

GILBERTO GARCÍA DEL PINO

**ANÁLISE EXPERIMENTAL E NUMÉRICO COMPUTACIONAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS OSSOS E SUAS
PRÓTESES**

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

São Paulo
1996

**ANÁLISE EXPERIMENTAL E NUMÉRICO COMPUTACIONAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS OSSOS E SUAS
PRÓTESES**

GILBERTO GARCIA DEL PINO

31200030125



DEDALUS - Acervo - EPBC

FD-2016

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

Área de Concentração:
Projeto e Fabricação

Orientador:
Prof. Dr. Edison Gonçalves

São Paulo
1996

Aos meus filhos como incentivo aos
seus desenvolvimentos intelectuais

AGRADECIMENTOS

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

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

Ao Prof. EDUARDO BARBOSA da FATEC, Dr. MIKIYA MURAMATSU do Instituto de Física da USP e Eng. TOMAS PUGA da oficina ortopédica do Hospital das Clínicas, por suas sugestões e apoio material na conclusão do mesmo.

Aos Professores Dr. CARLOS A. NUNES, Dr. GILBERTO F. MARTHA DE SOUSA e demais professores e funcionários da Escola Politécnica por suas sugestões e ajuda.

Finalmente à FAPESP, no Brasil, e ISPJAE de Cuba por terem me dado as possibilidades de realizar este estudo.

ÍNDICE

DEDICATÓRIA II

AGRADECIMENTOS III

ÍNDICE IV

LISTA DE FIGURAS VIII

LISTA DE TABELAS XII

RESUMO XIII

ABSTRACT XIV

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO 1

1.1 - ASPECTOS GERAIS 1

1.2 - ESCOPO DO TRABALHO 4

CAPÍTULO II - REVISÃO DA BIBLIOGRAFIA 7

2.1 - ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS OSSOS E SUAS PRÓTESES 7

2.2 - UTILIZAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ORTOPEDIA 10

2.3 - APLICAÇÃO DA HOLOGRAFIA NA DETERMINAÇÃO DOS DESLOCAMENTOS E DEFORMAÇÕES NOS OSSOS E SUAS PRÓTESES 13

CAPÍTULO III - COMPOSIÇÃO, ESTRUTURA E CARACTERÍSTICAS DO MATERIAL ÓSSEO HUMANO. 16

3.1 - COMPOSIÇÃO 16

3.2 - ESTRUTURA 19

3.2.1 - ESTRUTURA DO OSSO CORTICAL 23

3.2.2 - ESTRUTURA DO OSSO TRABECULAR 26

3.3 - CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES DOS OSSOS 26

5.5.1 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DA HASTE.....72

TRIDIMENSIONAL

5.5 - RESULTADOS DA ANÁLISE SEGUNDO O MODELO.....72

DA HASTE

5.4.2 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE.....70

5.4.1 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DA HASTE.....70

5.4 - RESULTADOS DA ANÁLISE SEGUNDO MODELO PLANO.....66

5.3.3 - ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE TENSÕES.....66

5.3.2 - ANÁLISE DE TENSÕES EM ESTADO PLANO ("SAP90").....63

ESTRUTURAL

5.3.1 - ANÁLISE QUALITATIVA DO COMPORTAMENTO.....54

ANÁLISE DA INTERAÇÃO IMPLANTE-OSSO.

5.3 - EMPREGO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA.....54

5.2 - MODELAGEM MATEMÁTICA EM ORTOPEDIA.....53

5.1 - ASPECTOS GERAIS.....50

CAPÍTULO V - MODELO MATEMÁTICO PARA A ANÁLISE DA INTERAÇÃO PRÓTESE-OSSO.

4.4 - PERDA DA ESTABILIDADE PRÓTESE-OSSO.....47

4.3 - CÚPULAS ACETABULARES.....45

COXO-FEMURAL

4.2.1 - CARACTERÍSTICAS CONSTRUTIVAS DAS PRÓTESES.....41

4.2 - PRÓTESE COXO-FEMURAL.....38

4.1 - CARACTERÍSTICAS DO OSSO FÊMUR.....36

CAPÍTULO IV - COMPORTAMENTO MECÂNICO PRÓTESE-FÊMUR

3.3.2 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS OSSOS.....31

3.3.1 - EFEITO PIEZOELÉTRICO E RENOVACÃO DO OSSO.....28

ANEXO I - CONJUNTO DE DADOS E RESULTADOS OBTIDOS.....	120
7.2- RECOMENDAÇÕES	119
7.1- CONCLUSÕES	117
CAPÍTULO VII - CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....	117
NOS ENSAIOS E NOS MODELOS DE "MEF"	
6.3.3.1- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS.....	113
6.3.3 - RESULTADOS OBTIDOS NOS ENSAIOS.....	101
6.3.2 - ARRANJO HOLOGRÁFICO UTILIZADO.....	97
6.3.1 - CORPOS DE PROVA.....	93
6.3 - REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS.....	93
PRÓTESES	
DESLOCAMENTOS E DEFORMAÇÕES NOS OSSOS E SUAS	
6.2 - APLICAÇÃO DA HOLOGRAFIA NA DETERMINAÇÃO DOS	92
6.1.5- ESTABILIDADE MECÂNICA DA MESA HOLOGRÁFICA.....	91
6.1.4 - ESCOLHA DO FILME PARA HOLOGRAFIA.....	91
6.1.3 - INTERPRETAÇÃO DE FRANJAS.....	81
6.1.2- HOLOGRAFIA DE DUPLA EXPOSIÇÃO.....	80
6.1.1- HOLOGRAFIA EM TEMPO REAL.....	79
6.1- HOLOGRAFIA	77
CAPÍTULO VI - COMPROVAÇÃO DOS RESULTADOS COM ENSAIOS DE HOLOGRAFIA INTERFEROMÉTRICA.....	77
5.6 - DISCUSSÃO.....	75
DA HASTE	
5.5.2 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE.....	75

ANEXO II - RESULTADOS OBTIDOS NO PROGRAMA "ALGOR".....	168
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	186

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 -	Representação Esquemática da Interação entre a Análise	2
	de Elementos Finitos, experimentos e avaliação clínica.	
FIGURA 1.2 -	Representação Esquemática da Sequência do Trabalho	5
FIGURA 3.1 -	Molécula de colágeno	17
FIGURA 3.2 -	Fêmur	21
FIGURA 3.3 -	Cartilago Hialino	22
FIGURA 3.4 -	Fibras de Sharpey	22
FIGURA 3.5 -	Sistema de Havers	24
FIGURA 3.6 -	Sistema de Havers e canaliculos	24
FIGURA 3.7 -	Oso compacto	25
FIGURA 3.8 -	Oso trabecular	29
FIGURA 3.9 -	Perda e deslocamento da massa óssea com a idade	29
FIGURA 3.10 -	Efeito piezoelétrico e renovação de osso	30
FIGURA 3.11 -	Estruturas homogêneas e de lâminas sob flexão	30
FIGURA 4.1 -	Cápsula de vitálio	40
FIGURA 4.2 -	Forma construíva das próteses AESCULAP cimentada	40
FIGURA 4.3 -	Próteses AESCULAP cimentada	42
FIGURA 4.4 -	Próteses AESCULAP modelo PM não cimentada	44
FIGURA 4.5 -	Cúpulas acetabulares	46
FIGURA 4.6 -	Cúpula acetabular HARTMANN, modelo especial com	46
	cúpula interior trocável.	
FIGURA 5.1 -	Fêmur com uma prótese enxertada	52
FIGURA 5.2 -	Mecanismo de transferência de carga em flexão pura	55
FIGURA 5.3 -	Comportamento mecânico do modelo segundo a teoria da viga	57

FIGURA 5.4 - Influência do expoente de fixação na transferência de cargas	60
FIGURA 5.5 - Comparação dos esforços calculados por um modelo linear e não linear	62
FIGURA 5.6 - Pontos de aplicação das forças, condições de fronteira e nós escolhidos segundo o programa "SAP90"	64
FIGURA 5.7 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e a interface no modelo Proto-m segundo o programa "SAP90"	68
FIGURA 5.8 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e a interface no modelo Proto-so segundo o programa "SAP90"	68
FIGURA 5.9 - Comparação dos dados obtidos a partir do SAP90 para análise da influência do módulo de elasticidade	69
FIGURA 5.10 - Comparação dos dados obtidos a partir do SAP90 para a análise da influência do comprimento	69
FIGURA 5.11 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e a interface no modelo Proto-m segundo o programa "ALGOR"	73
FIGURA 5.12 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e a interface no modelo Proto-so segundo o programa "ALGOR"	73
FIGURA 5.13 - Comparação dos dados obtidos a partir do "ALGOR" para a análise da influência do comprimento	74
FIGURA 5.14 - Comparação dos dados obtidos a partir do "ALGOR" para a análise da influência do módulo de elasticidade	74
FIGURA 6.1 - Arranjo holográfico	78
FIGURA 6.2 - Translação pura de um objeto	83
FIGURA 6.3 - Rotação pura de um objeto	83
FIGURA 6.4 - Padrões de franjas de interferência	90

95	FIGURA 6.5 - Obtenção dos moldes de gesso de um osso fêmur intacto
95	FIGURA 6.6 - Moldes de gesso
96	FIGURA 6.7 - Posicionamento das próteses nos moldes a serem preenchidos.....
	por resina
96	FIGURA 6.8 - Secagem dos modelos
98	FIGURA 6.9 -Preparação dos corpos de prova para serem submetidos aos
	ensaios experimentais
98	FIGURA 6.10 - Arranjo holográfico para registro de imagem
100	FIGURA 6.11 - Arranjo para a reprodução do holograma
100	FIGURA 6.12 - Arranjo para a gravação e impressão da imagem
102	FIGURA 6.13 - Holograma de dupla exposição do modelo de osso sem
	prótese e sem carga aplicada
103	FIGURA 6.14 - Padrão de franjas de interferência do modelo de osso
	sob uma carga axial de 5 N
104	FIGURA 6.15 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do
	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de
	comprimento de haste sob uma carga axial de 5 N
105	FIGURA 6.16 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do
	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de
	comprimento de haste sob uma carga axial de 10 N
107	FIGURA 6.17 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do
	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de
	comprimento de haste sob uma carga axial de 10 N
108	FIGURA 6.18 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do
	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de
	comprimento de haste sob uma carga axial de 10 N

FIGURA 6.19 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do109	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5 N
FIGURA 6.20 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do110	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5 N
FIGURA 6.21 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do111	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5 N
FIGURA 6.22 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do112	modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 10 N
FIGURA 6.23 - Deslocamentos obtidos nos corpos de prova por Holografia Interferométrica116	comprimento de haste sob uma carga axial de 10 N
FIGURA 6.24 - Comparação entre os deslocamentos obtidos pelo MEF116	e Holografia Interferométrica

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 - Propriedades mecânicas dos ossos34

TABELA 5.1 - Modelos utilizados na análise65

TABELA 6.1 - Deslocamentos obtidos por holografia interferométrica114

TABELA 6.2 - Comparação dos deslocamentos obtidos pelo MEF e holografia115

interferométrica

RESUMO

Baseado no Fêmur e na prótese coxo-femural, no trabalho realiza-se uma avaliação do comportamento mecânico dos ossos e suas próteses, analisando a influência do material e a forma da prótese na transmissão dos carregamentos ao osso de sorte a evitar a perda da união implante-osso e a aumentar a vida útil da prótese.

