

---

**Escola Politécnica da Universidade de São Paulo  
Departamento de Engenharia Mecânica  
Área de Projeto e Fabricação**

---

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS E DO COMPORTAMENTO  
ESTRUTURAL DO FEMUR**

**Felipe Bonfanti de Barros  
Michel Szifman Karp**

---

**São Paulo  
1994**

---

**Escola Politécnica da Universidade de São Paulo  
Departamento de Engenharia Mecânica  
Área de Projeto e Fabricação**

---

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E DO  
COMPORTAMENTO ESTRUTURAL DO FEMUR**

**Volume II**

**Trabalho de Formatura de  
**Felipe Bonfanti de Barros**  
**Michel Szifman Karp****

**Professor Orientador**

**Prof. Dr. Edison Gonçalves**

Professor do Departamento de  
Engenharia Mecânica - Projeto  
e Fabricação

---

**São Paulo  
Dezembro • 1994**

## ***DEDICATÓRIA***

Aos nossos pais,

por todo o carinho, a atenção, o estímulo, a compreensão, e tudo mais que nos deram; mas acima de tudo, pelo caráter que nos moldaram e pelos valores transmitidos.

***DEDICATÓRIA***

À memória de Antônio Carlos Jobim,  
que sempre nos inspirará.

## ***AGRADECIMENTOS***

Sem dúvida este foi o mais importante e complexo trabalho em nossa passagem pela faculdade. Nosso esforço e empenho não seriam suficientes para atingirmos os objetivos a que nos propusemos sem as pessoas citadas aqui abaixo.

Ao Prof. Dr. Edison Gonçalves, pela orientação, cobrança e incentivo ao longo do ano em que realizamos este trabalho.

A Tomas Puga Leivas, Engenheiro do Laboratório de Ensaios Biomecânicos do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas, pela sua boa vontade, orientação técnica e científica, e colaboração a qualquer hora.

A toda equipe do Laboratório de Ensaios Biomecânicos do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas, pelo auxílio constante nas atividades ali desenvolvidas.

A Mário Sofia Filho, Coordenador de Aplicações da Sisgraph Ltda., e a Sisgraph Ltda., por ceder o equipamento e o espaço necessários à realização deste trabalho.

Ao Prof. Gilberto, do Departamento de Engenharia Mecânica, pelo acompanhamento final do trabalho.

E as nossas namoradas, pelas horas de conforto, constantes estímulos ao trabalho, e pelas horas cedidas com toda compreensão.

## ÍNDICE

<b>1. <u>INTRODUÇÃO</u></b> .....	<b>13</b>
<b>2. <u>LITERATURA</u></b> .....	<b>14</b>
<b>3. <u>MATERIAIS E MÉTODOS</u></b> .....	<b>18</b>
<b>3.1 <u>Material</u></b> .....	<b>19</b>
<b>3.2 <u>Ensaio de Compressão</u></b> .....	<b>21</b>
3.2.1 <u>Introdução</u> .....	21
3.2.2 <u>Preparo</u> .....	23
3.2.2.1 <u>do Osso</u> .....	24
3.2.2.2 <u>dos Gages</u> .....	24
3.2.2.3 <u>do Equipamento</u> .....	31
3.2.2.4 <u>da Base</u> .....	33
3.2.2.5 <u>do Silicone</u> .....	33
3.2.3 <u>Procedimento de Ensaio</u> .....	37
<b>3.3 <u>Modelagem em Elementos Finitos</u></b> .....	<b>40</b>
3.3.1 <u>Introdução</u> .....	40
3.3.2 <u>Equipamento</u> .....	42
3.3.2.1 <u>de Radiografia</u> .....	42
3.3.2.2 <u>de Aquisição de Imagens</u> .....	43
3.3.2.3 <u>da Análise em Elementos Finitos</u> .....	43
3.3.3 <u>Procedimento</u> .....	44
3.3.3.1 <u>Conversão de Imagens</u> .....	44
3.3.3.2 <u>Geração do Modelo Geométrico</u> .....	46
3.3.3.3 <u>Modelagem em Elementos Finitos</u> .....	51
<b>4. <u>RESULTADOS</u></b> .....	<b>56</b>
<b>4.1 <u>Valores Obtidos em Ensaio</u></b> .....	<b>56</b>
<b>4.2 <u>Equações das Retas Obtidas por Regressão</u></b> .....	<b>59</b>
<b>4.3 <u>Gráficos dos Gages</u></b> .....	<b>60</b>
<b>4.4 <u>Características do Ensaio</u></b> .....	<b>71</b>
<b>4.5 <u>Valores Obtidos no Modelamento em Elementos Finitos</u></b> .....	<b>73</b>
<b>4.6 <u>Representação Gráfica da Análise</u></b> .....	<b>75</b>
<b>4.7 <u>Comparação entre Ensaio e Modelo E.F.</u></b> .....	<b>85</b>

# Estudo das Propriedades Mecânicas e do Comportamento Estrutural do Femur

<b>5. <u>DISCUSSÃO</u></b> .....	<b>96</b>
5.1 <u>Quanto ao Ensaio</u> .....	96
5.2 <u>Quanto ao Comportamento dos Gages</u> .....	97
5.3 <u>Quanto ao Posicionamento dos Gages no Modelo</u> .....	98
5.4 <u>Quanto ao Modelo</u> .....	99
5.5 <u>Quanto as Propriedades do Material</u> .....	101
5.6 <u>Quanto à Análise Computacional</u> .....	102
5.7 <u>Quanto aos Resultados</u> .....	103
<b>6. <u>CONCLUSÃO</u></b> .....	<b>105</b>
<b>7. <u>BIBLIOGRAFIA</u></b> .....	<b>106</b>
<b>8. <u>ANEXOS</u></b> .....	<b>111</b>
8.1 <u>Anexo I</u> .....	111
8.2 <u>Anexo II</u> .....	115

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - "Braços de alavanca", do feixe de músculos e da bola, durante um chute.....	23
Figura 2 - Radiografia Frontal de Trabeculado do Terço proximal de femur.....	44
Figura 3 - Radiografia de contorno, vista frontal e lateral.....	45
Figura 4 - Perfil do Osso: Vista Frontal.....	46
Figura 5 - Perfil do Osso: Vista Direita.....	47
Figura 6 - Superfícies Delimitantes do Contorno do Osso.....	48
Figura 7 - Planos Notáveis.....	48
Figura 8 - Seções Notáveis do Femur.....	49
Figura 9 - Seções ( <i>profiles</i> ) e caminhos ( <i>trace curves</i> ).....	50
Figura 10 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Anterior.....	51
Figura 11 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Direita.....	52
Figura 12 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista de Topo.....	52
Figura 13 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Isométrica.....	53
Figura 14 - Pontos Equivalentes de Fixação dos Gages.....	55
Figura 15 - Distribuição de Tensão de Carregamento na Cabeça Femoral.....	72
Figura 16 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Anterior.....	75
Figura 17 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Anterior.....	75
Figura 18 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Isométrica.....	76
Figura 19 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Isométrica.....	76
Figura 20 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Direita.....	77
Figura 21 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Direita.....	77
Figura 22 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista de Topo.....	78
Figura 23 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista de Topo.....	78
Figura 24 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Terceira Análise, Vista Anterior.....	79
Figura 25 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Sexta Análise, Vista Anterior.....	79
Figura 26 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Terceira Análise, Vista Isométrica.....	80
Figura 27 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Sexta Análise, Vista Isométrica.....	80
Figura 28 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Isométrica.....	81
Figura 29 - Tensões Secundárias, Sexta Análise, Vista Anterior.....	81
Figura 30 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Anterior.....	82
Figura 31 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Isométrica.....	82
Figura 32 - Deslocamento na Direção Vertical, Terceira Análise, Vista Frontal.....	83
Figura 33 - Deslocamento na Direção Vertical, Sexta Análise, Vista Anterior.....	83
Figura 34 - Vetores de Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Anterior.....	84
Figura 35 - Vetores de Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Anterior.....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tempo previsto para cada Série de Ensaio .....	39
Tabela 2 - Valores obtidos na 1ª Série de Ensaio Tempo de acomodação da carga: 20min .....	56
Tabela 3 - Valores obtidos na 2ª Série de Ensaio Tempo de acomodação da carga: 20min .....	57
Tabela 4 - Valores obtidos na 3ª Série de Ensaio Tempo de acomodação da carga: 20min .....	58
Tabela 5 - Regressão Linear dos Valores de Ensaio.....	59
Tabela 6 - Valores de Deformação para as Cargas Nominais (*) - P.C. = Peso Corpóreo .....	60
Tabela 7 - Valores Médios de Ensaio Tempo de acomodação da carga: 20min .....	71
Tabela 8 - Tensões Previstas nos Gages.....	73
Tabela 9 - Deformações Previstas nos Gages .....	74
Tabela 10 - Valores de Deformação no Gage 1 .....	85
Tabela 11 - Valores de Deformação no Gage 2 .....	86
Tabela 12 - Valores de Deformação no Gage 3 .....	87
Tabela 13 - Valores de Deformação no Gage 4 .....	88
Tabela 14 - Valores de Deformação no Gage 5 .....	89
Tabela 15 - Valores de Deformação no Gage 6 .....	90
Tabela 16 - Valores de Deformação no Gage 7 .....	91
Tabela 17 - Valores de Deformação no Gage 8 .....	92
Tabela 18 - Valores de Deformação no Gage 9 .....	93
Tabela 19 - Valores de Deformação no Gage 10 .....	94
Tabela 20 - Valores de Deslocamento Vertical médio na Cabeça .....	95

## LISTA DE FOTOS

Foto 1 - Aspecto (Vista) Frontal do Femur com os Gages Colados.....	27
Foto 2- Aspecto (Vista) Medial do Femur com os Gages Colados. A foto da direita foi tirada observando-se o femur sob um ângulo abaixo da linha da cabeça.....	28
Foto 3 - Aspecto (Vista) Posterior do Femur com os Gages Colados .....	29
Foto 4 - Aspectos (Vistas) Laterais do Femur com os Gages Colados.....	30
Foto 5 - Acima a Máquina de Ensaio Foto 6 - Abaixo, detalhe das Unidades de Ajuste e Balanço.....	32
Foto 7 - Dispositivo de alumínio e silicone entre a célula de carga e o femur simulando a superfícies de tensão e contato da bacia e da cartilagem, respectivamente. ....	34
Foto 8 - Fixação do osso: a base de cimento acrílico foi serrada para melhor adaptação à morsa, porções dos côndilos foram cortadas .....	35
Foto 9 - Equipamento preparado para ensaio.....	35
Foto 10 - Radiografia de Femur. Linhas de Trabeculados são bem visíveis/determinads .....	111
Foto 11 - Fotoelasticidade de uma seção de Femur - Linhas de Tensão .....	111
Foto 12- Femur instrumentado .....	112
Foto 13 -Femur em ensaio.....	112
Foto 14 -Femur em ensaio.....	113
Foto 15 - Diagrama do Gage utilizado.....	113
Foto 16 -Máquina Kratos de Ensaio Mecânicos.....	114
Foto 17 -Modelo de morsa para ensaio.....	114

## **APRESENTAÇÃO**

Este trabalho é o segundo volume do trabalho de formatura dos autores, apresentado no segundo semestre de 1994, segundo os propósitos e diretrizes da disciplina PMC 581 - Projeto Mecânico II.

Tanto o método de ensaio de compressão quanto o do modelamento em elementos finitos foram baseados nas pesquisas realizadas durante o primeiro semestre de 1994.

Assim, o que é apresentado neste volume trata-se de uma continuidade do trabalho desenvolvido no primeiro semestre.

Mais que uma coletânea de publicações pesquisadas, aquele volume traz uma apresentação e uma análise das principais propriedades e características a serem estudadas em um osso, para um futuro desenvolvimento de próteses, sejam estas propriedades estruturais, mecânicas, físicas, químicas ou biológicas.

Os resultados das pesquisas literárias realizadas durante o segundo semestre de 1994 estão descritos no item Literatura deste volume e parte dela compõe os Apêndices deste trabalho.

## **RESUMO**

A partir de pesquisas bibliográficas elaborou-se método de determinação das propriedades mecânicas e estruturais de um femur humano, através de um ensaio de compressão e do desenvolvimento de um modelo válido em elementos finitos.

Instrumentou-se dez pontos de interesse em um femur humano no ensaio de compressão. Estes pontos foram mapeados no modelo em elementos finitos para comparação.

Os resultados mostram a necessidade de detalhar as estrutura e as propriedades do osso, em cada região do mesmo.

## **1. INTRODUÇÃO**

O presente estudo visa determinar as propriedades mecânicas e estruturais de um femur humano, e elaborar um modelo válido em elementos finitos de modo a estabelecer os métodos e procedimentos para análise das propriedades do femur.

O modelo em elemento finito é comparado a um osso submetido a ensaio de compressão.

## 2. LITERATURA

KITADAI (1988) estuda as propriedades do colo do femur, verificando que o osso cortical do colo femoral é o principal responsável pela resistência óssea do terço proximal do femur, cabendo ao calcar femoral cerca de 60 % da resistência do colo, e ao cortical superior, 30 %. Constatou também que diversos fatores devem influenciar na resistência óssea do colo femoral, tais como idade, diâmetro da cabeça, comprimento do colo, área transversa total da diáfise femoral e área do canal medular.

ROHL, LARSEN, LINDE, ODGAARD & JORGENSEN (1991) investigam a relação entre as propriedades mecânicas de osso trabecular submetido à tração e compressão. Não foi verificada diferença entre o módulo de Young entre tensão e compressão, e houve uma forte correlação positiva entre os valores. Resistência, tensão de ruptura e energia de ruptura demonstraram ser significativamente maiores em ensaios de tração do que em ensaios de compressão.

KEYAK & SKINNER (1991) verificam o efeito do tamanho do elemento nos resultados de tensão/deformação em modelos de elementos finitos de osso gerados por métodos automáticos. Foi verificada uma redução geral nos níveis de tensão e deformação quando o tamanho do elemento foi aumentado. Os resultados indicam que elementos hexaédricos lineares em forma de cubo devem ser extremamente pequenos (3 mm ou menos de aresta) para poder representar adequadamente as variações nas propriedades mecânicas ao longo do osso, e que o uso de elementos de maiores dimensões causa uma redução nos valores previstos

deformação. Esta sensibilidade ao tamanho de elemento implica que comparações quantitativas entre os resultados de modelos distintos de elementos finitos pode não ter significado prático, caso os elementos dos modelos tenham tamanhos distintos. Entretanto, os resultados demonstram que comparações qualitativas podem ser feitas.

LOTZ, GERHART, & HAYES (1991) investigam o comportamento estrutural de placas ósseas extraídas da região cervical e intertrocantérica de femures humanos, e comparam com placas similares extraídas da diáfise femoral. O valor médio para o módulo de elasticidade na direção longitudinal encontrado foi de  $9650 \pm 2140$  MPa, sendo 24% inferior ao valor médio encontrado para espécimes extraídos da diáfise ( $12500 \pm 214$  MPa). O valor médio para tensão limite de ruptura da metáfise foi de  $101 \pm 26$  Mpa na direção longitudinal e  $50 \pm 12$  Mpa na direção transversal. Em comparação, os valores encontrados para a diáfise foram de  $128 \pm 16$  Mpa e  $47 \pm 12$  Mpa, respectivamente. Enquanto esta divergências se devem principalmente à diferença de densidade entre os espécimes, foi notada uma pequena redução na razão entre o módulo longitudinal e transversal e entre a resistência longitudinal e transversal quando comparados os espécimes de metáfise (1,76 e 2,02, respectivamente) e os da diáfise (2,09 e 2,71, respectivamente).

LOTZ, CHEAL & HAYES (1991) utilizam modelos em três dimensões de elementos finitos da porção proximal do femur (com as geometrias e propriedades de materiais obtidas diretamente de tomografias computadorizadas) para estudar as distribuições de tensões previstas. Apesar de haver pouca correspondência entre os dados obtidos pelos

foram muito próximos aos obtidos em falhas “in vitro”, especialmente quando utilizado o critério de deformações efetivas de Von Mises. Tanto “the onset of structural yielding” ( com margem de 22 % e 4 %) e a carga de fratura ( com margem de 8 % e 5 %) foram previstas acuradamente para os dois femures testados. Para o osso trabecular foi utilizada uma lei de materiais altamente não-linear, desenvolvida originalmente para concreto, enquanto que para o osso cortical utilizou-se uma “bilinear material law”. Observou-se uma ótima concordância entre as predições do modelo e dados de fratura “in vitro” para “onset of bone yielding and bone fracture”. “For bone yielding, the model predictions were within 2% for a load which simulated one-legged stance and 1% for a load simulated a fall”. Para fratura do osso, os resultados do modelo apresentavam desvio de 1 % e 17 %, respectivamente. Esses resultados apoiam os resultados iniciais que indicavam que a resistência da região “subcapital” se deve principalmente ao osso “trabecular”, enquanto que a resistência da região “intertrochanteric” se deve principalmente ao osso “cortical”.

KANG, PARK, YOUM, LEE, AHN & IHN (1992) descrevem um método de construção do modelo do osso a partir de Tomografia Computadorizada. Os dados da imagem obtida foram transferidos para um computador, e um programa de extração de limites gerou seções do osso. Os dados de Pixel da imagem obtida pela Tomografia são convertidos em um vetor de pontos que pode determinar os contornos do osso. As superfícies laterais resultam da combinação destas duas técnicas, e seções oblíquas e intermediárias são obtidas por interpolação. O modelo assim construído é usado como entrada para gerar a malha de elementos finitos, que é analisada.



### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

Este item trata da descrição do material utilizado neste trabalho (osso), e dos métodos que foram utilizados para obtenção dos resultados pretendidos: ensaio de compressão e modelamento em elementos finitos.

### **3.1 MATERIAL**

A seguir é apresentada uma introdução no que se refere ao material de estudo, o osso humano, mais exatamente o femur. O intuito é lembrar conceitos e informações apresentadas no primeiro volume do trabalho realizado<sup>1</sup>.

Foi estudado o terço proximal de femur *in vitro* de

- um adulto jovem,
- sexo masculino,
- com peso aproximado 80 kg,
- com idade entre 35 e 38 anos,
- falecido de morte não consuptiva (não há alteração na massa óssea; a morte pode ter sido traumática ou aguda).

O osso foi extraído de um cadáver fresco sendo em seguida congelado e armazenado à temperatura de -20°C na geladeira do Laboratório de Ensaio BioMecânicos do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas, São Paulo. Para o ensaio, o osso foi descongelado à temperatura ambiente em uma solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% por mais de quatro horas. Após o descongelamento, manteve-se o osso (que a partir daqui também será referido como “peça”), por cinco dias em solução de formaldeído (formalina) de modo a esterelizá-lo devidamente para sua manipulação. Contudo, a presença desta

---

<sup>1</sup> O primeiro volume citado é aquele realizado no primeiro semestre de 1994, referente à primeira parte do projeto de formatura dos autores.

formalina no osso não é significativa a ponto de provocar alterações nas propriedades mecânicas mensuradas e até atua como fluido de amortecimento.

O osso é um material "inteligente" que apresenta processo de remodelamento contínuo conforme os fluxos de tensão, respondendo, assim, a alterações nas solicitações a que está submetido durante as atividades normalmente executadas pelo indivíduo (quanto a direção e intensidade destas solicitações), na geometria (um osso recuperado de uma fratura, por exemplo, difere daquele sem o calo ósseo), e devido a interferências externas (intervenções cirúrgicas, etc.). Este remodelamento segue a Lei de Wolf, visando o máximo aproveitamento de material ósseo.

O osso apresenta-se como um compósito fibroso e poroso orientado, preenchido por fluido orgânico. Esta composição varia de ponto a ponto, ao longo de todo o osso, conforme as taxas de hidroxiapatita e colágeno presentes no tecido ósseo as quais são determinadas em função do nível de tensão local. Quanto às suas características mecânicas, um modelo representativo do osso pode ser aproximado através de uma composição de um polímero viscoso e uma cerâmica.

As cartilagens que envolvem as partes de contato entre os ossos, como por exemplo aquela que envolve a cabeça do fêmur, possuem baixíssimos coeficientes de atrito e atuam de modo a distribuir e homogeneizar contato e tensão entre partes.

## **3.2 ENSAIO DE COMPRESSÃO**

### **3.2.1 INTRODUÇÃO**

Nos ensaios de compressão realizados em laboratório, submeteu-se o osso a valores a que um osso de um indivíduo são e ativo está normalmente sujeito.

O carregamento aplicado ao osso simula o toque do calcanho no solo e, portanto, para efeito de estudo estamos considerando a fase inicial de apoio do pé no solo durante a marcha.

Neste instante observamos o pico de força de contato indivíduo-solo, que pode variar entre 80% e 120% do peso corpóreo (p.c.) quando em velocidades convencionais (marcha). Em atividades corriqueiras do cotidiano, como subir uma escada, compensar desequilíbrios ou corridas, este pico de força pode atingir até 5 vezes o peso corpóreo.

- 120% p.c. → marcha;
- 300% p.c. → marcha acelerada;
- 500% p.c. → salto, desequilíbrio, etc.

Cargas acima deste nível corresponderiam a atividades esportivas de competição ou a traumas; assim, acreditamos que estaríamos estapolando os objetivos deste trabalho ao elevarmos os valores das cargas, e também estaríamos preservando a peça para trabalhos futuros.

Apenas como curiosidade:

- o femur humano apresenta cargas de ruptura da ordem de 1200 a 1500 kgf na direção do ensaio realizado (compressão);
- quando o pé de um salto-triplista toca o solo, em seu segundo salto, as cargas que atuam na cabeça do seu femur atingem valores próximos a 800 kgf.

As aplicações das cargas simulam aquelas atuantes no membro superior (da perna), com o joelho em extensão máxima, estabilizado por partes moles, podendo-se considerar a perna no instante do toque do calcanho como uma viga única.

O vetor de carregamento na simulação segue a direção do eixo mecânico do membro inferior, que corresponde a um ângulo de abdução de  $16^\circ$  no plano frontal (na vista frontal) e é paralelo ao eixo anatômico no plano sagital (vista lateral).

O vetor resultante de carregamento passa obrigatoriamente pelo centro da cabeça femoral (ortogonalmente à superfície cartilágnea), e segue sobre o eixo mecânico do membro, cruzando um ponto junto ao centro do joelho, com leve deslocamento na direção do côndilo medial, seguindo até o centro da articulação tíbeo-társica (tornozelo).

Também não consideramos os vetores relativos aos grupos musculares que se inserem nas adjacências do grande e do pequeno trocânter, tanto no modelo elaborado em elementos finitos quanto no ensaio de compressão. A simulação aqui apresentada corresponde a picos de carga de compressão na

femoral, e assim, esta simplificação não invalida ou prejudica a comparação dos resultados.

Vale no entanto afirmar que as cargas musculares assumem valores elevados, o que pode ser fascinantemente observado quando lembramos que seus braços de alavanca são bem menores que aqueles da maioria dos esforços a que promovemos em atividades corriqueiras, por exemplo.

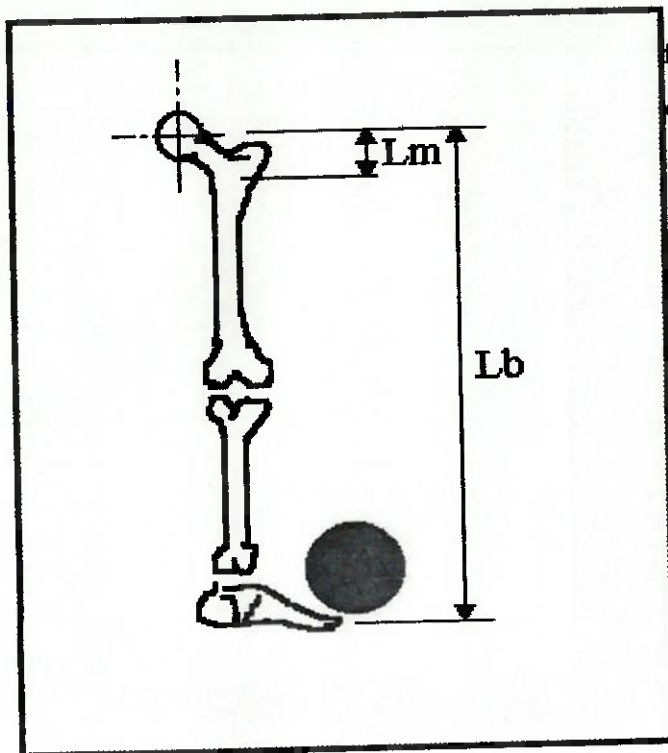


Figura 1 - "Braços de alavanca", do feixe de músculos e da bola, durante um chute.

A figura acima é ilustração do momento do chute de uma bola. A relação entre os comprimentos (braços de alavanca) podem ser estimados em :

$$Lm/Lb = 5cm/110cm \approx 1/20.$$

onde: **Lm** é o braço de alavanca de um feixe de músculos e **Lb** é o braço de alavanca da força bola-pé.

Muito embora estas cargas correspondam a impactos, os ensaios foram realizados com carregamentos quase-estático, o que possibilita a comparação com o modelo de elementos finitos, que também parte desta hipótese.

### 3.2.2 PREPARO

### 3.2.2.1 do Osso

A peça utilizada pertencia ao Banco de Peças do Laboratório de Ensaios BioMecânicos e sua remoção foi efetuada antes de qualquer contato com o pessoal do laboratório. A intensão inicial era a de se remover um par de fêmures (direito e esquerdo) de um cadáver fresco; porém, entraves burocráticos e a urgência da conclusão deste trabalho levaram à opção de utilizar esta peça.

A obtenção de um par de peças de um mesmo indivíduo possibilitaria, ensaiando-se ambas as peças, a constatação de que as variações nas propriedades mecânicas no par são pouco significativas, conforme BECHTOL et alli (1959). Também proporcionaria uma facilidade no modelamento uma vez que uma das peças poderia ser utilizada para este fim, simultaneamente à utilização da outra peça no ensaio de compressão.

Durante o descongelamento zelou-se para que não ocorresse perda de fluido orgânico existente no osso (gordura, etc.) para que as propriedades viscoelásticas do osso não fossem prejudicadas ainda mais.

A etapa de esterilização durou cinco dias, nos quais a peça permaneceu em um banho de formalina.

Seguiu-se, então, a etapa de limpeza da superfície do osso onde seriam colados os gages. Nesta fase procedeu-se o desengorduramento da peça e a raspagem do perióstio (camada mais externa do osso na qual há a inserção dos feixes musculares). Para a raspagem utilizou-se lâminas de bisturi e lixas de granulações variadas e, para desengorduramento, gases umedecidas com éter.

### 3.2.2.2 dos Gages

Utilizou-se gages indicados pelo pessoal do Laboratório de Ensaio BioMecânicos:

10 gages simples<sup>1</sup>,  
uniaxiais,  
*gage factor* = 2,04  
resistência = 120  $\Omega$   
em ¼ de ponte

acoplados a uma unidade de Ponte de Extensometria Elétrica (da Measurements Group/Instruments Division, modelo P-3500). A interface entre esta unidade de Ponte e os extensômetros (gages) propriamente ditos foi realizada por uma unidade de Seleção e Ajuste (idem, modelo SB-10).

Parâmetro de ajuste da Ponte : escala 3 → 1000kgf em compressão

Os gages foram colados com Super-Bonder. Em seus terminais foram soldados fios de cobre de pequeno diâmetro e a estes fios soldou-se fios de níquel mais grossos. Os fios de níquel conectavam-se à unidade de Seleção e Ajuste. Para que as ligações não se soltassem, os fios de níquel foram fixados na diáfise do femur com fita adesiva, tomando-se os cuidados de permitir suas deformações durante as aplicações das cargas e de evitar curto-circuitos. Quanto ao desempenho dos gages durante a montagem e o ensaio, eles se mostraram satisfatórios.

<sup>1</sup> Encontra-se, junto aos anexos deste trabalho, um par de folhetos explicativos com todas as especificações e características técnicas dos gages.

As posições onde colou-se os gages foram selecionadas tendo em vista como objetivo principal o mapeamento de um maior número de regiões onde se esperava averiguar comportamentos distintos. Assim foram distribuídos da seguinte forma no femur<sup>1</sup>:

- 4 gages sobre a superfície do colo, dispostos a cada 90° numa mesma “circunferência” (Gages: 4, 8, 9 e 10)<sup>2</sup>;
- 3 gages sobre a superfície da diáfise, dispostos a cada 90° numa mesma “circunferência”, nos aspectos medial (Gage 1), frontal (Gage 5) e lateral (Gage 6);
- 1 sobre a crista intertrocântica (Gage 3);
- 1 sobre a superfície do grande trocânter, bem observável sob a vista lateral (Gage 7);
- 1 sobre uma linha neutra que corre do grande trocânter à diáfise, na vista frontal (Gage 2).

---

<sup>1</sup> Outras fotos dos gages colados no femur fazem parte dos anexos deste trabalho.

<sup>2</sup> Sendo que um deles próximo a fossa trocântica (Gage 4). A fossa trocântica é de difícil limpeza, o que impossibilitou a colocação de um gage.

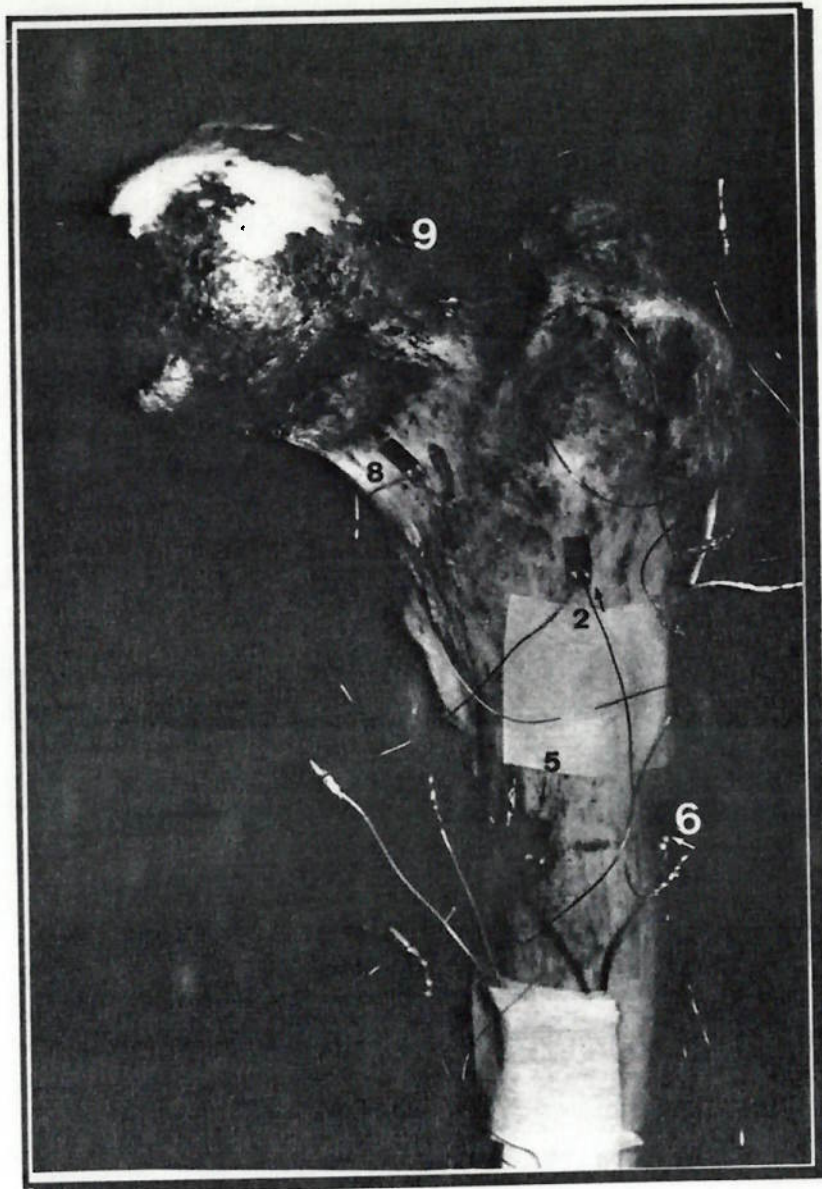
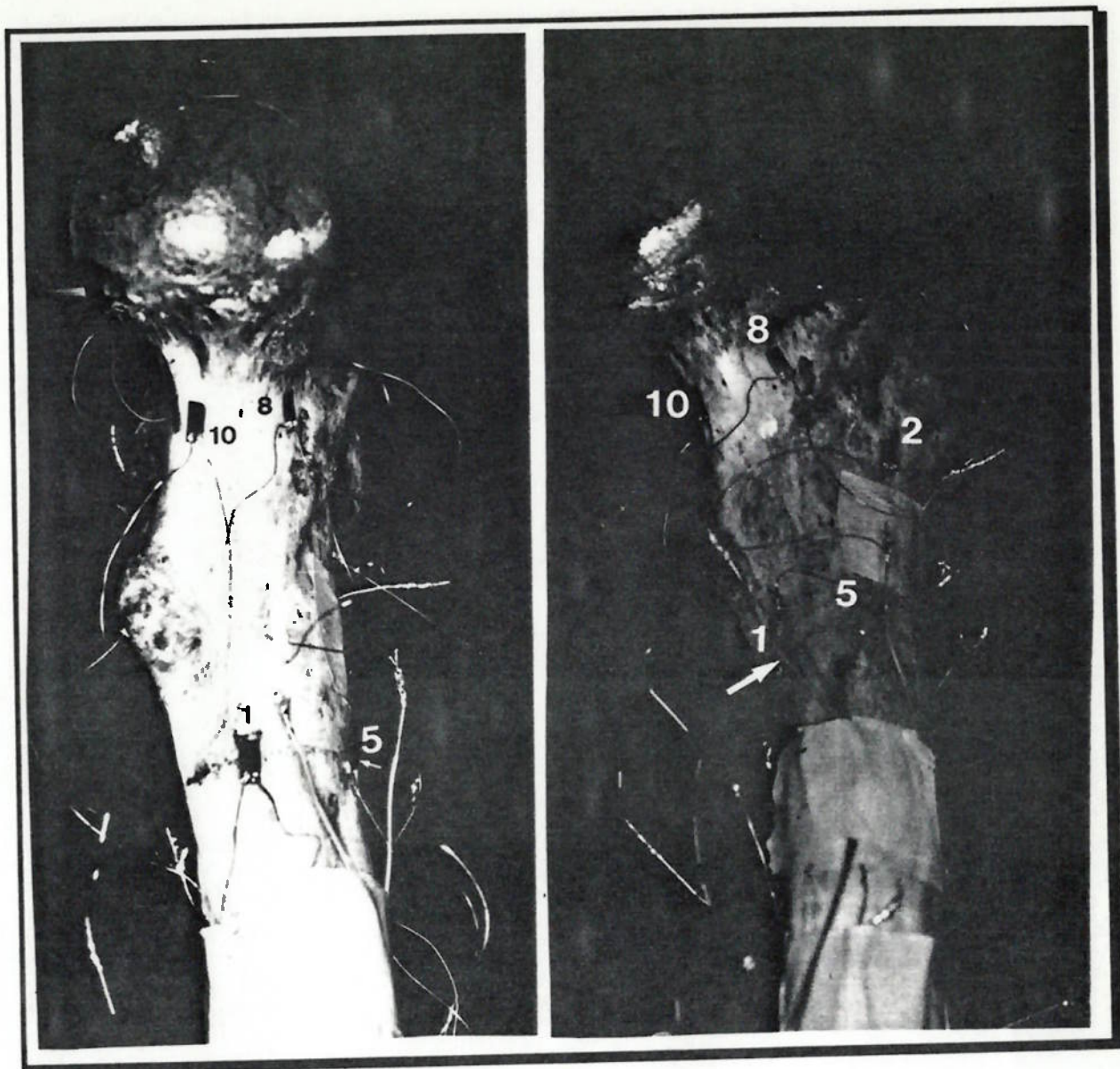


Foto 1 - Aspecto (Vista) Frontal do Femur com os Gages Colados



**Foto 2- Aspecto (Vista) Medial do Femur com os Gages Colados.**  
A foto da direita foi tirada observando-se o femur sob um ângulo abaixo da linha da cabeça



Foto 3 - Aspecto (Vista) Posterior do Femur com os Gages Colados



**Foto 4 - Aspectos (Vistas) Laterais do Femur com os Gages Colados.**  
Na foto da direita é possível observar o silicone vazando do interior do dispositivo de alumínio, conforme será explicado mais adiante no texto

### 3.2.2.3 do Equipamento

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Ensaio Biomecânicos do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas de São Paulo. Os equipamentos utilizados foram:

- Uma Máquina Universal de Ensaio Mecânico, KRATOS - modelo K5002.
- Uma Célula de Carga, CCI - com capacidade de 10 tf.
- Uma Morsa, que permitia a inclinação do fêmur em relação à vertical; deste modo pode-se orientar o osso de modo que o carregamento passasse sobre o eixo mecânico.
- Um dispositivo em alumínio para simular o contato fêmur-bacia

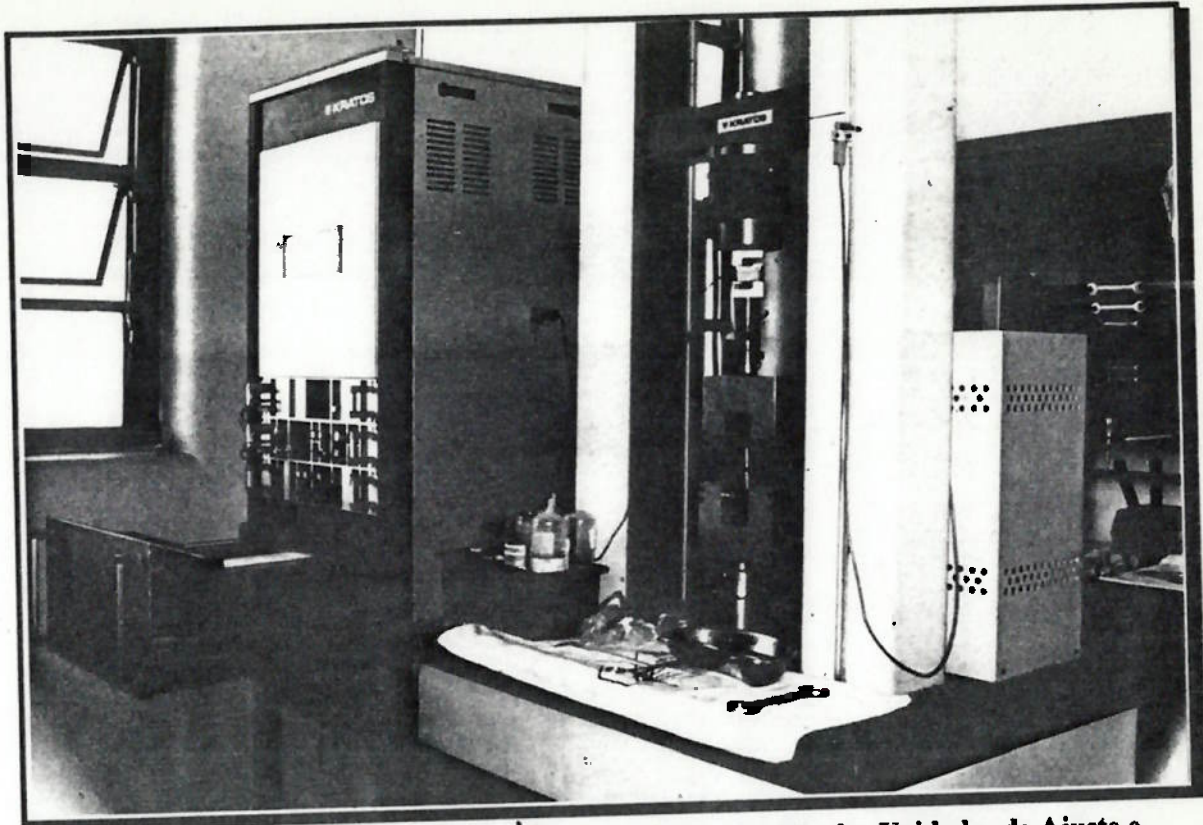
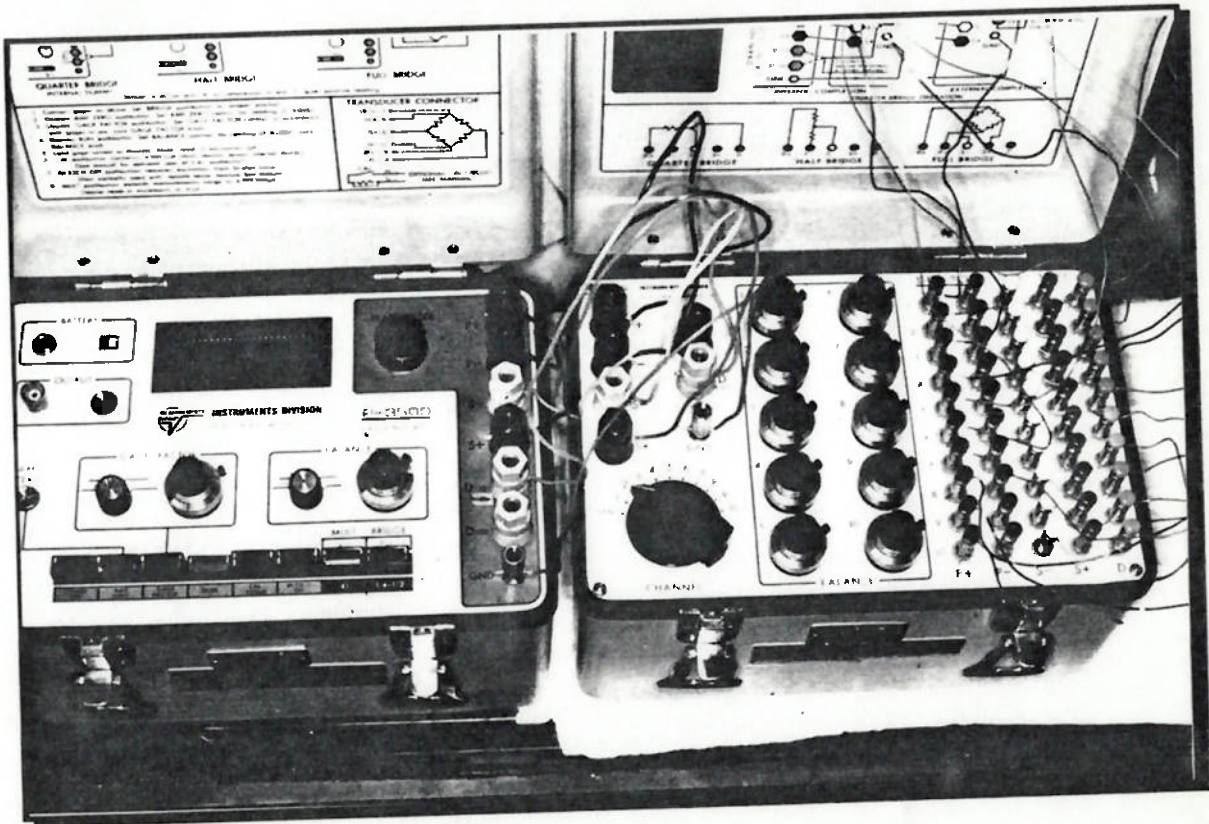


Foto 5 - Acima a Máquina de Ensaio Foto 6 - Abaixo, detalhe das Unidades de Ajuste e Balanço



#### 3.2.2.4 da Base

Para fixação do osso na máquina de teste utilizou-se uma morsa fixa à mesa (base) da máquina e que permitia definir inclinações em relação ao eixo normal à mesa.

