.txt");
```

```

    fp1 = fopen(file1,"r");
    for(i=0;i<nodo;i++){
    for(j=0;j<esfor;j++)
fscanf(fp1,"%f",&entra[i][j]); }
    for(i=0,j=1;i<nodo;i++){
    Sax[i][m]=entra[i][j];}
    break;    } }

/*Determina os 25 nós onde ocorre maior influencia da variável avaliada */

    fp35 = fopen("file35","w");
    for(i=0;i<nodo;i++){
    Saxmax[i]=0;
    Saxmin[i]=20;
    for(m=0;m<model;m++){
    if(Sax[i][m] < 0){
    Saxi[i][m]=-1*Sax[i][m];}
    else {
    Saxi[i][m]=Sax[i][m];}
    if(Saxi[i][m] > Saxmax[i]){
    Saxmax[i]=Saxi[i][m]; }
    if(Saxi[i][m] < Saxmin[i]){
    Saxmin[i]=Saxi[i][m];    } }
    TSax[i]=Saxmax[i]-Saxmin[i];
    fprintf(fp35," %6.2f %6.0fn ",TSax[i],entra[i][0]); }
    fprintf(fp35,"\n\n INF Sax NO\n\n");
    for(n=0;n<influ;n++){
    TSaxmax[n]=0;
    for(i=0;i<nodo;i++){
    if(TSax[i]>TSaxmax[n]){
    TSaxmax[n]=TSax[i];
    l=i; } }
    fprintf(fp35," %6.2f %8.0f %10d\n ",TSaxmax[n],entra[l][0],n+1);
    TSax[l]=0; }

    fclose(fp35); }

```

/*PROGNÓSTICO—Determina a vida útil da prótese */

```
#include <stdio.h>
#include<math.h>
float ida,dias,sexo,den,ela,cirug,ciru;
float Sr,Vur,raca,acti,mat,Se;
float Vul,w,coefi,kdesg,acet,Vuci;
main()
{
printf("      PROGNOSTICO DA VIDA UTIL DA PROTESE COXO-FEMURAL");
printf("\n\nCARACTERISTICAS DO PACIENTE");
printf("\n\n DIGITE A IDADE                IDA =");
scanf("%f",&ida);
printf("\n CONHECE A DENSIDADE DO OSSO DO PACIENTE?");
printf("\n  NAO CONHECE DIGITE O NUMERO ZERO");
printf("\n  SIM CONHECE DIGITE A DENSIDADE EM g/cm3   g =");
scanf("%f",&den);
if (den == 0) {
printf("\n\n DIGA QUAL O SEXO? \n   SE MASCULINO DIGITE 1");
printf("\n   SE FEMENINO DIGITE 2                SEXO =");
scanf("%f",&sexo);
if (sexo > 2) {
printf("\n   ERRO ERRO   ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 2
sexo =");
scanf("%f",&sexo);}
if (sexo < 1) {
printf("\n   ERRO ERRO   ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 2
sexo =");
scanf("%f",&sexo);}
printf("\n\n DIGA QUAL A RAÇA? \n   SE NEGRO DIGITE 1");
printf("\n   SE BRANCO DIGITE 2                RAÇA =");
scanf("%f",&raca);
if (raca > 2) {
printf("\n   ERRO ERRO   ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 2
raca =");
scanf("%f",&raca);}
if (sexo < 1) {
printf("\n   ERRO ERRO   ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 2
raca =");
scanf("%f",&raca);}
if (ida < 40) {
den=1.2; }
else
if (ida < 50) {
if (sexo == 1) {
if (raca == 1) {
den=1; }
else
den=0.95; }
else
if (raca == 1) {
den=0.945; }
```

```

else
den=0.94; }
    else
if (ida < 60) {
if (sexo == 1) {
if (raca == 1) {
den=0.9; }
else
den=0.85; }
else
if (raca == 1) {
den=0.845; }
else
den=0.84; }
    else
if (ida < 70) {
if (sexo == 1) {
if (raca == 1) {
den=0.8; }
else
den=0.75; }
else
if (raca == 1) {
den=0.745; }
else
den=0.74; }
    else
if (ida < 80) {
if (sexo == 1) {
if (raca == 1) {
den=0.7; }
else
den=0.65; }
else
if (raca == 1) {
den=0.645; }
else
den=0.64; }
else
den=0.6;
printf("\nA Densidade= %3.3f g/cm3\n",den); }
printf("\n\n DIGITE O PESO EM Kg           W =");
scanf("%f",&w);
w=10*w;
printf("\n\n COMO E A ATIVIDADE FISICA? \n   SE POUCA DIGITE 1");
printf("\n   SE ALTA DIGITE 2");
printf("\n   SE NORMAL DIGITE 3           ACTI =");
scanf("%f",&acti);
if (acti > 3) {
printf("\n   ERRO ERRO   ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 3
ACTI =");
scanf("%f",&acti);}
if (acti < 1) {