Em 1º lugar, realiza-se um estudo, baseado em levantamento bibliográfico, das características e composição do material ósseo humano. Em seguida, estuda-se a interação prótese-osso, em específico a prótese coxo-femural por ser uma mais empregadas na atualidade, além do estudo dos métodos para a análise da transmissão de carregamentos e dos métodos de ensaios não destrutivos para a verificação dos resultados teóricos.

A análise da transmissão dos carregamentos ao osso foi feita através de modelos de implantes de próteses coxo-femural de diferentes dimensões e módulos de elasticidade, empregando dois programas de cálculo pelo Método dos Elementos Finitos, denominados por SAP90 (para análise em duas dimensões) e ALGOR (para análise em três dimensões).

Os resultados obtidos pelo Método dos Elementos Finitos foram verificados com holografia interferométrica em modelos físicos, feitos em resina EPOXY, moldados em GESSO com a configuração do fêmur e próteses enxertadas, com dimensões e características similares às utilizadas nos modelos teóricos de Elementos Finitos. De ambos modelos conclui-se que estes dois métodos são ferramentas boas para avaliar o comportamento mecânico estrutural dos ossos e suas próteses.

The mechanic behavior of the human bone Femur and the total hip prostheses are evaluated by analysis of influence of the material and the shape of the prosthesis in the transmission of the loads to the bone, in order to avoid to lost of the union implant-bone and increase the useful life of the prosthesis.

In the first place, it was carried out a bibliographic revision based on study of the characteristics and composition of the human bones material. Immediately, it was studied prosthesis-bone interaction of the total hip prosthesis, the methods for the analysis of loads transmission and not destructive tests for the verification of the theoretical outputs.

The analysis of loads transmission to the bone was carried out in total hip prosthesis models of several dimension and elasticity modules, employing two programs of calculation for the Finite Elements Method, SAP90 (for analysis in two dimension) and ALGOR (for analysis in three dimension).

The outputs gotten by the Finite Elements Method were verified by interferometric holography in physical models, manufactured in EPOXY resin, with the configuration of the femur and metals prosthesis were implanted. The dimension and characteristics of the physical models were similar to them utilized in the theoretical models of Finite Element. Finally, it is possible to conclude that both methods are good tools in order to evaluate the mechanical structural behavior of bones and their prosthesis.

ABSTRACT

Para se obter um bom desempenho ortopédico, é necessário conhecer o comportamento mecânico dos ossos e suas próteses através de uma combinação de avaliação clínica com a determinação de esforços por métodos teóricos e experimentais, como é mostrado esquematicamente na Figura 1.1.

esforços ao osso.

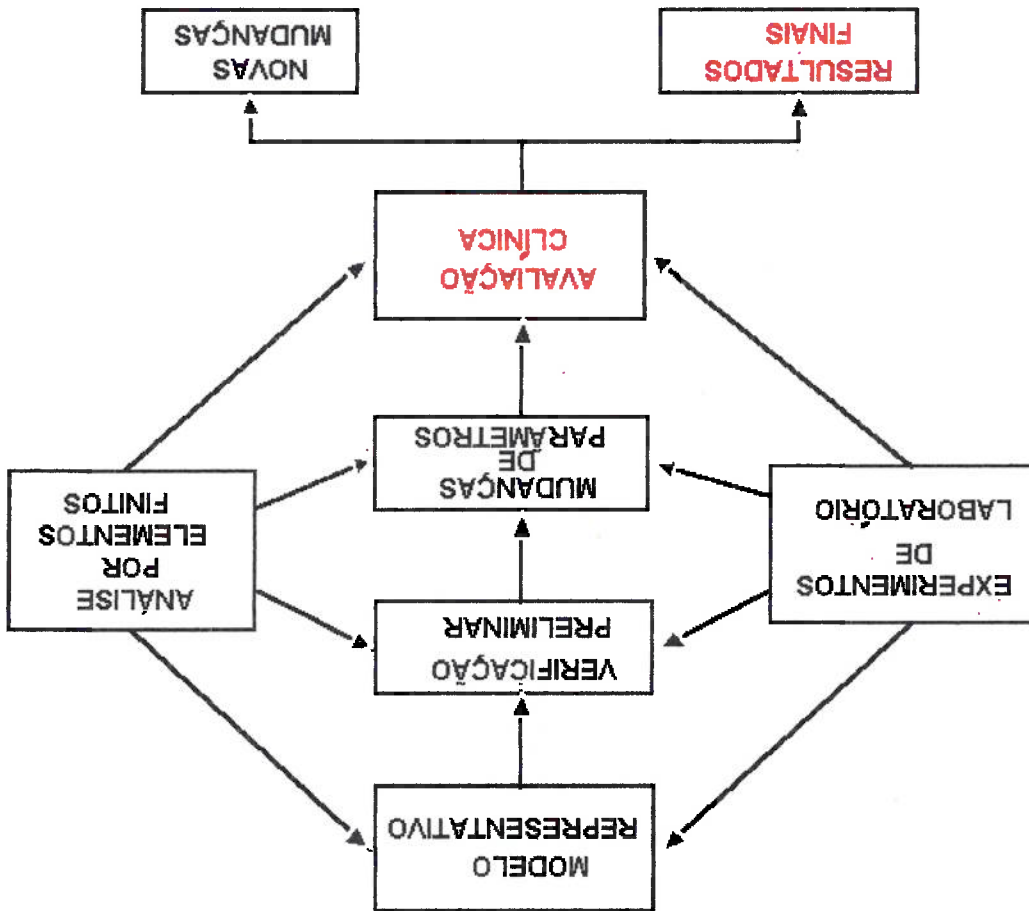
A tendência atual em ortopedia é aumentar a vida útil das próteses, implantes e fixadores de fraturas. Neste sentido, o trabalho aqui desenvolvido avalia aspectos biológicos e mecânicos como biocompatibilidade, resistência e rigidez. Na tentativa de conseguir redução no nível de falha da prótese e interface, procura trabalhar as propriedades dos materiais e a geometria das próteses no sentido de assegurar sua resistência mecânica de longo prazo através da imposição de transmissão natural de esforços ao osso.

1.1 - ASPECTOS GERAIS

INTRODUÇÃO

CAPÍTULO I

FIGURA 1.1 - Representação esquemática da interação entre a análise de Elementos Finitos, experimentos de laboratório e avaliação clínica.



Uma das técnicas de determinação dos esforços mais utilizadas na atualidade é o "Método dos Elementos Finitos". No entanto, a modelagem do problema em ortopedia difere dos problemas comuns de engenharia, pois existe a dificuldade de que o osso é um material vivo, com propriedades que variam quase que de ponto para ponto, e a perfeita compreensão do problema muitas vezes requer o envolvimento de equipe multidisciplinar. Os códigos computacionais de elementos finitos, muito utilizados em análises de estruturas e componentes mecânicos, podem ser usados em análises de esforços em próteses e ossos, desde que através da cuidadosa definição das propriedades do material e da geometria. Esse procedimento além de incorrer na diminuição do custo de análise e no tempo de processamento apresentado bons resultados com grande ajuda para a perfeita compreensão da interação prótese-osso.

Vários métodos experimentais em ortopedia podem ser utilizados para análise da interação prótese-osso, destacando-se dentre eles os que envolvem fotoelasticidade, transdutores para medir as forças que agem no sistema e extensômetros para medir as deformações. Contudo, a determinação da distribuição real de esforços e as deformações em um sistema ortopédico é muito complexa para ser completamente coberta por apenas uma técnica experimental ou teórica.

O método de análise experimental por interferometria holográfica apresenta grande potencial de aplicação na ortopedia já que, sob carregamento, os ossos apresentam complexas distribuições de deformação, sendo extremamente difícil a determinação desta distribuição pelos métodos mais convencionais, baseados na extensometria.

Com a utilização da interferometria holográfica pode-se determinar a real distribuição das deformações, em imagem de alta resolução, sendo os resultados afetados pelo próprio método de medida.

Assim, neste trabalho realiza-se análise teórica da transferência de cargas produzidas por diferentes próteses coxo-femorais, utilizando-se o "Método dos Elementos Finitos", comprovando-se estes resultados teóricos com os do método experimental de ensaio não destrutivo da Holografia Interferométrica.