Para melhor fixação, aplicou-se um molde de cimento acrílico auto polimerizante, obtido a partir do co-polímero de acrílico Metil Metacrilato (JET - produzido pela indústria Clássico) em mistura com seu monômero (Líquido Acrílico - Monômero de Metil Metacrilato, também produzido pela Clássico).

Ainda para obter uma melhor fixação do osso, serrou-se a base (e junto, porções do côndilo femoral) em planos paralelos ao eixo mecânico da peça. Este procedimento gerou, em porções do interior do osso esponjoso, áreas abertas à atmosferas, por onde constatou-se o escape do fluido do interior osso ao longo da semana em que procedeu o ensaio. Este escape de fluido pode ter gerado diferenças no comportamento registrado pelos gages entre a primeira série de valores de ensaio e as duas últimas.

Apesar deste inconveniente, o osso esteve bem fixado ao longo de todo o processo de teste de compressão.

#### 3.2.2.5 do Silicone

Entre a cabeça do femur e o dispositivo utilizado para acomodar a célula de carga à peça foi aplicada uma camada de adesivo vedante Flexite à base de borracha de silicone (Alba Química Indústria e Comércio Ltda.) que escoou, moldando-se, durante a aplicação da carga de ensaio, promovendo uma visualização da distribuição da carga sobre a superfície de contato. A borracha

de silicone agia também como homogenizadora de tensões e contato, simulando assim o papel da cartilagem que naturalmente existia sobre a cabeça do osso.



**Foto 7** - Dispositivo de alumínio e silicone entre a célula de carga e o femur simulando a superfícies de tensão e contato da bacia e da cartilagem, respectivamente.

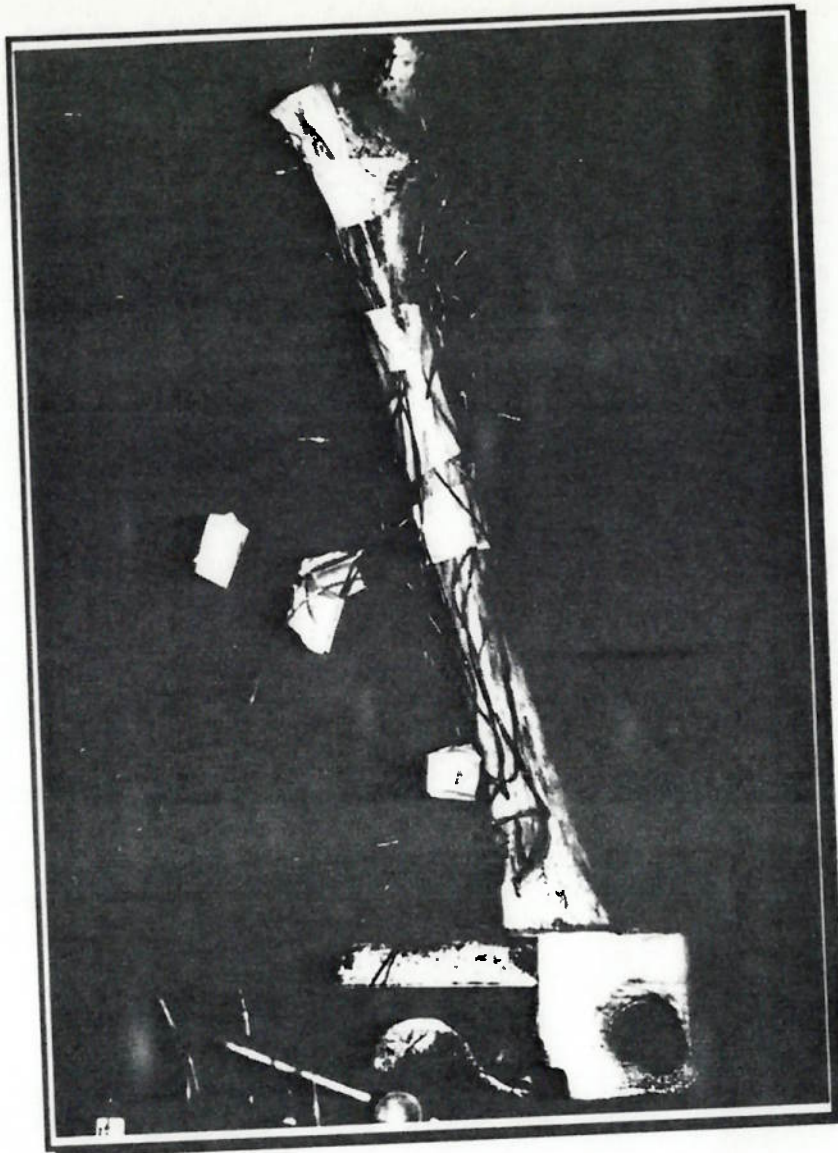
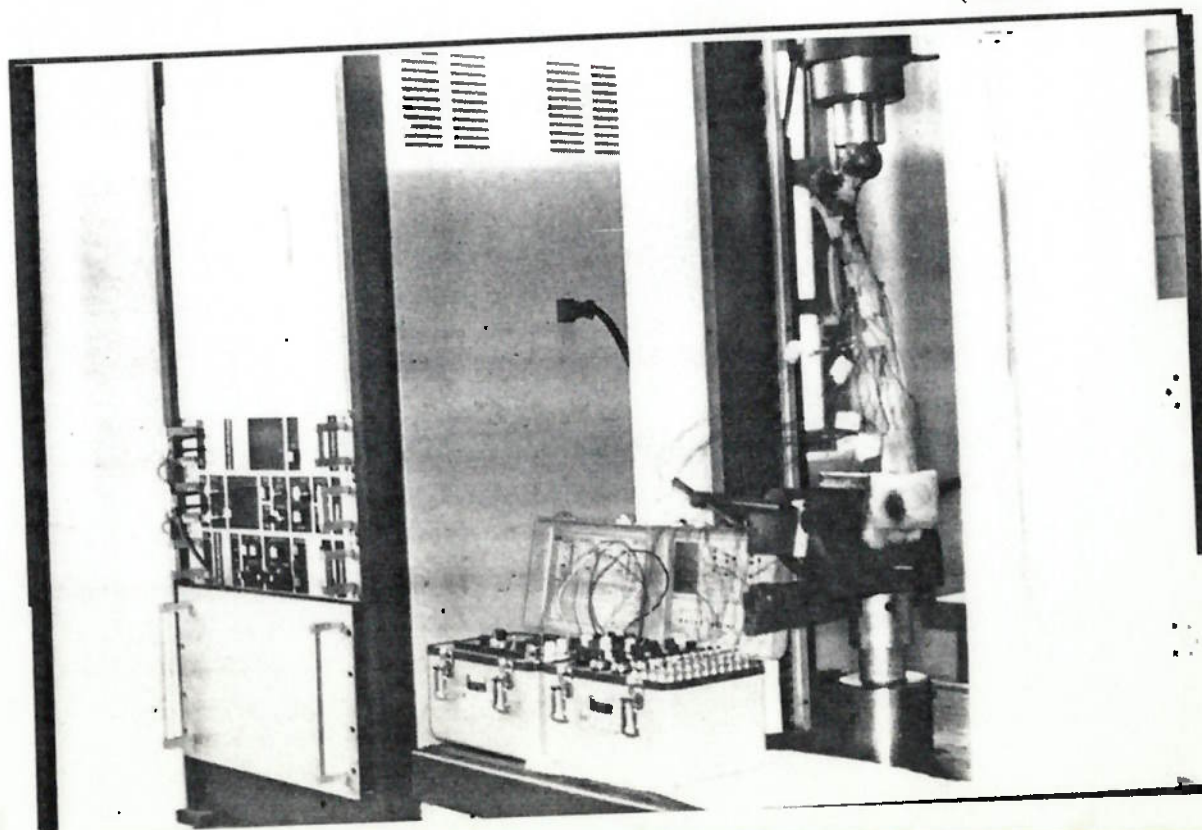


Foto 8 - Fixação do osso: a base de cimento acrílico foi serrada para melhor adaptação à morsa; porções dos côndilos foram cortadas

Foto 9 - Equipamento preparado para ensaio (abaixo)





### 3.2.3 PROCEDIMENTO DE ENSAIO

Primeiramente, fixou-se o femur à morsa e inclinou-o de modo a obter a direção de carregamento desejada (o eixo mecânico do femur paralelo à vertical e a célula de carga agindo sobre a cabeça femoral).

Conforme dito anteriormente, os ensaios realizados em três séries, cada uma com três carregamentos nominais que simulavam 120% p.c., 300% p.c. e 500% p.c.<sup>1</sup>. Para cada série seguiu-se o roteiro abaixo:

1. Procedeu-se uma nova aplicação de silicone na face de contato do adaptador de alumínio. Aguardou-se sua "secagem".
2. Em seguida, o conjunto da célula de carga era deslocada até que display da máquina acusasse o toque deste na cabeça do femur.
3. Determinou-se uma pré-carga (de compressão) da ordem de 4 kgf, a uma taxa de carregamento de 2,5 mm/min.
4. Procedeu-se o taramento dos gages através das unidades de Ponte de Extensometria Elétrica e de Seleção e Ajuste. OBS.: coincidentemente não foi possível zerar o gage 8 em nenhuma das séries, portanto suas curvas apresentam um coeficiente linear distante da origem dos eixos cartesianos. Lembrar que o interesse no comportamento dos gages está refere-se à inclinação (coeficiente angular) das suas retas de respostas às deformações. Assim, apesar do Zero Deformação não corresponder ao Zero Carga para o gage 8, a obtenção dos resultados desejados não é prejudicada.

<sup>1</sup> p.c. = peso corpóreo (no caso, estimado em 80 kg).

5. Comprimiu-se o femur, a uma taxa de carregamento de 2,5 mm/min (carregamento quase-estático), até atingir o valor nominal do primeiro carregamento, 120% p.c.. Este valor foi acompanhado em um display da máquina. *OBS.*: a partida do conjunto necessitou ser efetuada a uma velocidade maior correspondente a 4,5 mm/min.
6. Aguardou-se 20 minutos para a acomodação das tensões e procedeu-se com a leitura dos valores dos gages e do valor do carregamento após a acomodação da carga.
7. Incrementou-se a intensidade do carregamento para 300% p.c., às mesmas velocidades do item 5.
8. Aguardou-se mais 20 minutos para a acomodação das tensões e procedeu-se com a leitura dos novos valores dos gages e do valor do carregamento após a acomodação da carga.
9. Incrementou-se a intensidade do carregamento para 500% p.c., às mesmas velocidades do item 5.
10. Após 20 minutos para que ocorresse novamente a acomodação das tensões e procedeu-se com a leitura dos novos valores dos gages e do novo valor do carregamento.
11. Aliviou-se toda a carga aplicada à cabeça do femur e aguardou-se 20 minutos para que ocorresse o alívio de tensões e deformações.
12. Moveu-se a célula de carga até que o toque do conjunto da célula de carga na cabeça do femur fosse acusado no display da máquina. Procedeu-se nova pré-carga de 4 kgf, e obteve-se o valor da deformação residual acusada no display da máquina.
13. Afastou-se a célula de carga do femur afim de remover o dispositivo de alumínio, e retirar o silicone para avaliação da região de contato.

Totalizando-se todas as etapas, o tempo de cada ensaio estaria estimado em 110 min (1 hora e 50 minutos).

<b>Etapa</b>	<b>Tempo (min)</b>
<b>1</b>	3
<b>2</b>	0,5
<b>3</b>	0,5
<b>4</b>	7
<b>5</b>	2
<b>6</b>	20 + 4
<b>7</b>	2
<b>8</b>	20 + 4
<b>9</b>	2
<b>10</b>	20 + 4
<b>11</b>	20,5
<b>12</b>	0,5
<b>13</b>	1
<b>Total</b>	<b>111</b> <b>( 1 hora e 50 min )</b>

Tabela 1- Tempo previsto para cada Série de Ensaio

Dificuldades de leitura dos valores dos gages, por estarem bem próximos ou sobre linhas neutras, e outros fatores estenderam os tempos totais de cada série para além de duas horas.

### **3.3 MODELAGEM EM ELEMENTOS FINITOS**

#### **3.3.1 INTRODUÇÃO**

Para validar a geometria do osso escolhido, foi usado o critério de Backman de ângulos anatômicos, que são definidos como:

- O ângulo da torção femoral de aproximadamente 14°.
- O ângulo cervical aproximadamente entre 100° e 140°.
- O ângulo ideal, entre o eixo ideal e o eixo que passa pelo centro da cabeça femoral e pelo nó intercondilar, aproximadamente entre 8° e 12°.

Como o osso escolhido satisfaz a esses critérios, foi utilizado para o desenvolvimento posterior do modelo.

O processo de modelamento buscou representar, de maneira simplificada, o comportamento do osso quando solicitado à compressão. A geometria do osso foi aproximada através de radiografias; porém, poderia ser utilizados métodos mais complexos como Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética ou Mapeamento em 3D com máquina de Medição de Coordenadas. Como o intuito do presente trabalho é desenvolver um modelo genérico para representação do femur, o método aqui descrito pode ser utilizado, com os devidos cuidados.

A curvatura anteposterior do femur e as camadas de osso cortical foram incluídas no mesmo para torná-lo mais acurado. A curvatura anteroposterior é importante pois cargas aplicadas ao femur proximal produzem momentos fletores adicionais na diáfise devido ao *offset* resultante da curvatura. Diversos investigadores utilizaram modelos em elementos finitos do terço proximal de

desaparecem antes do nível semi-diafisal. Assumindo essa característica, adotamos como condição de contorno a superfície inferior (a seção inferior do femur) completamente fixa (engastada).

As cargas aplicadas ao modelo tinham a mesma direção, sentido e módulo que as aplicadas no ensaio.

### 3.3.2 EQUIPAMENTO

#### 3.3.2.1 de Radiografia

As radiografias foram realizadas no Laboratório de Ensaio BioMecânicos do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas de São Paulo. O equipamento utilizado foi:

- Máquina de Raios X Westinghouse Simplex.

As regulagens utilizadas foram:

- Regulagem de Radiografia de Análise de Trabeculado:
  - baixa miliAmperagem;
  - distância ampola-chassi: 80 cm;
  - tempo de exposição: 1 s;
  - penetração: 46kV.
- Regulagem de Radiografia de Análise de Contorno:
  - baixa miliAmperagem;
  - distância ampola-chassi: 80 cm;
  - tempo de exposição: 0,25 s;
  - penetração: 36 kV.

### 3.3.2.2 de Aquisição de Imagens

A aquisição e conversão das imagens radiográficas foram realizados na Sisgraph Ltda. Os equipamentos utilizados foram:

- Scanner Eagle 3640.
- WorkStation InterPro modelo 2730, com software de aquisição e conversão de imagens ISCAN.

### 3.3.2.3 da Análise em Elementos Finitos

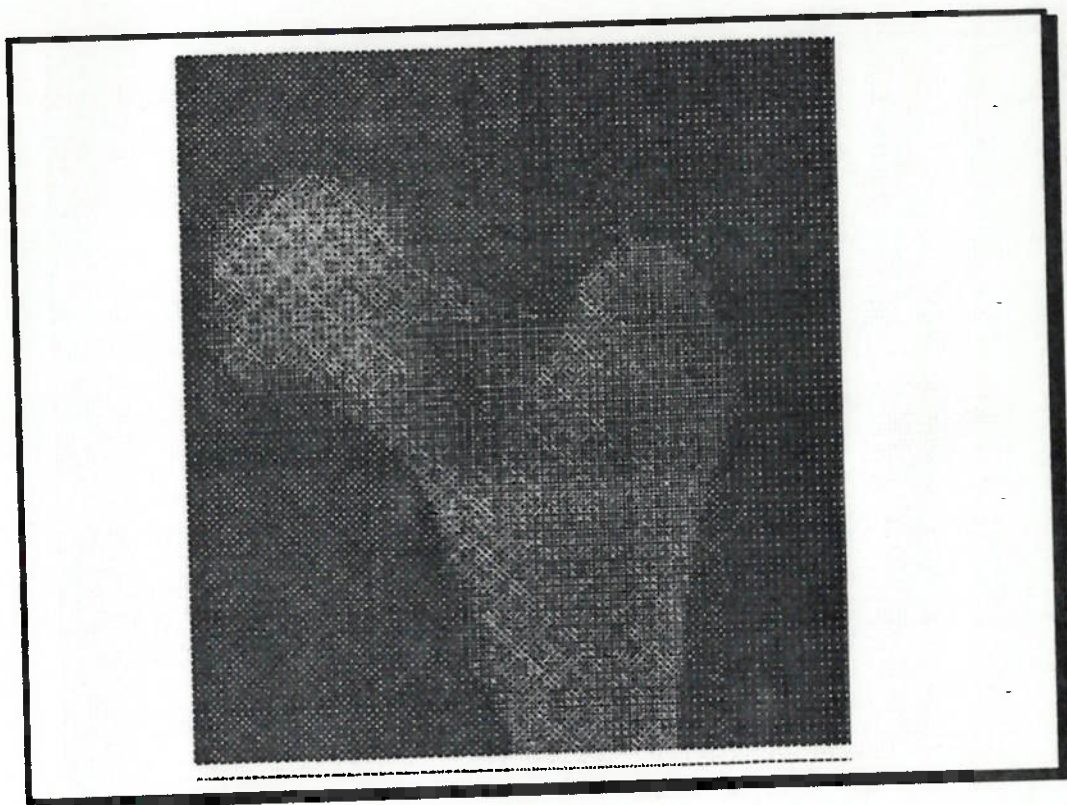
O modelamento e a análise, o pós-processamento e a geração de imagens relativas à análise foram realizados na Sisgraph Ltda. Os equipamentos utilizados foram:

- WorkStation Sun modelo Sparc20, operando software de modelamento I/EMS, e software de análise I/FEM.
- Personal WorkStation Intergraph TD-3, com software MicroStation V5.

### 3.3.3 PROCEDIMENTO

#### 3.3.3.1 Conversão de Imagens

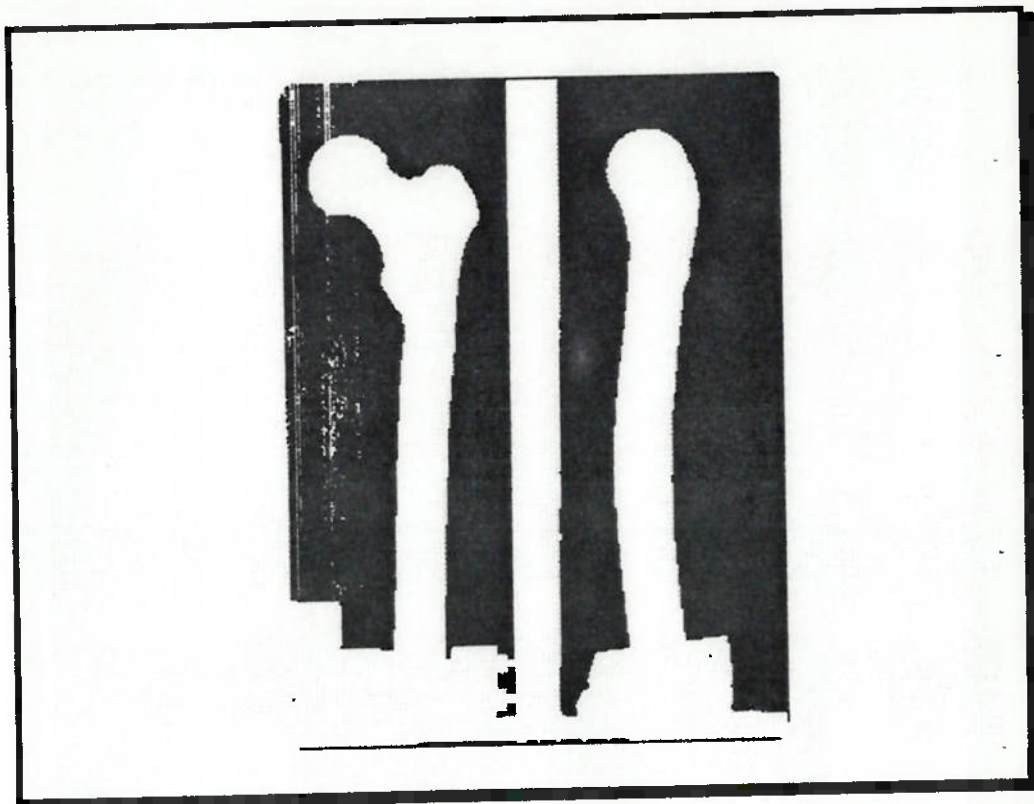
Inicialmente, o femur foi radiografado em vista frontal, lateral, superior e na direção paralela à diáfise, com regulagem para radiografia de análise de trabeculado. Em especial, foi feita uma radiografia com regulagem para análise de contorno para se obter apenas o perfil do osso, em vista frontal e lateral.



**Figura 2 - Radiografia Frontal de Trabeculado do Terço proximal de femur**

As radiografias foram submetidas ao Scanner e processadas com o auxílio do Software *ISCAN*.. As imagens da radiografia foram geradas no formato *Gray Scale*, e convertidas para o padrão *.cot (8 bit compressed)*.

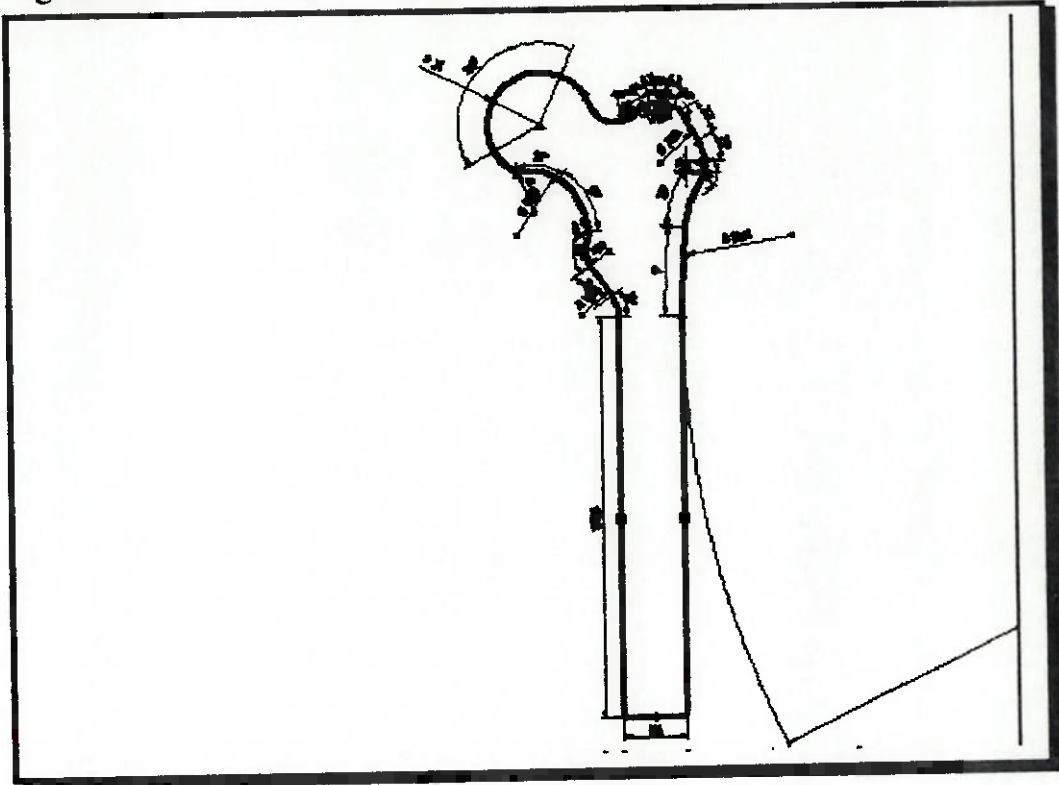
A imagem do perfil do osso, por outro lado, foi gerada no padrão *Run Length Encoded*, e convertida para o padrão *.cit (1 bit CCITT Group4)* pois a mesma apresentava apenas dois tons (branco e preto), o que permitiu a geração de imagens com tamanho reduzido



**Figura 3 - Radiografia de contorno, vista frontal e lateral.**

### 3.3.3.2 Geração do Modelo Geométrico

As imagens foram importadas para o software *I/EMS*. A partir das imagens raster da radiografia do perfil do femur foram gerados perfis variacionais (*profiles*), baseados em retas e arcos, que representassem as principais geometrias do osso.



**Figura 4 - Perfil do Osso: Vista Frontal**

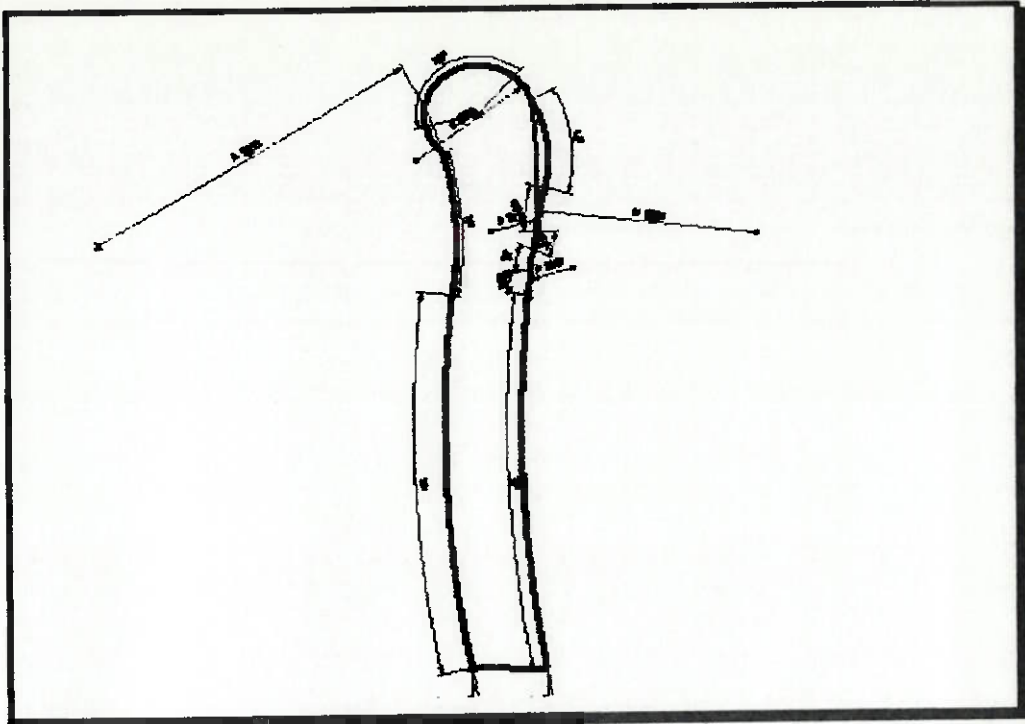


Figura 5 - Perfil do Osso: Vista Direita

Os perfis foram, então, projetados na mesma direção da radiografia original, gerando superfícies. Essas superfícies, em conjunto, delimitavam a região do espaço que continha o osso.

As demais imagens do fêmur foram utilizadas para determinação de outros *profiles* que representassem o fluxo dos trabeculados, notadamente na extremidade superior. A partir de análise das radiografias e de literatura foram determinadas sete pontos notáveis do osso:

- o primeiro, a nível diafisal, como limite inferior do modelo;
- o segundo, na extremidade superior da porção diafisal do osso;
- o terceiro, na altura do calcar femoral;
- o quarto, no início do colo;
- o quinto, no centro do colo, próxima ao *Triângulo de Ward*;
- o sexto, na união entre o colo e a cabeça;
- o sétimo, e último, na cabeça, em seu centro.

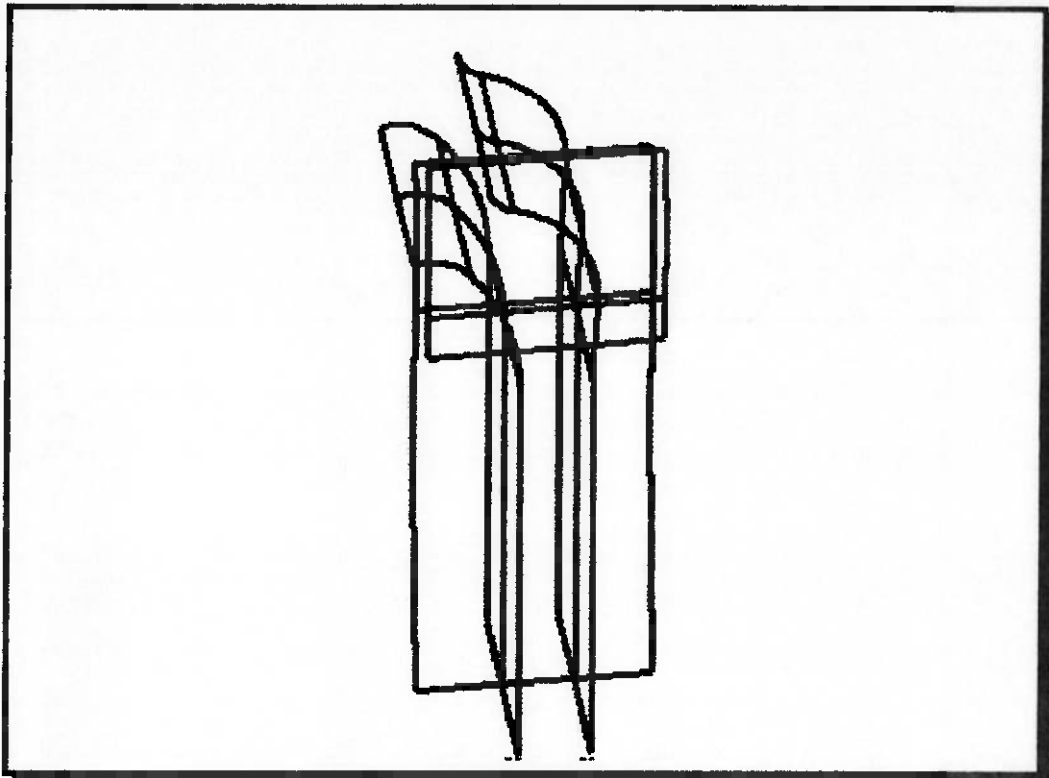


Figura 6 - Superfícies Delimitantes do Contorno do Osso

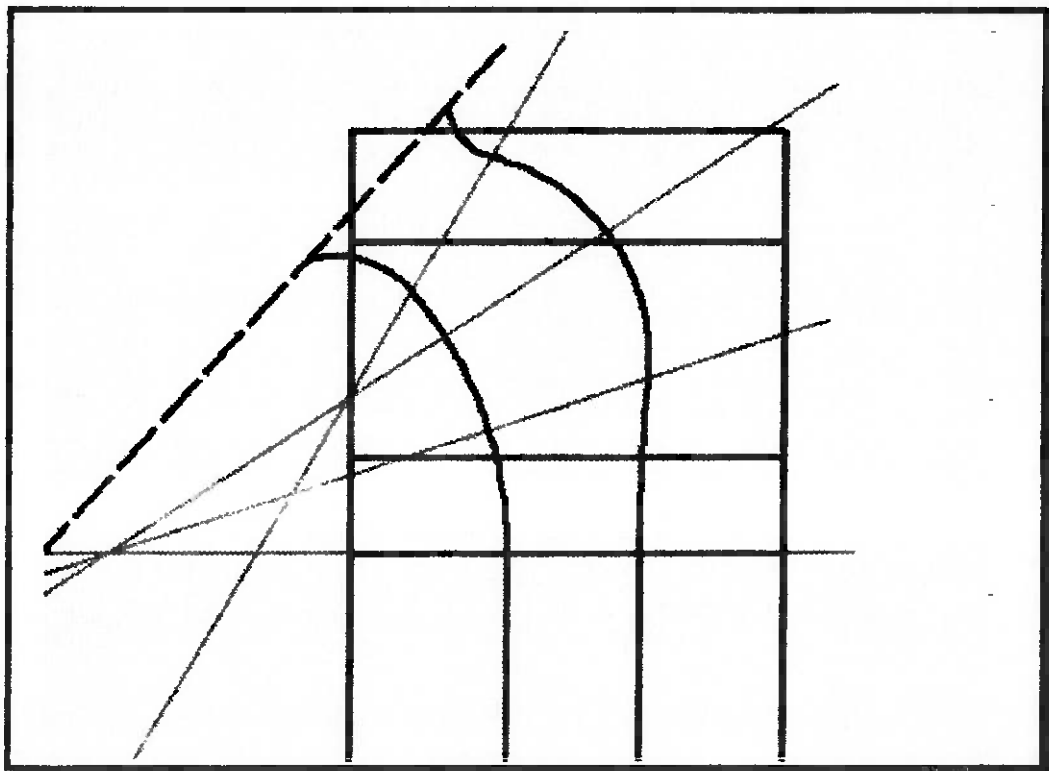
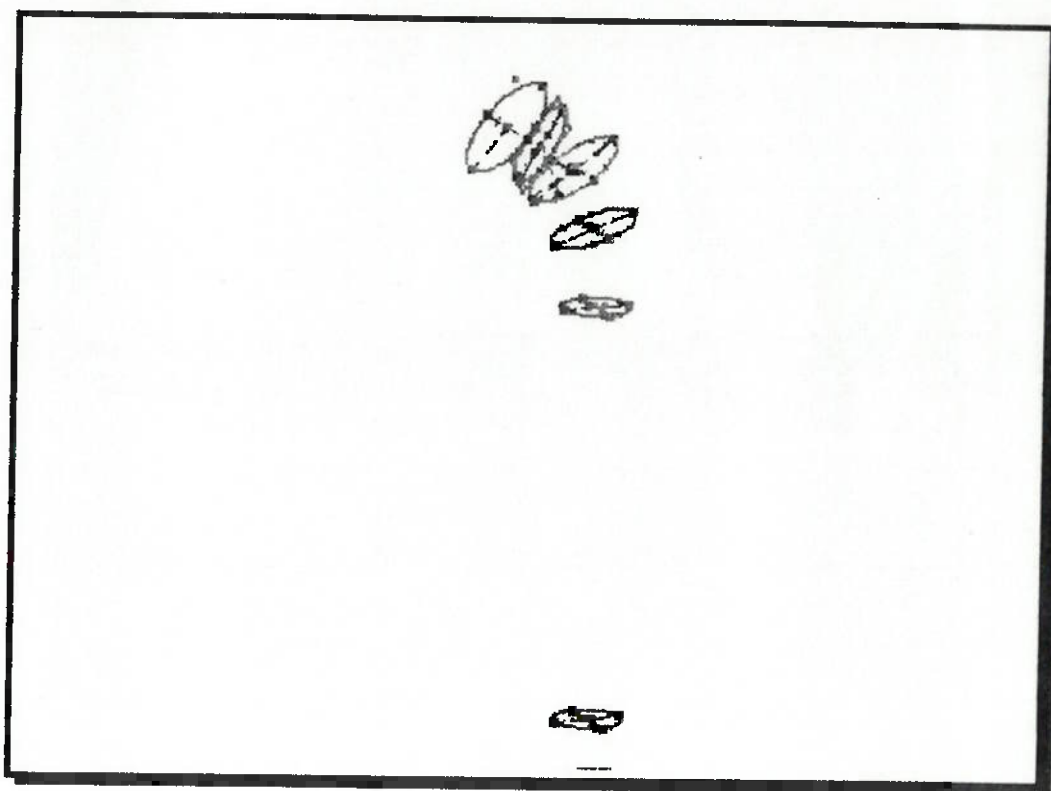


Figura 7 - Planos Notáveis

Para cada ponto notável, determinou-se um plano, perpendicular aos perfis que representavam o fluxo de trabeculados. Da intersecção entre estes planos e as superfícies geradas a partir do perfil do osso, foram determinadas áreas, as quais determinavam os limites da seção do osso em cada ponto. As seções do osso foram representadas por *profiles* representando falsas elipses (conjunto de quatro arcos concordantes e tangentes nas extremidades). Em cada ponto, os *profiles* foram ajustados para simularem as respectivas seções do femur.