```

```
printf("\n      ERRO ERRO  ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 3
ACTI =");
scanf("%f",&acti);}
if (ida < 30) {
if (acti == 1) {
coefi = 1; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 2; }
else
coefi = 1.5; }
else
if (ida < 40) {
if (acti == 1) {
coefi = 0.96; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 1.5; }
else
coefi = 1; }
else
if (ida < 50) {
if (acti == 1) {
coefi = 0.94; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 1.3; }
else
coefi = 0.95; }
else
if (ida < 60) {
if (acti == 1) {
coefi = 0.9; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 1.1; }
else
coefi = 0.93; }
else
if (ida < 70) {
if (acti == 1) {
coefi = 0.85; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 1; }
else
coefi = 0.92; }
else
if (ida < 80) {
if (acti == 1) {
coefi = 0.82; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 0.95; }
```

```

else
coefi = 0.91; }
else
if (acti == 1) {
coefi = 0.8; }
else
if (acti == 2) {
coefi = 0.9; }
else
coefi = 1;
printf("\n\nCARACTERISTICAS DO PROCEDIMENTO CIRURGICO? ");
printf("\n\n DESVIOS DA POSIÇÃO DAS COMPONENTES?");
printf("\n SE PEQUENOS DESVIOS DIGITE 1");
printf("\n SE GRANDES DESVIOS DIGITE 2");
printf("\n SE NINHUM DIGITE 3          CIRUG =");
scanf("%f",&cirug);
if (cirug > 3) {
printf("\n ERRO ERRO ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 3
cirug =");
scanf("%f",&sexo);}
if (cirug < 1) {
printf("\n ERRO ERRO ERRO\n\n DIGITE UM NUMERO ENTRE 1 E 3
cirug =");
scanf("%f",&cirug);}
if (cirug == 1) {
ciru = 0.8; }
else
if (cirug == 2) {
ciru = 0.4; }
else
if (cirug == 3) {
ciru = 1; }
printf("\nO COEFICIENTE DE DESVIAÇÃO E= %3.3f \n",ciru);
printf("\n\nCARACTERISTICAS DOS MATERIAIS? ");
printf("\n\n DIGITE O MODULO DE ELASTICIDADE DA PROTESE EN
GIGAPASCAL");
printf("\n Liga cromo- cobalto-molibdenio E = 210");
printf("\n Liga Titanio E = 110");
printf("\n Liga Aço inox E = 211");
printf("\n PLÁSTICO REFORÇADO E = 51          E = ");
scanf("%f",&ela);
printf("\n\n MATERIAL DA CABEÇA DA COMPONENTE FEMURAL ");
printf("\n Se Liga cromo- cobalto-molibdenio digite 1");
printf("\n Se Liga Titanio digite 2");
printf("\n Se Liga Aço inox digite 3");
printf("\n Se material ceramico digite 4          Mat = ");
scanf("%f",&mat);
printf("\n\n MATERIAL DO ACETABULO ");
printf("\n Se UHMWP DIGITE 1");
printf("\n Se OUTRO MATERIAL DIGITE 2          Acet = ");
scanf("%f",&acet);
if (acet == 1) {
if (mat == 1) {
kdesg = 0.0000010066; } }

```

```
Sr=(0.0186*den)+(0.001122*ela)-(0.023564*(den*den))+0.003192*(den*den*den)-
(0.000008*(ela*ela))+0.000000188*(ela*ela*ela);
Vur=(4-((38*Sr)+1))*10;
printf("\nA VIDA UTIL DA PROTESE E Vur=%3.0f anos\n",Vur);
Vul=0.028/(113.05*((0.015431*w)-(0.0000047*w*w))*kdesg*coefi);
printf("\nA VIDA UTIL DA PROTESE E Vul=%3.0f anos\n",Vul);
if (den < 1) {
Se=130.48+(0.178*w)-(342.666*den)-(0.000002*w*w)-
(0.153*w*den)+(215.679*den*den);
}
else
Se=28.285+(0.037*w)-(39.742*den)-(0.000003*w*w)-(0.009*w*den)+(12.346*den*den);
Vuci=(82.5945-(5.6586*Se)+(0.1218*Se*Se)-(0.00083*Se*Se*Se))*(ciru);
if (Vuci < 0){
printf("\nRECOMENDAVEL NAO UTILIZAR PROTESE CIMENTADA");}
else
printf("\nA VIDA UTIL DA PROTESE E Vuci=%3.0f anos\n",Vuci);
}
```

ANEXO II

Deslocamentos no eixo "x" (mm) determinados por MEF em cada nó da superfície do osso, na linha medial, para os modelos de osso e de osso com prótese de acordo com a carga aplicada.