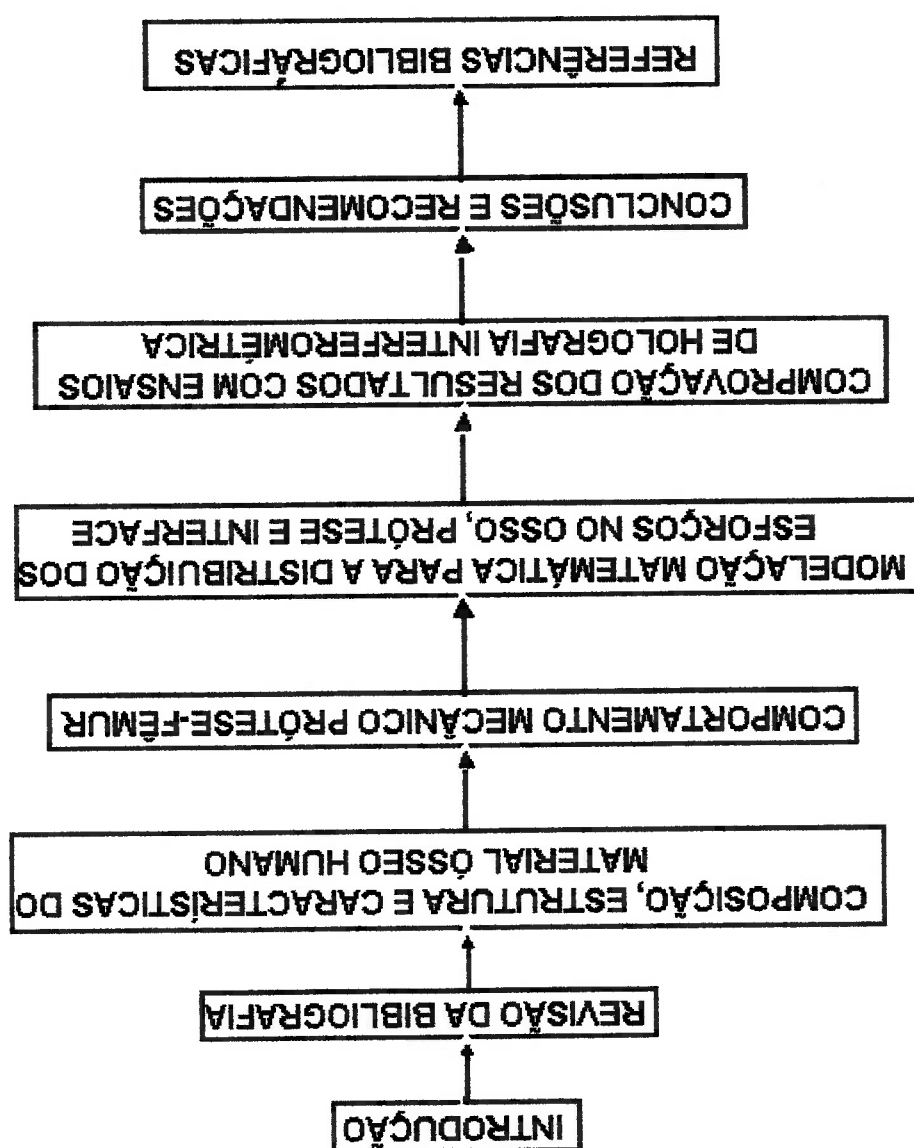
1.2 - ESCOPO DO TRABALHO

O objetivo principal deste trabalho é realizar avaliações das influências do módulo de elasticidade e do comprimento da haste das próteses na transmissão de cargas ao osso, utilizando-se o Método dos Elementos Finitos e a Holografia Interferométrica, tendo em vista que tal transmissão é o mais importante fator prático para evitar a perda da união prótese-osso, regulando a vida útil da prótese.

Para se obter tal objetivo, devem ser feitas considerações quanto à composição, à estrutura e às propriedades mecânicas dos ossos e quanto ao comportamento mecânico da interação osso-prótese no qual se deve-se avaliar a influência do comprimento da haste das próteses na transmissão de cargas ao osso.

Utilizando o Método dos Elementos Finitos e, finalmente, executando ensaios experimentais por Holografia Interferométrica, como comprovação dos resultados dos modelos de Elementos Finitos, o trabalho desenvolveu-se nas etapas esquematizadas na Figura 1.2.

FIGURA 1.2 : Representação esquemática da sequência do trabalho



No capítulo VII realiza-se uma discussão dos resultados obtidos na aplicação dos modelos de Elementos Finitos e da Holografia Interferométrica e, finalmente, no capítulo VIII são apresentadas as conclusões deste estudo, assim como as recomendações para estudos futuros.

No capítulo VI são apresentadas as características gerais da aplicação da Holografia Interferométrica na ortopedia e da determinação, por esta técnica, dos padrões de deformação nos modelos de osso, como estero da verificação dos modelos feitos com o "Método dos Elementos Finitos".

No capítulo IV são apresentadas as características do fêmur, da prótese Coxo-Femural e da interação mecânica prótese-osso. No capítulo V são apresentadas as características da modelagem pelo Método dos Elementos Finitos na ortopedia e determina-se, por este método, as influências do módulo de elasticidade e do comprimento da haste das próteses na transmissão de cargas ao osso, utilizando-se os programas "SAP90" para modelagem em duas dimensões e "ALGOR" para três dimensões.

O capítulo II trata da revisão bibliográfica dos trabalhos mais importantes realizados no estudo do comportamento mecânico dos ossos e suas próteses, da aplicação do Método dos Elementos Finitos e da Holografia Interferométrica na ortopedia. A seguir no capítulo III são apresentadas considerações de caráter geral sobre composição, estrutura e características do material ósseo humano.

CAPÍTULO II

REVISÃO DA BIBLIOGRAFIA

2.1 ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS OSSOS E SUAS

PRÓTESES

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

ROUX (1895) [6], também descreve a arquitetura do osso trabecular como trajetória de esforços principais e explica como é formado para conseguir um máximo de resistência com um mínimo de material

PAUWELS (1948) [7] realizou experimentos de fotoelasticidade dirigidos a essa teoria da adaptabilidade e KUMER (1966) [8] demonstrou qualitativamente a similaridade entre um modelo tridimensional do fêmur e a arquitetura do osso trabecular.

Os trabalhos de JONES et al. (1977) [9], WOO et al. (1979) [10], com animais submetidos a exercícios fortes mostraram uma aumento na densidade e na largura dos ossos.

FROST (1964) [11], descreveu de uma forma elegante e detalhada um sistema de remodelação de ossos baseado em células, onde a atividade de remodelação é dividida em dois tipos: "Remodelação Interna" e "Remodelação Superficial". No primeiro tipo inclui os processos de absorção e eliminação do material do osso dentro dos osteões já existentes e o segundo tipo é um processo de eliminação de osteões sobre a superfície endosteal ou perosteal.

MARTIN (1972) [12], COWIN & HEGEDUS (1976) [13], criaram modelos contínuos para a remodelação interna, onde a taxa de remodelação é função da deformação.

GJELSVICK (1973) [14], sugeriu que, na remodelação superficial, a taxa de remodelação é proporcional à superfície de esforços. JOUSEY (1977) [15], ALBRIGHT & BRAND (1979) [16], estudaram a dinâmica de deformação.

JANSEN (1980) [4], propôs que a ação de puxamento de um músculo em contração, combinada com a força gravitacional, é o principal estímulo mecânico para a formação do osso e, também, é um fator importante na estrutura trabecular.

Também como fundamentação da lei de Wolff têm sido medidos consistentemente em vários astronautas um incremento na taxa de perda de Cálcio nos vãos espaciais em relação ao período anterior aos vãos. Dessa mesma forma existem também os trabalhos de RAMBAUT e JOHNSON (1979) [17], MOREY e BAYLINK (1978) [18], que observaram a estagnação de formação e crescimento dos ossos de animais que viajaram para o espaço.

Uma das técnicas mais utilizadas na determinação teórica dos esforços é o “Método dos Elementos Finitos” (MEF), que tem sua origem há 40 anos atrás com os trabalhos de AGYRIS (1955) [30], o qual indica que o comportamento de um corpo

2.2- UTILIZAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ORTOPEDIA

A perda da união dos componentes da prótese coxo-femural, como a cúpula acetabular resulta posteriormente em uma falha da prótese, assim os estudos de STAUFFER (1982) [28], e DE LEE e CHARNLEY (1976) [29] reportaram diferentes problemas com a perda do acetábulo, originados por vários fatores como: excessivos esforços cortantes, necrose química e física, reabsorção de osso, etc.

Segundo SLOOFF (1977) [27] outro aspecto que influencia nos processos de remodelação é o enxerto de implantes ou próteses metálicas que são muito mais rígidas do que o material ósseo e produzem um efeito de escudo, o qual provoca reabsorção de osso nos lugares onde não existe transmissão de carregamentos e que pode ser minimizado com padrões de esforços naturais.

FRIEDEMBERG et al. (1974) [25], BRIGHTON et al. (1977) [26], observaram ao aplicar uma corrente elétrica no osso de 1 - 40 μ A, a formação de material ósseo novo e aceleração do restabelecimento das fraturas.

BLACK e KOROSTOFF (1974) [24] em condições fisiológicas. FUKUDA e YASUDA (1957) [19], BASSETT E BECKER (1962) [20], descobriram a teoria Piezoelétrica e outros autores também mostraram este efeito, como SHAMOS et al. (1963) [21], REINISH e NOWICK (1975) [22] demonstraram esta teoria tanto em osso úmido como em osso seco e COCHRAN et al. (1968) [23],

pode ser aproximado pelo uso de componentes de rigidez equivalentes e o de TURNER et al. (1956) [31], que sugerem a aproximação do corpo pela ligação dessas componentes de rigidez.

Estes trabalhos combinados com a disponibilidade dos meios de computação, levaram à rápida extensão do método, assim GALLAGHER et al. (1962) [32] sugeriu uma extensão do método a sólidos tridimensionais e de comportamento não linear.

A primeira aplicação dos princípios da mecânica na ortopedia foi no trabalho de MELLER(1867) [3], onde faz uma análise de esforços na parte superior do Fêmur, trabalho este que foi seguido posteriormente por WOLFF (1870) [5] e KOCH (1917) [33], embora estes não utilizassem o MEF, motivaram o emprego do mesmo.

Em 1972 foi introduzido pela primeira vez em ortopedia a análise de tensões de partes do esqueleto por Elementos Finitos, com os trabalhos de RYBICKI, SIMONEN e WEISS, [34], que realizaram estudos em duas dimensões da parte superior do fêmur, considerando as forças dos músculos.

Com o desenvolvimento dos meios computacionais a teoria da lei de Wolff foi comprovada em vários estudos, utilizando o Método de Elementos Finitos, como nos trabalhos de TORIDIS (1969) [35], RYBICKI et al. (1972) [34], McLeish e Charley (1970) [36], BROUN et al. (1978) [37].