**Figura 8 - Seções Notáveis do Femur**

A partir dos *profiles* que representavam o fluxo de trabéculas, e das seções determinadas, sempre respeitando os limites determinados pelas superfícies, foram traçadas curvas *B-spline*, para servir de caminho (*trace curves*) para o modelamento.

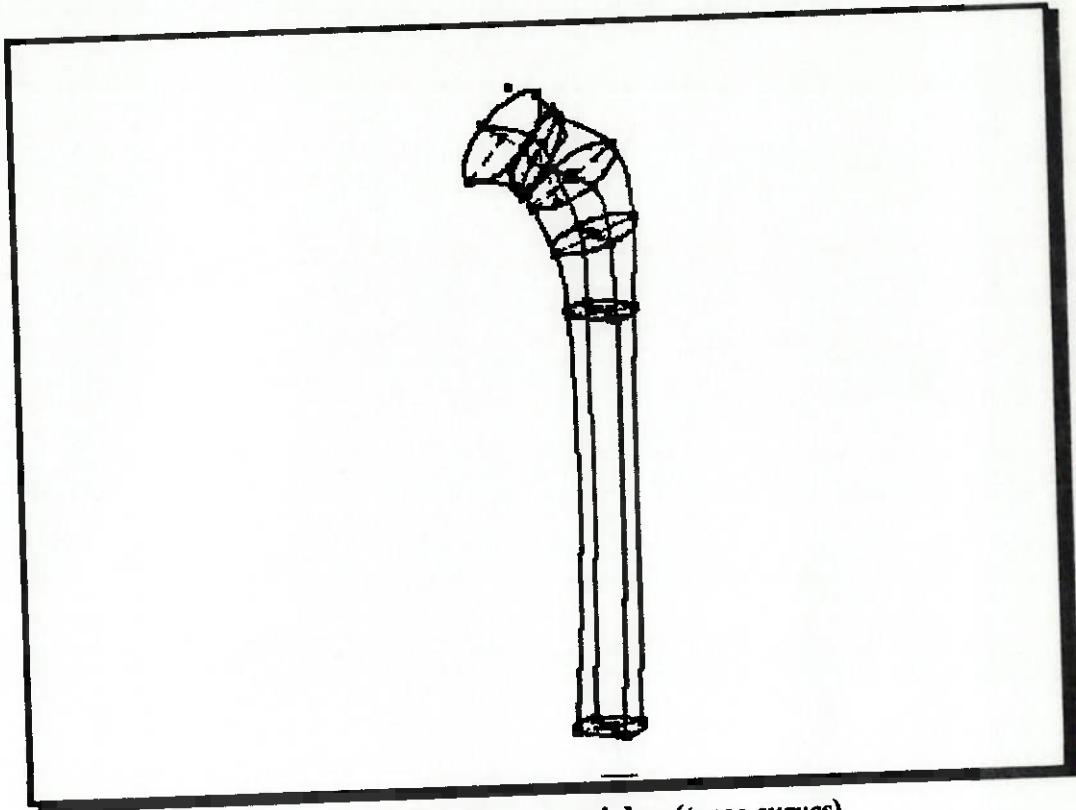


Figura 9 - Seções (*profiles*) e caminhos (*trace curves*)

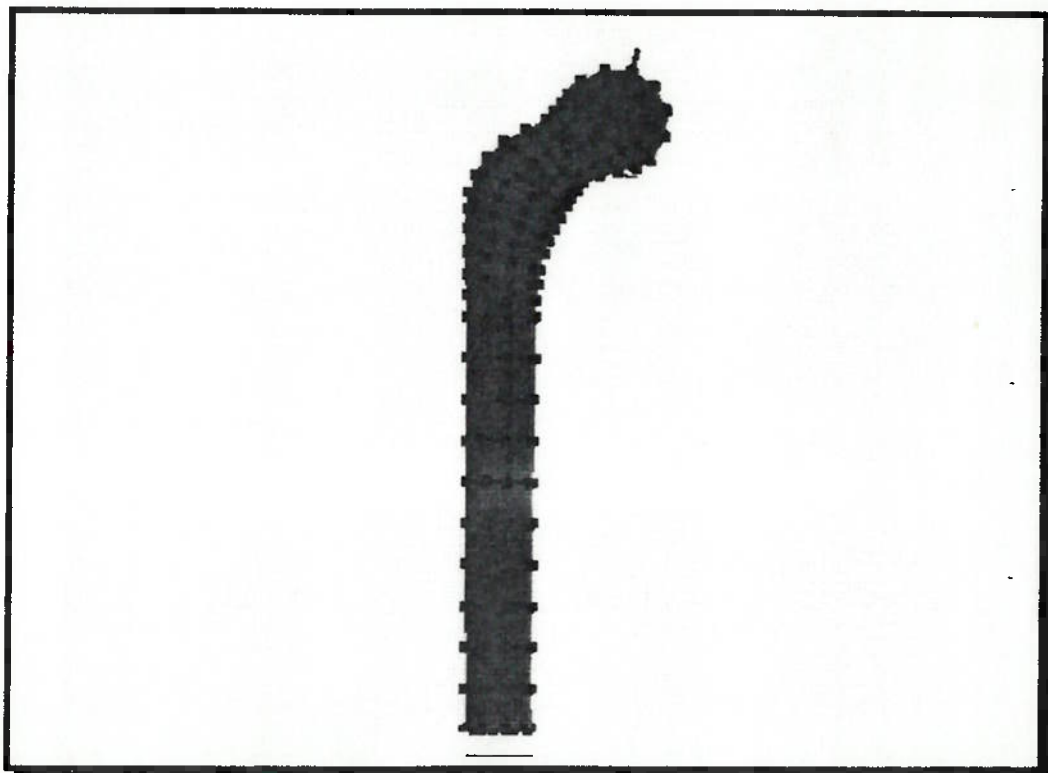
Em cada seção, foi feita uma cópia em tamanho menor do perfil, para representar a interface entre osso cortical e esponjoso; a espessura do osso cortical, em cada ponto, foi estimada a partir das radiografias e a partir de dados de literatura.

### 3.3.3.3 Modelagem em Elementos Finitos

Determinados os principais parâmetros geométricos do femur, iniciou-se o processo de confecção do modelo em elementos finitos, utilizando o software I/FEM.

Para cada seção, foi gerada uma malha de elementos de superfície, entre o perfil externo e o interno da seção. A seguir, os elementos de cada seção foram projetados ao longo das respectivas *trace curves*, até encontrar a próxima seção, gerando elementos sólidos. O modelo continha, então, sete grupos de elementos finitos. Estes grupos foram unidos para formar um único modelo através da união dos nós de grupos distintos em uma mesma seção.

Os elementos em cor azul, representam os pontos de fixação dos gages.



**Figura 10 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Anterior**

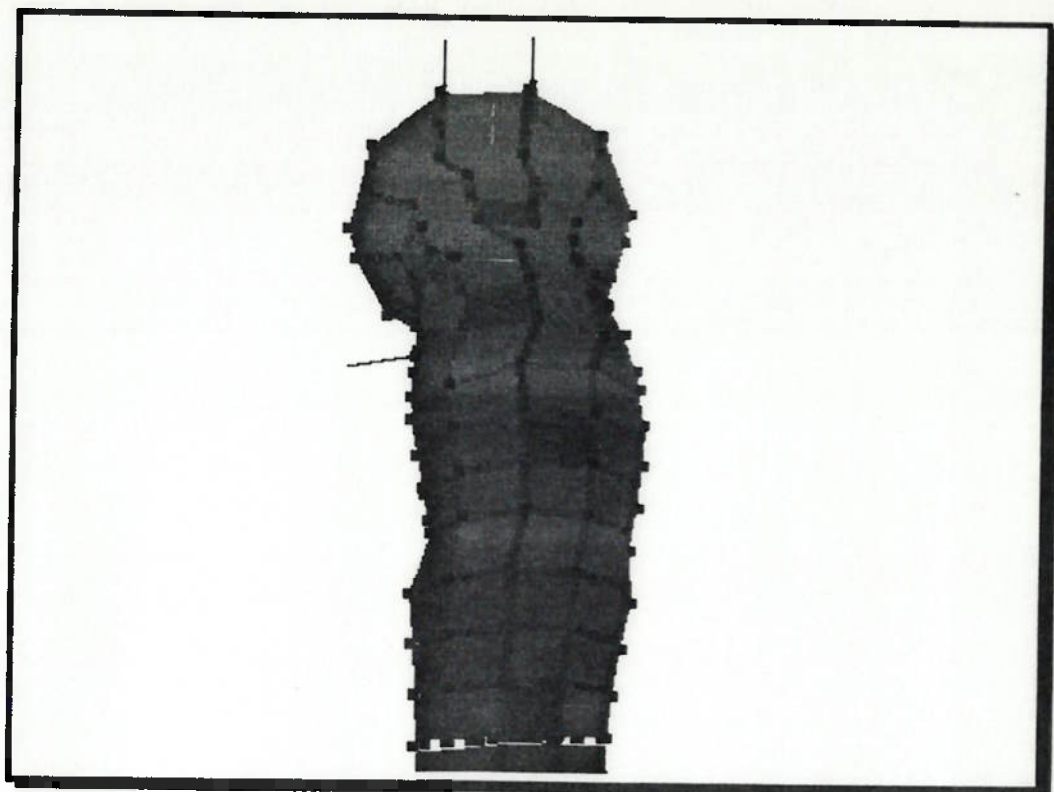


Figura 11 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Direita

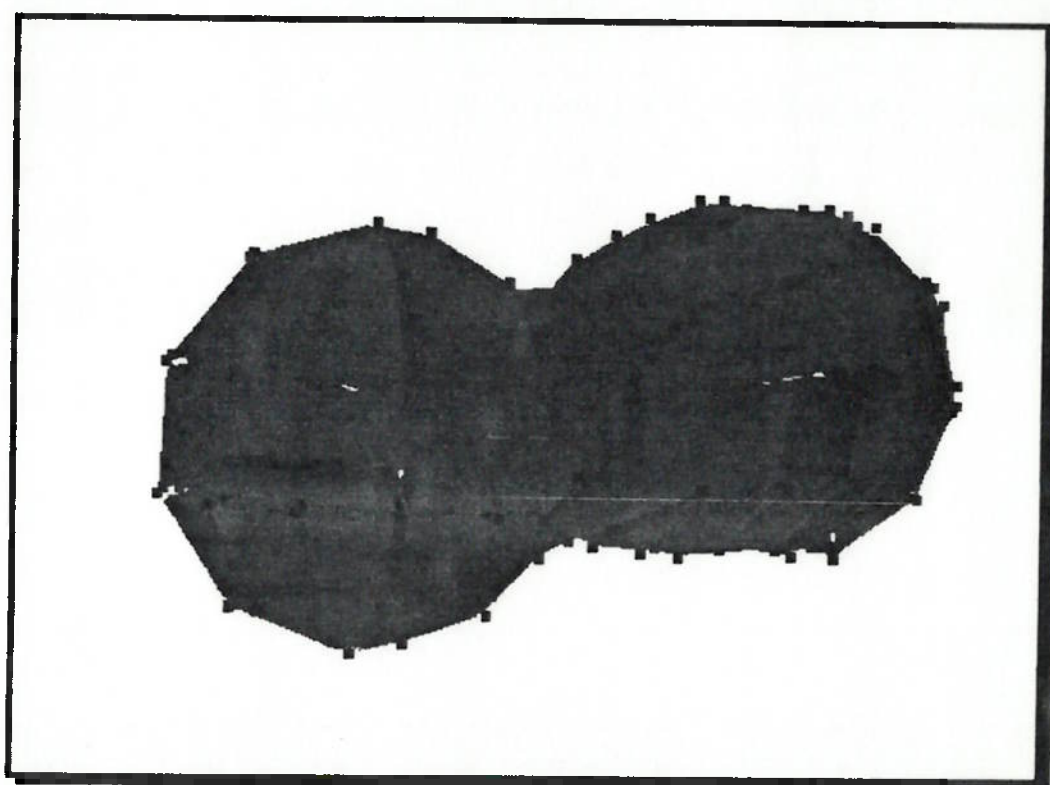
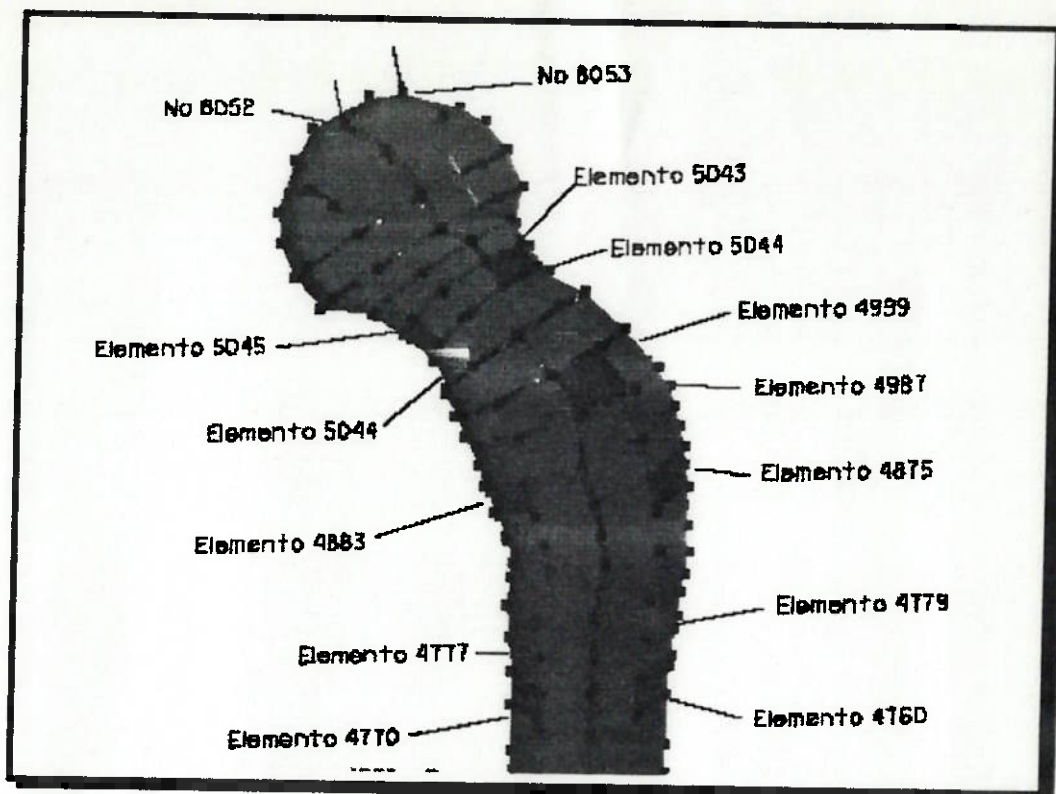


Figura 12 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista de Topo



**Figura 13 - Modelo em Elementos Finitos do Femur, vista Isométrica**

O modelo, então, foi carregado com cargas de 120, 300 e 500 % do peso corpóreo (80 Kg). As cargas foram distribuídas nos nós da cabeça do fêmur em uma área de diâmetro de 15 mm, na direção do centro da cabeça, formando ângulo de 16° de abdução na vista frontal: apenas dois nós foram carregados nesta condição. Os nós da extremidade inferior do fêmur foram fixos (deslocamentos e rotações nulos). Aos elementos da região proximal foram atribuídas propriedades distintas dos elementos da diáfise.

O primeiro modelo teve as seguintes características:

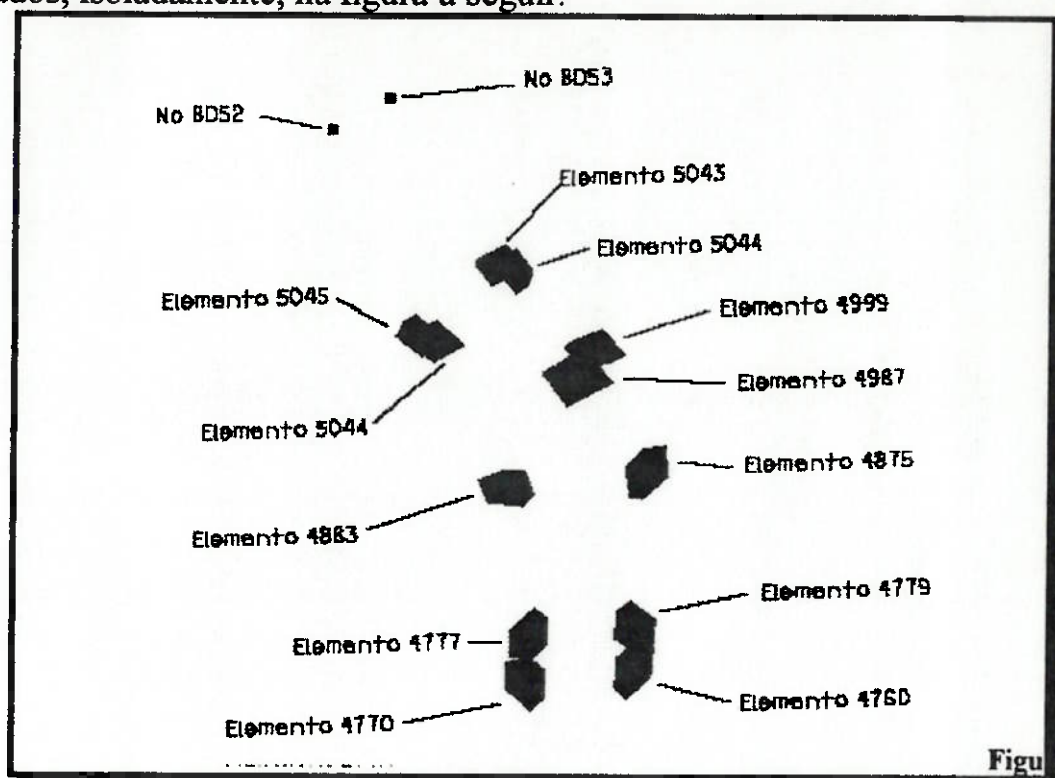
- módulo de elasticidade: 9650 Mpa na região proximal, 12500 Mpa na região da diáfise;
- coeficiente de Poisson: 0,4;
- tipo de elemento: bloco, 8 nós.
- tipo de material: isotrópico, linear.
- número de elementos por seção: 20;
- número de camadas de elementos entre o perfil externo e o interno por seção: 2;
- número de camadas de elementos na diáfise: 10;
- número médio de camadas de elementos na região da cabeça: 3;

O segundo modelo teve as seguintes características:

- módulo de elasticidade: 11000 Mpa na região proximal, 14500 Mpa na região da diáfise;
- coeficiente de Poisson: 0,4;
- tipo de elemento: bloco, 8 nós.
- tipo de material: isotrópico, linear.
- número de elementos por seção: 20;
- número de camadas de elementos entre o perfil externo e o interno por seção: 2;
- número de camadas de elementos na diáfise: 10;
- número médio de camadas de elementos na região da cabeça: 3;

O modelo foi então analisado, com o *solver* interno do *I FEM*, e os dados foram pós-processados. Determinou-se o deslocamento vertical da cabeça do fêmur, e as tensões em pontos equivalentes aos de fixação dos gages no fêmur. Para visualização, determinou-se também diagramas de tensão segundo o critério de Von Mises, de deslocamento na direção vertical, e de tensões principais e secundárias. Os dados de tensões obtidos foram, então, comparados com dados experimentais

Os elementos que representam os pontos de fixação dos gages estão representados, isoladamente, na figura a seguir:



## 4. RESULTADOS

### 4.1 VALORES OBTIDOS EM ENSAIO

Os valores obtidos nos ensaios de compressão realizados em laboratório estão relacionados nas tabelas 2 a 4.

#### 1ª SÉRIE

GAGE	PRÉ-CARGA	CARGA NOMINAL		
	4 kg Valor Inicial ( $\mu\epsilon$ )	120% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	300% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	500% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )
1	-97	-540	-1523	-2810
2	0	+54	-90	-222
3	0	-204	-540	-1034
4	0	+420	+1150	+2222
5	0	-169	-439	-845
6	0	+286	+750	+1424
7	0	+68	+155	+308
8	+1000	+598	-61	-934
9	0	+312	+911	+1769
10	0	-815	-2090	-3722
<b>Carga Inicial (kg)</b>		96	240	351
<b>Carga Final (kg)</b>		79	204	402
<b>Enlongamento <math>\Delta L</math> (mm)</b>		2,42	4,60	5,64
<b>Deformação Residual (mm)</b>	1,30			

Tabela 2 - Valores obtidos na 1ª Série de Ensaio

Tempo de acomodação da carga:

20min

(\*) - P.C. = Peso Corpóreo = 80 kg

## 2ª SÉRIE

GAGE	PRÉ-CARGA	CARGA NOMINAL		
	4 kg Valor Inicial ( $\mu\epsilon$ )	120% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	300% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	500% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )
1	0	-662	-1638	-2744
2	0	-20	-100	-168
3	0	-225	-582	-1009
4	0	+597	+1333	+2160
5	0	-192	-480	-802
6	0	+348	+830	+1364
7	0	+120	+229	+328
8	+1000	+530	-160	-900
9	0	+490	+1137	+1920
10	0	-864	-2120	-3483
<b>Carga Inicial (kg)</b>		98	240	400
<b>Carga Final (kg)</b>		90	216	347
<b>Enlongamento <math>\Delta L</math> (mm)</b>		1,76	2,80	4,00
<b>Deformação Residual (mm)</b>	0,10			

Tabela 3 - Valores obtidos na 2ª Série de Ensaio

Tempo de acomodação da carga:

20min

(\*) - P.C. = Peso Corpóreo = 80 kg

## 3ª SÉRIE

GAGE	PRÉ-CARGA	CARGA NOMINAL		
	4 kg Valor Inicial ( $\mu\epsilon$ )	120% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	300% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )	500% P.C. <sup>(*)</sup> Valor Final ( $\mu\epsilon$ )
1	0	-610	-1660	-2955
2	0	-62	-170	-360
3	0	-212	-585	-1072
4	0	+451	+1265	+2308
5	0	-173	-466	-865
6	0	+290	+828	-1488
7	0	+66	+187	+333
8	+1000	+594	-130	-1007
9	0	+437	+1175	+2069
10	0	-806	-2162	-3765
<b>Carga Inicial (kg)</b>		96	241	402
<b>Carga Final (kg)</b>		83	222	377
<b>Enlongamento <math>\Delta L</math> (mm)</b>		2,88	4,08	4,93
<b>Deformação Residual (mm)</b>	0,36			

Tabela 4 - Valores obtidos na 3ª Série de Ensaio

Tempo de acomodação da carga:

20min

(\*) - P.C. = Peso Corpóreo = 80 kg

## 4.2 EQUAÇÕES DAS RETAS OBTIDAS POR REGRESSÃO

Com os valores obtidos, e tabelas anteriormente, calculamos a regressão linear (cálculo estatístico conforme COSTA NETO,1939), com três amostras para cada gage. Em seguida determinamos os valores de deformação correspondente a cada valor nominal de carregamento sobre a reta obtida por regressão.

Gage	Equação da Reta
1	$17,837 - 6,279.x$
2	$27,864 - 0,598.x$
3	$19,353 - 2,314.x$
4	$-25,687 + 4,963.x$
5	$12,806 - 1,863.x$
6	$-17,934 + 3,179.x$
7	$3,272 + 0,713.x$
8	$1018,469 - 4,344.x$
9	$-28,265 + 4,290.x$
10	$37,004 - 8,382.x$

Tabela 5 - Regressão Linear dos Valores de Ensaio

## VALORES DE DEFORMAÇÃO REGREDIDOS LINEARMENTE

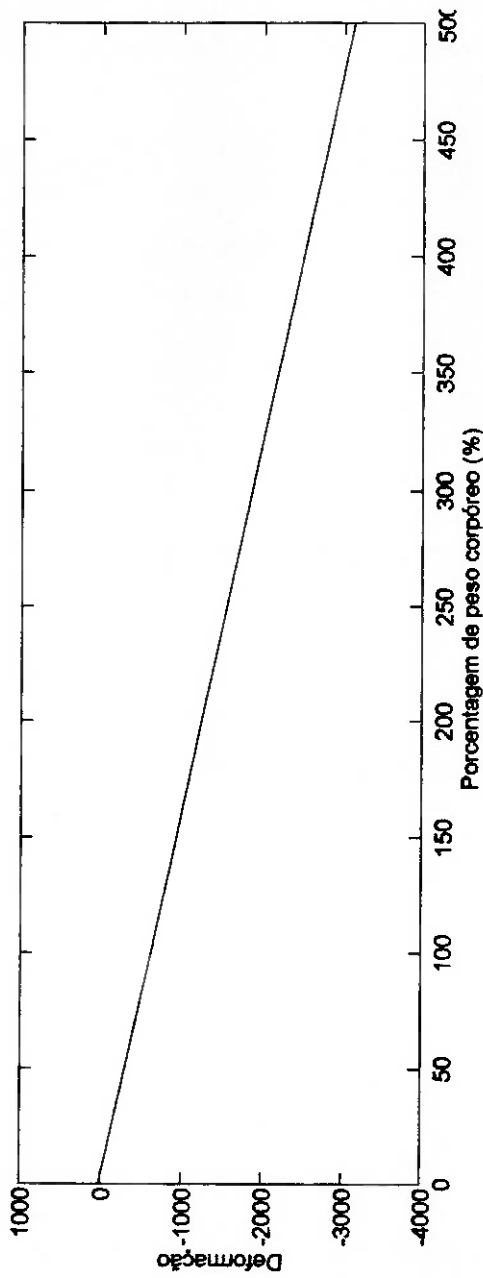
GAGE	CARGA NOMINAL				COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO LINEAR - r
	0% ( $\mu\epsilon$ )	120% ( $\mu\epsilon$ )	300% ( $\mu\epsilon$ )	500% ( $\mu\epsilon$ )	
1	17.84	-735.59	-1865.72	-3121.43	-0.9987
2	27.86	-43.92	-151.60	-271.25	-0.8986
3	19.35	-588.32	-674.83	-1137.63	-0.9983
4	-25.69	569.83	1463.10	2455.62	0.9982
5	12.81	-210.72	-546.02	-918.57	-0.9982
6	-17.93	363.49	935.61	1571.34	0.9990
7	3.27	88.83	217.16	359.74	0.9886
8	1018.47	497.19	-284.73	-1153.52	-0.9993
9	-28.27	486.56	1258.79	2116.82	0.9957
10	37.00	-968.88	-2477.70	-4154.176	-0.9975

Tabela 6 - Valores de Deformação para as Cargas Nominais (\*) - P.C. = Peso Corpóreo

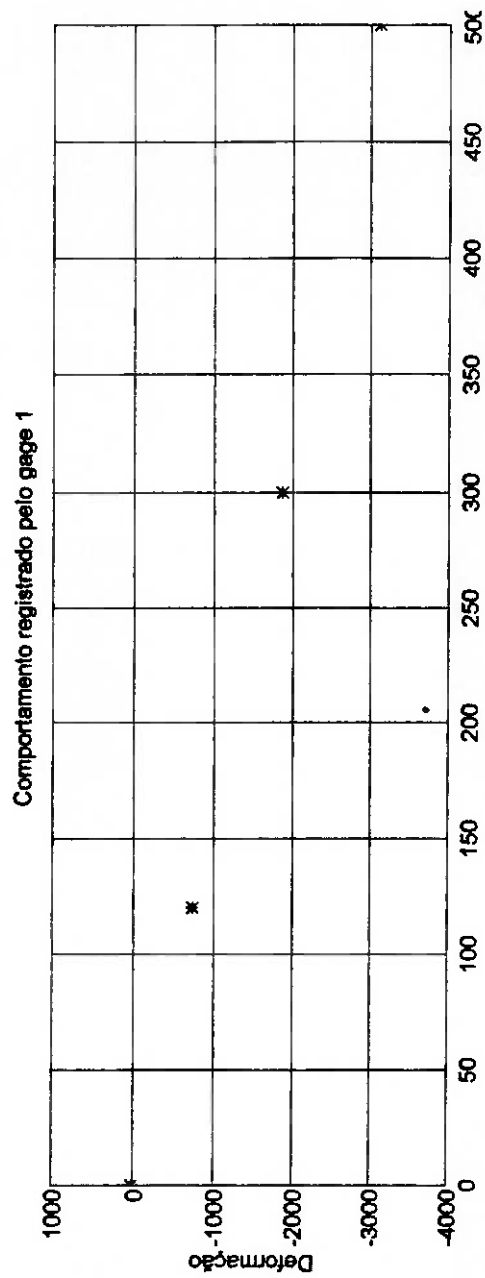
**4.3 GRÁFICOS DOS GAGES**

Os gráficos das retas de comportamento de cada gage foram traçados pelo programa MATLAB, a partir dos valores da Tabela 6.

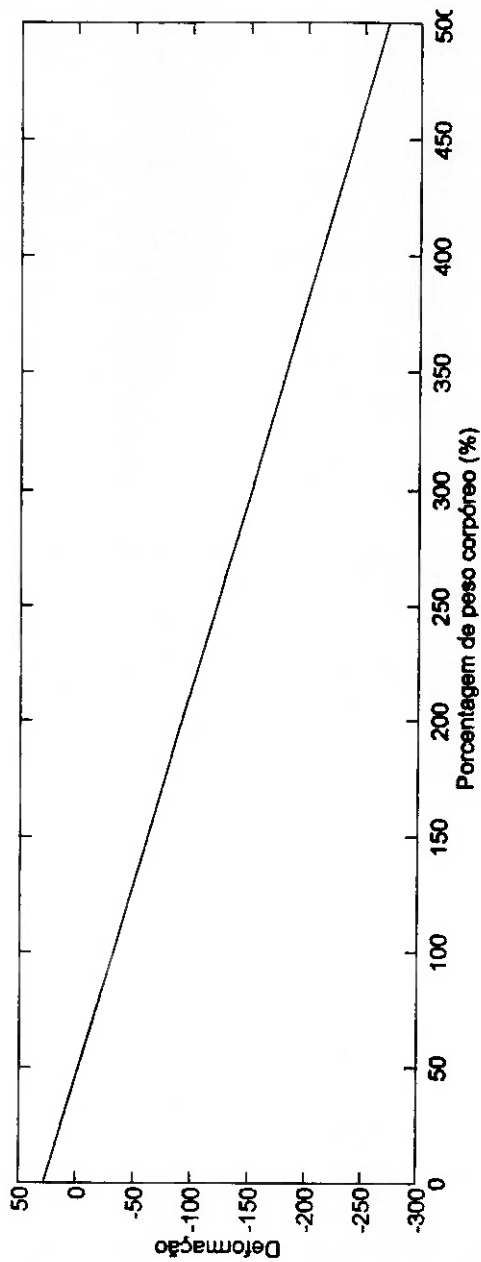
**GRÁFICO 1 - RETA OBTIDA DA REGRESÃO LINEAR / GAGE 1**



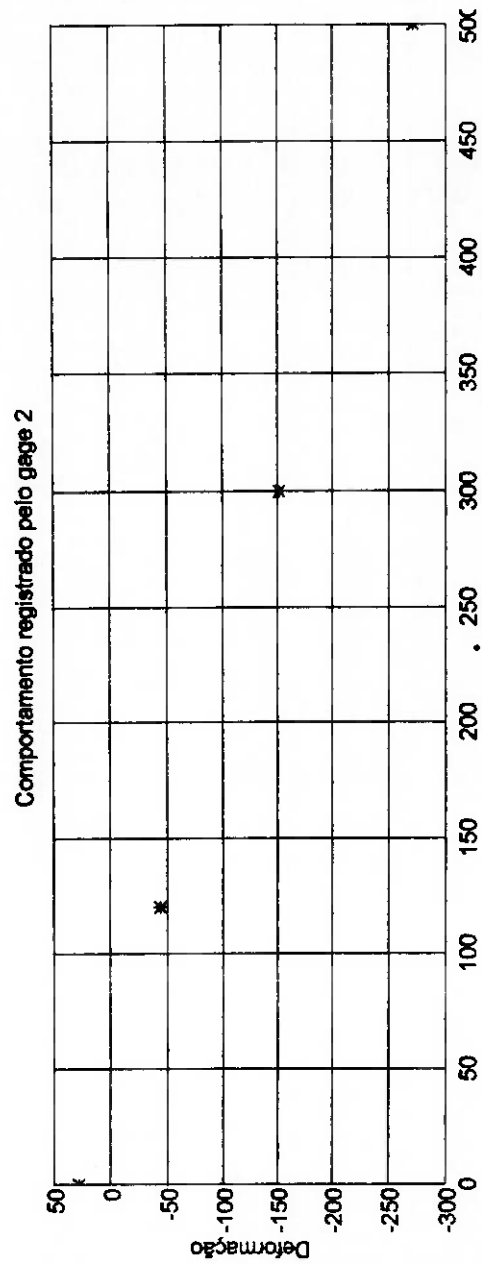
**GRÁFICO 2 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 1**



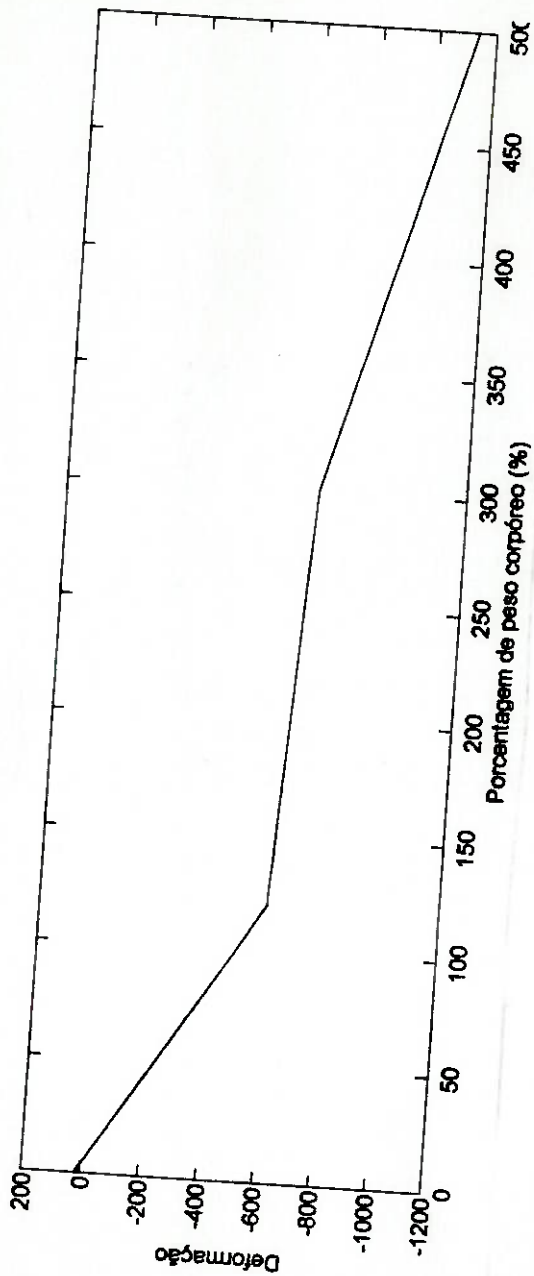
**GRÁFICO 3- RETA OBTIDA DA REGRESÃO LINEAR / GAGE 2**



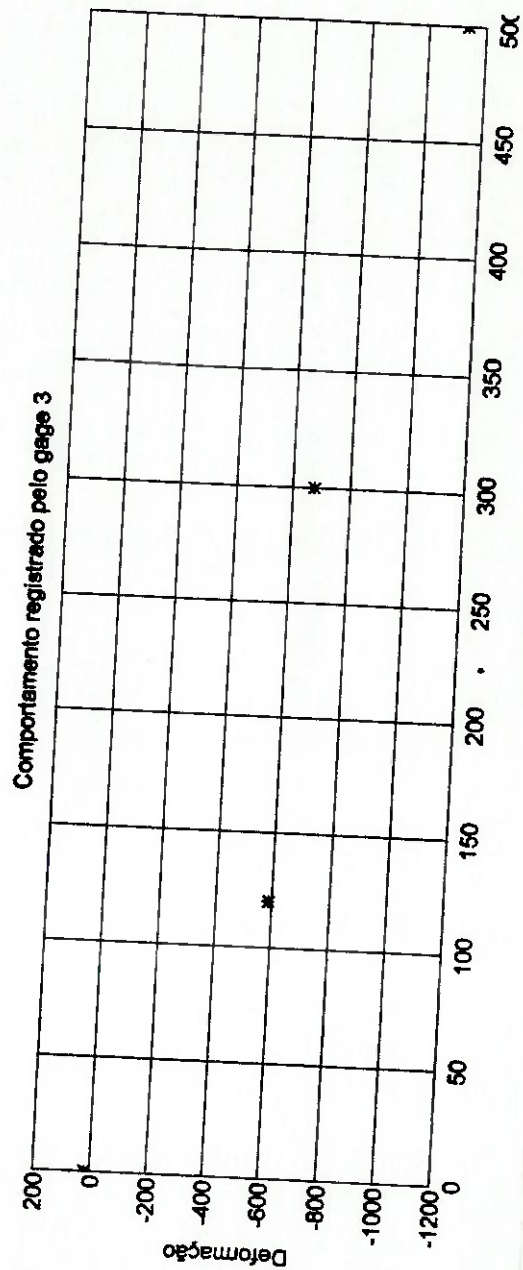
**GRÁFICO 4 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 2**