Nó	OSSO (10 N)	OSSO (40 N)	PRÓTESE (10 N)	PRÓTESE (40 N)
1	-0.4641E-02	-0.2321E-01	-0.4511E-02	-0,2251E-01
2	-0.4499E-02	-0.2249E-01	-0.4373E-02	-0,2188E-01
3	-0.4349E-02	-0.2175E-01	-0.4230E-02	-0,2111E-01
4	-0.4196E-02	-0.2098E-01	-0.4084E-02	-0,2098E-01
5	-0.4042E-02	-0.2021E-01	-0.3936E-02	-0,2004E-01
6	-0.3888E-02	-0.1944E-01	-0.3787E-02	-0,1893E-01
7	-0.3734E-02	-0.1788E-01	-0.3636E-02	-0,1754E-01
8	-0.3577E-02	-0.1706E-01	-0.3484E-02	-0,1678E-01
9	-0.3413E-02	-0.1623E-01	-0.3325E-02	-0,1581E-01
10	-0.3246E-02	-0.1538E-01	-0.3164E-02	-0,1489E-01
11	-0.3077E-02	-0.1453E-01	-0.3001E-02	-0,1396E-01
12	-0.2906E-02	-0.1367E-01	-0.2836E-02	-0,1331E-01
13	-0.2734E-02	-0.1282E-01	-0.2671E-02	-0,1234E-01
14	-0.2565E-02	-0.1198E-01	-0.2508E-02	-0,1187E-01
15	-0.2396E-02	-0.1115E-01	-0.2346E-02	-0,1099E-01
16	-0.2230E-02	-0.1034E-01	-0.2186E-02	-0,9656E-02
17	-0.2067E-02	-0.9540E-02	-0.2029E-02	-0,9233E-02
18	-0.1908E-02	-0.8765E-02	-0.1875E-02	-0,8811E-02
19	-0.1753E-02	-0.8013E-02	-0.1725E-02	-0,8044E-02
20	-0.1603E-02	-0.7286E-02	-0.1579E-02	-0,7336E-02
21	-0.1457E-02	-0.6586E-02	-0.1438E-02	-0,6512E-02
22	-0.1317E-02	-0.5916E-02	-0.1302E-02	-0,5934E-02
23	-0.1183E-02	-0.5278E-02	-0.1172E-02	-0,5235E-02
24	-0.1056E-02	-0.4611E-02	-0.1047E-02	-0,4510E-02
25	-0.9222E-03	-0.3985E-02	-0.9161E-03	-0,4045E-02
26	-0.7971E-03	-0.3401E-02	-0.7933E-03	-0,3412E-02
27	-0.6802E-03	-0.2860E-02	-0.6783E-03	-0,2810E-02
28	-0.5719E-03	-0.2362E-02	-0.5714E-03	-0,2324E-02
29	-0.4724E-03	-0.1910E-02	-0.4728E-03	-0,1913E-02
30	-0.3820E-03	-0.1505E-02	-0.3829E-03	-0,1510E-02
31	-0.3010E-03	-0.1149E-02	-0.3020E-03	-0,1152E-02
32	-0.2298E-03	-0.8430E-03	-0.2304E-03	-0,8443E-03
33	-0.1686E-03	-0.5884E-03	-0.1689E-03	-0,5889E-03
34	-0.1177E-03	-0.3832E-03	-0.1178E-03	-0,3843E-03
35	-0.7664E-04	-0.2074E-03	-0.7685E-04	-0,2085E-03
36	-0.4149E-04	-0.1721E-03	-0.4171E-04	-0,1856E-03
37	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	-0.0000E+00

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] GALILEO, G. **Dialogues concerning two new sciences**, Grew and Salvio's translation, New York, 1638.