Têm sido realizados vários trabalhos de análises de tensões em três dimensões em osso intacto com o MEF, como os de WOOD (1975) [38], WALLIAPPON, SVENSON e WOOD (1977) [39], HARRIS, CHAO, BLOCK e WEINGARTEN (1978) [40], BROUN e FERGUSON (1978) [41], ROHLMANN,

BEGMANN e KALBEL (1979) [42], onde os resultados foram comparados com medições de laboratório.

O desenvolvimento matemático do comportamento estático e dinâmico dos meios porosos e posterior tratamento que a mecânica dos solos deu ao problema, teve uma grande influência nos modelos de comportamento biomecânico dos ossos. Esta teoria foi inicializada por BIOT (1941 e 1960) [43,44], e estendida ao comportamento não linear por ZIENKIEWICZ; CHAN e BETTESS (1980) [45] e ZIENKIEWICZ et al. (1980) [46].

A remodelação e restabelecimento dos ossos foram estudados empregando o MEF por HASSLER et al. (1975) [47], onde observaram os esforços durante a remodelação de um osso de coelho e encontraram uma relação entre a aplicação de esforços mecânicos e o nível de atividade deste osso. WOO et al. (1979) [10], investigou a remodelação de ossos longos segundo a lei de WOLFF.

HASSLER et al. (1974) [48], realizaram estudos comparativos sobre o efeito dos esforços de compressão no restabelecimento do osso, utilizando o MEF.

Além da análise de tensões existem outras aplicações para o MEF: A modulação de campos eletromagnéticos com o fim de aumentar o restabelecimento dos ossos, segundo reportaram HASSLER, RIBICKI, ROTARU E HUGHES (1974) [49]. HASSLER et al. (1977) [50] sugeriram uma correlação entre a densidade de corrente elétrica e o restabelecimento do osso. Na análise da temperatura, onde HUISKES e DE WIJN (1978) [51], HUISKES (1979) [52] usaram o MEF para estudar o efeito da reação exotérmica do Polimetilmetacrilato (PMMA), o qual é utilizado como cimento na fixação das hastas das próteses do fêmur, e RYBICKI et al. (1975) [53],

RYBICKI (1979) [54] e KLAWITTER et al. (1979) [55] avaliaram o efeito de material poroso como meio de estabilização das próteses.

RYBICKI et al. (1978) [56] criaram modelos para avaliar os esforços nas articulações incluindo o efeito da lubrificação, os quais foram verificados com dados experimentais e foram demonstradas as propriedades do líquido sinovial e a rigidez da cartilagem no comportamento da lubrificação.

O MEF demonstrou ser uma boa ferramenta para avaliar os efeitos de diferentes fatores nos esforços das próteses, assim McNEICE (1974) [57], investigou os esforços no Fêmur devido à Arthroplastia do quadril. BARTEL e ULSOY (1975) [58], estudaram os efeitos da geometria e a rigidez das próteses nos ossos. ADRIACCHI, GALANTE e BELTSCCHKO (1976) [59], avaliaram os esforços em próteses totais do Fêmur. BARTEL e DESORMEAUX (1976) [60] estudaram os efeitos da seção transversal da geometria das próteses nos esforços.

Também foi realizado por McNEICE e AMSTUTZ (1976) [61], uma análise por MEF dos esforços na camada de cimento que fixa as próteses aos ossos e LEWIS (1977) [62] e HUISKES et al. (1977) [63] aplicaram MEF no desenho das próteses.

HUISKES (1984) [64], aplicou o MEF para a análise da transmissão de esforços em uma prótese enxertada no osso, PLANT e BARTEL (1974) [65] aplicaram no estudo da transmissão de esforços em fixadores de fraturas.

Atualmente se aplica com êxito a modelagem matemática com MEF para poder analisar o comportamento do osso e a interação osso-implante, com auxílio de experiências e análises clínicas, procurando aumentar sua vida útil [66], [67].

2.3 APLICAÇÃO DA HOLOGRAFIA NA DETERMINAÇÃO DOS DESLOCAMENTOS E DEFORMAÇÕES NOS OSSOS E SUAS PRÓTESES.

A holografia é um método óptico que permite gravar e reproduzir as informações de intensidade e fase de uma onda luminosa. Foi inventada por Denis Garbor em 1948, [68], [69], e tem sido aplicada em ortopedia desde 1971.

PIWERNETZ e ROHLER (1976) [70] determinaram as propriedades elasto-mecânicas do osso trabecular da espinha. No mesmo trabalho foram cortados blocos de osso de iguais dimensões. Todos os blocos foram fixados nos suportes da mesma maneira e assim aplicaram-se cargas para produzir deslocamentos pequenos e manter o teste dentro do limite elástico.

A aplicação da holografia na análise do comportamento de fixadores de fratura internos e externos, tem sido reportados por HANSER et al. (1972) [71], KOJIMA et al. (1986) [72] e SHELTON et al. (1990) [73]. No trabalho de SHELTON (1991) [74], constata-se, como as fraturas transversais ao eixo da tibia mostram uma baixa estabilidade à torção, relacionando esta estabilidade com a densidade das franjas em ambos extremos da fratura.

Em SHELTON et al. (1989) [75] utiliza-se holografia de "Dupla Exposição", para comparar diferentes sistemas de fixação de fratura da tibia. PODBIELKA e KASPRZAK (1988) [76] estudaram o fixador externo de ORTHOFIX.

Têm sido reportados alguns trabalhos para determinar a estabilidade à torção dos fixadores externos por holografia. SHELTON e BONFIELD (1990) [77], [78]

fizeram um estudo numa tibia de carneiro fraturada e fixada com fixador externo de Oxford, carregada à torção na parte direita e engastada na parte esquerda.

SHELTON e BONFIELD (1990) [77], uma placa de osso com um pino de aço inoxidável e outra com um pino de polietileno reforçado e hidroxapatite foram flexionados. Pode-se observar como no caso do pino de polietileno, que tem uma maior transferência de cargas ao osso, por ser mais flexível, a descontinuidade das franjas é menor que no caso do pino de aço inoxidável, que é mais rígido.

ESPIRAKIS et al. (1992) [79] realizaram um estudo qualitativo, com holografia interferométrica das deformações na pélvis produzidas pelas cargas causadas por diferentes próteses do quadril. Foram feitos 4 modelos de resina Epoxy (EPIDERMIX - 365), na tentativa de se obter a mesma densidade de uma pélvis seca, modelados em Silicone (MOULDTEx). Então aplicaram-se as mesmas cargas que agem sobre a pélvis no corpo humano.

HANSER (1979) [80] fez vários testes com holografia, para determinar as deformações do osso fêmur intacto e com próteses diferentes. Foi aplicado carga axial que provocou uma flexão proporcionando determinados padrões de deformação. Assim, pode-se constatar a variação da densidade de franjas na Holografia.

A holografia interferométrica tem sido usada para investigar as deformações no fêmur intacto e com próteses implantadas por HANSER (1979) [80], MANLEY et al. (1983) [81], [82], KASPRZAK et al. (1985) [83] e KATZ et al. (1990) [84] e a fotografia Speckle por HAYER e DORHEIDE [85] (1987).

SCHATZKER (1980) [86] utilizou a interferometria de padrão de SPECKLE (SPI), para se determinar deslocamentos muito pequenos entre a prótese COXO-FEMURAL e o osso.

CAPÍTULO III

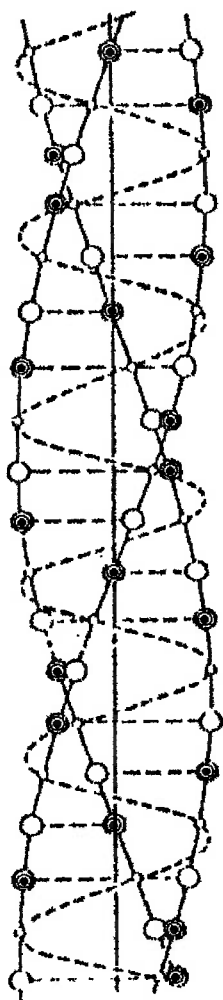
COMPOSIÇÃO, ESTRUTURA E CARACTERÍSTICAS DO MATERIAL ÓSSEO HUMANO.

3.1 COMPOSIÇÃO.

Tendo em conta a importância do tecido ósseo para o corpo humano, e para entender o comportamento dos ossos sob a ação dos diferentes carregamentos no cumprimento de suas funções, como parte das articulações ou esqueleto em geral, é necessário conhecer primeiramente a composição e estrutura dos ossos e desta forma compreender melhor as características e propriedades deste tipo de material.

O tecido ósseo constitui-se de células e uma matriz intercelular ou substância fundamental. A matriz possui um componente orgânico, onde encontramos como componente principal fibras colágenas (90%), que é classificado como sendo do tipo I. (com duas cadeias Alfa: uma tipo 1 e a outra tipo 2), como pode-se observar na Figura 3.1, [87], [88], [89], [90].

FIGURA 3.1 - Molécula de colágeno



- GLISINA
- PROPILENO
- ⊙ HIDROXIPROPILENO

Os osteoblastos são células que tem aproximadamente 20 µm de diâmetro, sintetizam a matriz colágena do tecido ósseo (colágeno e proteoglicanos), encontram-se em osso adulto nas regiões periféricas e superficiais, possuem dois estádios distintos um de síntese ativa chamado blasto com uma intensa atividade enzimática da mineralização da matriz, sendo a fosfatase alcalina abundante em seu

[93].

As células do osso: os osteoblastos, osteócitos e osteoclastos contabilizam apenas 2% do componente orgânico e tem funções que são descritas a seguir; [92].

converte-se em cristalina, [92].

A porção inorgânica é representada pela hidroxiapatita, $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ que existe em duas fases: uma inicial que se deposita de forma amorfa e secundariamente

manganes.

O outro componente da matriz é inorgânico, que compreende aproximadamente 2/3 da massa do osso, e contem sais de fosfato de cálcio (85%), carbonato de cálcio (10%) e pequenas quantidades de fluoreto de cálcio e fluoreto de

da parte inorgânica dependem a dureza e a rigidez. [92].