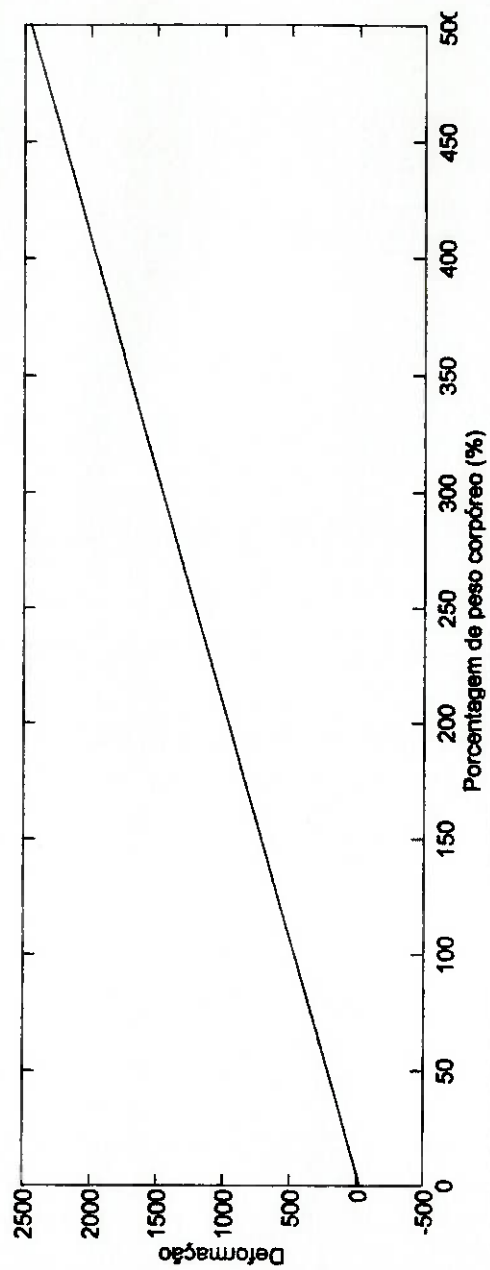
**GRÁFICO 5 - RETA OBTIDA DA REGRESÃO LINEAR / GAGE 3**



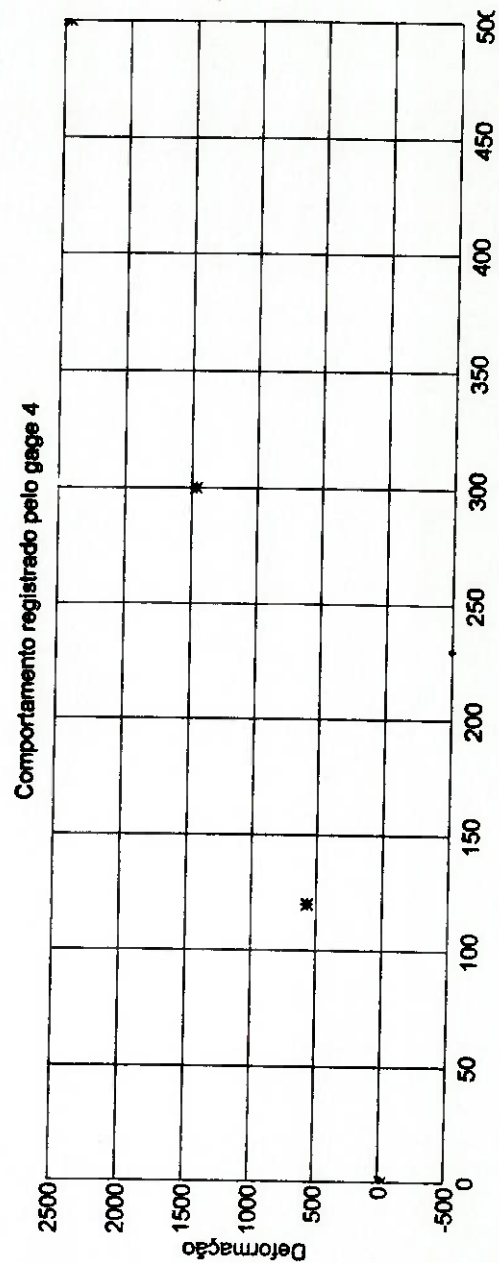
**GRÁFICO 6 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 3**



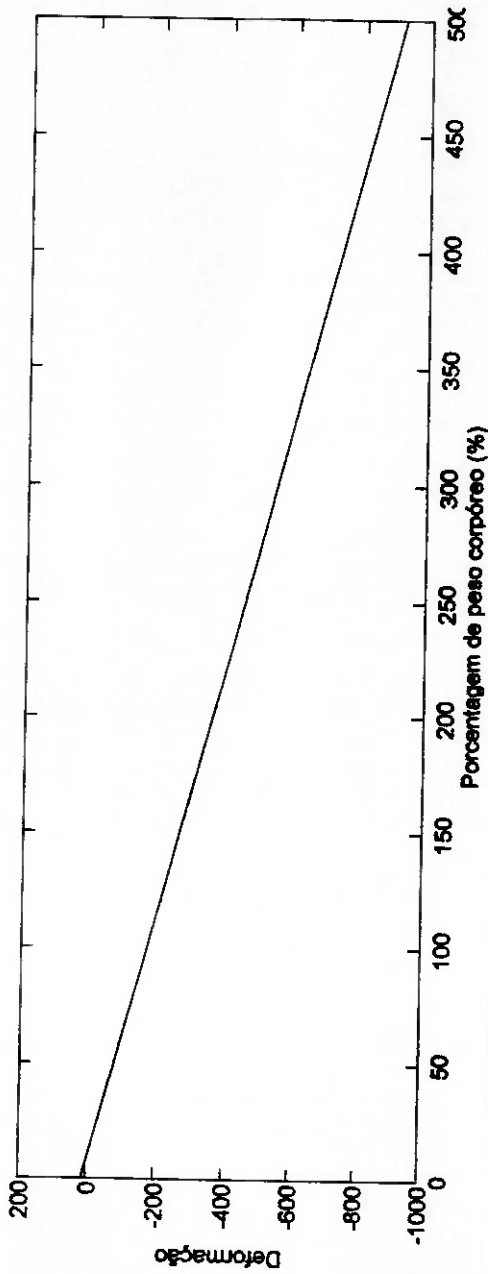
**GRÁFICO 7 - RETA OBTIDA DA  
REGRESÃO LINEAR / GAGE 4**



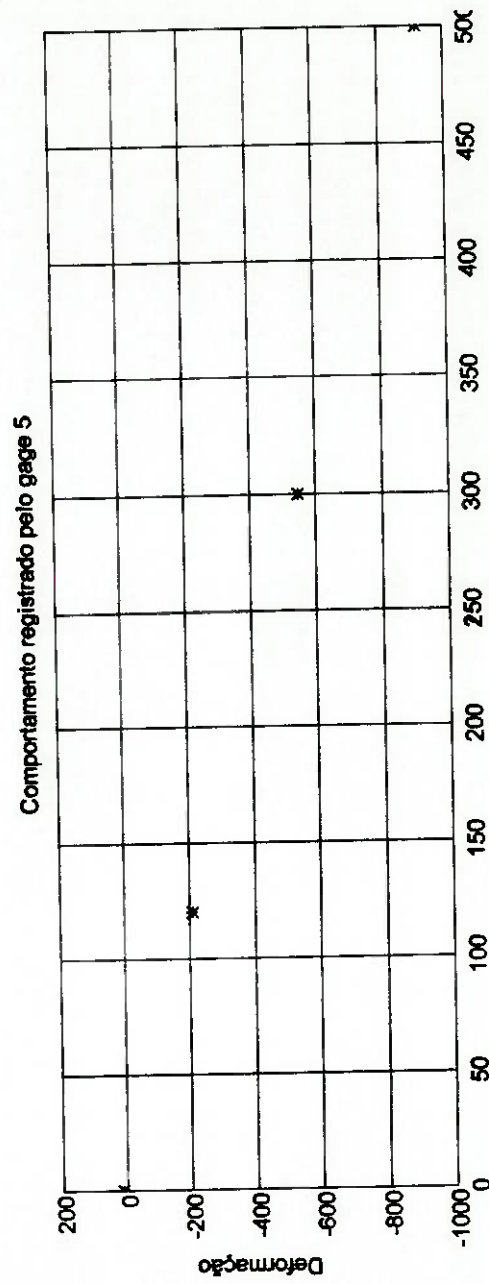
**GRÁFICO 8 - PONTOS DA TABELA 6  
PARA O GAGE 4**



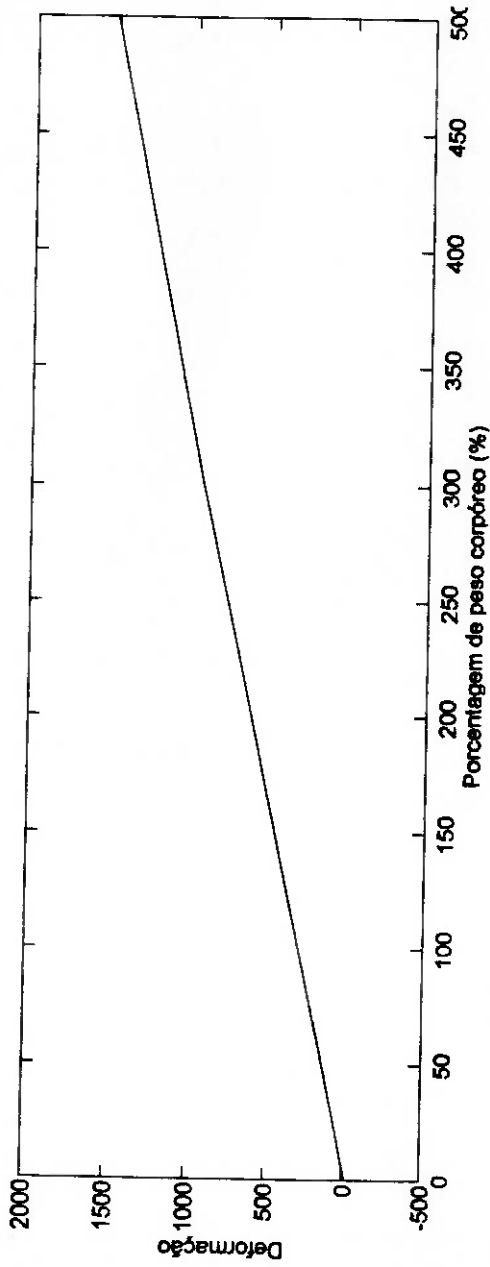
**GRÁFICO 9 - RETA OBTIDA DA REGRESÃO LINEAR / GAGE 5**



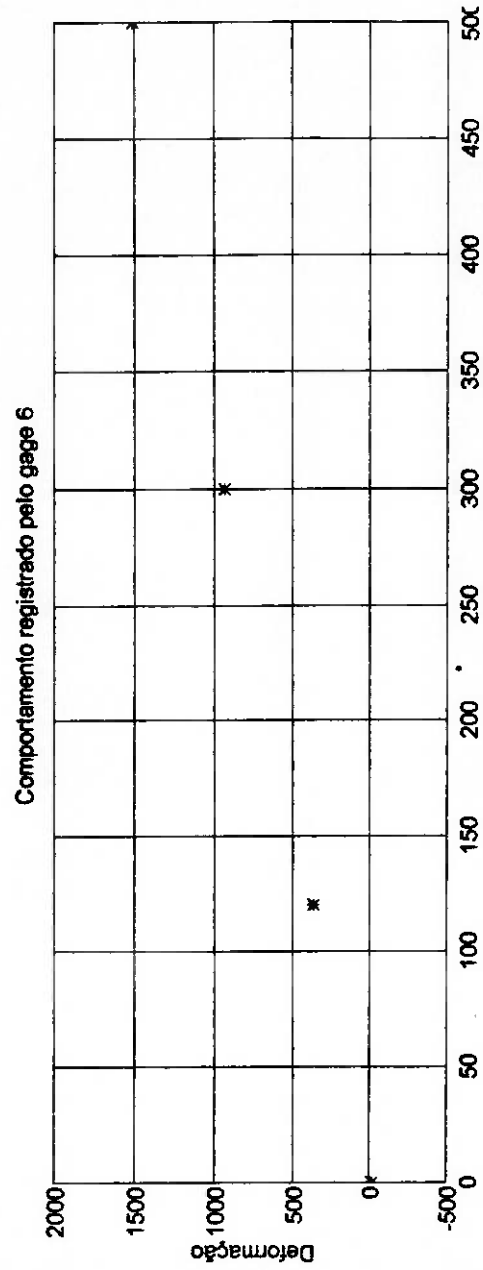
**GRÁFICO 10 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 5**



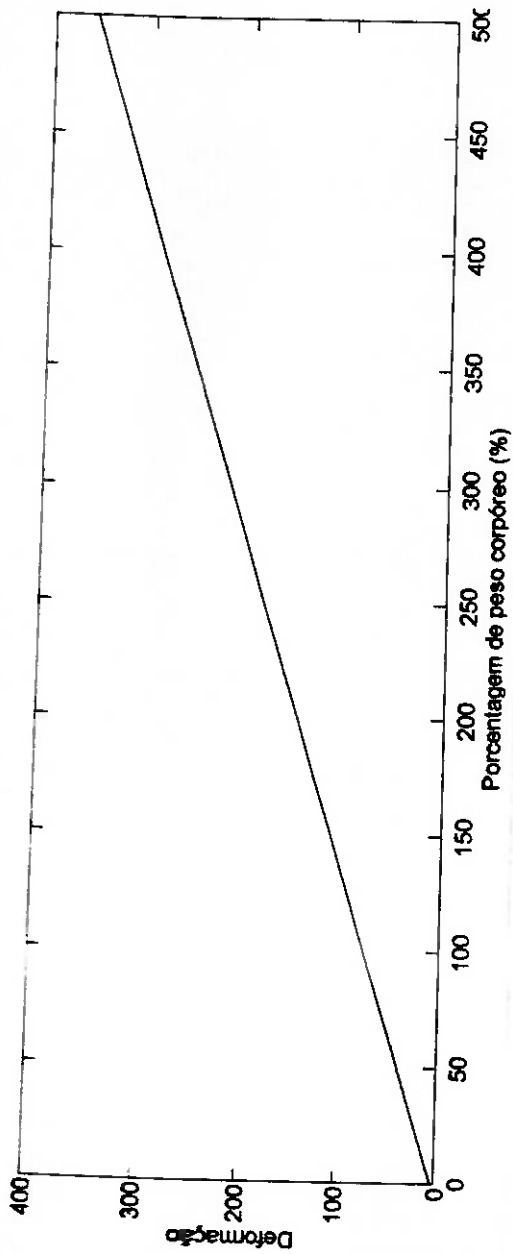
**GRÁFICO 11 - RETA OBTIDA DA REGRESÃO LINEAR / GAGE 1**



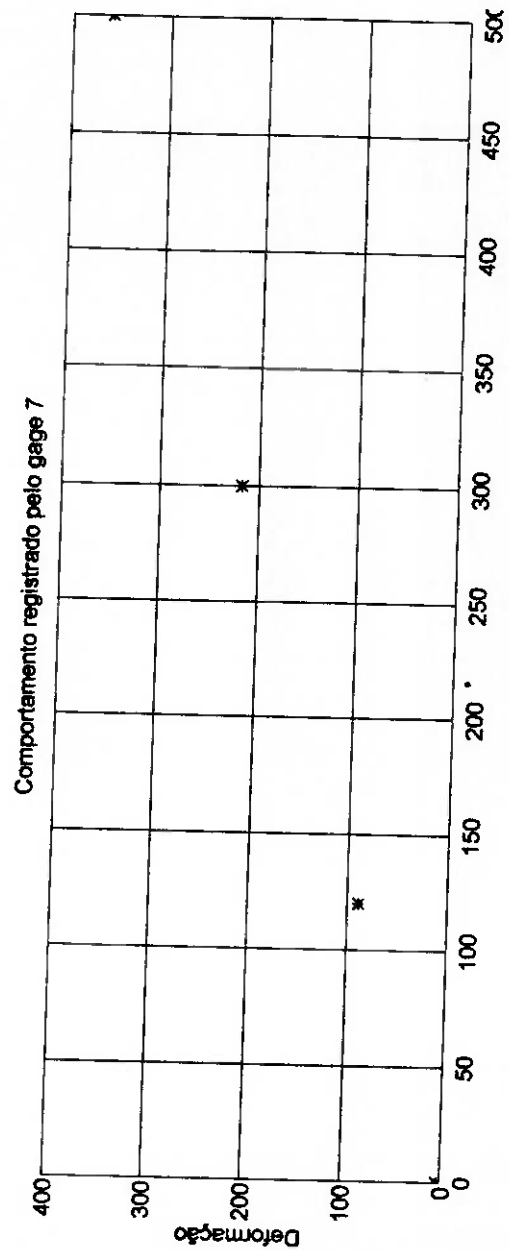
**GRÁFICO 12 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 1**



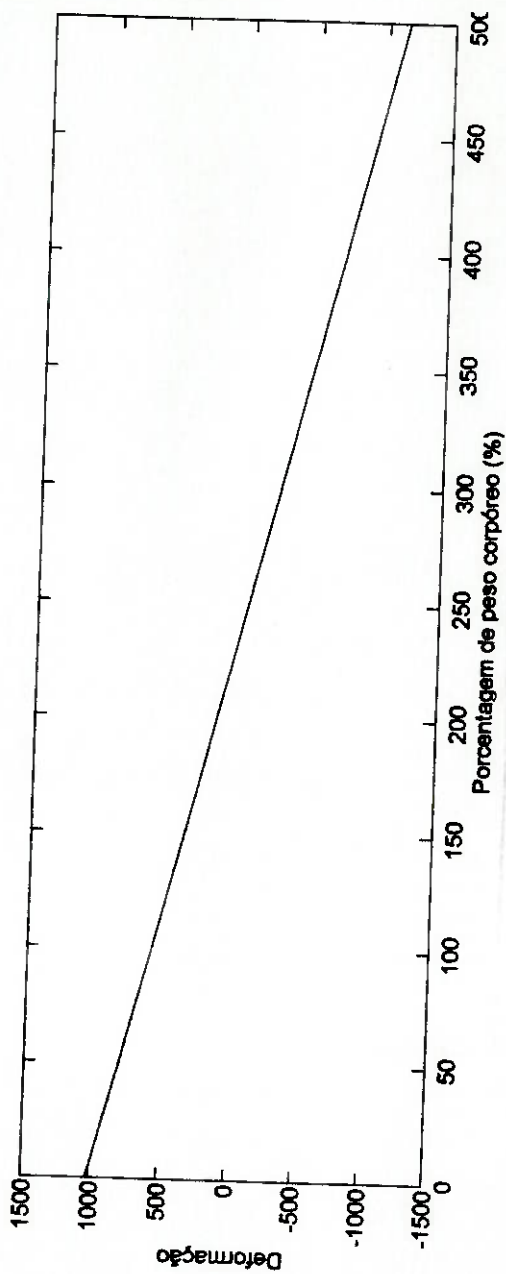
**GRÁFICO 13 - RETA OBTIDA DA  
REGRESSÃO LINEAR / GAGE 7**



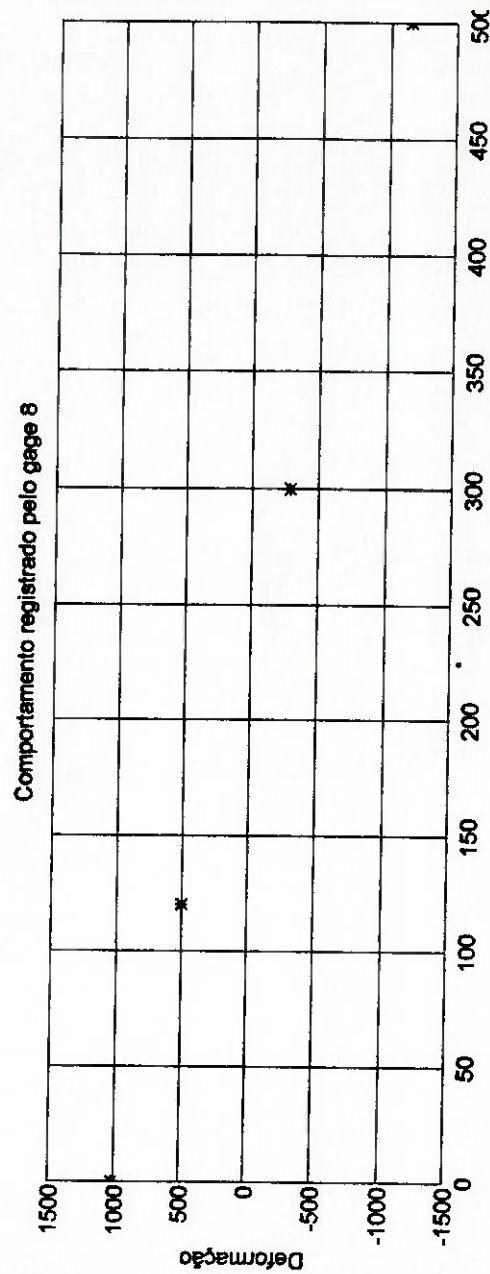
**GRÁFICO 14 - PONTOS DA TABELA 6  
PARA O GAGE 7**



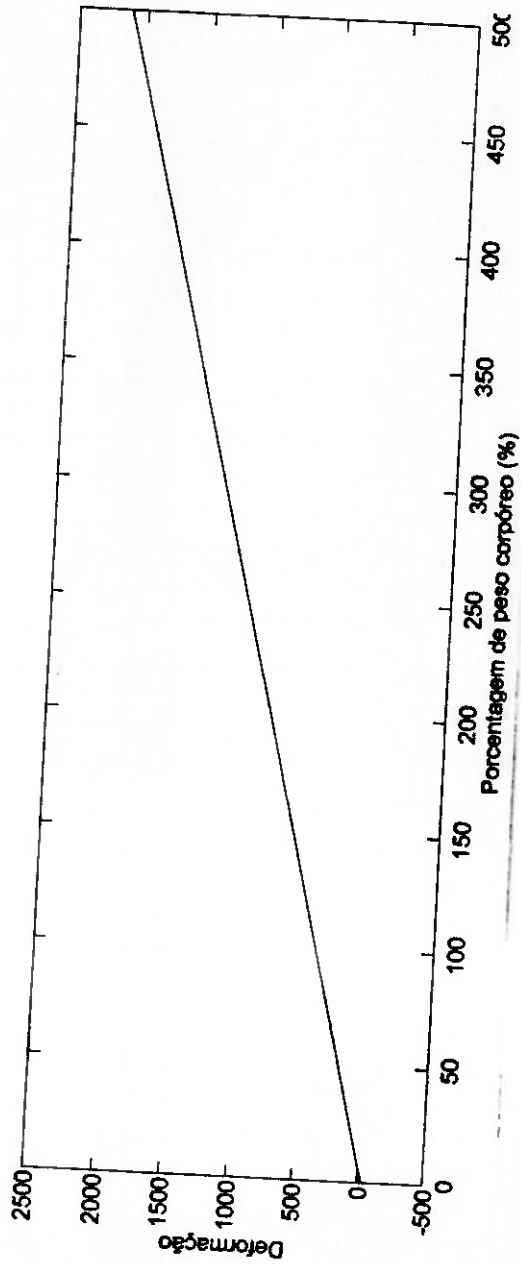
**GRÁFICO 15 - RETA OBTIDA DA  
REGRESÃO LINEAR / GAGE 8**



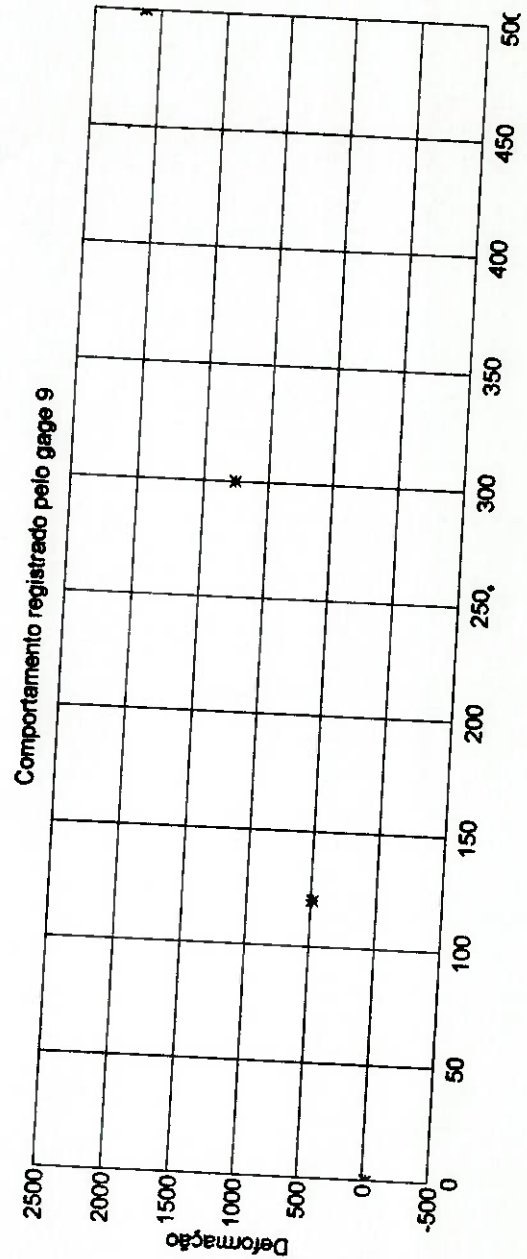
**GRÁFICO 16 - PONTOS DA TABELA 6  
PARA O GAGE 8**



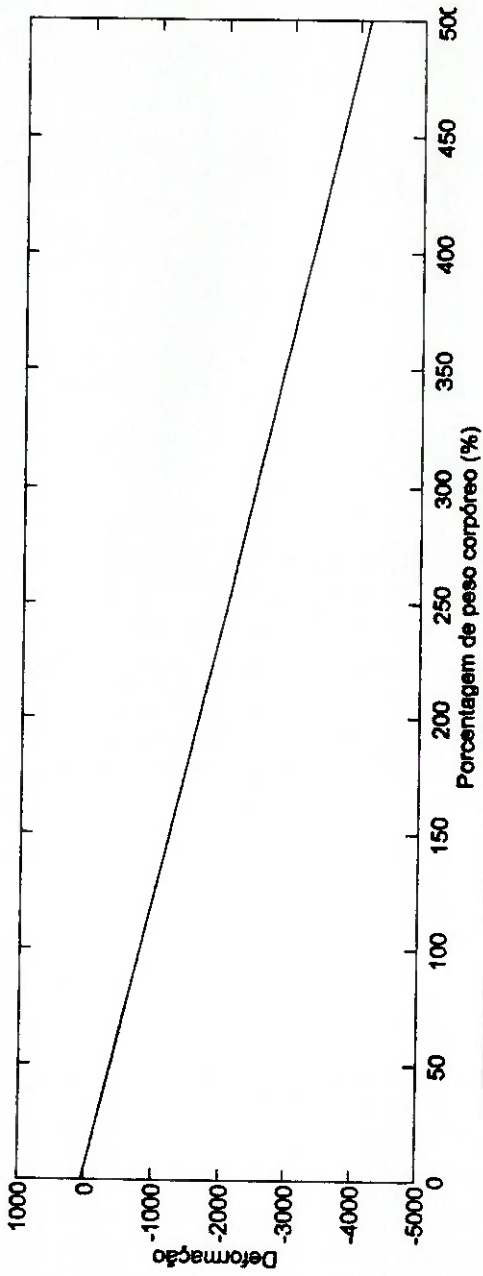
**GRÁFICO 17 - RETA OBTIDA DA REGRESSÃO LINEAR / GAGE 9**



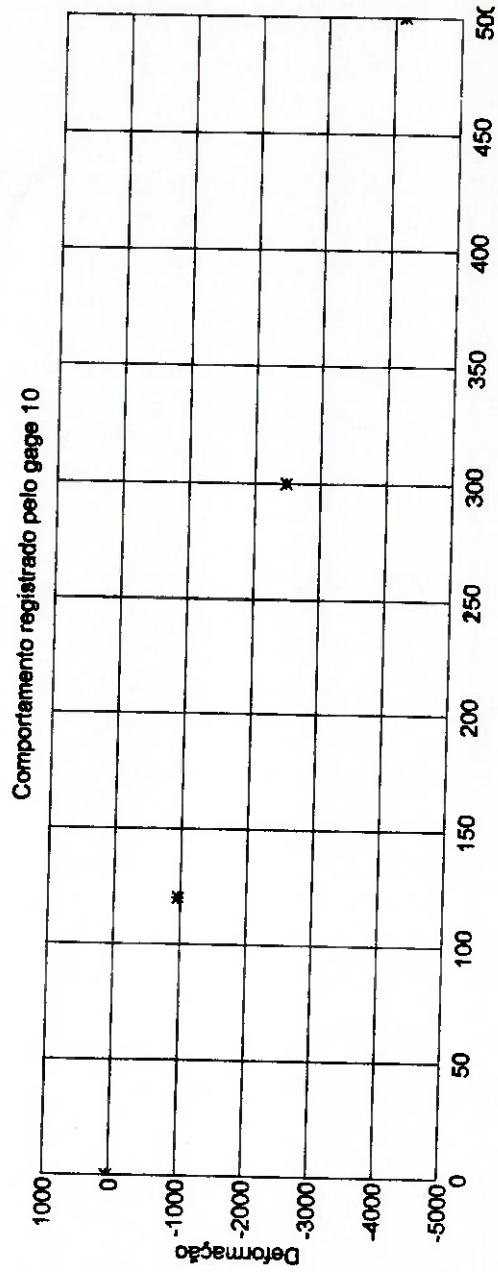
**GRÁFICO 18 - PONTOS DA TABELA 6 PARA O GAGE 9**



**GRÁFICO 19 - RETA OBTIDA DA  
REGRESÃO LINEAR / GAGE 10**



**GRÁFICO 20 - PONTOS DA TABELA 6  
PARA O GAGE 10**



**4.4 CARACTERÍSTICAS DO ENSAIO****VALORES MÉDIOS DOS ENSAIOS**

GRANDEZA	CARGA NOMINAL		
	120% P.C. <sup>(*)</sup>	300% P.C. <sup>(*)</sup>	500% P.C. <sup>(*)</sup>
<b>Carga Inicial</b>	96,67 kg (120,83 %p.c.)	240,33 kg (300,42 %p.c.)	401,33 kg (501,67 %p.c.)
<b>Carga Final</b>	84 kg (105 %p.c.)	214 kg (267,5 %p.c.)	358,33 kg (447,92 %p.c.)
<b>Enlongamento AL</b>	2,533 ± 0,796 (mm)	3,827 ± 1,310 (mm)	4,857 ± 1,163 (mm)

Tabela 7 - Valores Médios de Ensaio Tempo de acomodação da carga: 20min

(\*) - P.C. = Peso Corpóreo = 80 kg

**DEFORMAÇÃO RESIDUAL COM PRÉ-CARGA DE 4 kg**

0,587 ± 0,893(mm)

Da observação das camadas de silicone de cada ensaio foi possível estudar a região de aplicação de carregamento. Nos três ensaios ocorreu uma deformação semelhante na espessura da camada. Em seu centro houve um esvaziamento total de material, portanto aí ocorreu o contato direto entre a cabeça femoral e o dispositivo de alumínio. A área onde ocorreu este contato direto caracteriza a superfície de contato. A distribuição de carga é inversamente proporcional à espessura final de cada ponto da camada de silicone. A figura abaixo serve de ilustração da conclusão a que se chegou da observação do resultado obtido.

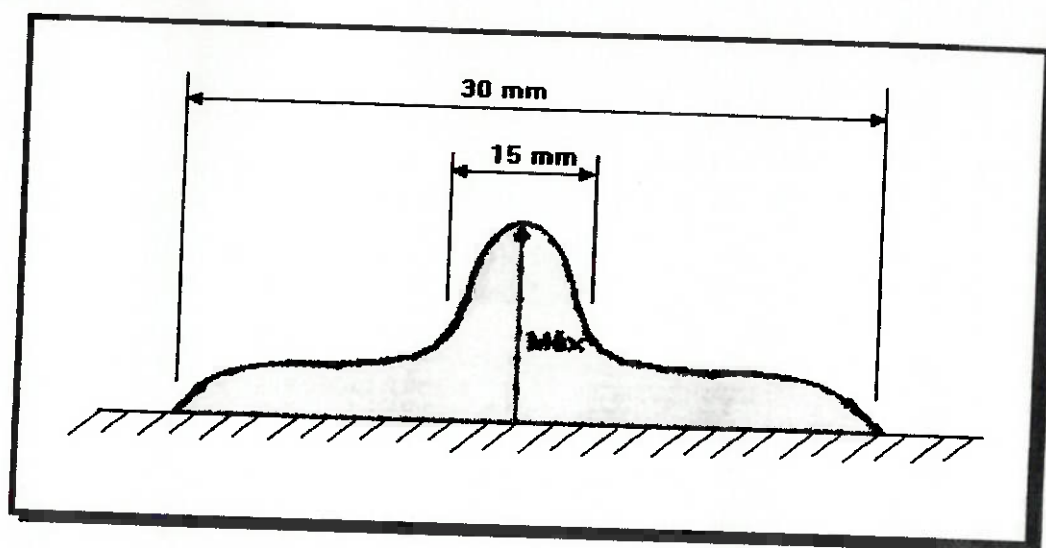


Figura 15 - Distribuição de Tensão de Carregamento na Cabeça Femoral

O pico de máxima tensão ocorre junto ao centro de uma calota esférica<sup>1</sup> cuja circunferência determinada pelo corte da calota apresentava um diâmetro de 30mm. As tensões decrescem radialmente em torno do ponto de máximo. Em um raio de 7,5mm ao redor deste ponto pode-se constatar que todo o silicone havia escoado e contato fora de natureza osso-alumínio.

<sup>1</sup> O raio da calota é o da cabeça femoral. No caso, o diâmetro da cabeça do femur media 48mm. Este diâmetro foi determinado com o auxílio de um paquímetro e confirmado no raio X, segundo o procedimento explicado por KITADAI (1988)

#### 4.5 VALORES OBTIDOS NO MODELAGEM EM ELEMENTOS FINITOS

<b>Tensão Principais (MPa)</b>						
<b>s</b>						
<b>Análise</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>Carga (kgf)</b>	98	240	400	98	240	400
<b>Módulo de Elasticidade (MPa)</b>	9650	9650	9650	7500	7500	7500
<b>Gage 1</b>	-7,89	-19,74	-32,89	-7,84	-19,59	-32,65
<b>Gage 2</b>	-1,53	-3,81	-6,36	-1,44	-3,60	-6,00
<b>Gage 3</b>	2,65	6,63	11,05	2,53	6,33	10,54
<b>Gage 4</b>	2,08	5,19	8,65	1,93	4,82	8,03
<b>Gage 5</b>	-3,50	-8,76	-14,59	-3,56	-8,91	-14,84
<b>Gage 6</b>	5,41	13,53	22,55	5,46	13,65	22,75
<b>Gage 7</b>	1,01	2,52	4,26	1,05	2,65	4,41
<b>Gage 8</b>	-4,29	-10,73	-17,87	-4,40	-11	-18,33
<b>Gage 9</b>	4,11	10,26	17,11	4,26	10,64	17,73
<b>Gage 10</b>	-7,94	-19,85	-33,08	-8,09	-20,24	-33,76

Tabela 8 - Tensões Previstas nos Gages

Análise	Deformação Principal (MPa)					
	1	2	3	4	5	6
Carga (kgf)	98	240	400	98	240	400
Módulo de Elasticidade (MPa)	9650	9650	9650	7500	7500	7500
Gage 1	-817,62	-2045,6	-	-	-2612	-
			3408,29	1045,33		4353,33
Gage 2	-158,55	-394,82	-659,07	-192	-480	-800
Gage 3	274,61	687,04	1145,08	337,33	844	1405,33
						3
Gage 4	215,54	537,82	896,37	257,33	642,67	1070,67
Gage 5	-362,70	-907,77	-	-474,67	-1188	-
			1511,92			1978,67
Gage 6	560,62	1402,07	2336,79	728	1820	3033,33
			3			
Gage 7	104,663	261,14	441,46	140	353,33	588
	2					
Gage 8	-444,56	-	-	-586,67	-	-2444
		1111,92	1851,81		1466,67	
Gage 9	425,91	1063,21	1773,06	568	1418,67	2364
Gage 10	-822,80	-	-	-	-	-
		2057,00	3427,98	1078,67	2698,67	4501,33

Tabela 9 - Deformações Previstas nos Gages

### 4.6 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA ANÁLISE

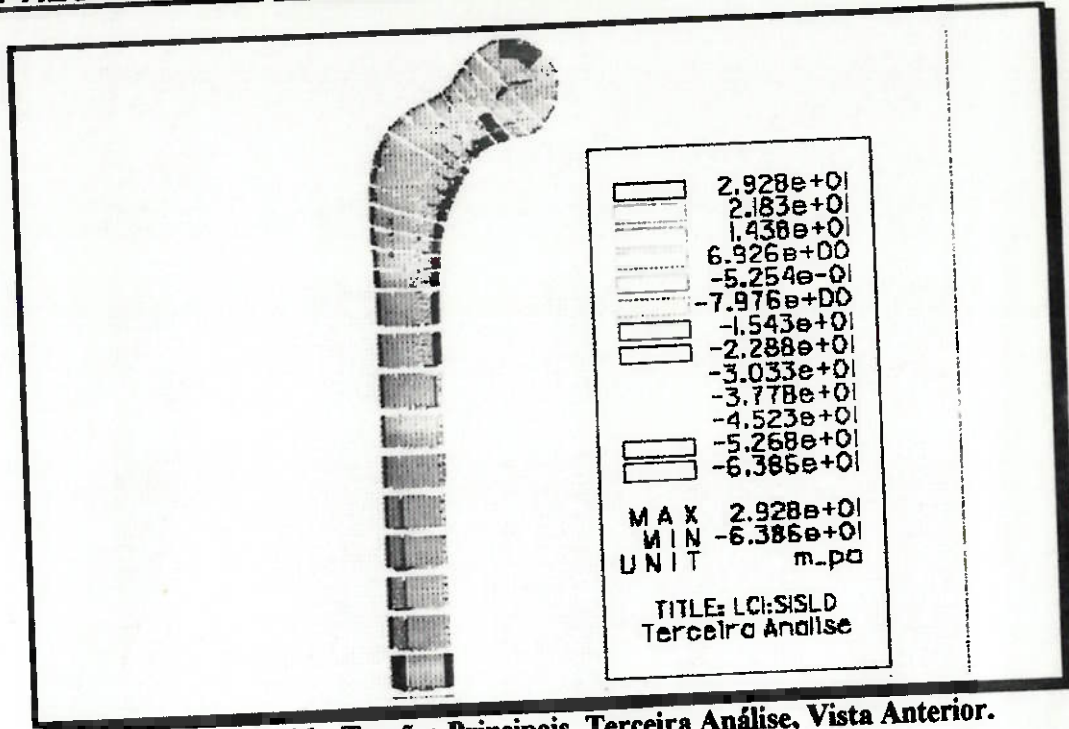


Figura 16 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Anterior.