- [2] WYMAN, M. **Animal mechanics: on the cancellated structure of some of the bones of the human body**, Boston Soc. of Nat. Hist., 1849.
- [3] MEYER, H. **Die architectur der spongiosa**, ARCHIV. F. Anat. Phys. und Wissensch Medizin, p. 613, 1867.
- [4] SCHAMID, G.W. and SCHONBEIN, S.L. **Frontiers in Biomechanics**, ed. Springer-Verlag New York inc., 1986.
- [5] WOLFF, J. **Über die Innere Architecur der Knochen und ihie Bedeutung für die Frage vom Knochenwachtum**, Virchow's Arch. f. path. Anat. u. Phys., n. 50, p. 389, 1870.
- [6] PAUWELS, F. **Bedeutung und Kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung**, Arztl. Wschr., n. 3, p. 379, 1948.
- [7] KUMMER, B. **Photoelastic studies on the functional structure of bone**, Folia Biotheoretica, v. 6, p. 31-40, 1966.
- [8] JONES, H.H. et al. **Humeral hypertropy in response to exercise**, J. Bone Joint Surg., n. 59(A), p. 204-208, 1977.
- [9] WOO, S.L.Y. et al. **The effects of stresses on long bone remodelling: A study of Wolff's law**, Trans, 25th AMOR, v. 4, p. 93, 1979.
- [10] RAMBAUT, P.C. and JOHNSON, R.S. **Prolonged weightlessness and calcium loss in man**, Acta Astronautica, v. 6, p. 1113-1122, 1979.
- [11] SLOOFF, T.J. **De invloed van het acry-cement bij de fixatie van de heupprothese**, Dissertation, Univ of Nijmegen, The Netherlands, 1977.
- [12] GUSTILO, R.B. et al. **Rationale esperience and results of long-stem femoral prosthesis**, Clinical Orthopaedic , v. 249, p. 159-168, 1989.
- [13] CHEAL, E. J. et al. **Role of loads and prosthesis material properties in the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty**, Journal of Orthopaedics Research, v. 10, p 405-422, (1992).
- [14] ARGYRIS, J.H. **Energy Theorems and Structural Analysis**, Butterworth (reprinted from Aircraft Eng.; 1954-55).

- [15] TURNER, M.J. et al. **Stiffness and deflection analysis of complex structures**, J. Aero Sci., n. 23, p. 805, 1956.
- [16] GALLANGHER, R.H.; PADLOG J. and BULAARD, P.P. **Stress analysis of heated complex shapes**, A.R.S. Journal of Biomechanics, 1962.
- [17] RYBICKI, E.F.; SIMONEN, F.A. and WEIS, E.B. **On the mathematical analysis of stress in the human femur**, Journal of Biomechanics, v. 5, p. 203-215, 1972.
- [18] MCLEISH, R.D. and CHARNLEY, J. **Abtuction forces in the One-Legged Stance**, Journal of Biomechanics, v. 3, 1970.
- [19] BROUN, T.D. and FERGUSON, A.B. **The development of a computational stress analysis of the femur headmapping tensile, compressive and shear stress for the varus and vagus positions**, J. Bone Joint Surg. 60(A), 1978
- [20] WOOD, R.D. **Stress analysis of the femur**, Thesis, Univ. of New South Wales, Australia, 1975.
- [21] VALLIAPPAN, S.; SVESNSSON, N.L. and WOOD, R.D. **Three-dimensional stress analysis of the human femur**, Comp. in Biol. and Med., v. 7, p. 253-264, 1977.
- [22] BROWN, T.D. and FERGUSON, A.B. **The development of a computational stress analysis of the femoral headmapping tensile, compressive and shear stress for the varus and valgus positions**, J. Bone Joint Surg.; 60 (A), p. 619-629, 1978.
- [23] ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. and KOBEL, R. **A comparative study of finite element and experimental stress analysis of a bone**, 25th AMORS, San Francisco, California, 1979.
- [24] MC NEICE, G.M. **Effect of hip arthroptasty on stress fields in the proximal femur - A guide to prosthesis design**, Proc. 5th Canadian Medica and Biological Engineering Conference, Montreal, 1974.
- [25] BARTEL, D.L. and ULISOY, G.A. **The effect of cement modulus and thickness on stresses in bone-prosthesis systems**, 21st AMORS, San Francisco, 1975.