Das fibras colágenas dependem em grande parte a força e a elasticidade do osso e importante papel na regulação e diferenciação de várias células e tecidos, [90], [91]. agregação laminar, regula a deposição de cristais de hidroxi-apatita no osso e joga um resistência à tração do tecido, limita o movimento do outros componentes, induz a maior constituinte do tecido conectivo, onde as fibras de colágeno determinam a O colágeno é a mais abundante família de proteínas do corpo humano e é o

O esqueleto contém somente dois tipos de osso, o osso compacto (cortical) e o osso trabecular. No caso dos ossos longos como o fêmur, conforme mostra a Figura 3.2, encontra-se os dois tipos de ossos, o osso compacto forma a parede da

Do ponto de vista microscópico, a característica mais importante do osso é sua estrutura laminar, a substância intercelular ou matriz está organizada em várias camadas ou lâminas dispostas em distintas formas.

3.2- ESTRUTURA

Os osteoclastos podem ter até 100 µm de diâmetro, são células de reabsorção do tecido ósseo, multinucleados originados do sangue e são encontrados na zonas de reabsorção, no interior de lacunas ósseas, denominados LAGOS DE HOWSHIP.[90].

Assim, o tecido ósseo imaturo, o número de osteoblastos é muitas vezes maior do que os de osso laminar(adulto), onde ficam muitos osteocitos.

Os osteocitos comunicam-se entre si através de prolongamentos citoplasmáticos, formando junções firmes, que lhes permitem regular o metabolismo do tecido ósseo e tem uma grande atividade metabólica, podem mineralizar a matriz óssea e promover sua desmineralização e reabsorção.

No segundo estágio ou célula adulta os osteoblastos passam a ser denominados osteocitos, tem de 20 a 60 µm de diâmetro aproximadamente, os quais ficam aprisionados no interior da matriz, depois que fazem a deposição da mesma.

citoplasma, [93].

haste e o osso trabecular está concentrado nas extremidades. As partes das articulações são recobertas por cartilago HIALIANO, que resiste à fricção e ao movimento relativo da união, como pode ser observado com detalhe na Figura 3.3, [89], [90].

O resto do fêmur é recoberto por uma camada exterior, que é uma densa fibra de tecido conectivo, chamado PERIOSTEO, que une-se ao osso pela fibras de SHARPEE, como pode observar-se na Figura 3.4. Além desta camada externa o osso tem uma camada interna de tecido conectivo menos desenvolvido, que recobre a cavidade medular e espaços medulares chamada ENDOSTEO, [89], [90].

O osso trabecular ocupa aproximadamente 20% da massa do esqueleto e o osso compacto os 80% restante, mas o volume do trabecular é 10 vezes maior que o compacto, além do que sua atividade metabólica é 8 vezes maior que o compacto.

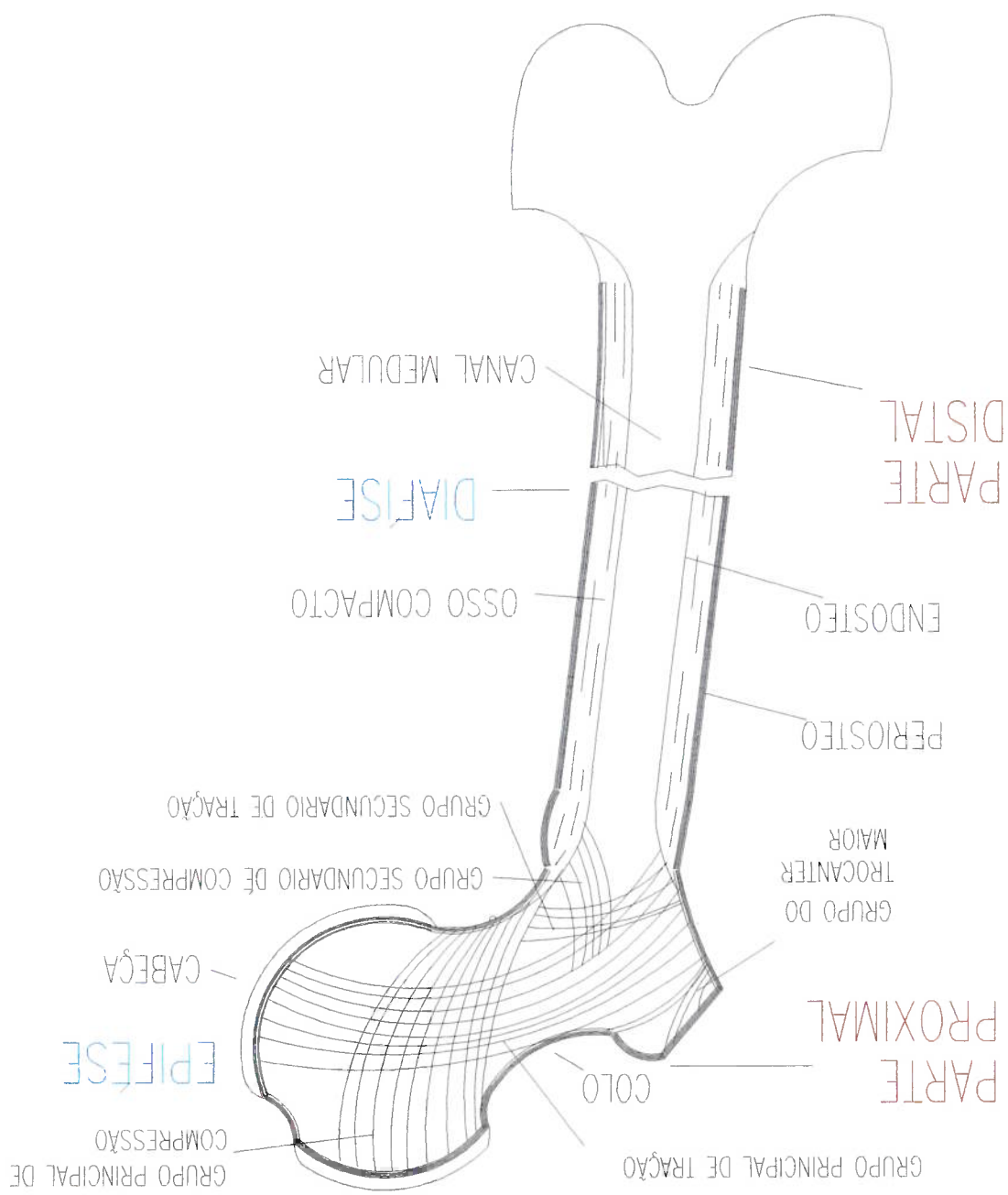


Figura 3.2--Fémur

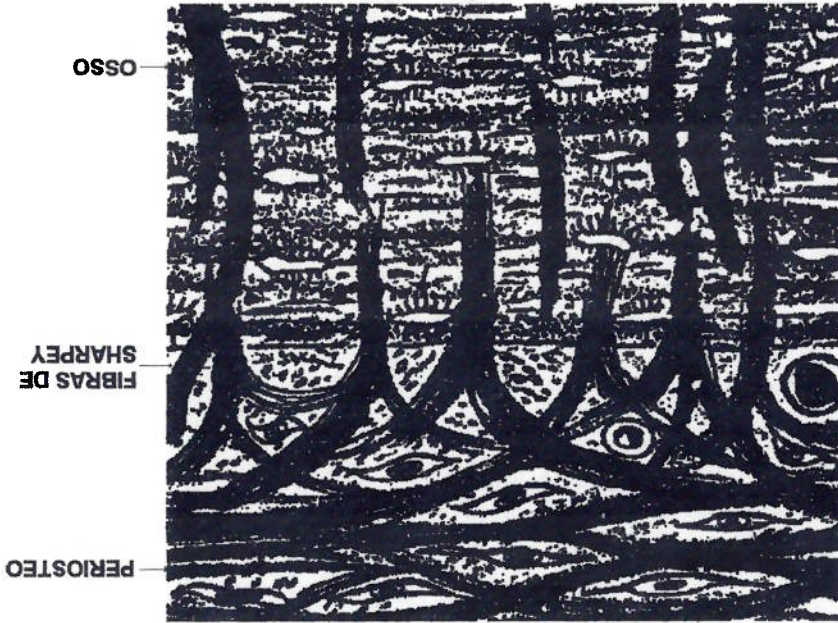


FIGURA 3.4 - Fibras de Sharpey

FIGURA 3.3 - Cartilago Hialino



3.2.1- ESTRUTURA DO OSSO CORTICAL.

O OSTEON ou SISTEMA HAVERSIAN, é a unidade funcional fundamental do osso cortical, é uma estrutura cilíndrica que tem aproximadamente 250 µm por 1 a 5 cm. O osteon consiste de fatias concêntricas de osso laminar como mostra a Figura 3.5, cada uma com uma espessura de 2 a 3 µm, os quais movem-se ao redor de um canal central (CANAL DE HAVERS). Cada lâmina cilíndrica dentro do osteon é marcada com linhas de osteócitos, regularmente arranjados, os quais se comunicam uns com os outros por processos celulares finos e projeta-se para dentro das lâminas através de canais diminutos ou CANALÍCULOS (Figura 3.6). Os canalículos que bordejam o canal de Havers comunicam-se com sua cavidade e tem continuidade todas as lagunas do sistema com este canal central, mas não comunicam com os canalículos dos sistemas vizinhos pois fazem voltas e regressam à suas lagunas, [89].

[90].

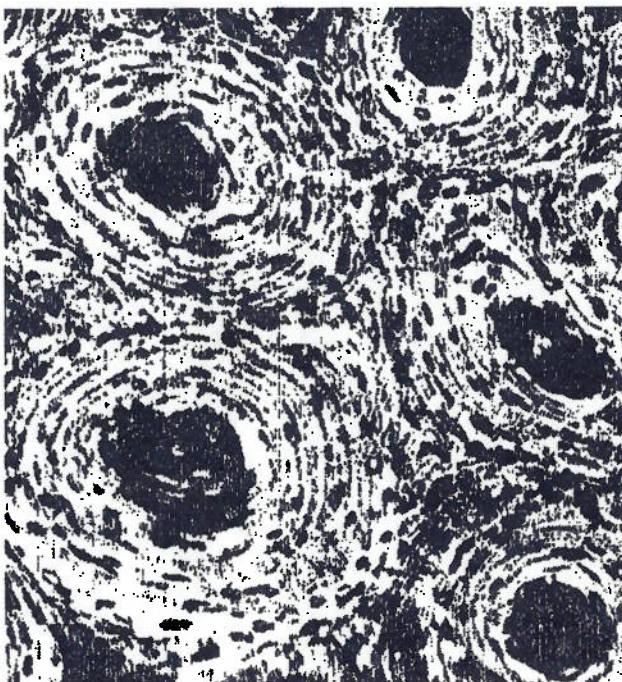
Como o sistema Haversian está orientado em sentido longitudinal do osso, em corte transversal os canais aparecem como buracos, rodeados de lâminas concêntricas. Isto pode ser observado nas Figuras 3.5 e 3.6.