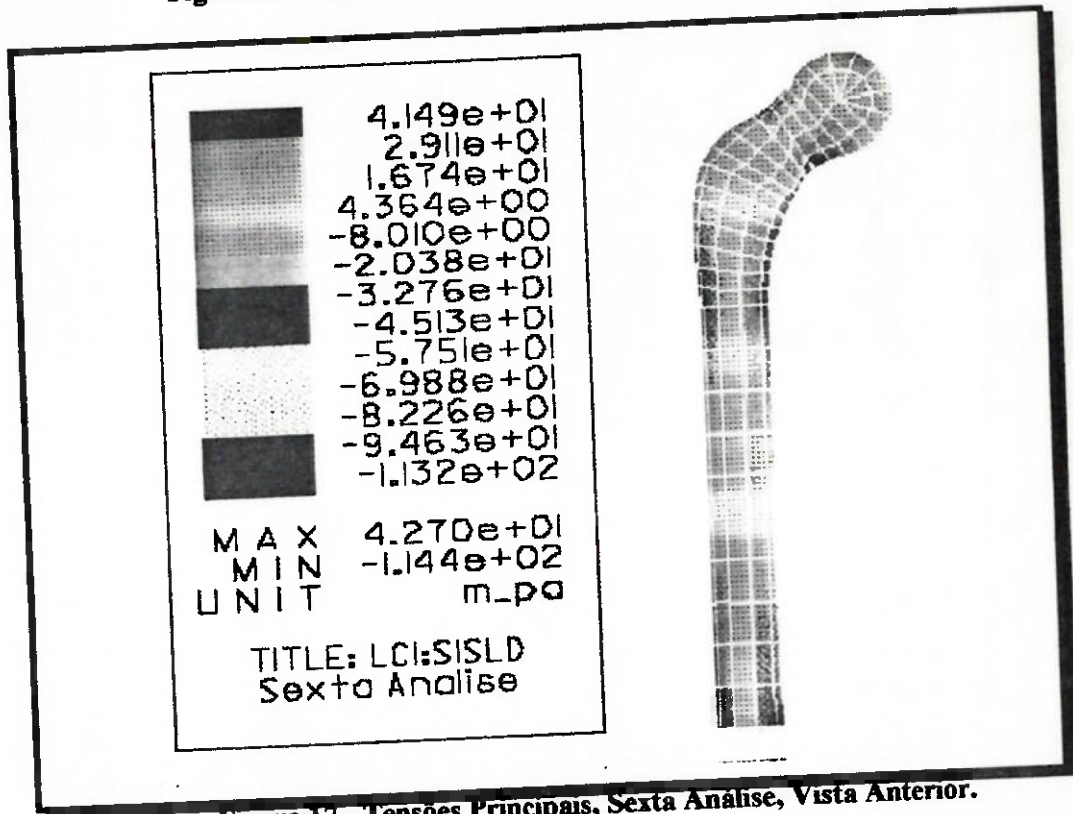


Figura 17 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Anterior.

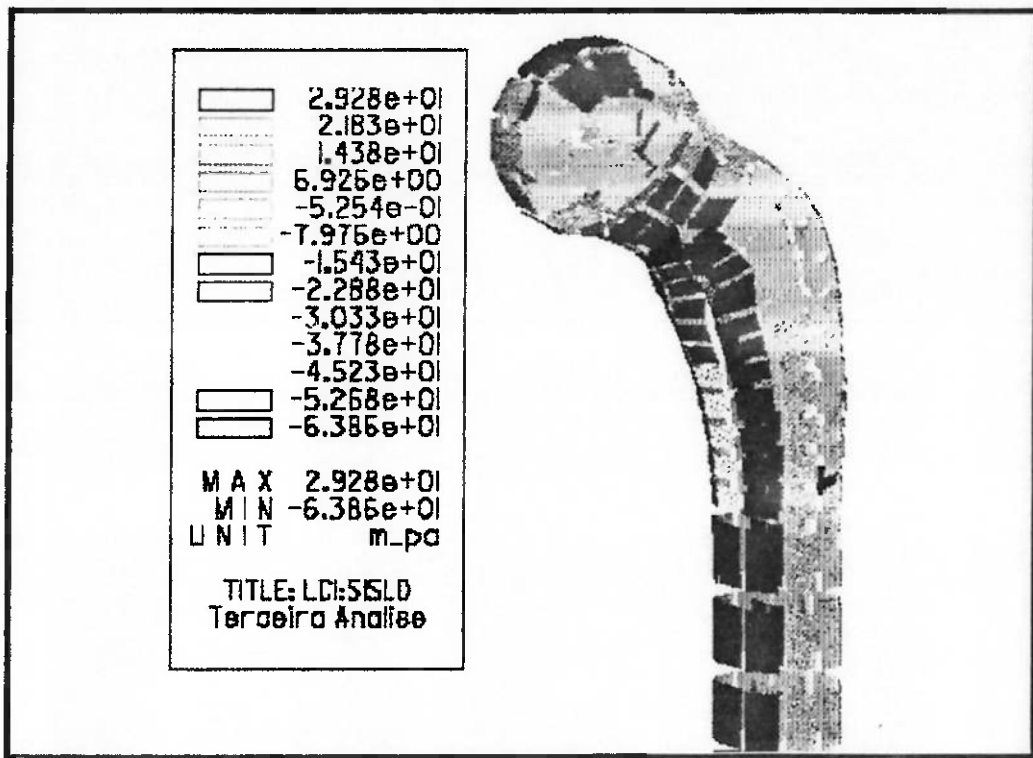


Figura 18 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Isométrica.

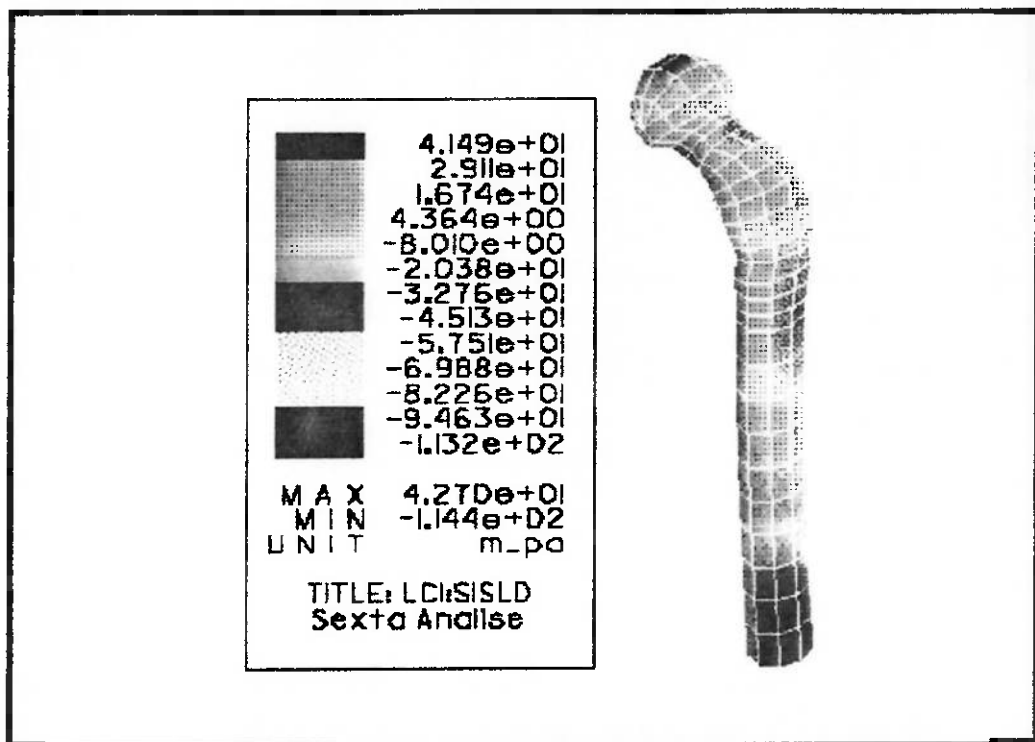


Figura 19 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Isométrica.

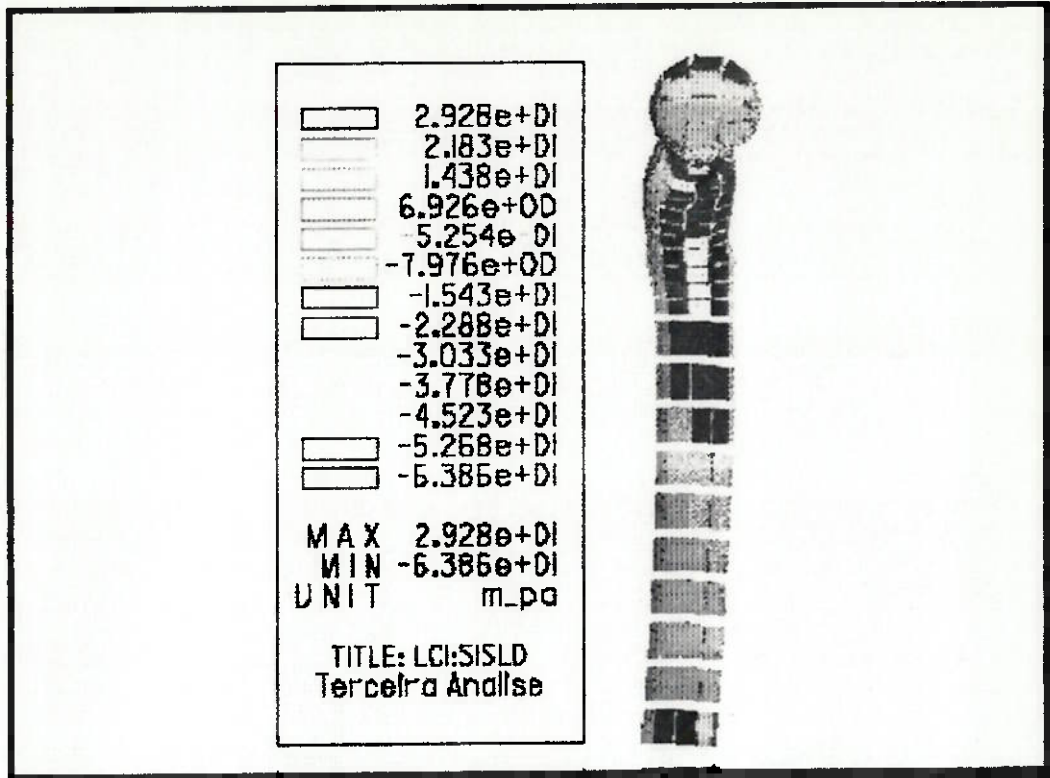


Figura 20 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Direita.

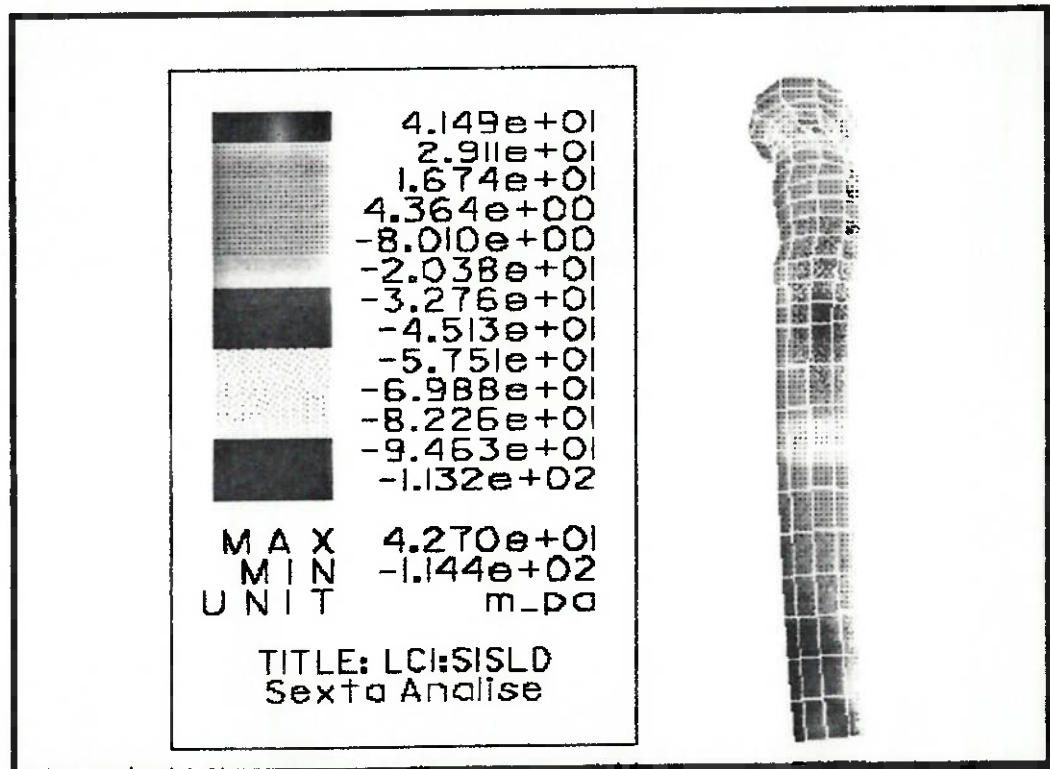


Figura 21 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Direita.

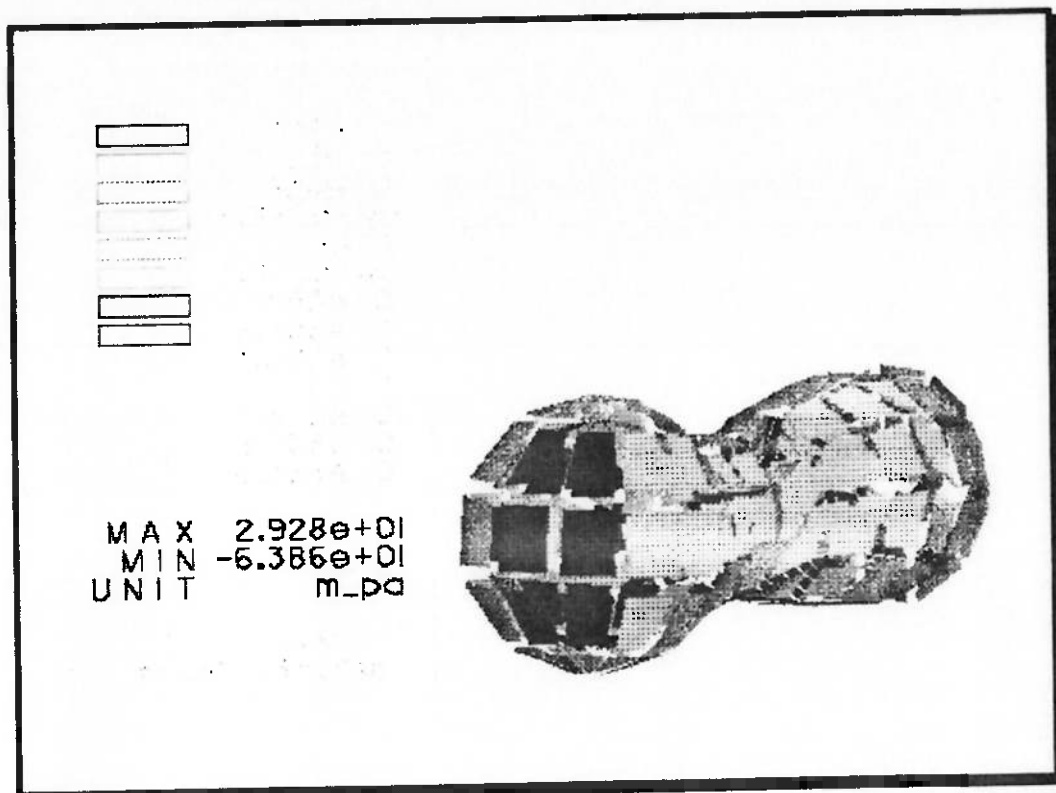


Figura 22 - Tensões Principais, Terceira Análise, Vista de Topo.

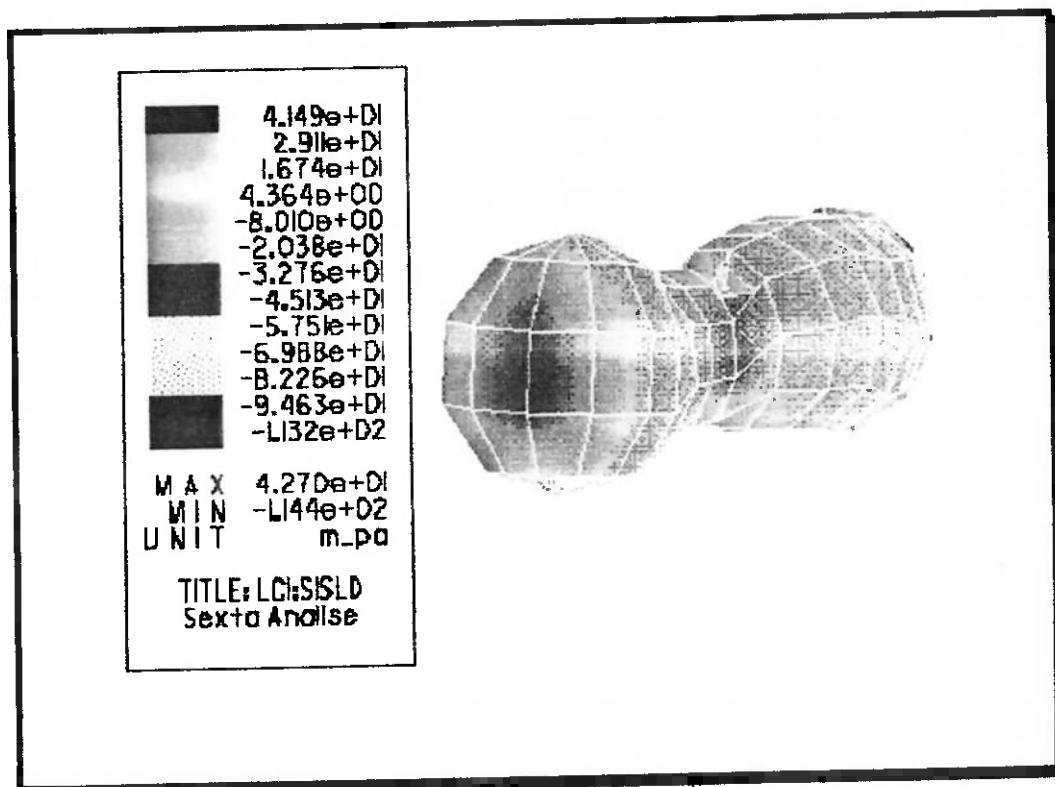


Figura 23 - Tensões Principais, Sexta Análise, Vista de Topo.

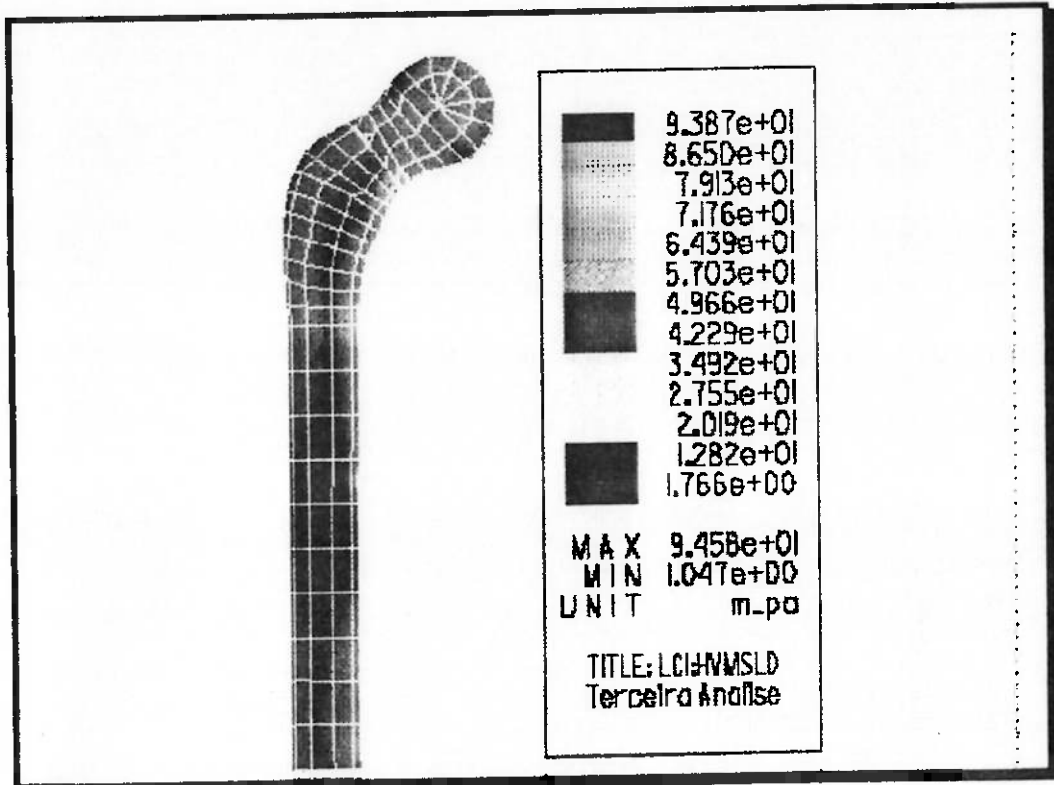


Figura 24 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Terceira Análise, Vista Anterior.

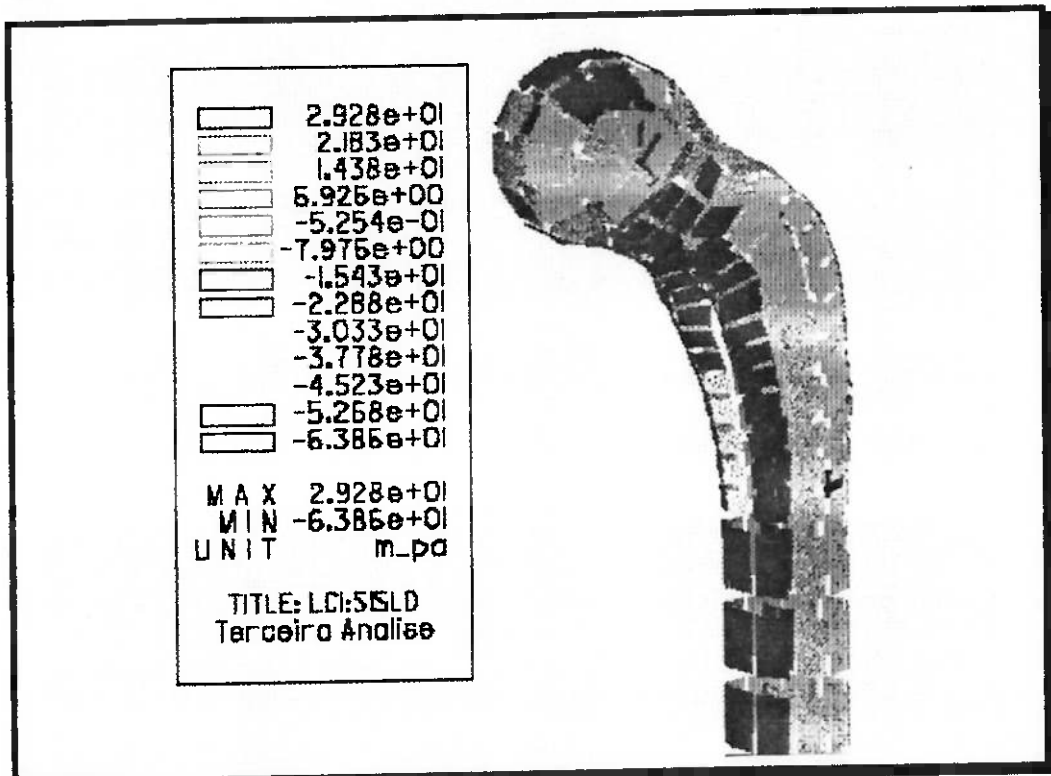


Figura 25 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Sexta Análise, Vista Anterior.

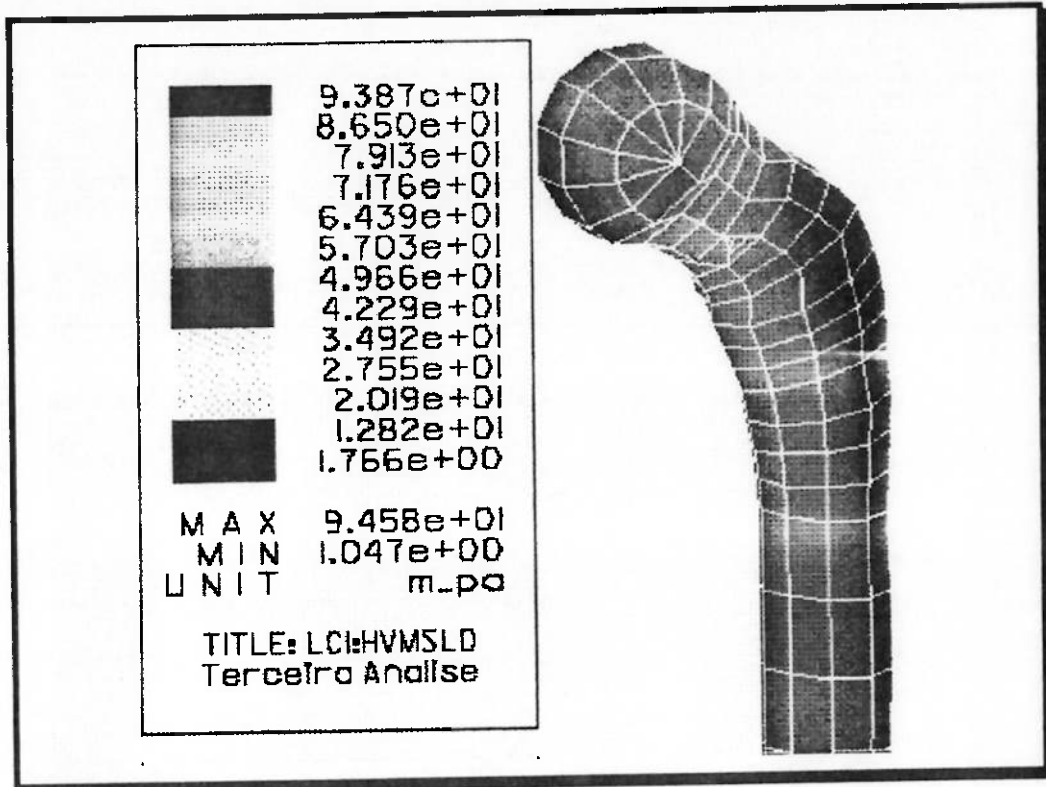


Figura 26 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Terceira Análise, Vista Isométrica.

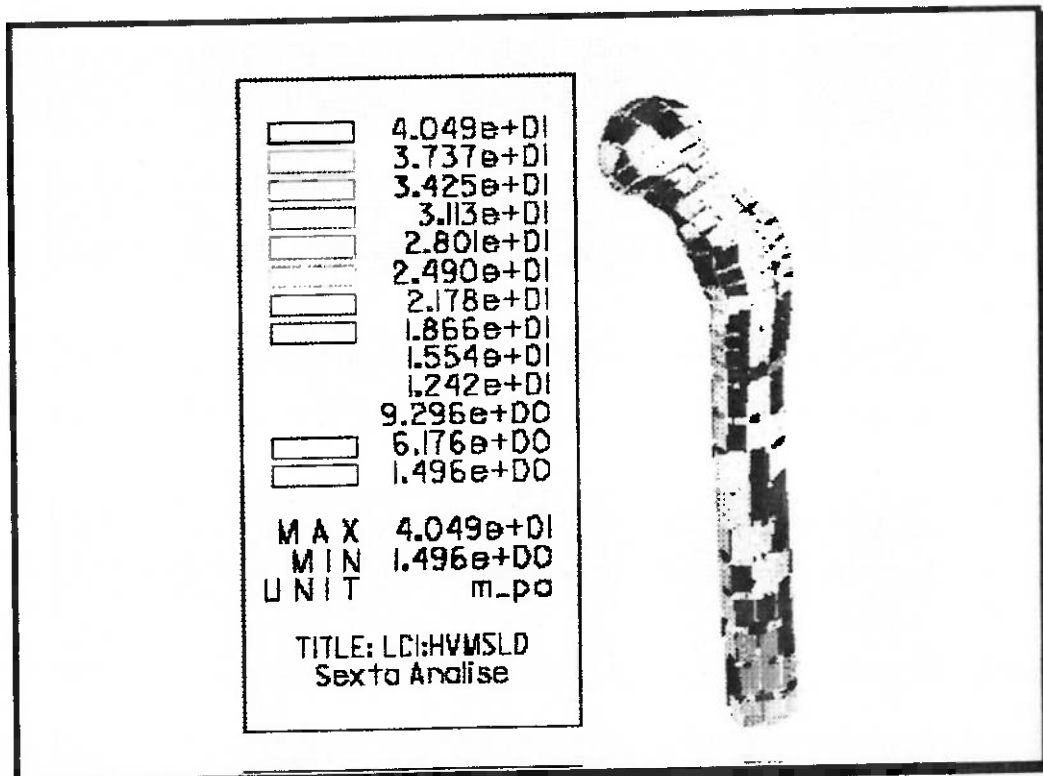


Figura 27 - Tensões Pelo Critério de Von Mises, Sexta Análise, Vista Isométrica.

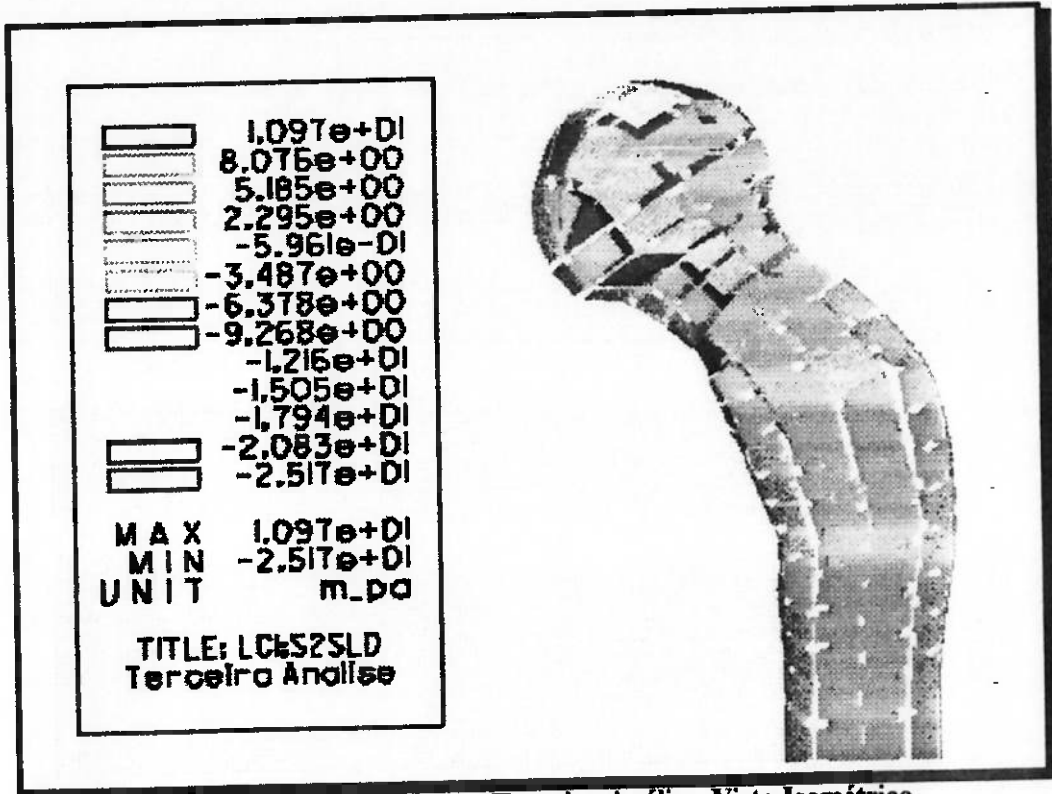


Figura 28 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Isométrica.

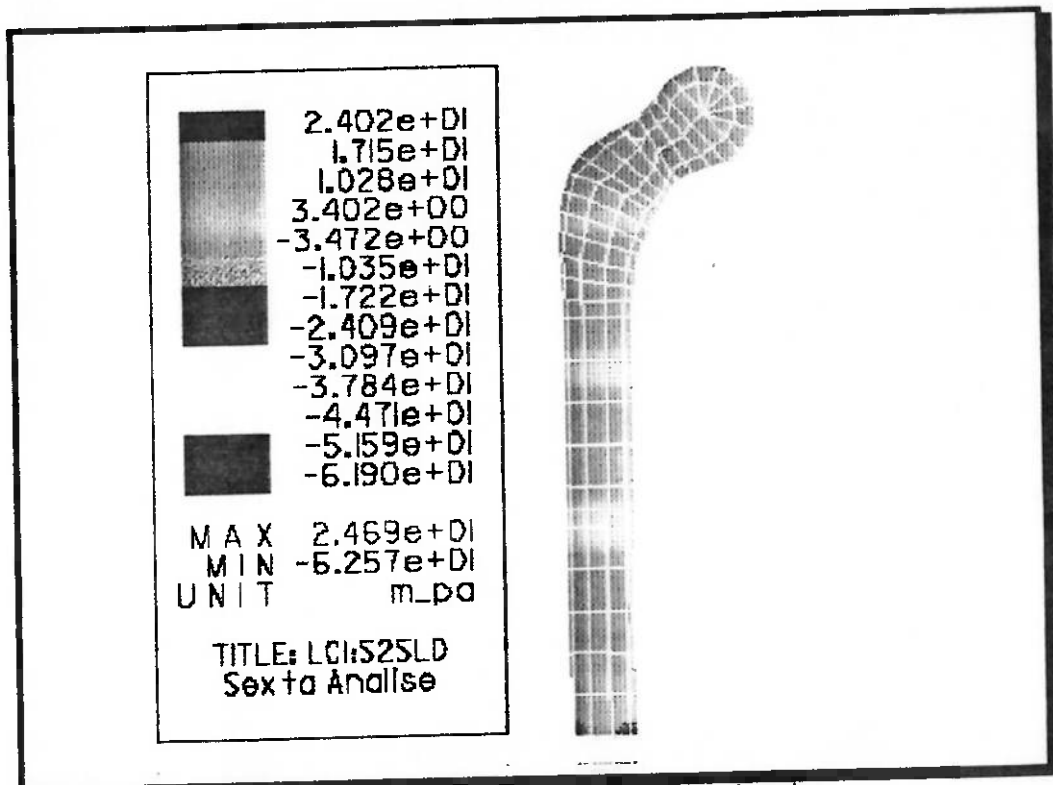


Figura 29 - Tensões Secundárias, Sexta Análise, Vista Anterior.

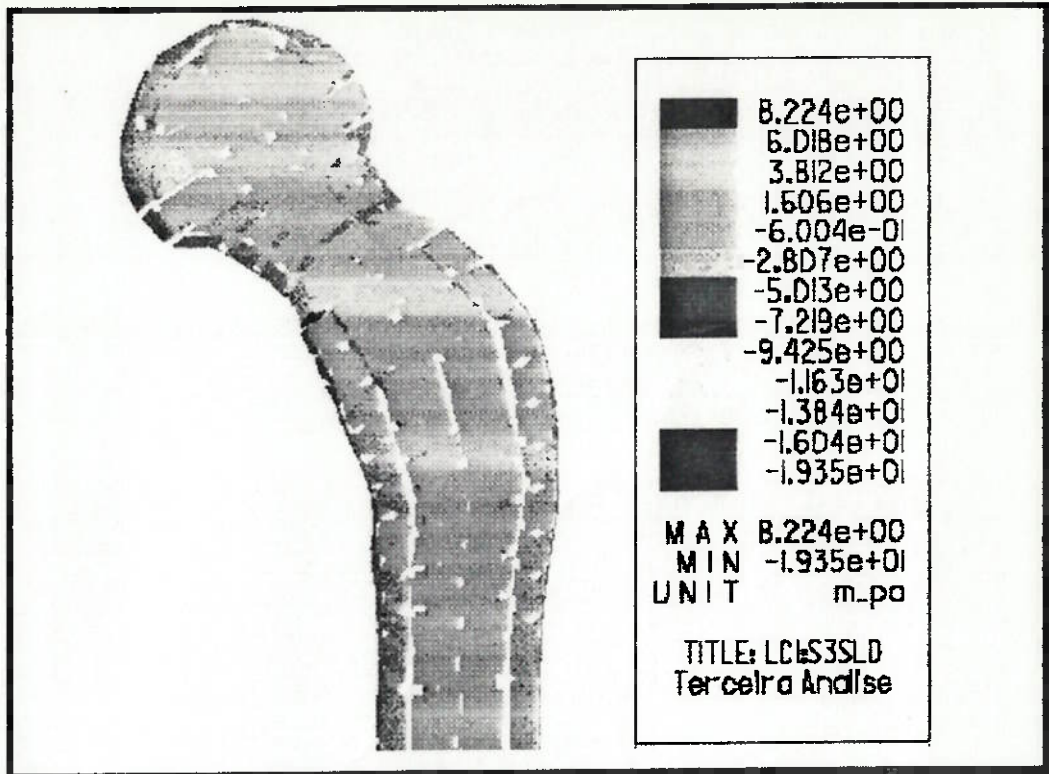


Figura 30 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Anterior

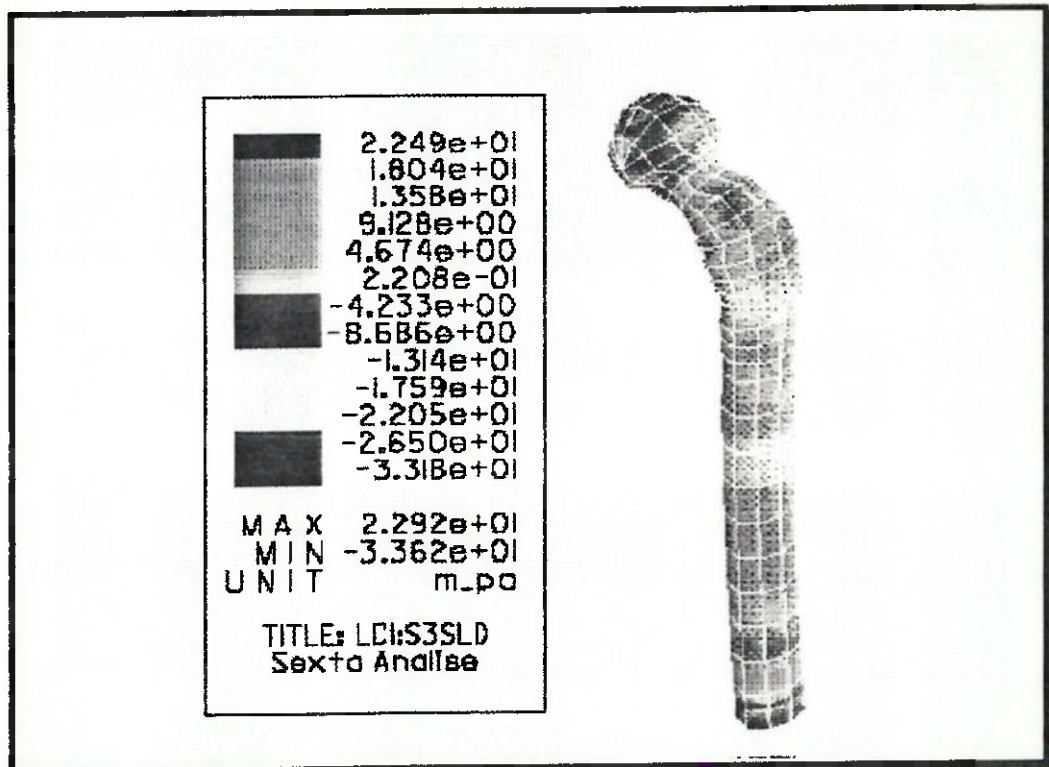


Figura 31 - Tensões Secundárias, Terceira Análise, Vista Isométrica.