- [26] ANDRIACCHI, T.P. et al. **A stress analysis of the formal stem in total hip prostheses**, J. Bone Joint Surg.; v. 58(A), n. 5, 1976.

- [27] NEICE, M.C. and AMSTUTZ, H.C. **Stresses in prostheses stems and supporting acrylic- A finite element study of hip replacement**, 22nd AMORS, New Orleans, January, 1976.
- [28] HUISKES, R. et al. **Finite element computer methods for design and fixation problems of orthopaedic implants**, In: Biomechanics, (eds. E. Asmussen and K. Jorgensen), University Park Press, Baltimore, MD, 1977.
- [29] KUIPER, J.H. and HUISKES, R. **The predictive value of stress shielding for quantification adaptive bone resorption around hip replacements**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 119, p. 228-231, 1997.
- [30] DAVY, D.T. and KATOOZIAN, H. **Three dimensional shape optimization of femoral components of hip prostheses with frictional interfaces**, Orthopaedic Research Society, 19, New Orleans, L A., 1994.
- [31] HERBERTS, P. and MALCHAU, H. **How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden**, Clinical Orthopaedy, v. 344, p. 44-60, 1997.
- [32] CHANG, P.B. et al. **Robust obtimization of total joint replacements incorporating environmental variables**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, 1999.
- [33] GARBOR, D. **Microscopy by reconstructed wavefronts**, Proc. Roy. Soc.; A197, 1949.
- [34] PIWERNETZ, K. **Electrocochlegraphy and holography in Medicine**, G. Von Bally, 1976.
- [35] HANSER, U.; HARMS, J. and MITTELMEIER, H. **Photoelasticity and holographic investigation into biomechanics of plate osteosynthesis**. Med.-orthop. Technik, v. 2, p. 47-52, 1972.
- [36] KOJIMA, A. et al. **Holographic investigation of mechanical properties of tibia fixed with internal fixation plate**. Biomechanics: Basic and Applied Research. p. 243-248, 1986.
- [37] SHELTON, J.C. and BONFIELD, W. **Investigation of micromoviment at bone-implant interface using holographic interferometry.**; Proceedings of 7th European Society of Biomechanics, v. 42, 1990.
- [38] SHELTON, J.C. and Katz, D.M. **Laser interferometric techniques in orthopaedics**, Jornal of Medical Engineering , v. 15, n.6, p. 209-221, 1991.

- [39] SHELTON, J.C. and BONFIELD, W. **Holographic interferometry in the destructive assessment of healing fractures**, Proceedings of 1st World Congress of Biomechanics, San Diego, CA) n. 180, 1990.
- [40] HANSER, U. **Quantitative evaluation of holographic deformation investigations in experimental orthopaedics**. Holography in Medicine and Biology, Springer-Verlag, Berlin, 1979.
- [41] MANLEY, M.T. et al. **A biomechanical study of the proximal fêmur using full-field holographic interferometry**. 29th Annual Orthopaedic Research Society. Anaheim, C.A. p. 99, 1983.
- [42] KASPRZAK, H.; PODBIELSKA, H. and SULTANOVA, N. **Mecanical features of the human thigh bone investigated by means of holographic interferometry**. Acta Poly Scandinavia, Applied Physics Series, v. 150, p. 198-201, 1985.
- [43] KATZ, D.M.; TANNER, K.E. and BONFIELD, W. **A biomechanical analysis of the implanted human fêmur using holography**, Proceedings of 7th European Society of Biomechanics. Aarhus, Denmark, p. 42, 1990.
- [44] SCHNARS, U. "Direct phase determination in hologram Interferometry with use of digitally recorded holograms", J. Opt. Soc. Am. A. n. 11, p. 2011-2015, 1994.
- [45] PEDRINI, G.; TIZIANI, H.J. and ZOU, Y.L. "Digital double pulse-TV-holography", Opt. Laser Eng. v. 26, p. 199-219, 1997.
- [46] PEDRINI, G. et al. "In-linc digital-holographic interferometry", Appl. Opt., v. 37, n. 26, p. 6262-6269, 1998.
- [47] KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular, esquemas comentados de mecânica humana**, v. 2, editora Manole, 1990.
- [48] **Catálogo da BAUMER**, 1998.
- [49] **Orthopaedic device reference**, Association of Bone and Joint Surgeons, 1998.
- [50] ENGH, C.A. et al. **Quantification of implant micromotion, strain shielding and bone resorption with porous coated anatomic medullary locking femoral prostheses**, Clinical Orthopaedic, v. 285, p. 13-29, 1992.