Os CANAIS DE WOLKMAN são perpendiculares ao osso e ligam o endosteo e o perosteo com os canais Haversian, como mostra a Figura 3.7, onde fica representado uma porção do osso cortical.

FIGURA 3.6 - Sistema de Havers e canálculos



FIGURA 3.5 - Sistema de Havers



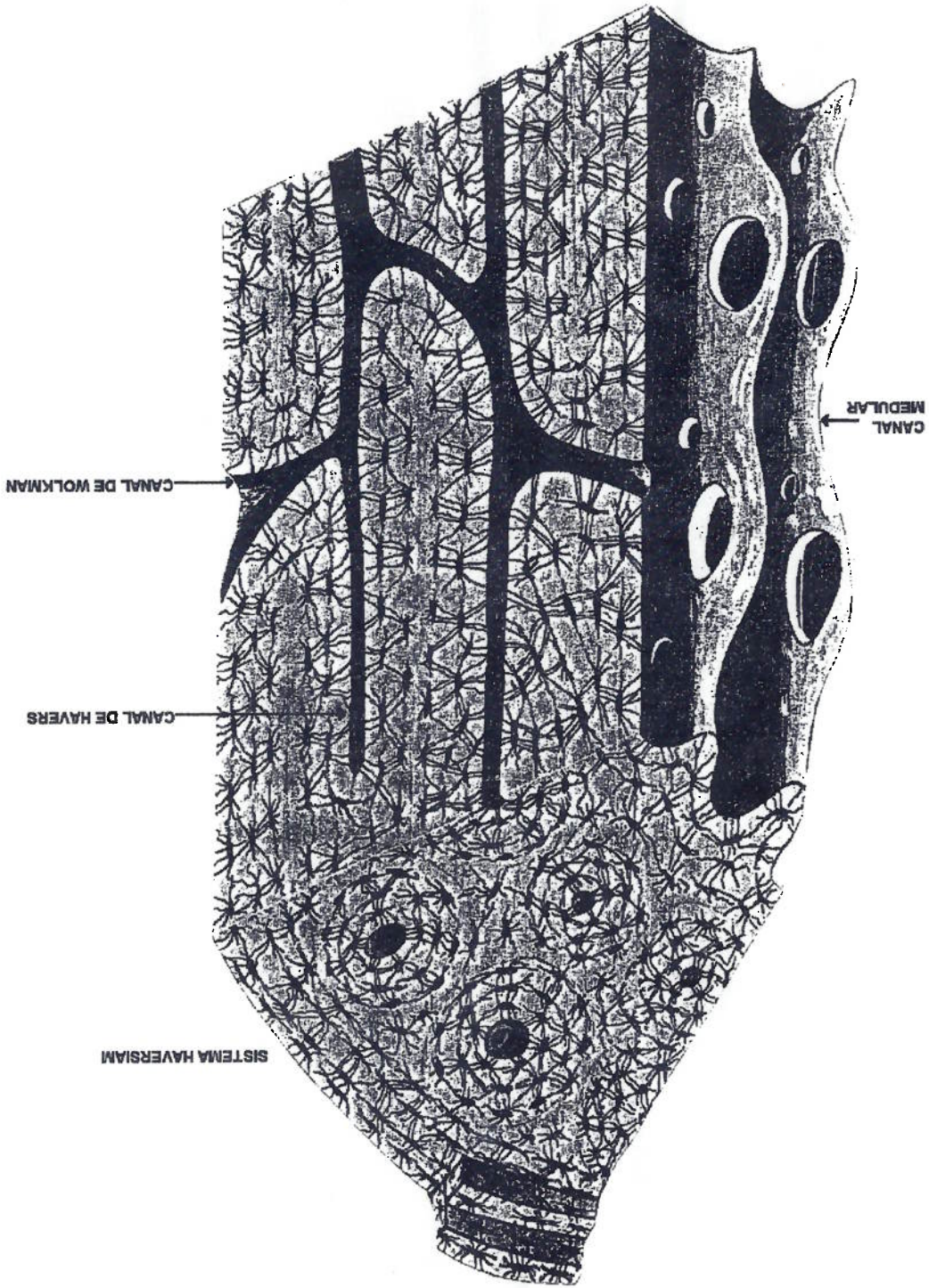


FIGURA 3.7- Osso compacto

3.2.2- ESTRUTURA DO OSSO TRABECULAR

O osso trabecular tem estrutura simples e inclui trabéculas ou lâminas que formam uma rede, cuja forma depende das funções mecânicas do osso. As trabéculas têm um número de lâminas em que se encontram as lagunas, as quais possuem osteócitos e um sistema de canaliculos intercomunicados. O osso dentro de cada trabécula é um osso laminar maduro, onde os osteócitos estão concentricamente orientados e têm uma desenvolvida rede de caniculares, como mostra a Figura 3.8, [89], [90].

A composição bioquímica e as propriedades físicas microscópicas, são similares no osso compacto e trabecular, entretanto a estrutura microscópica do osso produz marcentes diferenças nas propriedades físicas, as quais apresentam variações na resistência e rigidez, que convêm aos requisitos físicos locais, sendo que o osso cortical tubular da haste está melhor adaptado para suportar carregamentos torsionais e de flexão, aplicados a sua área e o osso trabecular está bem adaptado para resistir às forças de compressão.

3.3- CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES DOS OSSOS.

Atualmente os ossos tornaram-se um tópico importante de pesquisas no sentido de manter as propriedades altas dos mesmos, assim como uma alta mineralização e diminuição de osteoporose, [94], [95], [96]

Primeiramente deve-se considerar que o material ósseo tem uma densidade variável com a idade e que suas propriedades dependem de sua densidade. Em um

Depois dos 40 anos a atividade subperiosteal é muito lenta e o diâmetro exterior do osso aumenta pouco sendo a atividade endosteal maior, portanto o diâmetro do canal medular aumenta, provocando o deslocamento da massa para fora o qual serve para proteger o osso de esforços de flexão e torção e torna-lo mais resistente à fratura. Também a osteoporose ocorre quando o osso está em desuso, podendo ser devido uma imobilização, em que o osso não está sustentando o peso

Esta perda de massa é conhecida como OSTEOPOROSE.

Se a densidade óssea torna-se tão baixa, que o esqueleto não pode mais suportar as tensões mecânicas da vida diária, fraturas patológicas podem ocorrer.

uma pessoa em até 50% do que era aos 30 anos.

aumenta. Este processo por várias décadas, pode elevar a perda da massa óssea de que depois dos 40 anos a formação óssea permanece constante e a reabsorção levando a uma diminuição da massa óssea. Evidências de estudos cinéticos indicam idade, o balanço entre a taxa de formação óssea e a taxa de reabsorção mudam, crescimento do canal medular ou atividade endosteal é menor. Com o avanço da a atividade de crescimento do osso no diâmetro exterior ou subperiosteal é maior e o processos de formação do osso que aumentam a massa e a densidade do osso. Aqui Antes dos 40 anos a ação dos osteoblastos é maior, entretanto predominam os processos de formação do osso pelos osteoblastos e reabsorção pelos osteoclastos. Como observou-se anteriormente, além dos processos metabólicos existem os

[93],[91] [4], [97].

veremos posteriormente as propriedades dos ossos dependem da idade da pessoa, osso é proporcional à raiz quadrada de sua densidade aparente, então, como estudo *in vitro*, Carter e Haees mostraram que a resistência a compressão de um

do corpo humano, como por exemplo nos vãos espaciais, onde a massa óssea diminui muito. Esta osteoporose é maior no osso trabecular do que no osso cortical e produz-se até um dado tempo de desuso, após o qual fica constante, [95], conforme é esquematicamente apresentado na Figura 3.9, [97].

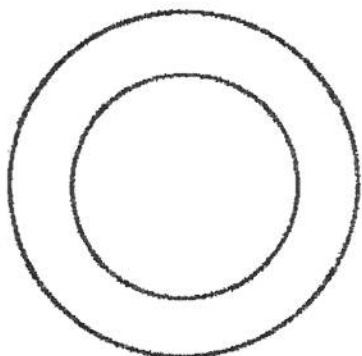
3.3.1- EFEITO PIEZOELÉTRICO E RENOVAÇÃO DO OSSO

Várias teorias estabelecem que o osso mostra um efeito piezoelétrico, onde transforma os esforços mecânicos em potencial elétrico, que influencia na atividade dos osteoblastos e osteoclastos.

Os estudos têm determinado dois tipos de sinais elétricos nos ossos, um pela geração de esforços ou relação bioelétrica-deformação e outra chamada potencial tranquilo. Na Figura 10, mostra-se a recuperação do osso deformado sob a ação do carregamento, [95].