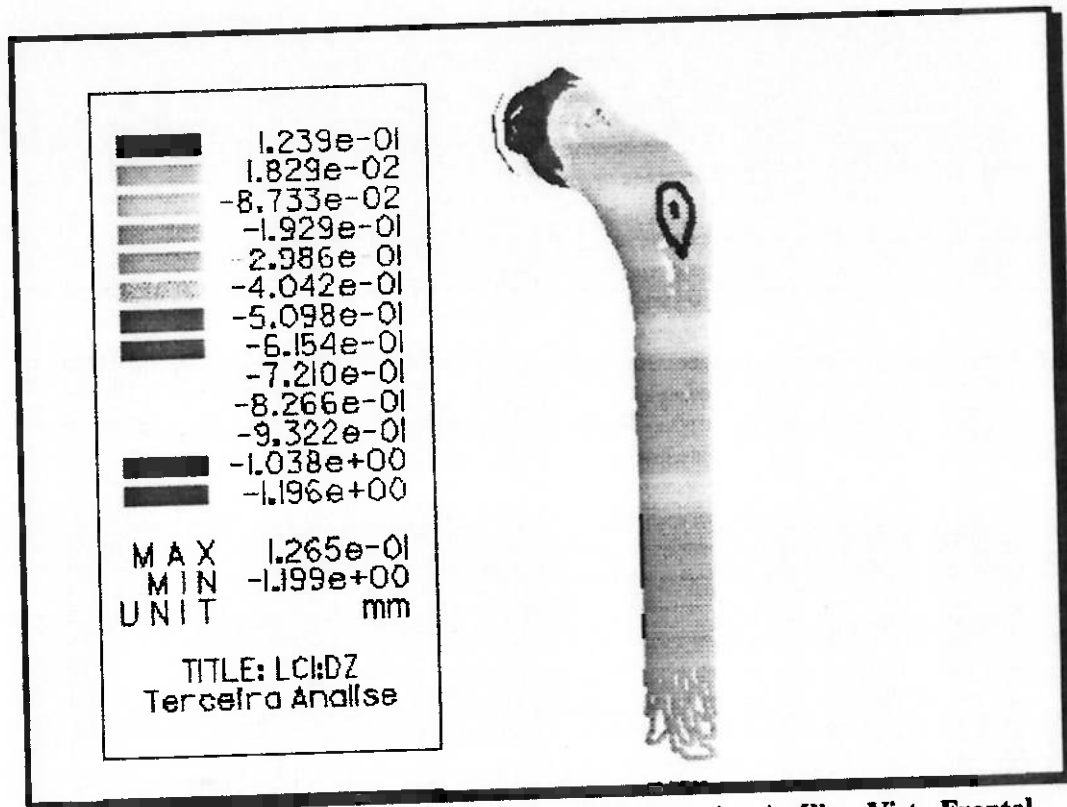


Figura 32 - Deslocamento na Direção Vertical, Terceira Análise, Vista Frontal.

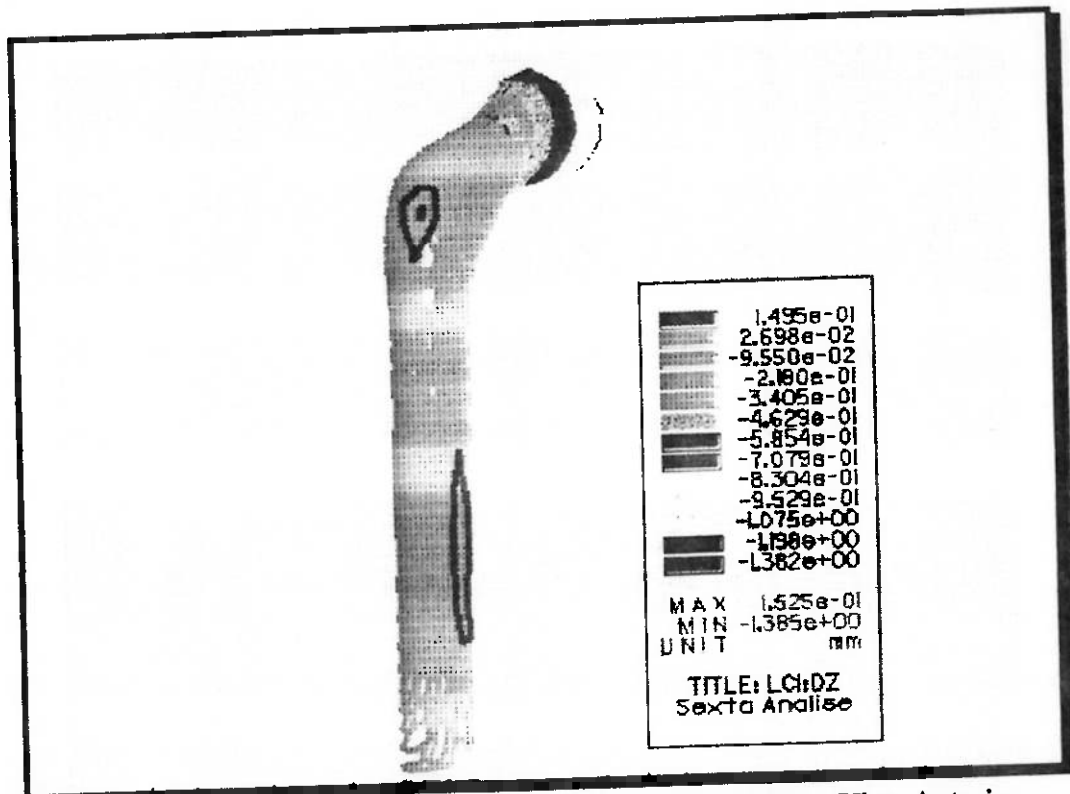


Figura 33 - Deslocamento na Direção Vertical, Sexta Análise, Vista Anterior.

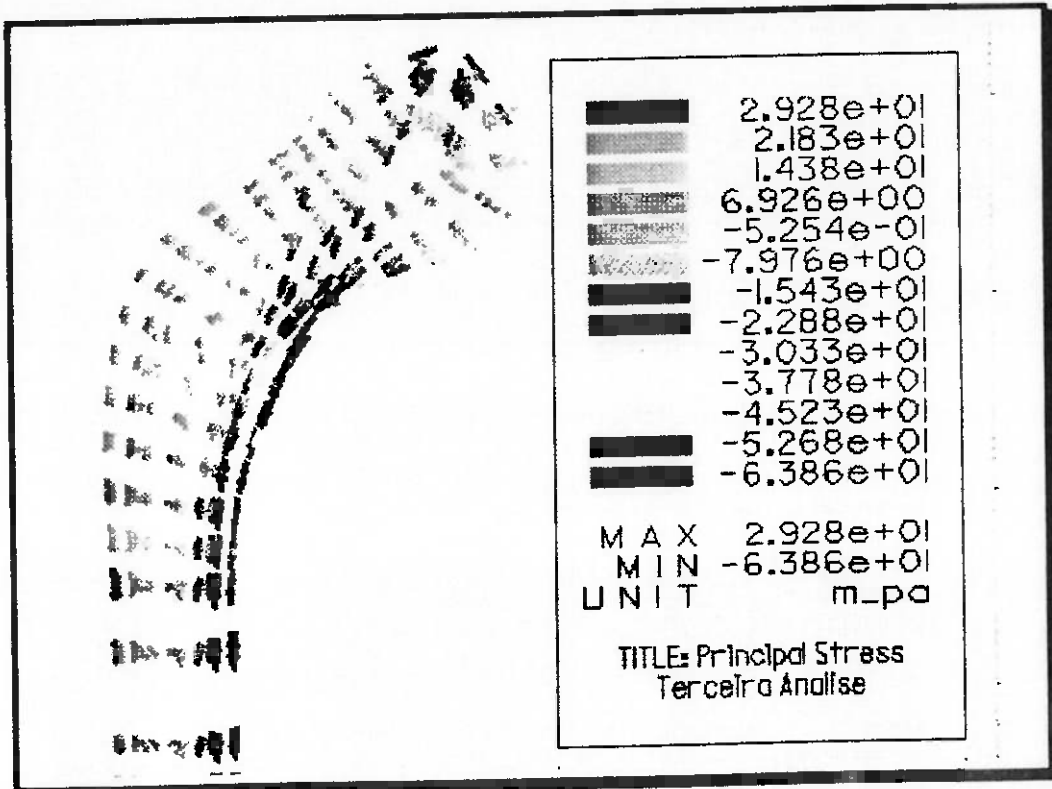


Figura 34 - Vetores de Tensões Principais, Terceira Análise, Vista Anterior

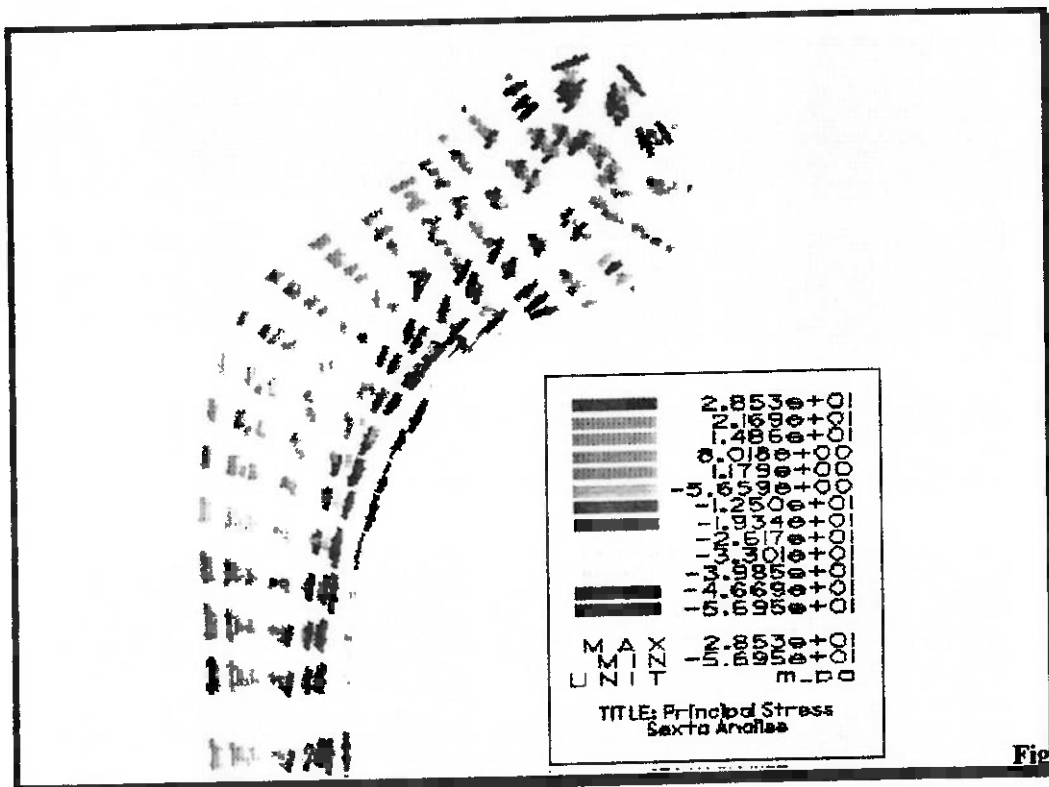


Figura 35 - Vetores de Tensões Principais, Sexta Análise, Vista Anterior

## 4.7 . COMPARAÇÃO ENTRE ENSAIO E MODELO E.F.

### COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS PARA O GAGE 1

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	-735,59	-1865,72	-3121,43	-7,90	
<b>Prevista</b> Modelo 1	-817,62	-2045,6	-3408,29	-8,59	-8,59
<b>Prevista</b> Modelo 2	-1045,33	-2612	-4353,33	-10,95	-38,65

Tabela 3 - Valores de Deformação no Gage 1

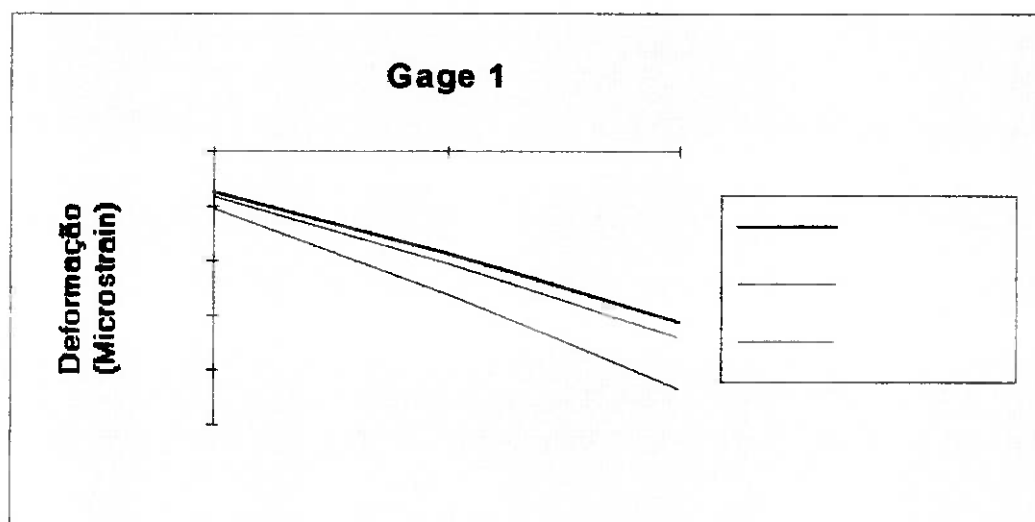


Gráfico 21 - Curvas de Deformação para Gage 1

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS PARA O GAGE 2**

Deformação	Carga (Kg)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
Medida	-43,92	-151,6	-271,25	-0,75	
Prevista Modelo 1	-158,55	-394,82	-659,07	-1,66	-120,17
Prevista Modelo 2	-192	-480	-800	-2,01	-167,45

Tabela 4- Valores de Deformação no Gage 2

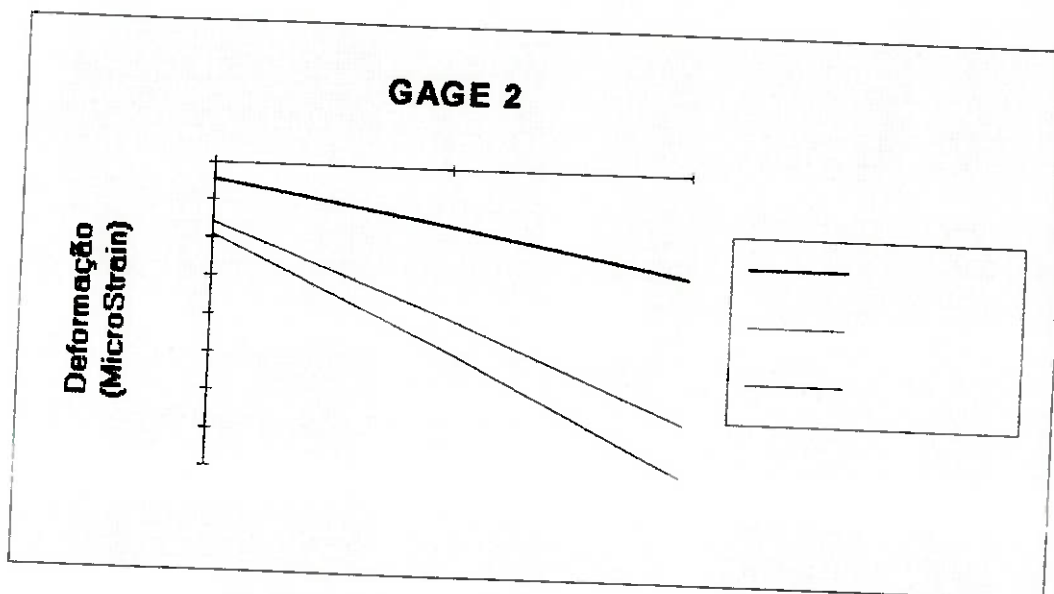


Gráfico 22 - Curvas de Deformação para Gage 2

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 3**

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
Medida	-588,32	-674,83	-1137,63	-1,82	
Prevista Modelo 1	274,61	687,05	1145,08	2,88	258,47
Prevista Modelo 2	337,33	844	1405,33	3,54	294,43

Tabela 5 - Valores de Deformação no Gage 3

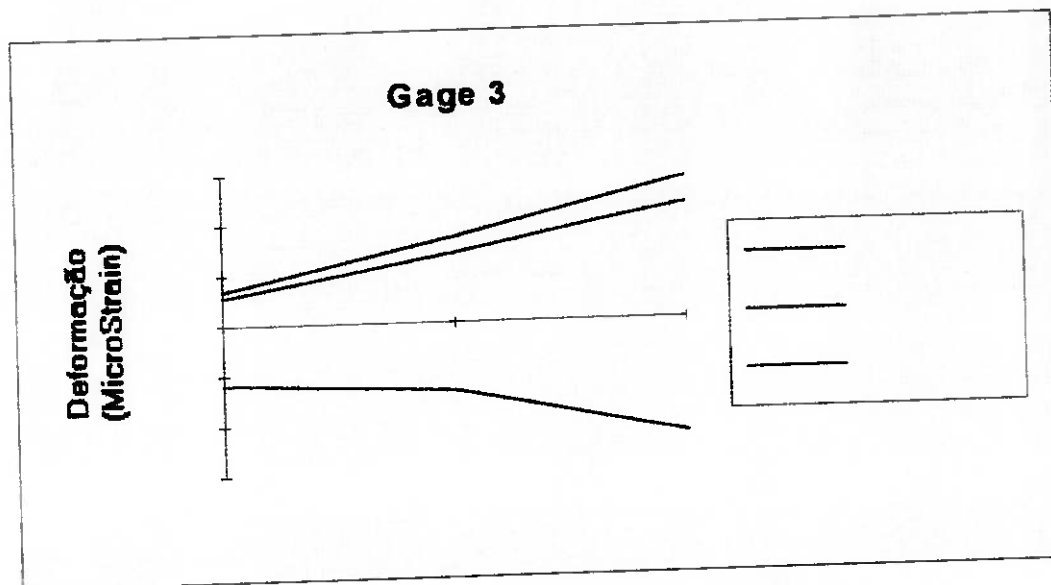


Gráfico 23 - Curvas de Deformação para Gage 3

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 4**

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	569,83	1463,1	2455,62	6,24	
<b>Prevista Modelo 1</b>	215,54	537,82	896,37	2,25	63,90
<b>Prevista Modelo 2</b>	257,33	642,67	1070,67	2,69	56,87

Tabela 6 - Valores de Deformação no Gage 4

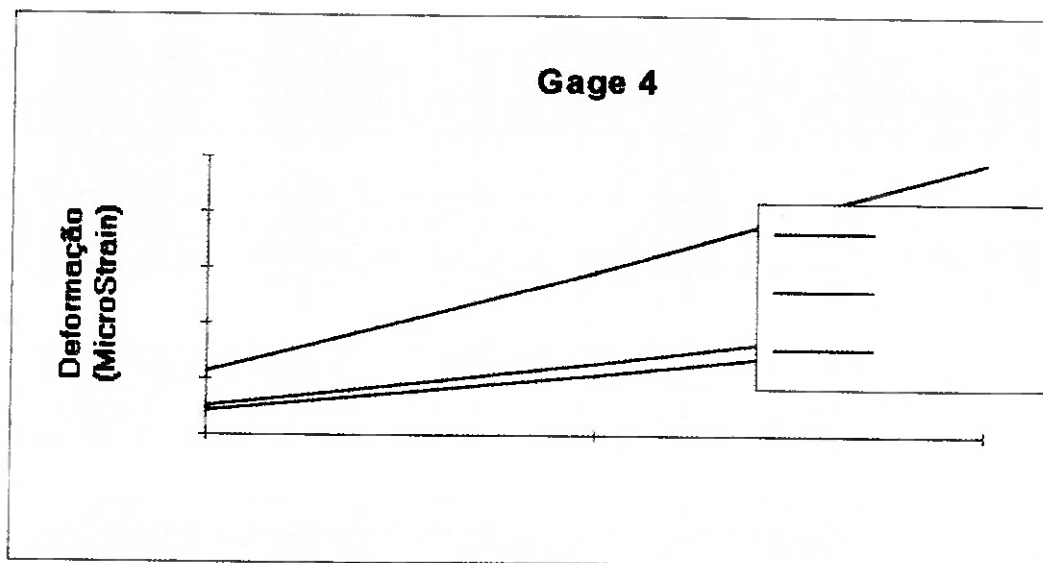


Gráfico 24 - Curvas de Deformação para Gage 4

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 5**

Defor- mação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	-210,72	-546,02	-918,57	-2,34	
<b>Prevista</b> Modelo 1	-362,69	-907,77	-1511,92	-3,81	-62,35
<b>Prevista</b> Modelo 2	-474,67	-1188	-1978,67	-4,98	-112,47

Tabela 7 - Valores de Deformação no Gage 5

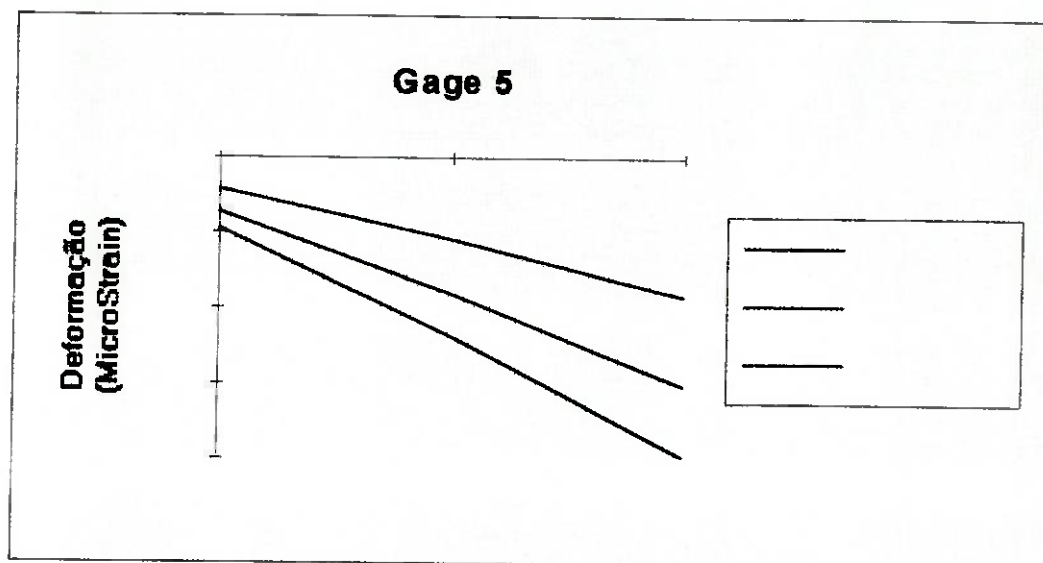


Gráfico 25 - Curvas de Deformação para Gage 5

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 6**

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	363,49	935,61	1571,34	4,00	
<b>Prevista Modelo 1</b>	560,62	1402,07	2336,79	5,88	-47,05
<b>Prevista Modelo 2</b>	728	1820	3033,33	7,63	-90,86

Tabela 8 - Valores de Deformação no Gage 6

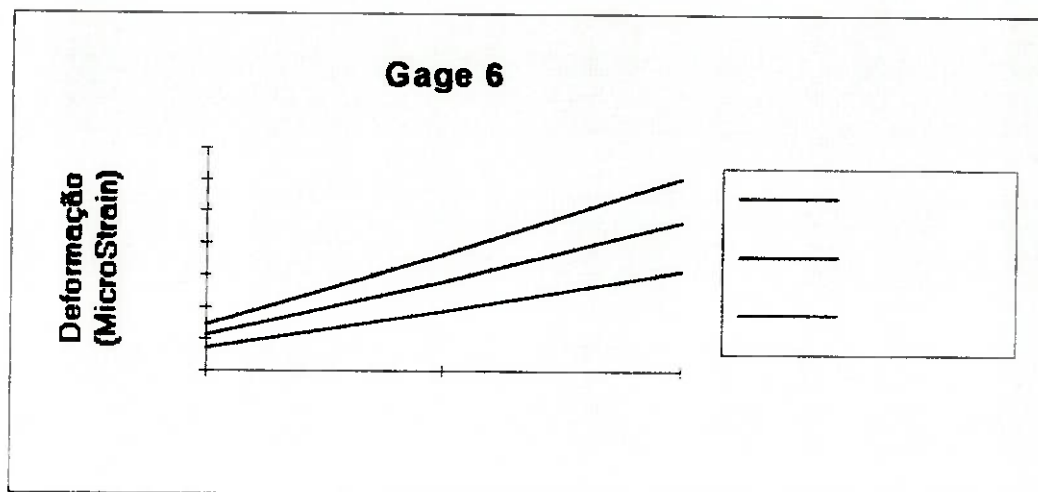
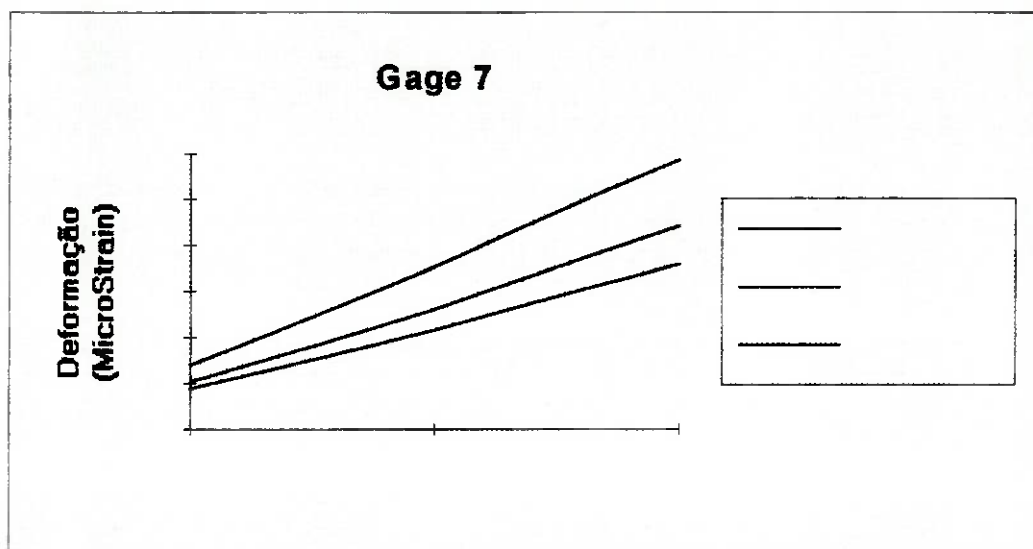


Gráfico 26 - Curvas de Deformação para Gage 6

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 7**

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	88,83	217,16	359,74	0,90	
<b>Prevista</b> Modelo 1	104,66	261,14	441,45	1,12	-24,32
<b>Prevista</b> Modelo 2	140	353,33	588	1,48	-65,37

**Tabela 9 - Valores de Deformação no Gage 7**



**Gráfico 27 - Curvas de Deformação para Gage 7**

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 8**

Defor- mação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	497,19	-284,73	-1153,52	-5,47	
<b>Prevista Modelo 1</b>	-444,56	-1111,92	-1851,81	-4,66	14,75
<b>Prevista Modelo 2</b>	-586,67	-1466,67	-2444	-6,15	-12,52

Tabela 10 - Valores de Deformação no Gage 8

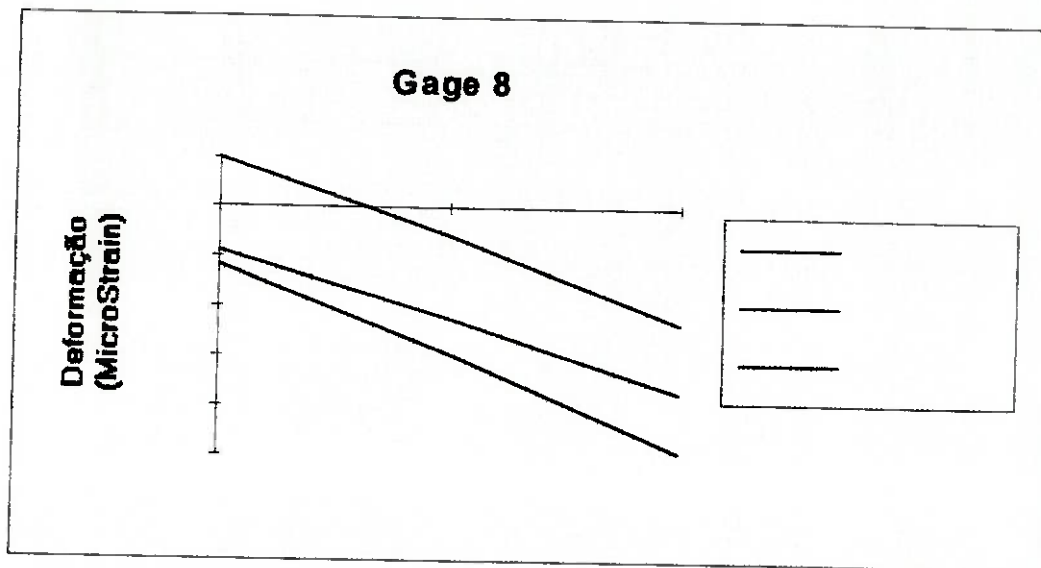


Gráfico 28 - Curvas de Deformação para Gage 8

**COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS  
PARA O GAGE 9**

Defor- mação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
<b>Medida</b>	486,56	1258,79	2116,82	5,40	
<b>Prevista Modelo 1</b>	425,91	1063,212	1773,06	4,46	17,37
<b>Prevista Modelo 2</b>	568	1418,67	2364	5,95	-10,17

Tabela 11 - Valores de Deformação no Gage 9

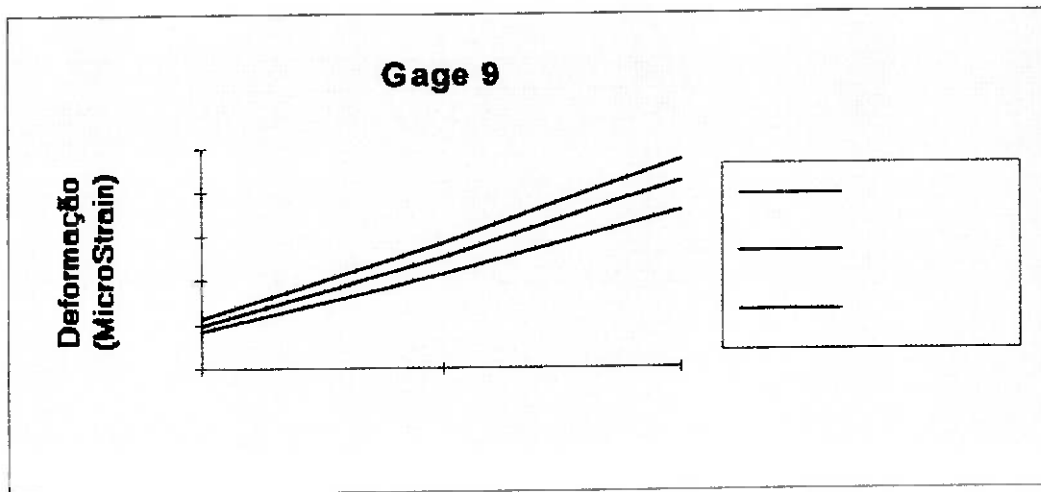


Gráfico 29 - Curvas de Deformação para Gage 9

### COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DEFORMAÇÃO MEDIDOS E ESTIMADOS PARA O GAGE 10

Deformação	Carga (Kgf)			Inclinação	Erro %
	96	240	400		
Medida	-968,88	-2477,7	-4.15	-10,55	
Prevista Modelo 1	-822,80	-2056,99	-3427,98	-8,63	18,21
Prevista Modelo 2	-1078,67	-2698,67	-4501,33	-11,33	-7,45

Tabela 12 - Valores de Deformação no Gage 10

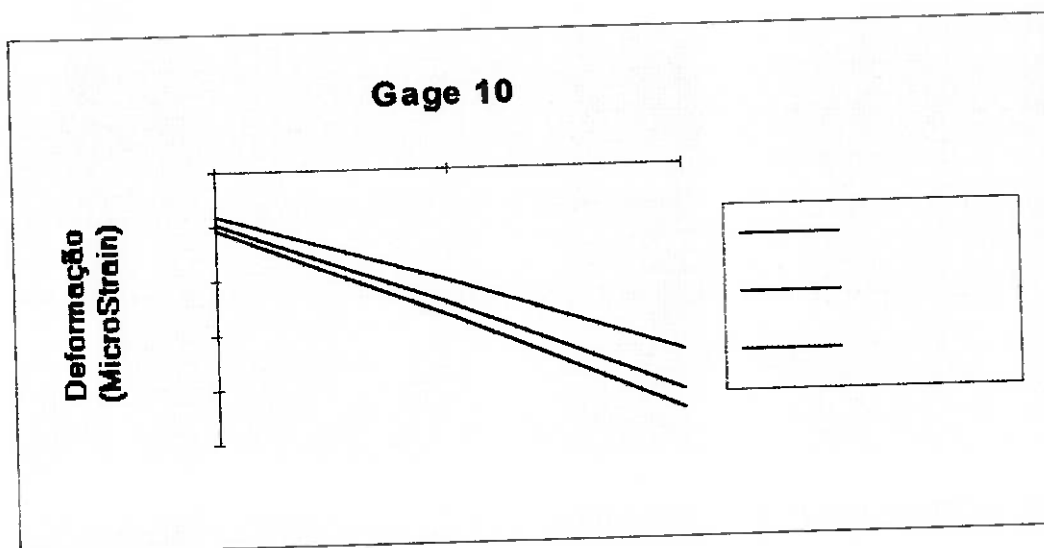


Gráfico 30 - Curvas de Deformação para Gage 10

Comparação entre os Valores de Deslocamento Médio Estimados para os Nós de Aplicação das Forças

Deslocamento (mm)	Carga (Kgf)		
	96	240	400
Previsto Modelo 1	0,225	0,56	0,935
Previsto Modelo 2	0,26	0,645	1,075
Ensaio	2,53	3,83	4,86

Tabela 13 - Valores de Deslocamento Vertical médio na Cabeça

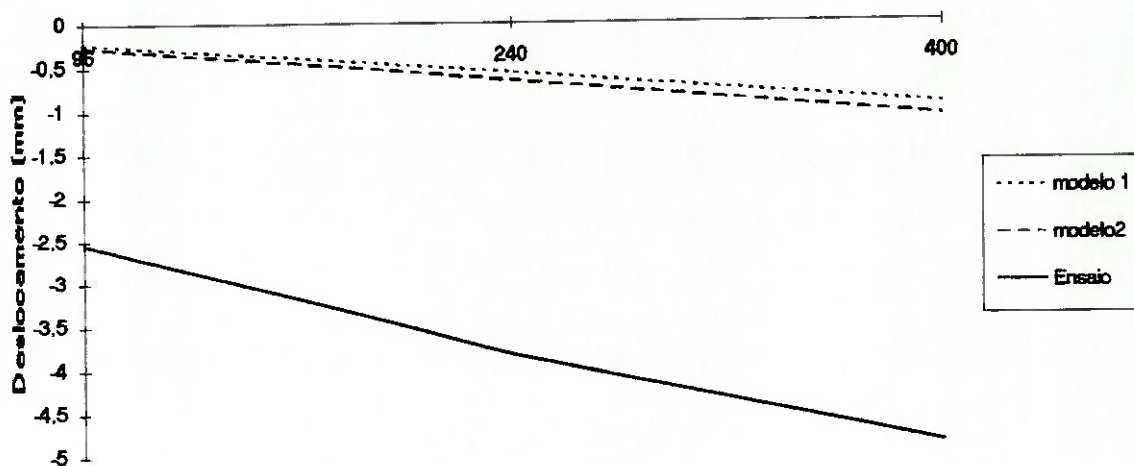


Gráfico 31 - Curvas de Deslocamento Vertical na Cabeça

## **5. DISCUSSÃO**

### **5.1 QUANTO AO ENSAIO**

As duas últimas séries foram realizadas uma semana após a realização da primeira. Com isso, observou-se o vazamento de fluido do interior da peça, em virtude do corte executado na base acrílica de fixação da peça para maior rigidez na morsa; este corte removeu porções laterais dos côndilos por onde se tornou mais fácil o escoamento do líquido. Soma-se a esta causa, o fato de, durante essa semana entre os ensaios, a peça permaneceu montada na máquina, o que significa que estava vertical, favorecendo o escoamento promovido pela ação da gravidade. Este vazamento não prejudica o ensaio no que diz respeito aos valores registrados pelo gages, uma vez que a velocidade de carregamento era muito pequena, as medidas foram tomadas após suficiente tempo de acomodação e o fluido apenas pode interferir significativamente em propriedades ligadas à viscoelasticidade do osso. No caso, todo cuidado foi tomado para que o ensaio estivesse dentro do comportamento elástico do osso e, então, as medidas puderam ser tomadas com toda a segurança de suas interpretações. A única grandeza que sofreu interferência da perda deste fluido foi a deformação residual, conforme pode-se notar nos valores tabelados; mas isto nada prejudica nosso trabalho.