- [51] GEENSINK, R.G. **Hydroxyl-apatite coated hip implant**, Dissertation, University of Limburg, Maastricht, The Netherlands, 1988.

- [52] GOODMAN, S.B., FORNASIER, B.L. and KEI, J. **The effects of bulk versus particulate polymethylmethacrylate on bone.** Clinical Orthopaedic, v. 232, p. 255-262, 1988.
- [53] HADDAD, R.J. et al. **Clinical and roentgenographic evaluation of noncemented porous coated anatomic medullary locking (AML) and porous coated anatomic (PCA) total hip arthroplasties,** Clinical Orthopaedic, v. 258, p. 176-182, 1990
- [54] WILLIAM, H.F. and HARRIS, M.D. **Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements,** Clinical Orthopaedic, n. 285, p. 67-72, 1992.
- [55] DAVIES, J.P. and HARRIS, W.H. **Optimization and comparison of three vacuum mixing system for porosity reduction of simplex P cement.** Clinical Orthopaedy, p. 254-261, 1990.
- [56] MULROY, R.D. and HARRIS, W.H. **The effect of improved cementing techniques on loosening in total hip replacement.** An 11-year radiographic review, Journal Bone joint Surgery, n. 72, p. 757, 1990.
- [57] STAUFFER, R.N. **10-Year follow-up study of total hip replacement,** Journal Bone joint Surgery n. 64, p. 938, 1990.
- [58] SALVAT, E.A. et al. **A long term study of Charnley total hip replacements.** Arch Putti Chir Organi Mov., n. 37, p. 37-48, 1989.
- [59] KAVANOUGH, B.F. et al. **Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results.** Journal Bone Joint Surgery [Am] v. 71, p. 1496-1503, 1989.
- [60] SHARP, P. E. and PORTER, K. M. **The Charnley total hip arthroplasty in patients under age 40.** Clinical Orthopaedy, v. 201, p. 51-56, 1985.
- [61] JINNAHR, R.H. et al. **The UCLA Charnley experience: a long-term follow-up study using survival analysis.** Clinical Orthopaedy, v. 211, p.164-172, 1986.
- [62] JASTY, M. et al. **Histomorfological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components.** Journal Bone Joint Surgery, v. 72, p. 1220-1229, 1990.
- [63] MALONEY, W.J. et. al. **Biomechanical and histological investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy retrieved femurs after in vivo cycling,** Clin. Orthop. Rel. Res. v. 249, p. 120-140, (1989).

- [64] JASTY, M. et al. **The initiation of failure in cemented femoral components in total hip arthroplasties**, Journal of Bone and Joint Surgery, v. 73B p. 551-558, 1991.
- [65] PILAR, R.M. and BRATINA, W.J. **Micromechanical bonding at a porous surface structured implant interface. The effect on implant stressing**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 2, p. 49, 1980.
- [66] RAAB, S. et al. **The quasistatic and fatigue performance of de implant bone cement interface**, Journal of biomechanical materials research, v. 15, p. 159-182, 1981.
- [67] MILES, A.W. **A preliminary report on the stem cement-interface and its influence on the bone-cement interface, Implant bone interface**. John Older, ed, Springer Verlag, New York, p. 137-145, 1990.
- [68] FOWLER, J. et al. **Experience with the exeter stem since 1970**, Orthop. Clin. North. Am. v. 19, p. 230-236, 1988.
- [69] LING, R.S. **The use of a collar and precoating on cemented femoral stem is unnecessary and detrimental**, Clinical Orthopaedy, n. 285, p. 73-83, 1992.
- [70] LEE, A.J.C. **Differential movement between implant and bone. Implant bone interface**, p. 131-135, 1990.
- [71] HUISKES, R. **The various stress patterns of press-fit, ingrown and cemented femoral stems**, Clinical Orthopedics and Related Research, v. 261, p. 27-38, 1990.
- [72] NORMAN, T.L. et al. **Axisymmetric finite element analysis of a debonded total hip stem with and unsupported distal tip**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 118, p. 399-404, 1996.
- [73] ROBIN, S.M. **The use of a collar and precoating on cemented femoral stem is unnecessary and detrimental**, Clinical Orthopaedy, n. 285, p. 73-83, 1992.