FIGURA 3.9- Perda e deslocamento da massa óssea com a idade

OSSO DE UMA PESSOA DE 60-70 ANOS



OSSO DE UMA PESSOA DE 30-40 ANOS

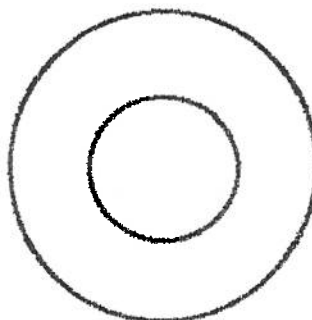
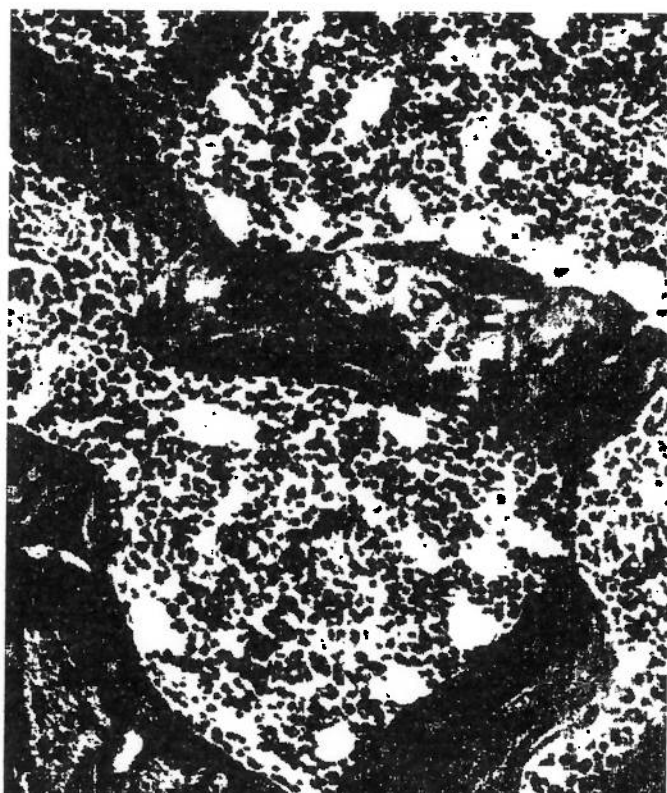


FIGURA 3.8- Osso Trabecular



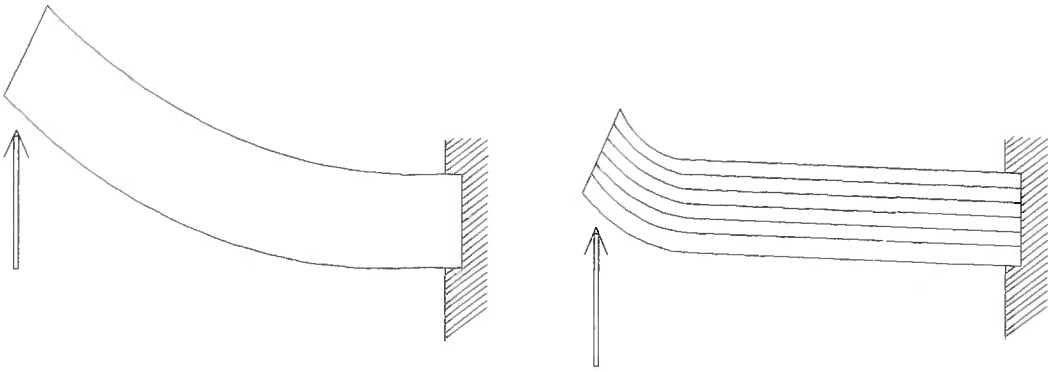
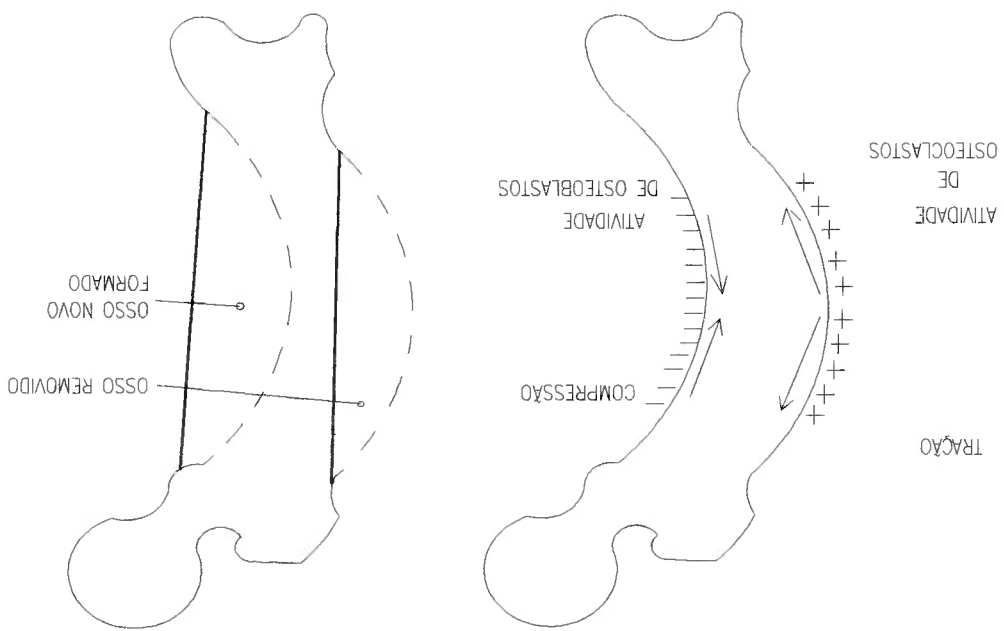


Figura 3.11- Estrutura de lâminas e homogênea sob flexão

FIGURA 3.10 - Efeito piezoelétrico e renovação do osso



Em especial na diálise dos mesmos existe a estrutura laminar (sistemas de Havers), a qual é de suma importância no sentido de aumentar a sua resistência às

uma diminuição do peso do osso, [98], [99].
resistir à força de flexão e com a diminuição do material da diálise do osso longo, há do cilindro rígido, portanto torna-se desnecessário material nesta parte da haste para com o mínimo de material. As forças de compressão e de tração se anulam no centro A construção tubular dos ossos obedece ao princípio de máximo rendimento

3.3.2 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS OSSOS

celula e não do esforço aplicado.
eletro-negativa e na parte central não têm. Este potencial depende da variabilidade da não carregado (não tensionado), como por exemplo na tibia, os extremos têm carga No caso do potencial tranquilo determina-se o potencial bio-elétrico, no osso

sob ação do carregamento.
Como pode-se observar na Figura 3.10, o osso adapta-se às novas condições

mineralização ou descalcificação da matriz óssea.
tensionado e não dependem da variabilidade celular como também não dependem da osso é removido. Estes potenciais de tensão gerados aumentam quando o osso é sob tração) torna-se eletro-positiva, os quais provocam a ação dos osteoclastos e o ação dos osteoblastos e o novo osso será formado, sendo que o lado convexo (a área do osso (área sob compressão) torna-se eletro-negativo. Estes sinais provocam a Quando um osso é deformado sob ação de um carregamento, o lado côncavo

tensões, principalmente a flexão. Assim com esta disposição permite ao osso quando submetido a uma força de flexão, que as lâminas do lado da flexão sofram uma compressão, as do lado oposto uma tração e as centrais pouca alteração, sendo possível a estas lâminas deslizarem umas sobre as outras. Estas forças de compressão e tração tornam-se muito menores, como mostra a Figura 3.11. As lâminas ósseas porém não estão dispostas somente em paralelo ao longo eixo do osso, mas também nas direções transversais e oblíquas, de acordo com as solicitações mecânicas vigentes na peça óssea, [99].

Quanto maior são as tensões que os ossos sofrem maior é a quantidade de tecido ósseo de que são constituídos. Assim a quantidade de tecido ósseo dos membros inferiores é muito maior que a quantidade de tecido ósseo dos membros superiores, [99]. Falando genericamente, um osso suporta tensões 6 vezes superiores as que ele está sujeito em atividades comuns. O osso se remodela depositando material onde for necessário e reabsorvendo onde desnecessário.

Os esforços intermitentes da atividade muscular normal produzem áreas transversais significativamente maiores e permite que os ossos suportem uma carga maior e absorvam mais energia antes que ocorra fratura, [100]

O osso é um material cujas características de tensão-deformação e de propriedades mecânicas são dependentes da aplicação de uma taxa de deformação (ou dependente do tempo), pois são materiais visco-elásticos, [4].

A absorção de energia causada pelas propriedades visco-elásticas do material ósseo podem ser sintetizadas da seguinte maneira: cada ciclo de carregamento e descarregamento o qual o tecido sofre poderá causar a retenção de energia dentro do

mesmo. Isto ocorre porque todos os ciclos de carregamento apresentam uma duração finita e o material ósseo exibe um ciclo de histerese, quando submetido a um ciclo de carregamento e descarregamento

Além disso, o termo módulo de elasticidade ou seu termo associado módulo de rigidez não podem ser aceitos como constantes ou propriedades inerentes do material, a menos que eles sejam redefinidos para condições de carregamento independentes do tempo, sob os quais os testes são feitos. Uma taxa de deformação mais alta caracteristicamente produz valores maiores de módulo de elasticidade.

As propriedades visco-elásticas do tecido biológico geralmente permitem ao mesmo absorver diferentes quantidades de energia, quando carregado a diferentes taxas de deformação, [4], [101], [102].

Esta dependência da taxa de deformação é relativamente débil no osso compacto já que o módulo de elasticidade e o limite de resistência mecânica máxima são aproximadamente proporcionais à taxa de deformação elevada à uma potência de 0.06. Em uma faixa de variação da taxa de deformação, o limite de resistência mecânica máxima é afetado por um fator de 2 e o módulo de elasticidade por 3, [4].

Destes forma, tem-se:

$$\sigma = 68 \varepsilon^{0.06} \rho^2 \quad E = 3790 \varepsilon^{0.06} \rho^3$$

onde:

σ = Resistência à compressão (N/m²)

ε = Taxa de deformação ($\varepsilon = 0,01 \text{ seg}^{-1}$)

ρ = Densidade (g/cm³)

O limite de resistência mecânica também depende da orientação da micro-estrutura em relação a direção de aplicação do carregamento, sendo maior na direção do eixo do osso e menor na direção transversal, caracterizando-se, portanto, como materiais anisotrópicos. A Tabela 3.1, [4], apresenta algumas propriedades mecânicas de um osso humano.

TABELA 3.1-Propriedades mecânicas dos ossos

Modo em que se aplicou a carga	Resistência máxima à tração (Mpa)	Valor do módulo de elasticidade (Mpa)	Resistência máxima à compressão (Mpa)	Cortante (Mpa)
Longitudinal	133	17.0	193	68
Transversal	55	11.5	133	—
Cortante	—	3.3	—	—

Desta forma, devido ao fato dos ossos serem materiais visco-elásticos e anisotrópicos, o estudo de comportamento mecânico se torna muito complexo, uma vez que é necessário especificar a taxa de deformação e a direção de aplicação do carregamento.