## **5.2 QUANTO AO COMPORTAMENTO DOS GAGES**

Os valores registrados pelo Gage 2 oscilavam muito e de forma aparentemente aleatória. Isto pode ser explicado ao lembrar que o gage foi colado sobre uma linha neutra. As tensões em regiões próximas a linhas neutras diferem, uma da outra, de compressão para tração. Deste modo fica caracterizada a linha neutra: onde os valores de tensão são próximos de zero, e onde há a mudança na característica da tensão. Isto pode ser evidenciado ao avaliar-se os resultados obtidos na Tabela 5, que apresenta o coeficiente angular da reta de resposta para o gage com baixo valor.

Ainda utilizando-se da Tabela 5, a região do grande trocanter em sua porção lateral, mapeada pelo Gage 7, apresenta na baixos coeficientes (angular e linear) na equação da reta de regressão. Isto porque a face mapeada por este gage encontrava-se com tensões praticamente ausentes. Haja visto que as linhas de tensão, que direcionavam o carregamento, partiam da cabeça femoral (local de aplicação da carga) e terminavam junto às paredes da porção cortical da diáfise (paralelas a ela), não interferindo na região estudada.

As regiões mapeadas pelos demais Gages apresentaram comportamento linear, com coeficiente de correlação linear superior a 0,99 (em módulo), o que permite supor que o comportamento do osso, dentro dos parâmetros do ensaio, pode ser considerado como linear.

### **5.3 QUANTO AO POSICIONAMENTO DOS GAGES NO MODELO**

As dimensões dos gages utilizados para o ensaio são pequenas se comparadas às dos elementos finitos utilizados no modelo. Como o método computacional estima valores para toda a região do elemento, e como esta região é maior do que aquela mapeada pelo Gage, os valores estimados já incluem um certo erro. Como agravante, a orientação dos elementos nem sempre pode ser a mesma que a dos gages, o que implica na comparação entre vetores distintos. Em alguns casos (Gages 2 e 3), a diferença entre as orientações do Gage e do respectivo elemento invalidaram qualquer comparação. Também foram desprezados os valores de Gages colocados em regiões não modeladas do osso (Gages 7, 3 e 2).

## **5.4 QUANTO AO MODELO**

O método para criação do modelo computacional foi desenvolvido levando em consideração a disponibilidade de equipamento, e a necessidade de preservação da integridade física do osso. Assim sendo, não foi possível dispor de seções do osso, nem de imagens obtidas a partir de métodos como Tomografia Computadorizada ou Ressonância Nuclear. Dentro destas limitações, o osso foi medido e radiografado, e as formas gerais de sua geometria determinadas. Entretanto, regiões como a do pequeno trocânter, da crista intertrocanterica e do grande trocânter não puderam ser modeladas devido à escassez de dados geométricos (medidas, radiografias, seções) que pôde ser obtida pelos métodos convencionais aqui utilizados. Tal procedimento, porém, não invalida o modelo; tais regiões são importantes na distribuição das tensões devido a esforços musculares, e tem pouca influência para o caso de ensaios de compressão. Além disso, conforme verificado por KITADAI (1988), a maior parte da resistência do colo femoral a cargas verticais (em torno de 60%) se deve à cortical inferior, e uma parte significativa em (torno de 30%), à cortical superior. Assim, quando se considera o modelo simplificado de femur para cargas de compressão, a não inclusão das regiões do Trocanter pode ser aceita, com as devidas restrições. Tentou-se minimizar a influência destas regiões no modelo, tendo sido dado especial atenção à distribuição dos trabeculados.

Como o módulo de elasticidade do osso esponjoso é da ordem de 1/30 do módulo de elasticidade do osso cortical, não foram gerados elementos no canal medular, e em outras regiões onde o osso esponjoso se verifica. Além disso, os elementos foram dispostos de forma a seguir a orientação das fibras do osso.

Os elementos da diáfise foram modelados com um alto quociente altura/largura, resultando em distorções na geometria dos mesmos. Assim se procedeu para redução do tamanho do modelo; tal procedimento pode ser aceito pois, na região da diáfise, as linhas de tensão têm um comportamento mais suave, e a geometria do osso não apresenta grandes variações.

## **5.5 QUANTO AS PROPRIEDADES DO MATERIAL**

As propriedades mecânicas do osso variam de região para região; LOTZ et al. (1991) relacionam as propriedades de ossos corticais com a densidade do osso, com a orientação das fibras (paralela ou não) e com a região do osso (diáfise ou proximal). ROHL et al. (1991) relacionam as propriedades do osso esponjoso com a densidade. KEYAK et al. (1992), fazem uso de dados de Tomografias por Computador para estimar, em cada elemento, as propriedades, em função da densidade, utilizando a condição de material isotrópico.

Os valores para a densidade do osso não puderam ser determinados, devido às restrições de equipamento e da impossibilidade de realização de ensaios destrutivos no osso.; assim sendo, não foi possível fazer uma estimativa dos valores para o módulo de Elasticidade em função da densidade, conforme LOTZ et al. (1991), o que permitiria uma representação mais adequada de cada região do femur.

A amplitude das cargas no ensaio de compressão foi fixada com a finalidade de manter o osso em uma região de comportamento linear.

Neste modelo, assume-se que o material é isotrópico, e com comportamento linear; Adota-se os valores médios determinados por LOTZ et al. (1991) para osso cortical na diáfise e na região proximal. Para efeito de comparação, realizou-se análise também com valores médios adotados por VICHNIM; BATTERMAN (1986).

## 5.6 QUANTO À ANÁLISE COMPUTACIONAL

O processador interno do software *IFEM* trabalha apenas com análise de material com características linear e isotrópica. Apesar do mesmo poder pré-processar um modelo com características de não-linearidade e anisotropicidade, de forma a conduzir a análise com outro *solver* - *Ansys* - não foi possível obter uma versão do software *Ansys* que realizasse a análise com o grande número de elementos do modelo.

Assim sendo, foram assumidas diversas hipóteses restritivas quanto ao modelo, para permitir a análise computacional.

Para efeito de comparação, foram feitas duas análises com propriedades distintas.

## **5.7 QUANTO AOS RESULTADOS**

Analisando os resultados obtidos, verificou-se que o modelo pode ser utilizado para estudo qualitativo do comportamento do femur, quando sobre compressão; entretanto, o modelo teria que ser refinado, no que se refere a propriedades do material, espessura da parede cortical, tamanho de elemento, entre outros, para sua utilização em estudos quantitativos.

Ambos os modelos não conseguiram representar adequadamente o deslocamento vertical da cabeçada femur. Essa característica depende do modelo como um todo, tendo diversos fatores colaborados para a discrepância verificada. Acredita-se que o fator que mais contribuiu para essa discrepância foi a espessura da parede ao longo do modelo, cujo valor teve de ser estimado com margem de erro razoável.

Os valores previstos para a deformação na região superior da diáfise, verificados pelos Gages 5 e 6, podem ser considerados razoáveis para o Modelo 1 (45 a 60%); entretanto, o mesmo não pode ser considerado para o Modelo 2, que apresenta desvios grandes (90 a 110%). Em especial, a região mapeada pelo Gage 1 apresentou ótimos resultados: apenas 9% de erro para o Modelo 1, e 40% para o Modelo 2.

A comparação entre os valores dos Gages fixos na região do colo (4, 8, 9 e 10) e os valores previstos mostra que, nesta região específica, o Modelo 2 representa melhor as curvas de deformação que o Modelo 1. Além disso, nota-se uma tendência do Modelo 1 em superestimar a rigidez do modelo em elementos finitos (valores positivos para o erro %), enquanto o Modelo 2 tende a subestimar (valores negativos do erro %). Isto sugere que um modelo

valores estimados para o Gage 4, que apresentaram desvio de aproximadamente 50 %, os valores para os demais Gages (8, 9 e 10) apresentaram valores bons, inferiores a 20% ( a até 10%, no caso do Modelo 2).

Os valores estimados para os Gages 2, 3 e 7 não têm significado para o modelo em elementos finitos.

Esses resultados sugerem que um modelo razoável de osso precisa dispor de diversos valores para as propriedades do material, conforme a região óssea. O Modelo 2, com módulo de elasticidade menor, representa aceitavelmente o femur na região da cabeça e do colo, mas seus resultados tendem a perder a representatividade à medida que se aproxima da diáfise, onde o Modelo 1 apresenta melhor comportamento.

As regiões do osso que não foram modeladas (Grande e Pequeno Trocanter), aparentemente não tiveram grande contribuição no erro em geral. Entretanto, para confirmar essa hipótese, seria necessário refinar o modelo no que se refere a espessura de parede e módulo de elasticidade local.

É importante ressaltar que o ângulo de abdução da carga é aquele para o qual o osso se modelou. Análises extras no modelo, efetuadas considerando a carga na direção vertical, resultaram em deslocamentos da cabeça do femur significativamente maiores que aqueles encontrados nas condições do ensaio.

## **6. CONCLUSÃO**

A maior parte da literatura encontrada apresenta trabalhos e estudos conduzidos por profissionais da área de medicina; em virtude disto, poucos dentre eles apresentam um enfoque de engenharia. Assim, apesar da disponibilidade de artigos publicados, pequena parcela deste material continha informações relevantes para este trabalho.

Apesar da heterogeneidade do material ósseo, pode-se estudar o osso como um material de comportamento linear, quando analisado dentro de certas restrições de carregamento e ensaio.

O modelo em elementos finitos apresentou boas aproximações para certas posições instrumentadas. O que permite dizer que o direcionamento dado na elaboração do modelo é válido.

Para o modelamento, pode-se desprezar as regiões de osso esponjoso, devido à pequena contribuição do mesmo na resistência estrutural total. É importante, entretanto, caracterizar as regiões de osso cortical, principalmente no que se refere à diafise e às coticais inferior e superior do colo.

Para validação dos valores das propriedades do femur, é necessário levantar as propriedades de outras regiões do osso (mais gages em outras posições) bem como o refinamento do modelo em elementos finitos.

## 7. BIBLIOGRAFIA

- COSTA Neto, P.L.O. *Estatística*. São Paulo, Edgard Blücher, 1977. cap.8.
- MILES, A.W.; TANNER, K.E. *Strain Measurement in Biomechanics*. London / New York / Tokyo / Melbourne / Medras, Chapman & Hall, 1992, 1. ed.
- CANEVAROLO Junior, S.V. Análise dinâmica - Mecânica para sistemas poliméricos, Parte I - O amortecimento ( $\tan\delta$ ). *Boletim nº6 da Associação Brasileira de Polímeros*. Maio/1991. p.36/40.
- CLOSED LOOP. The Magazine of Testing and Simulation Technology. MTS System Co. Outono/1993, v.17, nº4. p.4/10.
- THE CIBA COLLECTION OF MEDICAL ILLUSTRATIONS. *Musculoskeletal System: Anatomy, Physiology and Metabolic Disorders*. Summit, New Jersey. CIBA GEIGY Co.1987, v.8, part I.
- NETTER, F.H.coord. *The CIBA collection of medical illustrations. Musculoskeletal System: Anatomy, Physiology and Metabolic Disorders*. Summit, New Jersey. CIBA GEIGY Co.1987, v.8, part I.
- METALS AND CERAMICS INFORMATION CENTER. *Metal Implants for Orthopedic and Dental Surgery*. Columbus, Ohio. Fev/ 1974, nº18.
- KITADAI, H. *Determinação da resistência das corticais do colo femoral*. São Paulo 1988. p.80. Tese (Doutorado). Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo.

CURRENT CONTENTS on Diskette with Abstracts: para IBM PC/XT/AT/PS/2 e 100% compatíveis. Pesquisa feita em CD ROM sobre o período de 1988 a maio/1994 nas áreas: "Engineering, Technology & Applied Sciences", "Agriculture, Biology & Environmental Sciences", "Clinical Medicine" e "Life Sciences".

BOMBELLI, R. *Osteoarthritis of the hip. Pathogenesis and Consequent Therapy*. Germany, Springer - Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1976.

ATLAS anatômico: as principais articulações. Madrid, Edilerner International/Brasil, Merck Sharp & Dome, s.d., v.3.

Mc.MINN, R.M.H.; HUTCHINGS, R.T. *Atlas Terramicina da Anatomia Humana (colorido)*. s.l., Wolfe Medical Publications Limited/Pfizer S.A., 1982, v.15, v.16.

MORÉ, A.D.O. *Estudo Experimental Comparativo da Resistência de Fixações de Ligamento Sintético no Joelho*. São Paulo, 1990. 86 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo.

MENEZES F°, L.A., *Estudo Biomecânico do disco intervertebral lombar humano*. São Paulo, 1994. p.113. Tese (Doutorado). Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo.

ULSON, H.J.R. *Estudo das Propriedades Mecânicas da Diáfise Radial Humana sob Compressão Axial*. São Paulo, 1982. p.81. Tese (Mestrado) - Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo.

BEZERRA, R.N. *Estudo Experimental da Resistência à Tração dos Tendões Flexores da Mão*. São Paulo, 1991. p.83. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo.

HELMINEN, H.J. et al; WRIGHT, J. ed. *Joint Loading: biology and health of articular structures*. London, Butterworth & Co., 1987.

THE ORTHOPEDIC CLINICS OF NORTH AMERICA. *Surface Replacement Arthroplasty of the Hip*. Oct/1982. v.13, n°4.

BECHTOL, C.O.; FERGUSON Jr., A.B.; LAING, P.G. *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery*. Waverly Press. Baltimore, E.U.A., 1959.

KITADAI, H. *Determinação da resistência das corticais do colo femoral*. São Paulo, 1988. 80p. Dissertação (Doutorado) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

ANDRIACCHI, T. P.; GALANTE, J. O.; BELYTSCHKO, T. B.; HAMPTON, S. A. Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prostheses. *JBJS*, 58-A, p. 618-24, jul/1976.

CROWNINSHIELD, R. D.; BRAND, R. A.; JONHSTON, R. C.; MILROY, J. C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *JBJS*, 62-A, pg. 68-78, jan/1980.

LOTZ, J. C.; CHEAL, E. J.; HAYES, W. C. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models; Part I - linear analysis. *Journal of Biomechanics Engineering*, nov/1991.

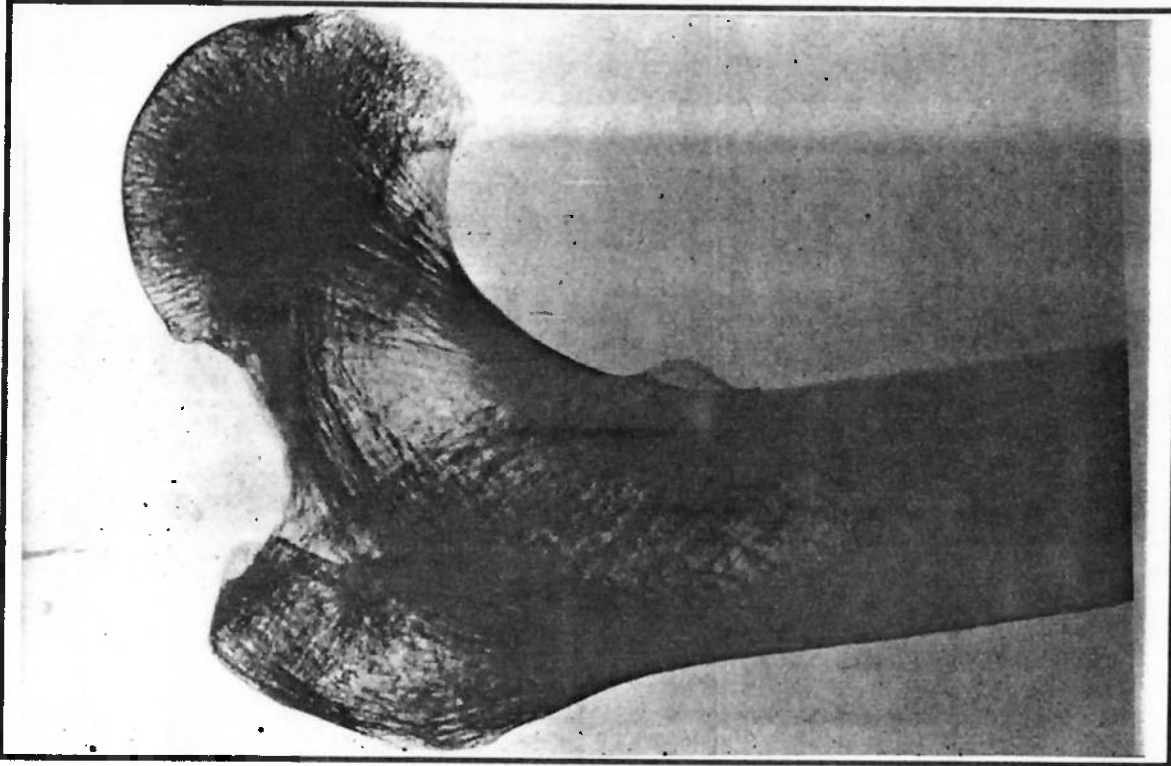
- LOTZ, J. C.; CHEAL, E. J.; HAYES, W. C. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models; Part II - Nonlinear analysis. *Journal of Biomechanics Engineering*, nov/1991.
- HAMPTON, S.; ANDRIACCHI, T. P.; GALANTE, J. O., Three Dimensional Stress Analysis of the Femoral Stem of a Total Hip Prosthesis. *Journal of Biomechanics*, vol. 13, pg. 443-448, 1980.
- McNEICE, G. M., Eng, P.; AMSTUTZ, H. C., Finite Element Studies in Hip Reconstruction. *Biomechanics: Proceedings of the Fifth International Congress of Biomechanics*, Vol. V-A, ed., P. V. Komi, Baltimore, University Park, 1976, pg. 394-405.
- SVENSSON, N. L., VALLIAPPAN, S., WOOD, R. D., "Stress Analysis of Human Femur with Implanted Charnley Prosthesis", *Journal of Biomechanics*, Vol. 10, 1977, pg. 581-588.
- CROWNINSHIELD, R. D., JOHNSTON, R. C., BRAND, R. A., PEDERSEN, D. R., WILSON, M. A., TOLBERT, J. R.. An Engineering Analysis of Total Hip Component Design. In: 50TH ANNUAL MEETING OF AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 1983. *Anais*. March 10-15, 1983.
- KEYAK, J. H.; FOURKAS, M. G.; MEAGHER, J. M.; SKINNER, H. B. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, v.15, p.507-9, nov.1993.

- KEYAK, J. H.; SKINNER, H. B. Three-dimensional finite element modelling of bone: effects of element size. **Journal of Biomedical Engineering**, v.14, p.483-9, nov.1992.
- LOTZ, J. C.; GERHART, T. N.; HAYES, W. C. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur.--**Journal of Biomechanics**, v.24, n.5, p.317-29, 1991.
- KANG, Y. K.; PARK, H. C.; YOUM, Y.; LEE, Y.K.; AHN, M. H.; IHN, J. C. Three-dimensional shape reconstruction and finite element analysis of femur before and after the cementless type of total hip replacement. **Journal of Biomedical Engineering**, v.15, p.497-503, nov.1993.
- ROHL, L.; LARSEN, E.; LINDE, F.; ODGAARD, A.; JORGENSEN, J. Tensile and compressive properties of cancellous bone. **Journal of Biomechanic**, v.24, n.12, p.1143-9, 1991.
- LINDE, F.; NOORDGARD, P.; HVIO, I.; ODGAARD, A.; SOBALLE, K. Mechanical properties of trabecular bone. Dependency of strain rate. **Journal of Biomechanics**, v.24, n.9, p803-9, 1991.

## **8. ANEXOS**

### **8.1 ANEXO I**

**Foto 10 - Radiografia de Femur. Linhas de Trabeculados são bem visíveis/determinads**



**Foto 11 - Fotoelasticidade de uma seção de Femur - Linhas de Tensão**

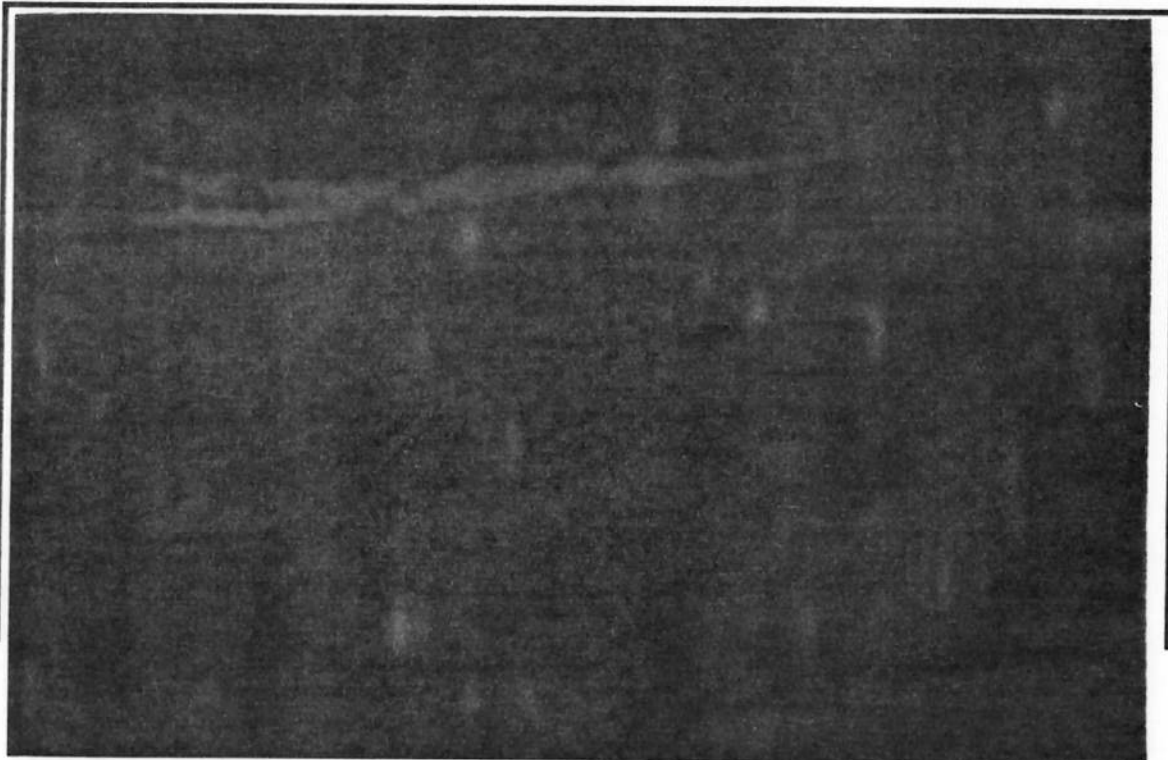


Foto 12- Femur instrumentado

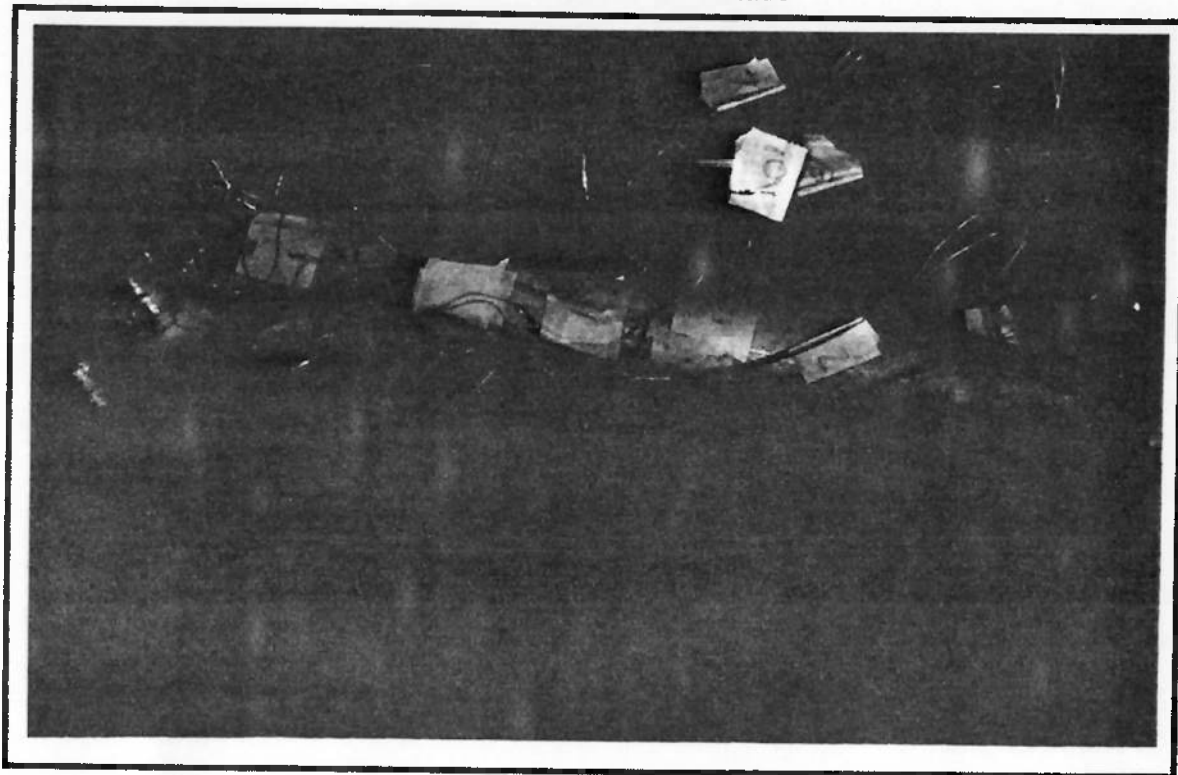


Foto 13 -Femur em ensaio

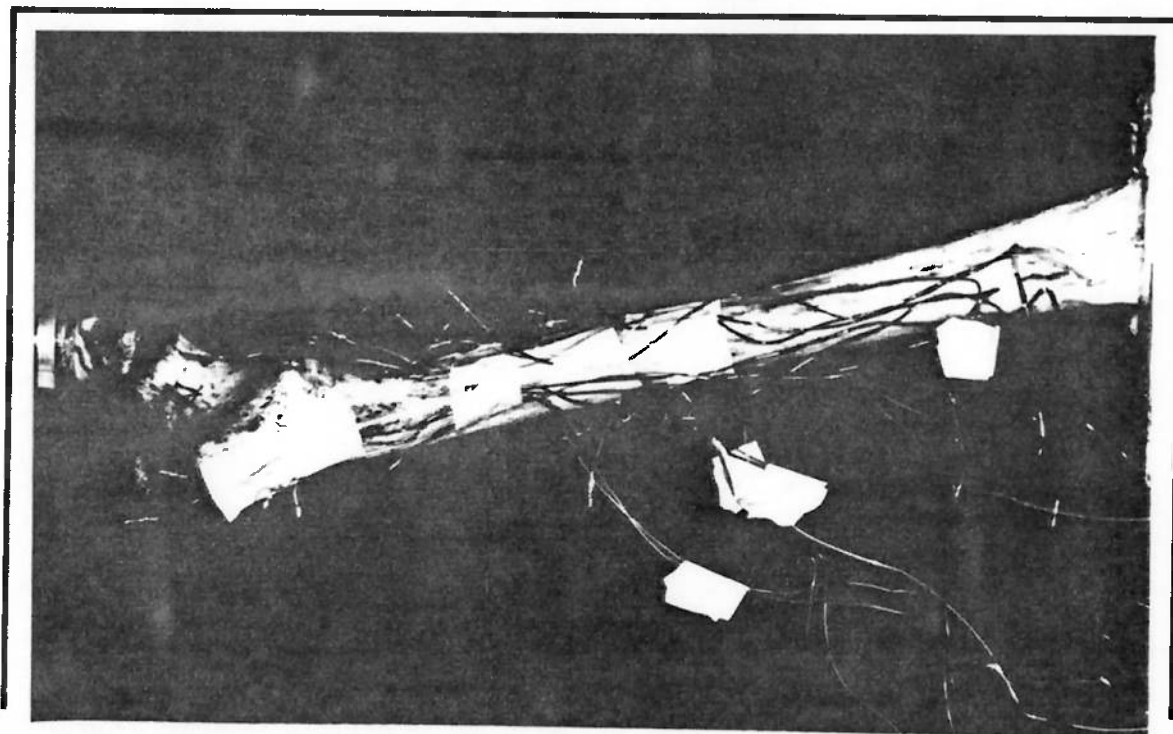


Foto 14 -Femur em ensaio.



Foto 15 - Diagrama do Gage utilizado.

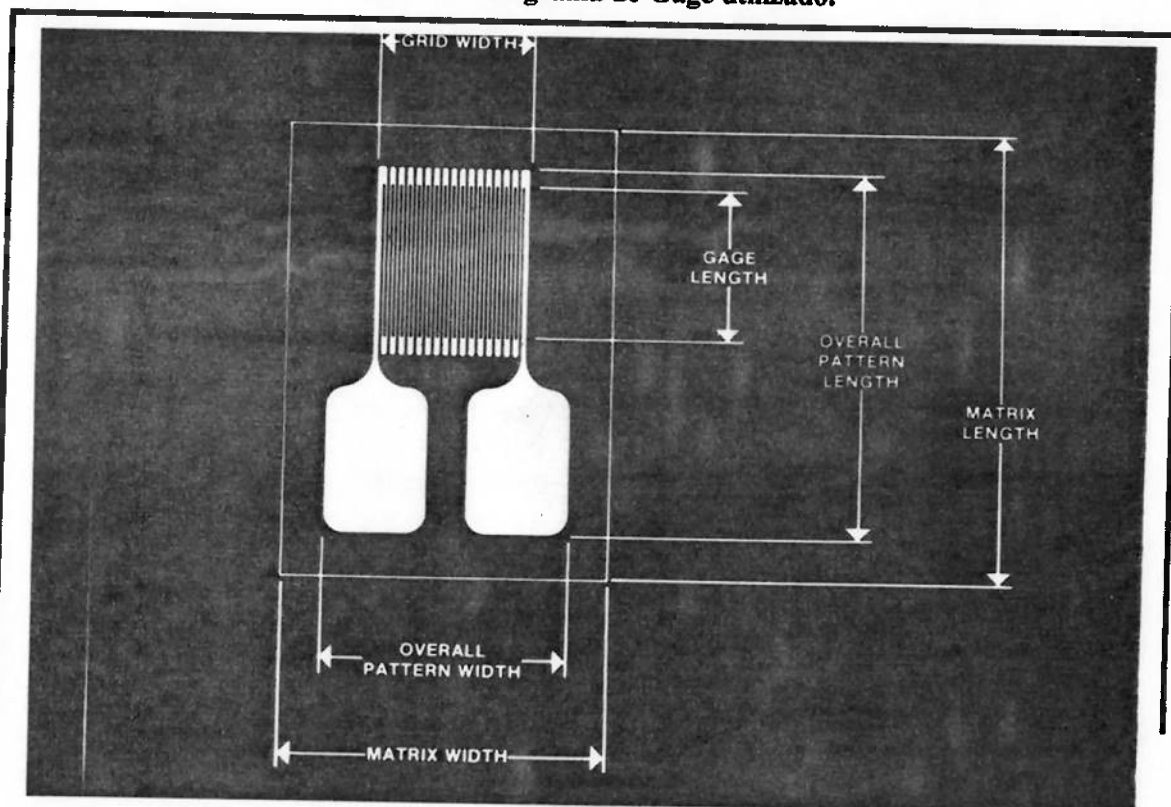


Foto 16 -Máquina Kratos de Ensaio Mecânicos.

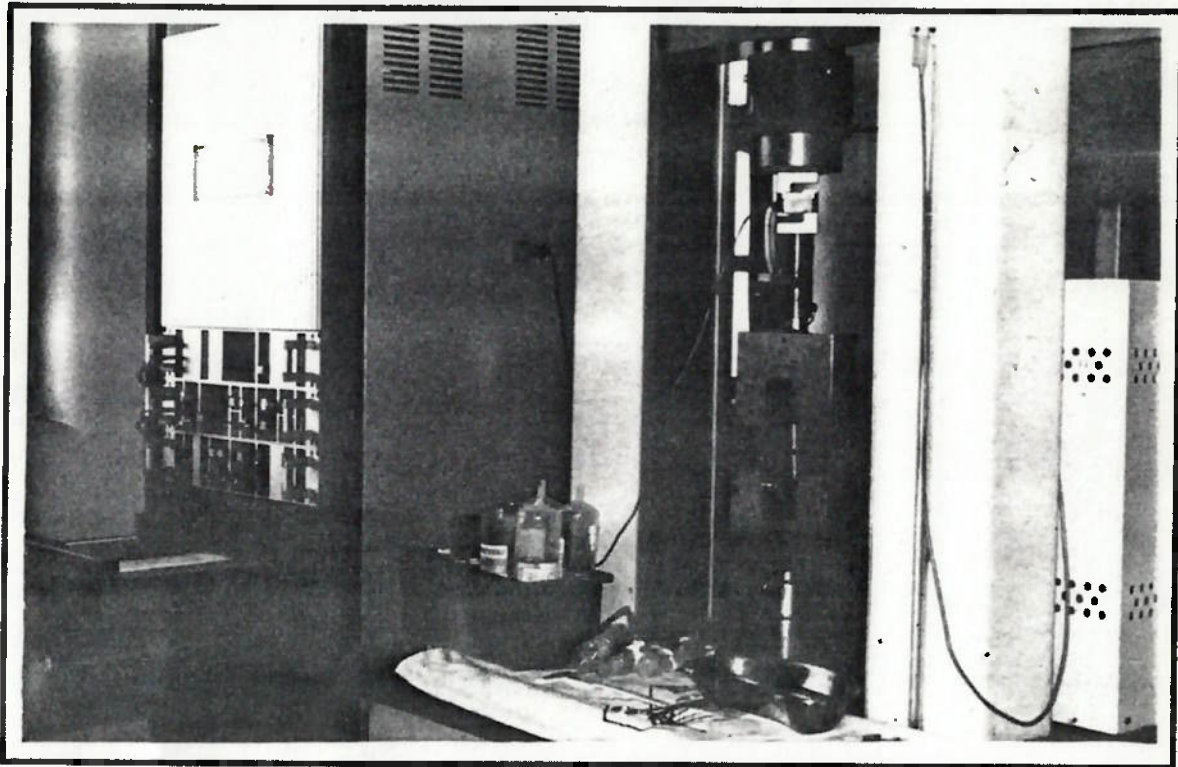
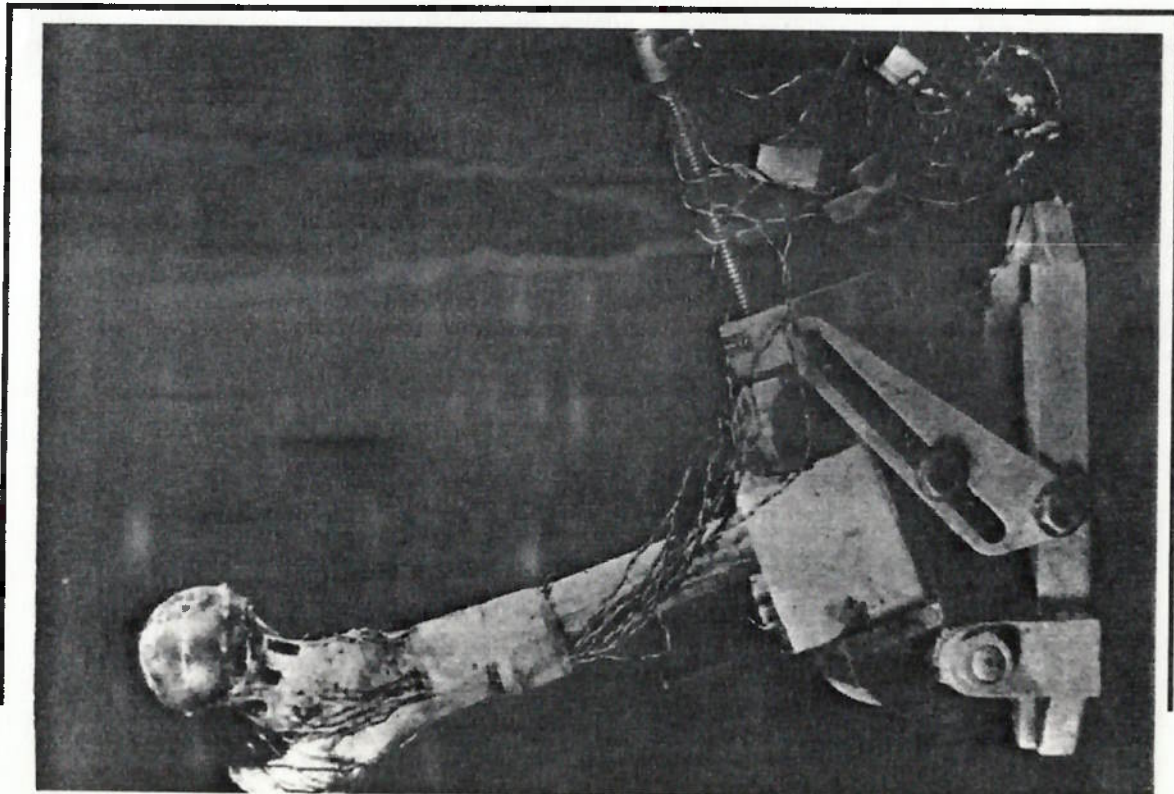


Foto 17 -Modelo de morsa para ensaio.