- [74] WEINANS, H.H. **Mechanically induced bone adaptations around orthopaedic implant**. PhD Dissertation, Katholieke Universiteit, Nijmegen, The Netherlands, November, 1991.
- [75] RICKARDS, R. and DUNCAN, C.P. **The collar calcar contact controversy**, Journal Bone joint Surgery, v. 68B, p. 861, 1986.
- [76] COTTERILL, P.; HUNTER, G.A. and TILE, M. **A radiographic analysis of 166 Charnley-Muller total hip arthroplasties** Clinical Orthopaedy, v.163, p.120, 1982.
- [77] DENHAM, R.A. **Personal Communication to ROBIN [73]**, 1992.

- [78] ANTHONY, J. et al. **The production of debris by the femoral component in total hip arthroplasty**, Journal Bone joint Surgery, 1993.
- [79] BURKE, D.W. **Micromotion of cemented and uncemented femoral components**, J. Bone joint Surg. v. 33, p. 73. 1991.
- [80] GRUEN, T.A.; McNEICE, G. and AMSTUTZ, H.C. **Modes of failure of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening**, Clinical Orthopaedy, v. 17, p. 141, 1979.
- [81] FISHER, J. and DOWSON, D. **Tribology of total artificial joints**. Proc. Institution of Mechanical Engineers, J. Engineering, v. 73, p. 205, 1991.
- [82] GARELLICK, G., et al. **The Charnley versus the spectron Hip Prosthesis**, The Journal of Arthroplasty (AAHKS), v. 14, n. 4, p. 414 – 425, 1999.
- [83] KUMMER, F.J. et al. **The effect of acetabular cup orientatiotons on limiting hip rotation**, The Journal of Arthroplasty, v. 14, n. 4, p. 509-513, 1999.
- [84] RICHAH, D.K. et al. **In vivo determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions**, ed. Rose musculoskeletal research laboratory, 1999.
- [85] KUMMER, B.K.F, **Biomechanics of bone, mechanical properties, functional structure and finctional adaptation. In Biomechanics: Its Foundation and objectives**, ed. Y C Fung, Prentice Hall, Englewood, Cliff, NJ, p. 237-271, 1972.
- [86] WHITEHOUSE, W.J. and DYSON E.D. **Escanning electron microscope studies of trabecular bone in the proximal end of the human femur**, J. Anat., v. 118, p. 417-449, 1974.
- [87] HARRIGAN, T. and MANN, R.W. **Characterization of microestructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor**. J. Mater. Sci., v. 19, p. 761-769, 1984.
- [88] COWIN, S.C. et al. **Functional adaptation in long bones: Establishing in vivo values for surface remodeling rate coefficients**, Journal of Biomechanics, v. 18, p. 665-684, 1985.
- [89] COWIN, S.C. **Wolff law of trabecular architerture at remodeling equilibrium**, J. Biomechanic Eng. v. 108, p. 83-88, 1986.
- [90] COWIN, S.C. and HEGEDUS, D.M. **Bone remodeling**, Journal of Elasticicy, v. 6, p. 313-325, 1976.

- [91] HUISKES, R. and HOLLISTER, S.J. **From structure to process, from organ to cell: Recent developments of FE analysis in orthopaedic biomechanics**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 115, p. 250-527, 1993.
- [92] PRENDERGAST, P.J. and TAYLOR, D. **Prediction of bone adaptation using damage accumulation**, Journal of Biomechanics, v. 27, p. 1067-1076, 1994.
- [93] PRENDERGAST, P.J. and HUISKES, R. **Microdamage and osteocyte-laguna strain in bone. A microstructural finite elements analysis**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 118, p. 224-246, 1996.
- [94] HUISKES, R. et al. **The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of the flexible materials**, Clin. Orthop v. 274, p. 124-134, 1992.
- [95] CARTER, D.R. et al. **Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture**, Journal of Biomechanics, v. 22, p. 231-244, 1989.
- [96] FROST, H.M. **Vital biomechanics. Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage**, Calcif. Tissue. Int., v. 42, p. 145-156, 1987.
- [97] MARTIN, R.B. **Porosity and specific surface of bone**, CRC Critical Reviews in Biomechanical Engineering. v.10, p.179, 1984.
- [98] NAUENBERG, T. et al. **Using clinical data to improve computational bone remodeling theory**, Transactions of the 39th Annual meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco, CA, p. 123, 1993.