**8.2 ANEXO II****LISTAGEM DO MODELO EM ELEMENTOS FINITOS**

\*\*\*\*\*

FEMUR.FEM1

I/FEM REV 03.01.00.09

WED DEC 14 00:13:05 1994

\*\*\*\*\*

NODAL DATA IN COORDINATE SYSTEM: BASECOORDSYS, TYPE: RECTANGULAR  
 ( UNITS FOR COORDS : MM )

NODE NO.	X-COORD	Y-COORD	Z-COORD				
4961	55.64520	16.38437	-279.56213	5624	62.25813	-0.48395	-262.02171
4962	52.91283	18.94256	-279.56213	5625	66.28946	8.60739	-260.96510
4963	49.17139	18.88766	-279.56213	5626	42.53560	5.23816	-261.46339
4964	46.51450	16.25076	-279.56213	5627	47.07819	0.03386	-262.03540
4971	60.18026	18.48991	-279.56213	5628	53.54549	-0.94793	-262.11642
4972	55.35130	23.32603	-279.56213	5629	58.89809	3.34818	-261.60059
4973	48.55467	23.91362	-279.56213	5630	61.42482	9.74448	-260.85868
4974	42.99515	19.99877	-279.56213	5631	46.07348	10.84124	-260.80714
4975	40.84780	13.48078	-279.56213	5632	47.11700	7.14560	-261.22379
4981	64.71531	20.59545	-279.56213	5633	49.65443	4.25099	-261.54189
4982	57.78976	27.70950	-279.56213	5634	53.01744	4.27405	-261.52314
4983	47.93796	28.93957	-279.56213	5635	55.53804	7.18032	-261.17946
4984	39.47581	23.74679	-279.56213	5636	56.56019	10.88157	-260.75227
4985	35.87468	14.44828	-279.56213	5637	55.81123	14.72192	-260.71698
4991	64.94684	12.92498	-90.51378	5638	53.10197	17.25784	-260.73571
5001	60.33461	10.99435	-90.51378	5639	49.39265	17.20287	-260.75343
5596	37.62744	4.89952	-280.48783	5640	46.75893	14.58814	-260.76022
5597	44.22653	-2.67835	-281.36214	5641	60.30707	16.81010	-260.70004
5598	53.87957	-4.68301	-281.59343	5642	55.51891	21.60419	-260.73385
5599	62.13907	1.04937	-280.93205	5643	48.78055	22.18578	-260.76757
5600	66.21177	10.21626	-279.87440	5644	43.26928	18.30361	-260.78536
5606	42.24986	6.82227	-280.26599	5645	41.14124	11.84103	-260.78107
5607	46.82807	1.57373	-280.87155	5646	64.80291	18.89829	-260.68311
5608	53.35067	0.58278	-280.98588	5647	57.93585	25.95053	-260.73200
5609	58.75266	4.91409	-280.48615	5648	48.16845	27.16868	-260.78172
5610	61.30582	11.36358	-279.74203	5649	39.77963	22.01908	-260.81050
5615	45.82235	12.47176	-279.61417	5650	36.21068	12.79955	-260.80694
5616	46.87228	8.74502	-280.04415	5651	38.13373	1.91206	-242.90458
5617	49.42962	5.82580	-280.38096	5652	44.66667	-5.56795	-243.68194
5618	52.82176	5.84856	-280.37833	5653	54.20326	-7.53760	-243.81650
5619	55.36625	8.77880	-280.04025	5654	62.34698	-1.86394	-243.10933
5620	56.39988	12.51090	-279.60966	5655	66.34885	7.19849	-242.06059
5621	37.95421	3.33071	-261.70298	5656	42.69414	3.81725	-242.65073
5622	44.50195	-4.18328	-262.52891	5657	47.22644	-1.36351	-243.18907
5623	54.07353	-6.16991	-262.70969	5658	53.66956	-2.33513	-243.23985

5659	58.99458	1.95084	-242.71307	5713	54.31421	-9.91811	-206.01214
5660	61.50181	8.32648	-241.97802	5714	62.45264	-4.19930	-205.28526
5661	46.20969	9.40359	-241.99485	5715	66.42596	4.90380	-204.26555
5662	47.25455	5.72244	-242.39688	5716	42.73245	1.42997	-204.99380
5663	49.78622	2.84094	-242.69621	5717	47.29629	-3.75021	-205.46971
5664	53.13587	2.86734	-242.66320	5718	53.75780	-4.70218	-205.47119
5665	55.64217	5.76563	-242.31680	5719	59.07698	-0.38499	-204.93506
5666	56.65477	9.45448	-241.89544	5720	61.56344	6.01818	-204.22251
5667	55.90481	13.27904	-241.87391	5721	46.23274	7.04504	-204.34876
5668	53.20379	15.80221	-241.91116	5722	47.29516	3.35671	-204.72106
5669	49.50923	15.74367	-241.94452	5723	49.84439	0.47556	-204.98559
5670	46.88851	13.13656	-241.95533	5724	53.20140	0.51374	-204.93023
5671	60.38078	15.36358	-241.84358	5725	55.70131	3.42932	-204.58487
5672	55.60688	20.13388	-241.91097	5726	56.70092	7.13257	-204.17947
5673	48.89466	20.70629	-241.97498	5727	55.93610	10.96336	-204.18657
5674	43.40905	16.83381	-242.00555	5728	53.22057	13.48273	-204.25753
5675	41.29579	10.39454	-241.99253	5729	49.51796	13.41115	-204.31536
5676	64.85675	17.44812	-241.81326	5730	46.90017	10.78905	-204.32770
5677	58.00997	24.46555	-241.91079	5731	60.41504	13.06820	-204.13902
5678	48.28009	25.66892	-242.00545	5732	55.61444	17.83248	-204.26791
5679	39.92958	20.53106	-242.05577	5733	48.88532	18.38273	-204.38056
5680	36.38383	11.34425	-242.04203	5734	43.40051	14.48241	-204.42411
5681	38.19744	0.63627	-224.09334	5735	41.30421	8.02136	-204.38559
5682	44.74305	-6.83367	-224.82385	5736	64.89397	15.17304	-204.09147
5683	54.28056	-8.78819	-224.91726	5737	58.00832	22.18224	-204.27829
5684	62.41063	-3.10127	-224.19734	5738	48.25268	23.35431	-204.44576
5685	66.39347	5.96798	-223.16142	5739	39.90084	18.17578	-204.52052
5686	42.75270	2.54883	-223.82848	5740	36.37809	8.95602	-204.47396
5687	47.29377	-2.62494	-224.33435	5741	38.07121	-1.47972	-186.42125
5688	53.73681	-3.58633	-224.35842	5742	44.69612	-8.98384	-187.07111
5689	59.05177	0.70834	-223.82504	5743	54.31100	-10.91737	-187.10173
5690	61.54571	7.08829	-223.10015	5744	62.47556	-5.15426	-186.37334
5691	46.25619	8.14104	-223.17664	5745	66.44843	4.00213	-185.37178
5692	47.30796	4.46139	-223.56362	5746	42.65125	0.46543	-186.14384
5693	49.84450	1.58379	-223.84484	5747	47.24730	-4.73198	-186.59381
5694	53.19307	1.61554	-223.79957	5748	53.74107	-5.67634	-186.57766
5695	55.69291	4.51796	-223.45274	5749	59.07610	-1.32729	-186.04228
5696	56.69795	8.20860	-223.03888	5750	61.56080	5.11277	-185.34320
5697	55.94217	12.03096	-223.03175	5751	46.15617	6.11538	-185.50760
5698	53.23811	14.54906	-223.08662	5752	47.23129	2.41058	-185.86643
5699	49.54477	14.48463	-223.13343	5753	49.79848	-0.48013	-186.11650
5700	46.92888	11.87413	-223.14597	5754	53.17114	-0.43531	-186.05358
5701	60.41355	14.12202	-222.99126	5755	55.67665	2.49968	-185.71123
5702	55.63380	18.88326	-223.09076	5756	56.67318	6.22342	-185.31462
5703	48.92276	19.44479	-223.18125	5757	55.89760	10.07078	-185.33493
5704	43.44480	15.56471	-223.22026	5758	53.16470	12.59671	-185.41964
5705	41.34210	9.12401	-223.19545	5759	49.44490	12.51768	-185.48573
5706	64.88493	16.21308	-222.95077	5760	46.81970	9.87831	-185.49622
5707	58.02949	23.21746	-223.09489	5761	60.39362	12.19405	-185.28343
5708	48.30076	24.40495	-223.22908	5762	55.56175	16.97138	-185.43756
5709	39.96073	19.25530	-223.29456	5763	48.80011	17.51128	-185.56726
5710	36.43020	10.06559	-223.26595	5764	43.29682	13.58222	-185.61168
5711	38.16974	-0.49676	-205.26653	5765	41.20264	7.08695	-185.55862
5712	44.74819	-7.97598	-205.95383	5766	64.88964	14.31732	-185.23193

5767	57.95880	21.34605	-185.45548	5821	60.31561	10.99897	-147.54562
5768	48.15532	22.50487	-185.64878	5822	55.40869	15.82520	-147.72963
5769	39.77395	17.28612	-185.72715	5823	48.55785	16.35396	-147.87283
5770	36.25175	8.01653	-185.66106	5824	42.99320	12.35927	-147.90812
5771	37.92099	-2.29616	-167.55337	5825	40.88854	5.77430	-147.82855
5772	44.59942	-9.83749	-168.17433	5826	64.86455	13.16178	-147.49657
5773	54.27655	-11.76759	-168.18656	5827	57.82562	20.26294	-147.76379
5774	62.48123	-5.95408	-167.46201	5828	47.89184	21.41048	-147.97841
5775	66.46269	3.26756	-166.47902	5829	39.41505	16.10169	-148.04639
5776	42.52575	-0.33099	-167.27473	5830	35.87095	6.70264	-147.94333
5777	47.15892	-5.55417	-167.70467	5831	37.55320	-3.28394	-129.72208
5778	53.69411	-6.49389	-167.67705	5832	44.32611	-10.92257	-130.32873
5779	59.05436	-2.10817	-167.14572	5833	54.13422	-12.87061	-130.34564
5780	61.54320	4.37728	-166.46013	5834	62.44506	-6.97042	-129.64612
5781	46.04243	5.36096	-166.64849	5835	66.47383	2.38081	-128.69338
5782	47.13052	1.63417	-166.99609	5836	42.21839	-1.28788	-129.45383
5783	49.71842	-1.27085	-167.23501	5837	46.91710	-6.57844	-129.87386
5784	53.11167	-1.22020	-167.16754	5838	53.54050	-7.52530	-129.85043
5785	55.62748	1.73774	-166.82943	5839	58.96972	-3.07491	-129.33711
5786	56.62371	5.48701	-166.44124	5840	61.48767	3.50141	-128.67247
5787	55.83723	9.35672	-166.47273	5841	45.77847	4.48498	-128.84736
5788	53.08358	11.89358	-166.56787	5842	46.88359	0.70818	-129.18557
5789	49.34111	11.80794	-166.63890	5843	49.50809	-2.23431	-129.41899
5790	46.70401	9.14811	-166.64608	5844	52.94679	-2.17999	-129.35522
5791	60.35743	11.50038	-166.42059	5845	55.49438	0.82060	-129.02810
5792	55.48839	16.29893	-166.59397	5846	56.50151	4.62201	-128.65155
5793	48.68446	16.83098	-166.73444	5847	55.70135	8.54285	-128.69316
5794	43.15368	12.86884	-166.77616	5848	52.90869	11.11118	-128.79257
5795	41.05696	6.33044	-166.70892	5849	49.11611	11.02112	-128.85944
5796	64.87764	13.64404	-166.36844	5850	46.44586	8.32345	-128.85634
5797	57.89319	20.70429	-166.62007	5851	60.28037	10.71911	-128.65180
5798	48.02781	21.85403	-166.82998	5852	55.34208	15.57749	-128.83363
5799	39.60334	16.58957	-166.90624	5853	48.44650	16.11068	-128.96848
5800	36.07425	7.25753	-166.82066	5854	42.84485	12.09077	-128.99321
5801	37.73958	-2.91591	-148.65681	5855	40.72544	5.46319	-128.90531
5802	44.47089	-10.50341	-149.26129	5856	64.85940	12.89536	-128.61045
5803	54.21589	-12.43726	-149.26734	5857	57.77548	20.04380	-128.87469
5804	62.47087	-6.57463	-148.55220	5858	47.77689	21.20025	-129.07752
5805	66.47050	2.71578	-147.58636	5859	39.24385	15.85808	-129.13008
5806	42.37383	-0.93228	-148.38090	5860	35.67516	6.39830	-129.01444
5807	47.04367	-6.18743	-148.79943	5861	37.40449	-3.29001	-110.73279
5808	53.62434	-7.12713	-148.76834	5862	44.18933	-10.97849	-111.37188
5809	59.01688	-2.70519	-148.24431	5863	54.03841	-12.95734	-111.42600
5810	61.51638	3.82831	-147.57086	5864	62.40359	-7.04898	-110.74990
5811	45.90895	4.80319	-147.76498	5865	66.47556	2.33569	-109.80153
5812	47.00808	1.05134	-148.10498	5866	42.09676	-1.29533	-110.47909
5813	49.61646	-1.87145	-148.33756	5867	46.80377	-6.62043	-110.92162
5814	53.03280	-1.81700	-148.26935	5868	53.45580	-7.58643	-110.92292
5815	55.56289	1.16425	-147.93643	5869	58.92206	-3.12800	-110.42426
5816	56.56227	4.94084	-147.55536	5870	61.46892	3.47254	-109.76156
5817	55.76666	8.83615	-147.59466	5871	45.68855	4.49577	-109.87917
5818	52.99177	11.38746	-147.69546	5872	46.78904	0.69935	-110.22539
5819	49.22386	11.29744	-147.76725	5873	49.41821	-2.26238	-110.47137
5820	46.57136	8.61686	-147.76985	5874	52.87319	-2.21552	-110.41984

5875	55.44054	0.79298	-110.09863	6261	46.14388	-8.74548	-24.57358
5876	56.46227	4.60940	-109.72160	6262	52.94277	-2.14439	-20.15833
5877	55.66706	8.55029	-109.75611	6263	54.67495	8.10036	-19.03344
5878	52.86688	11.13687	-109.84277	6264	50.56145	17.32374	-21.70477
5879	49.05629	11.05489	-109.89615	6265	42.70841	22.13764	-26.80460
5880	46.36762	8.35061	-109.88640	6266	33.89691	21.40737	-32.52685
5881	60.27234	10.72645	-109.72881	6267	27.07939	14.83609	-36.95420
5882	55.32143	15.61858	-109.88773	6268	25.34854	4.59346	-38.07823
5883	48.39462	16.16972	-109.99731	6269	29.48663	-4.61402	-35.39092
5884	42.75791	12.14358	-110.00632	6270	37.33065	-9.45081	-30.29696
5885	40.61411	5.48981	-109.91797	6271	44.88834	-4.50180	-25.38893
5886	64.87761	12.90260	-109.70150	6272	49.82886	0.41355	-22.18053
5887	57.77598	20.10029	-109.93269	6273	50.87292	7.98407	-21.50250
5888	47.73295	21.28455	-110.09848	6274	47.52238	14.53974	-23.67837
5889	39.14820	15.93656	-110.12624	6275	41.62831	17.80701	-27.50603
5890	35.54215	6.44060	-110.00802	6276	35.15215	17.16355	-31.71169
5891	37.39175	-2.65412	-91.65603	6277	30.19276	12.27808	-34.93236
5892	44.11519	-10.37727	-92.38669	6278	29.15161	4.70958	-35.60849
5893	53.94233	-12.41888	-92.52750	6279	32.52495	-1.83184	-33.41782
5894	62.34440	-6.57409	-91.88684	6280	38.41044	-5.12111	-29.59573
5895	66.48195	2.77083	-90.92296	6431	54.20350	-10.12837	-54.90303
5896	42.09506	-0.69332	-91.42885	6432	63.82187	-4.32329	-51.77783
5897	46.75954	-6.04248	-91.93486	6433	68.12311	6.42495	-50.38027
5898	53.39946	-7.05137	-91.99285	6434	65.34614	17.71350	-51.28256
5899	58.89420	-2.63528	-91.51434	6435	56.62725	24.92104	-54.11550
5900	61.48742	3.93941	-90.83826	6436	45.49967	25.57944	-57.73107
5901	45.72650	5.06609	-90.82776	6437	35.85009	19.80264	-60.86641
5902	46.79838	1.26749	-91.20167	6438	31.50725	9.07643	-62.27749
5903	49.40389	-1.70770	-91.48304	6439	34.30201	-2.20423	-61.36941
5904	52.85659	-1.68385	-91.45820	6440	43.06974	-9.33927	-58.52060
5905	55.44400	1.30352	-91.14184	6441	53.28036	-5.22350	-55.20297
5906	56.49288	5.10798	-90.75356	6442	60.33100	-0.92375	-52.91208
5907	55.72402	9.05086	-90.76204	6443	63.39012	7.01825	-51.91812
5908	52.94259	11.65405	-90.81385	6444	61.17342	15.26056	-52.63836
5909	49.13434	11.59746	-90.83796	6445	54.61755	20.33944	-54.76850
5910	46.43028	8.91315	-90.82088	6446	46.42345	20.67184	-57.43092
5912	55.42416	16.11596	-90.85538	6447	39.33978	16.40401	-59.73254
5913	48.50610	16.71272	-90.90822	6448	36.23977	8.48310	-60.73980
5914	42.84771	12.72718	-90.89358	6449	38.47744	0.25164	-60.01273
5915	40.66267	6.09282	-90.82203	6450	45.07951	-4.75570	-57.86759
5917	57.90572	20.57788	-90.89690	6451	52.35721	-0.31862	-55.50292
5918	47.87786	21.82798	-90.97848	6452	56.84012	2.47578	-54.04634
5919	39.26513	16.54121	-90.96628	6453	58.65712	7.61156	-53.45596
5920	35.60065	7.07659	-90.86777	6454	57.00069	12.80762	-53.99417
6251	47.39941	-12.98916	-23.75823	6455	52.60784	15.75785	-55.42149
6252	56.05669	-4.70232	-18.13613	6456	47.34723	15.76423	-57.13076
6253	58.47697	8.21665	-16.56438	6457	42.82947	13.00537	-58.59868
6254	53.60052	20.10773	-19.73118	6458	40.97229	7.88978	-59.20211
6255	43.78851	26.46826	-26.10317	6459	42.65288	2.70751	-58.65605
6256	32.64168	25.65120	-33.34201	6460	47.08928	-0.17212	-57.21458
6257	23.96602	17.39409	-38.97605	6461	23.32444	-11.82204	-13.99904
6258	21.54548	4.47735	-40.54797	6462	28.43145	-10.56473	-5.23474
6259	26.44832	-7.39621	-37.36403	6463	31.70075	-2.67137	0.37581
6260	36.25085	-13.78051	-30.99819	6464	31.33745	7.52438	-0.24767

6465	27.54695	14.45351	-6.75266	6519	4.84530	-18.81649	-6.39219
6466	22.56568	17.83603	-15.30116	6520	12.43390	-16.18958	2.08024
6467	17.45835	16.57848	-24.06602	6521	37.05034	-2.58490	-84.17478
6468	14.18799	8.68677	-29.67839	6522	44.02181	-10.59485	-84.19609
6469	14.54998	-1.50925	-29.05717	6523	54.16153	-12.71752	-83.51573
6470	18.34263	-8.42619	-22.54848	6524	62.78987	-6.66447	-82.34996
6471	23.77100	-8.43630	-13.23268	6525	67.00392	3.01947	-81.27830
6472	27.77603	-7.25114	-6.35952	6526	41.88739	-0.55546	-83.62309
6473	30.10162	-0.70870	-2.36851	6527	46.72389	-6.10327	-83.63719
6474	29.33415	7.08510	-3.68558	6528	53.57302	-7.15337	-83.14897
6475	26.07098	11.87298	-9.28562	6529	59.21253	-2.57938	-82.34091
6476	22.11904	14.44968	-16.06767	6530	61.84981	4.23404	-81.61401
6477	18.11361	13.26496	-22.94150	6531	45.59916	5.41219	-82.87044
6478	15.78688	6.72416	-26.93448	6532	46.72445	1.47399	-83.07139
6479	16.55294	-1.07031	-25.61982	6533	49.42598	-1.61169	-83.07829
6480	19.82207	-5.82946	-20.00957	6534	52.98450	-1.58923	-82.78222
6481	24.21757	-5.05055	-12.46632	6535	55.63518	1.50571	-82.33185
6482	27.12062	-3.93754	-7.48429	6536	56.69570	5.44861	-81.94972
6483	28.50249	1.25397	-5.11283	6537	55.91227	9.52582	-82.10926
6484	27.33086	6.64582	-7.12349	6538	53.05384	12.21837	-82.43968
6485	24.59501	9.29244	-11.81858	6539	49.12855	12.16235	-82.76227
6486	21.67239	11.06334	-16.83417	6540	46.33292	9.38953	-82.89652
6487	18.76887	9.95145	-21.81699	6541	55.62585	16.82872	-82.38813
6488	17.38577	4.76155	-24.19057	6542	48.49743	17.45005	-82.99922
6489	18.55590	-0.63136	-22.18248	6543	42.65263	13.33416	-83.33865
6490	21.30151	-3.23274	-17.47066	6544	40.37929	6.47810	-83.28703
6491	20.61467	-9.32954	11.21381	6545	58.19786	21.43908	-82.33657
6492	21.47129	5.37789	12.17020	6546	47.86631	22.73775	-83.23617
6493	16.39616	18.03203	6.50398	6547	38.97235	17.27879	-83.78077
6494	7.32916	23.79765	-3.61904	6548	35.16509	7.49825	-83.75379
6495	-2.26772	20.47472	-14.33366	6549	65.41240	13.53040	-81.22463
6496	-8.72924	9.33071	-21.54774	6550	60.65207	11.53799	-81.54346
6497	-9.58642	-5.37645	-22.50475	6551	36.49055	-2.47231	-76.72015
6498	-4.51299	-18.02953	-16.84043	6552	43.76407	-10.89380	-75.97588
6499	4.55484	-23.79750	-6.71648	6553	54.32040	-13.12076	-74.37504
6500	14.15226	-20.47521	3.99874	6554	63.28451	-6.74874	-72.58523
6501	19.07917	-8.35317	9.49947	6555	67.64651	3.44000	-71.34507
6502	19.84619	4.81478	10.35583	6556	41.51909	-0.33481	-75.79098
6503	15.30215	16.14490	5.28255	6557	46.56512	-6.16766	-75.27415
6504	7.18404	21.30713	-3.78106	6558	53.69473	-7.26830	-74.17194
6505	-1.40848	18.33196	-13.37434	6559	59.55223	-2.45378	-72.96851
6506	-7.19378	8.35422	-19.83345	6560	62.28031	4.71461	-72.15142
6507	-7.96125	-4.81379	-20.69030	6561	45.36728	5.94455	-74.83803
6508	-3.41877	-16.14266	-15.61877	6562	46.54763	1.80269	-74.86182
6509	4.70007	-21.30700	-6.55434	6563	49.36616	-1.44151	-74.57241
6510	13.29308	-18.33240	3.03949	6564	53.06907	-1.41584	-73.96884
6511	17.54367	-7.37679	7.78514	6565	55.81995	1.84117	-73.35179
6512	18.22109	4.25167	8.54145	6566	56.91411	5.98923	-72.95777
6513	14.20813	14.25778	4.06111	6567	56.11921	10.26906	-73.26685
6514	7.03893	18.81661	-3.94308	6568	53.16055	13.09340	-73.89855
6515	-0.54924	16.18919	-12.41503	6569	49.07560	13.03236	-74.55971
6516	-5.65832	7.37772	-18.11915	6570	46.15022	10.12052	-74.88037
6517	-6.33608	-4.25112	-18.87585	6571	55.86401	17.93370	-73.71674
6518	-2.32456	-14.25580	-14.39712	6572	48.44988	18.58174	-74.95716

6573	42.34369	14.25852	-75.71997	6657	37.35221	17.07780	-53.11231
6574	39.93784	7.06140	-75.72780	6658	34.22428	8.62181	-54.72989
6575	58.56747	22.77401	-73.53493	6659	36.68102	-0.17929	-54.15000
6576	47.82416	24.13112	-75.35461	6660	43.65451	-5.54617	-51.62680
6577	38.53716	18.39653	-76.55957	6661	51.19965	-0.82313	-48.42586
6578	34.51798	8.12912	-76.66622	6662	55.84643	2.15161	-46.45157
6579	66.01046	14.48260	-71.64080	6663	57.67276	7.63480	-45.48268
6580	61.04482	12.38882	-72.33169	6664	55.86696	13.19106	-45.94975
6581	35.46339	-2.44034	-69.50415	6665	51.23242	16.35437	-47.64470
6582	43.16631	-11.44825	-68.06528	6666	45.73267	16.37427	-49.82306
6583	54.29330	-13.82215	-65.44170	6667	41.04894	13.43759	-51.81029
6584	63.69856	-6.99281	-62.77134	6668	39.18032	7.97606	-52.79496
6585	68.23797	3.91780	-61.09233	6669	41.01118	2.43449	-52.31731
6586	40.74695	-0.14753	-68.08313	6670	45.69025	-0.65350	-50.60135
6587	46.09083	-6.38653	-67.08439	6671	51.72666	-12.55280	-41.33065
6588	53.60374	-7.55800	-65.29086	6672	61.89396	-6.09340	-36.04298
6589	59.74608	-2.39880	-63.51108	6673	66.19941	5.96507	-33.02508
6590	62.58093	5.27715	-62.41836	6674	62.88028	18.68305	-33.51274
6591	44.76590	6.57782	-66.74698	6675	53.29477	26.85405	-37.30661
6592	46.03052	2.14529	-66.66210	6676	41.31389	27.67601	-42.83299
6593	49.01535	-1.32481	-66.10350	6677	31.11221	21.24866	-48.13404
6594	52.91418	-1.29384	-65.14001	6678	26.76139	9.21527	-51.17104
6595	55.79360	2.19521	-64.25083	6679	30.09941	-3.49397	-50.67382
6596	56.92389	6.63651	-63.74439	6680	39.73528	-11.58379	-46.84966
6597	56.09271	11.21738	-64.12405	6681	50.58919	-7.02890	-41.40043
6598	52.98347	14.23812	-65.03887	6682	58.04090	-2.24399	-37.52080
6599	48.68210	14.16893	-66.09714	6683	61.09420	6.66704	-35.35056
6600	45.59556	11.04899	-66.70670	6684	58.46748	15.95443	-35.80143
6601	55.84048	19.42232	-64.58669	6685	51.27006	21.71524	-38.68140
6602	48.03518	20.10908	-66.54667	6686	42.45213	22.14904	-42.76311
6603	41.59638	15.47523	-67.90976	6687	34.96397	17.40026	-46.65674
6604	39.04767	7.76828	-68.16274	6688	31.86609	8.51327	-48.84580
6605	58.69748	24.60653	-64.13451	6689	34.51504	-0.76207	-48.38353
6606	47.38826	26.04923	-66.99621	6690	41.76000	-6.44274	-45.47467
6607	37.59719	19.90148	-69.11281	6691	49.45171	-1.50501	-41.47020
6608	33.34313	8.90620	-69.62624	6692	54.18784	1.60543	-38.99862
6609	66.49976	15.73721	-61.53028	6693	55.98899	7.36901	-37.67604
6610	61.26633	13.49110	-62.70709	6694	54.05467	13.22581	-38.09013
6641	53.26973	-11.30971	-48.07456	6695	49.24535	16.57642	-40.05619
6642	63.24240	-5.13073	-43.84661	6696	43.59037	16.62207	-42.69324
6643	67.58584	6.34335	-41.61243	6697	38.81572	13.55186	-45.17945
6644	64.52170	18.41236	-42.28686	6698	36.97078	7.81128	-46.52055
6645	55.30382	26.13549	-45.59402	6699	38.93067	1.96983	-46.09324
6646	43.66118	26.86668	-50.17466	6700	43.78472	-1.30170	-44.09969
6647	33.65547	20.71801	-54.41434	6701	49.37943	-13.59003	-34.75606
6648	29.26824	9.26757	-56.66482	6702	59.42173	-7.02795	-28.45766
6649	32.35086	-2.79307	-55.98269	6703	63.52109	5.32264	-24.68382
6650	41.61877	-10.43885	-52.65225	6704	59.99918	18.40250	-24.97993
6651	52.23469	-6.06642	-48.25021	6705	50.29721	26.85700	-29.22510
6652	59.54442	-1.48956	-45.14909	6706	38.32507	27.78286	-35.64586
6653	62.62930	6.98907	-43.54756	6707	28.24792	21.25391	-41.95917
6654	60.19433	15.80171	-44.11830	6708	24.10287	8.92938	-45.75471
6655	53.26812	21.24493	-46.61936	6709	27.64349	-4.14163	-45.44728
6656	44.69692	21.62047	-49.99886	6710	37.39438	-12.51312	-41.16508

6711	48.15332	-7.91104	-34.71920	6885	30.99100	20.93388	-14.47575
6712	55.51258	-3.04951	-30.09701	6886	23.97806	20.77036	-23.30394
6713	58.41382	6.07827	-27.37804	6887	18.55629	14.20294	-30.59047
6714	55.63939	15.63131	-27.70467	6888	17.09437	3.40229	-33.20202
6715	48.36069	21.59500	-30.93667	6889	20.23749	-6.86303	-29.98591
6716	39.55200	22.10071	-35.68267	6890	26.43866	-12.72136	-22.60961
6717	32.15575	17.27653	-40.32040	6891	32.64216	-8.93425	-14.53945
6718	29.20962	8.17374	-43.06077	6892	36.89044	-3.67750	-8.82208
6719	32.00604	-1.36709	-42.72062	6893	37.93182	4.89776	-6.89863
6720	39.33088	-7.24883	-39.45324	6894	35.29828	12.88628	-9.63722
6721	46.92720	-2.23205	-34.68234	6895	30.33181	17.32541	-15.56295
6722	51.60344	0.92893	-31.73637	6896	24.78852	17.12485	-22.54618
6723	53.30656	6.83390	-30.07226	6897	20.52838	11.89417	-28.27660
6724	51.27961	12.86012	-30.42941	6898	19.48782	3.32063	-30.19889
6725	46.42416	16.33299	-32.64824	6899	22.13677	-4.65562	-27.44005
6726	40.77893	16.41855	-35.71948	6900	27.09767	-9.11367	-21.52269
6727	36.06358	13.29914	-38.68163	6901	31.83151	-5.28885	-15.29746
6728	34.31638	7.41809	-40.36684	6902	34.91801	-1.36876	-11.13639
6729	36.36859	1.40745	-39.99395	6903	35.53903	4.97922	-9.90095
6730	41.26738	-1.98454	-37.74140	6904	33.39852	10.67737	-12.18377
6851	41.30942	-12.83133	-18.54468	6905	29.67261	13.71694	-16.65016
6852	48.50101	-5.31468	-11.91591	6906	25.59899	13.47934	-21.78842
6853	50.43531	6.65735	-9.66534	6907	22.50046	9.58540	-25.96273
6854	46.26539	17.83958	-12.77852	6908	21.88127	3.23897	-27.19576
6855	38.00129	23.98598	-19.70103	6909	24.03606	-2.44820	-24.89420
6856	28.67078	23.48066	-27.86672	6910	27.75668	-5.50597	-20.43578
6857	21.46357	15.99212	-34.50779	6941	17.70301	-13.68021	-9.69924
6858	19.52905	4.02217	-36.75847	6942	23.64778	-12.05000	-0.91315
6859	23.72095	-7.14435	-33.62537	6943	27.34691	-3.56520	4.52166
6860	31.97727	-13.31266	-26.71068	6944	26.76951	7.11579	3.62140
6861	40.22729	-8.85173	-19.30192	6945	22.23910	14.15935	-3.11016
6862	45.87446	-2.86191	-14.09260	6946	16.37146	17.40748	-11.80324
6863	47.25164	6.63619	-12.44445	6947	10.42631	15.77698	-20.58988
6864	43.73993	15.31732	-15.10082	6948	6.72593	7.29386	-26.02656
6865	37.12775	19.97894	-20.65161	6949	7.30180	-3.38749	-25.12857
6866	29.75265	19.50094	-27.10970	6950	11.83454	-10.41813	-18.39362
6867	24.08967	13.53931	-32.33150	6951	18.17362	-10.09886	-9.01863
6868	22.71359	4.04315	-33.97860	6952	22.83266	-8.61135	-2.13371
6869	26.24578	-4.62376	-31.30369	6953	25.45006	-1.60205	1.70746
6870	32.85056	-9.30648	-25.76034	6954	24.43678	6.53292	0.17350
6871	39.14517	-4.87212	-20.05916	6955	20.55431	11.36073	-5.59008
6872	43.24791	-0.40915	-16.26929	6956	15.90077	13.82549	-12.48397
6873	44.06797	6.61502	-15.22357	6957	11.24126	12.33841	-19.36958
6874	41.21448	12.79507	-17.42311	6958	8.62250	5.33076	-23.21278
6875	36.25422	15.97190	-21.60220	6959	9.63414	-2.80499	-21.68123
6876	30.83453	15.52121	-26.35268	6960	13.52313	-7.60229	-15.90814
6877	26.71576	11.08650	-30.15521	6961	18.64423	-6.51751	-8.33803
6878	25.89813	4.06412	-31.19873	6962	22.01753	-5.17270	-3.35427
6879	28.77062	-2.10317	-28.98202	6963	23.55320	0.36110	-1.10673
6880	33.72385	-5.30030	-24.81001	6964	22.10405	5.95004	-3.27440
6881	33.45282	-12.57966	-13.78144	6965	18.86953	8.56210	-8.07000
6882	38.86287	-5.98625	-6.50778	6966	15.43007	10.24350	-13.16471
6883	40.32461	4.81630	-3.89632	6967	12.05621	8.89984	-18.14929
6884	37.19803	15.09519	-7.09068	6968	10.51907	3.36766	-20.39900

6969	11.96649	-2.22249	-18.23390	7581	12.98550	4.60298	14.49791
6970	15.21172	-4.78645	-13.42266	7582	8.70098	15.16325	9.71437
6971	12.69936	-16.30112	-6.21093	7583	1.09325	19.93276	1.22058
6972	20.05017	-14.13817	2.92298	7584	-6.93267	17.08885	-7.74011
6973	24.47127	-4.50076	8.37200	7585	-12.31012	7.71800	-13.74386
6974	23.53541	7.31991	7.14454	7586	-12.98599	-4.59987	-14.49845
6975	17.76387	14.86824	-0.07640	7587	-8.70167	-15.16235	-9.71514
6976	10.40901	18.12443	-9.24429	7588	-1.09378	-19.93270	-1.22117
6977	3.05775	15.96115	-18.37877	8039	1.88349	-21.19901	13.11701
6978	-1.36495	6.32552	-23.82979	8040	4.41402	-9.38502	22.74732
6979	-0.43099	-5.49564	-22.60468	8041	5.25855	6.01476	23.68909
6980	5.34318	-13.02949	-15.38055	8042	4.09452	19.11539	15.58328
6981	13.21061	-12.29813	-5.59625	8043	1.69512	-19.07911	11.80532
6982	18.96728	-10.37004	1.55559	8044	3.97256	-8.44681	20.47248
6983	22.07495	-2.43463	5.37960	8045	4.73267	5.41329	21.32019
6984	20.64979	6.53424	3.55861	8046	3.68505	17.20385	14.02496
6985	15.72844	11.66180	-2.59165	8047	1.50675	-16.95921	10.49363
6986	9.89767	14.12073	-9.85909	8048	3.53110	-7.50860	18.19764
6987	4.14041	12.19309	-17.01166	8049	4.20680	4.81181	18.95129
6988	1.03102	4.25943	-20.83782	8050	3.27558	15.29231	12.46664
6989	2.45416	-4.71040	-19.01933	8051	-5.70066	-20.75816	12.71247
6990	7.38299	-9.80372	-12.85996	8052	-7.85596	-8.67179	22.09284
6991	13.72185	-8.29515	-4.98156	8053	-7.01066	6.72794	23.03465
6992	17.88440	-6.60190	0.18820	8054	-3.48806	19.55614	15.17882
6993	19.67862	-0.36851	2.38719	8055	-5.13064	-18.68235	11.44123
6994	17.76418	5.74856	-0.02732	8056	-7.07039	-7.80491	19.88345
6995	13.69301	8.45536	-5.10689	8057	-6.30963	6.05515	20.73119
6996	9.38633	10.11703	-10.47389	8058	-3.13929	17.60053	13.66095
6997	5.22308	8.42503	-15.64455	8059	-4.56061	-16.60653	10.16999
6998	3.42700	2.19335	-17.84585	8060	-6.28482	-6.93803	17.67406
6999	5.33931	-3.92517	-15.43399	8061	-5.60861	5.38235	18.42773
7000	9.42280	-6.57795	-10.33937	8062	-2.79053	15.64492	12.14307
7559	8.66660	-21.36037	9.67598	8063	-12.05368	-20.15596	8.57076
7560	15.38804	-9.64607	17.18026	8064	-18.13416	-7.69751	15.39219
7561	16.23188	5.75372	18.12238	8065	-17.28822	7.70216	16.33442
7562	10.87622	18.95406	12.14296	8066	-9.83976	20.15823	11.03797
7563	1.36656	24.91595	1.52573	8067	-10.84837	-18.14036	7.71368
7564	-8.66584	21.36106	-9.67514	8068	-16.32075	-6.92806	13.85288
7565	-15.38764	9.64750	-17.17982	8069	-15.55945	6.93195	14.70097
7566	-16.23239	-5.75050	-18.12295	8070	-8.85584	18.14241	9.93417
7567	-10.87709	-18.95294	-12.14393	8071	-9.64306	-16.12476	6.85660
7568	-1.36723	-24.91587	-1.52647	8072	-14.50733	-6.15861	12.31357
7569	7.79994	-19.22433	8.70838	8073	-13.83069	6.16173	13.06753
7570	13.84915	-8.68176	15.46215	8074	-7.87192	16.12659	8.83037
7571	14.60869	5.17835	16.31015	8075	-15.47329	-19.55375	1.80164
7572	9.78860	17.05865	10.92866	8076	-23.66656	-6.72323	4.44080
7573	1.22991	22.42436	1.37315	8077	-22.82027	8.67638	5.38372
7574	-7.79925	19.22496	-8.70762	8078	-13.25866	20.76031	4.27025
7575	-13.84888	8.68275	-15.46184	8079	-13.92603	-17.59837	1.62146
7576	-14.60919	-5.17518	-16.31070	8080	-21.29989	-6.05121	3.99666
7577	-9.78938	-17.05764	-10.92954	8081	-20.53830	7.80874	4.84533
7578	-1.23050	-22.42428	-1.37382	8082	-11.93286	18.68428	3.84321
7579	6.93328	-17.08830	7.74079	8083	-12.37876	-15.64299	1.44127
7580	12.31027	-7.71745	13.74403	8084	-18.93322	-5.37919	3.55252

8085	-18.25634	6.94111	4.30693	8092	-20.67365	-5.40931	-7.04424
8086	-10.60706	16.60826	3.41616	8093	-19.91211	8.45061	-6.19493
8087	-15.04320	-19.11290	-5.78110	8094	-11.54586	19.08096	-2.97987
8088	-22.97074	-6.01001	-7.82690	8095	-12.03469	-15.29031	-4.62496
8089	-22.12449	9.38955	-6.88321	8096	-18.37657	-4.80862	-6.26158
8090	-12.82866	21.20106	-3.31092	8097	-17.69972	7.51166	-5.50665
8091	-13.53894	-17.20160	-5.20303	8098	-10.26306	16.96086	-2.64882