- [99] WEINANS, H. et al. **Validation of adaptive bone remodeling analysis to predict bone morphology around noncemented THA**. Journal Orthopedic, v. 11, p. 500-5013, 1993
- [100] BAROUD, G. and KREISSIG, R. **Influences of the stem stiffness in the total hip arthroplasty on postoperative bone remodeling**, Proceeding of the IASTED, 1997.
- [101] GRUTERS, H. **Biomechanically established stimulation of postoperative bone remodeling**, Biomedizinische Technik, n. 37, 1992.
- [102] HERT, J. et al. **Influence of the long term continuous bending on the bone. An experimental study on the tibial of the rabbit**, Folia Morphologia, v. 17, p. 389-399, 1969.

- [103] RUBIN, L.E. and LANYON, C.T. **Regulation of bone formation by applied dynamic loads**, Journal of Bone and Joint Surgery, v. 66^a, p. 397-415, 1984.
- [104] McLEOD, K.J. and RUBIN, C.T. **Strain oscillation in functionally loaded bone. A species independent determinant of skeletal morphology**, Journal of Biomechanics, v. 26, 1993.
- [105] WEINBAUM, S. et al. **Excitation of osteocytes by mechanical load-induced bone fluid shear stresses**, Journal of Biomechanics, v. 27, p. 339-360, 1994.
- [106] HARRIGAN, T.P. and HAMILTON, J.J. **Bone strain sensation via transmembrane potential channels in surface osteoblasts. Loading rate and microstructural implications**, Journal of Biomechanics, v. 26, p. 183-200, 1993.
- [107] LUO, G. **Implementation of strain rate as a bone remodeling stimulus**, Journal of Biomechanical Engineering, ASME, v. 117, p 329, 1995.
- [108] ARCHARD, J.F. **Contact and rubbing of flat surfaces**. J. Appl. Physiology, v. 24, p. 981-988, 1953.
- [109] RICHARD A.B. **Comparison of the hip force calculations and measurements in the same patient**. The Journal of Arthroplasty, v. 9, n. 1, 1994
- [110] BARTEL, D.L. et al. **The Effect of Conformity, Thickness, and Material on stresses in Ultra High Molecular Weight components for Total Joint Replacement**, Journal of bone and joint surgery, 1986.
- [111] TINA, A.M. **Dimensional sliding/contact computational simulation of total hip wear**, Clinical Orthopaedic and Related Research, n. 333, 1996.
- [112] DANTAS, R. **Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril utilizando o método dos elementos finitos de simulação computarizada**. Dissertação de Mestrado, Escola Paulista de Medicina, 1999.
- [113] **Manual do código de Elementos Finitos "LUSAS"**, Surrey, United Kingdom, 1998.
- [114] CROWNINSHIELD, R. D. et al. **A biomechanical investigation of the human hip**, Journal of Biomechanics, v. 11, p. 75-85, 1978.
- [115] STREICHER, R.M. and SCHON, R. **Tribological behaviour of various materials and surfaces against polietilene**. Trans. 17th Ann. Mtg Soc. Biomaterials, p. 289, 1991.

- [116] GARCIA, C.E. **Porous-coated cementless acetabular cups in revision surgery**, The Journal of Arthroplasty, v. 14, n. 4, p. 397-407, 1999.
- [117] GARCIA, G. **Análise experimental e numérico computacional do comportamento mecânico dos ossos e suas próteses**, Dissertação de Mestrado, EPUSP, Brasil, 1997.
- [118] CHARLES, M.V. **Holographic Interferometry**, John Wiley & Sons, Inc., 1979.
- [119] GARCIA, P.M. **Registro Holográfico em Cristais Fotorrefrativos do tipo Bi12**, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas, 1990.
- [120] **Manual do código de processamento de imagens "OPTIMAS 6.2"**, Media Sibernetics, Silver Spring, 1998.
- [121] NORTHFIELD, M.R. et al. **Quantitative assessment of activity in joint replacement patients**. Trans. Orthopaedic Res. Society v. 40, p. 680, 1994.
- [122] LIVERMORE, J.; ILSTRUP, D. and MORREY, B. **Effect of femoral hip size on wear of the polyethylene acetabular component**, Journal of Bone Joint Surgery Am., v. 72, n. 4, p. 518-528, 1990.
- [123] HERTZBERG R.W., MANSON J.A., **Fatigue of engineering plastics**, ed Academic Press. INC. New York, 1980.
- [124] BRYDSON, J.A. **Plastics Materials**, ed Hartnolls, Bodmin, University of North London, 1995.