A densidade do osso compacto é aproximadamente 1.8 g/cm³ e a densidade do osso trabecular varia entre 0.1 - 1 g/cm³. Desta forma tem-se

$$\sigma \approx p_2 \text{ e } E \approx p_3$$

O osso trabecular tem propriedades menores do que o osso compacto, além disso neste osso o módulo de elasticidade à tração é igual ao de compressão, portanto, neste osso podem-se obter grandes mudanças nas propriedades mecânicas, com apenas pequenas mudanças em sua densidade, [4].

Conclui-se que o osso é uma estrutura que se orienta e organiza no sentido de oferecer a maior resistência às forças a que está submetido.

FIGURA 4.2 - Forma construída das próteses AESCULAP cimentada.

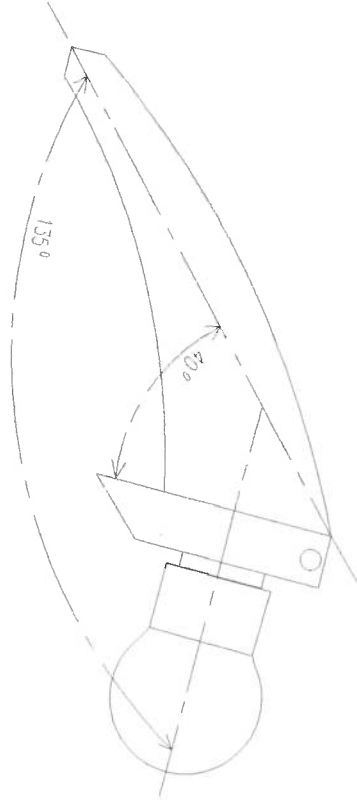
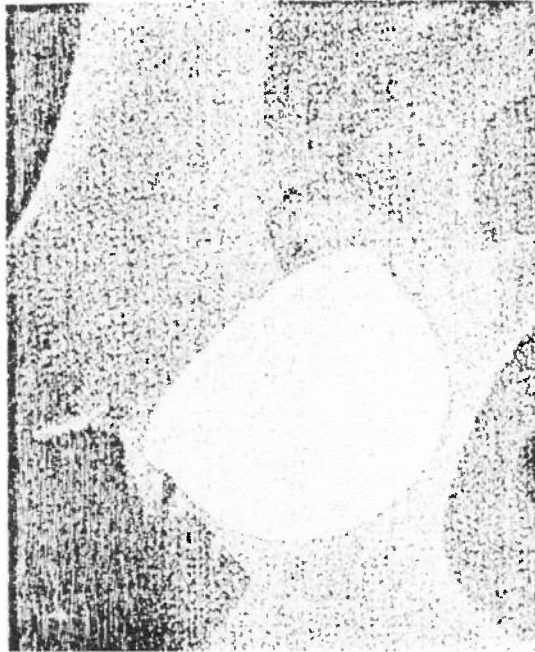


FIGURA 4.1 - Cápsula de vitálio.



4.2.1 - CARACTERÍSTICAS CONSTRUTIVAS DAS PRÓTESES COXO-

FEMURAS

A próteses, como mostra a Figura 4.3, são fabricadas principalmente de ligas de Cr-Co-Mo, segundo a norma ISO/DIS 5832/IV, Ti-Al-V segundo a norma ISO 5832/111 que são resistentes à corrosão dentro do corpo. O Titânio além de ser leve tem um módulo de elasticidade muito mais próximo do osso compato de que os demais materiais biocompatíveis, ou aço inoxidável, com alto grau de pureza e boas propriedades, [104]. Na atualidade além da utilização desses materiais metálicos, as próteses são fabricadas de forma combinada com materiais plásticos e cerâmicos.

Os requisitos para a fabricação da cabeça da prótese do fêmur, tem, segundo a norma ISO e DIN 58800, uma tolerância no desvio máximo da esfericidade de 5 µm e para o acabamento superficial de polimento na superfície da cabeça uma Ra máxima de 0.05 µm, já que as dimensões, forma e acabamento superficial, assim como, as condições de lubrificação influenciam no comportamento tribológico da articulação. As próteses prontas são submetidas a controles estatísticos determinados por um amplo exame estático e dinâmico para o controle da estabilidade de forma, para o qual a prótese é fixada e carregada nos dispositivos de teste por fixações especiais na mesma posição que fica no corpo humano, [104].

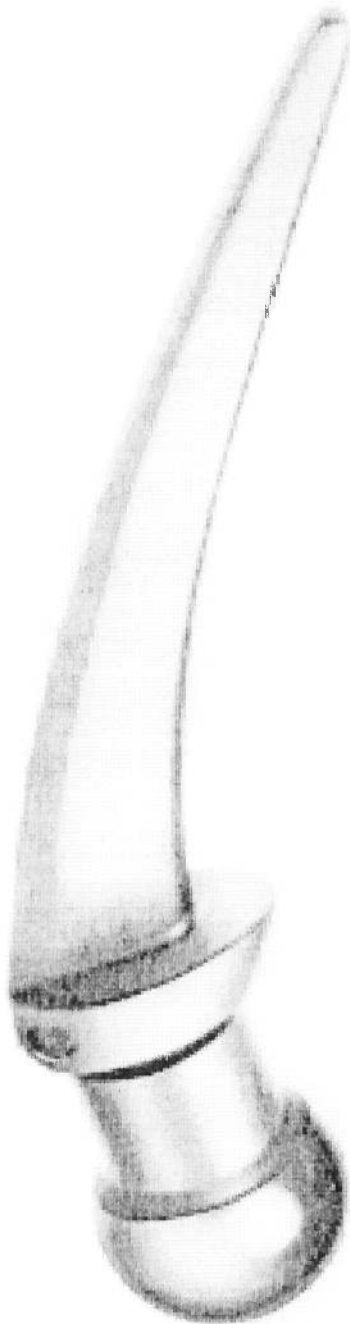


FIGURA 4.3 - Prótese AESCULAP cimentada

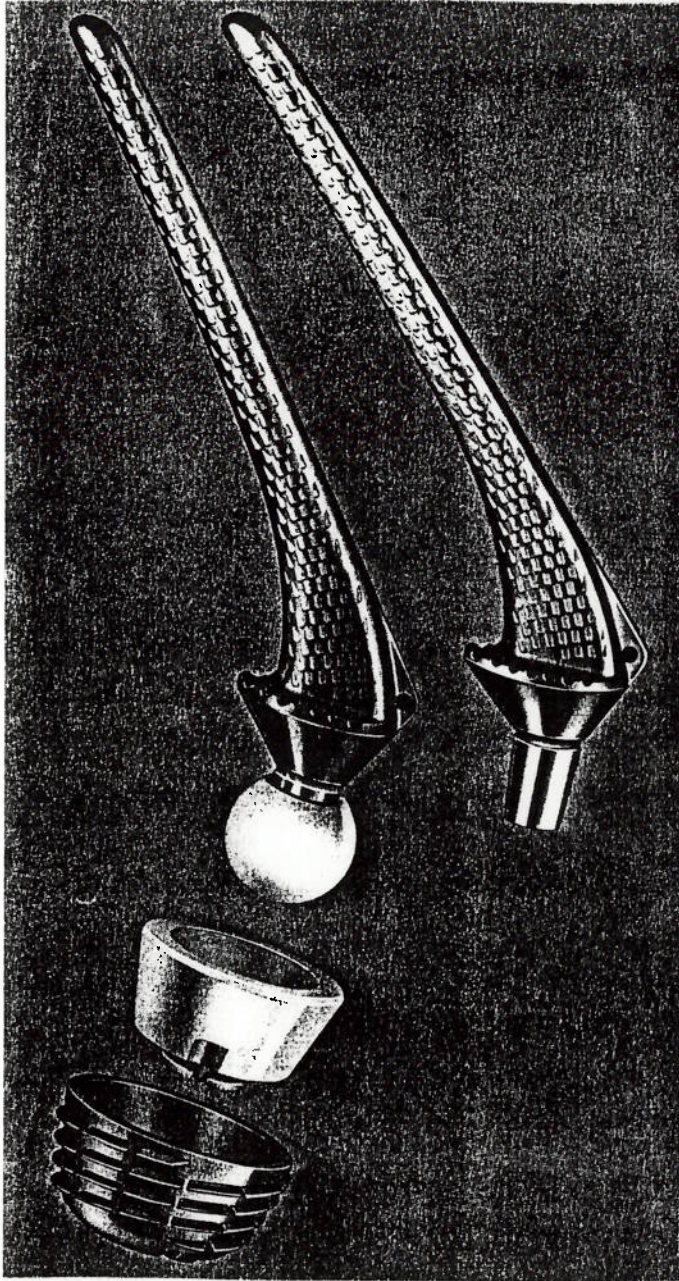
Na Figura 4.2 pode-se observar também o ângulo entre o eixo do colo do fêmur e o eixo da haste de 135 graus, podendo em alguns casos atingir 140 graus. Desta forma, a distância entre o centro da cabeça até o eixo da haste diminui e assim a força média de reação e o momento de flexão que age sobre a haste são reduzidos. O ângulo entre o plano do colo da prótese e o eixo da haste alcança 50 graus, o que diminui a força média sobre haste.

Uma prótese com uma forma construtiva boa é apresentada na Figura 4.4, na qual utilizam-se cabeças trocáveis com suas correspondentes cúpulas acetabulares. A cabeça da prótese fabricada de um material cerâmico BIOLOX, a base de Óxido de Alumínio, correspondente a norma ISO 6474, é um material muito duro e garante um desgaste mínimo dentro da área da articulação, que em seu contato com o polietileno atinge um comportamento tribológico eficiente.

A prótese trabalha numa cápsula interior de polietileno que tem uma boa fixação na cúpula exterior metálica, que é fixa no quadril através de uma nervura em forma de rosca. Este sistema leva a uma fixação muito segura na pélvis, com uma transmissão de pressão excelente ao osso, [104].

A prótese suporta cargas máximas de 7 vezes o peso do corpo, milhões de vezes repetidas sem fratura.

FIGURA 4.4 - Próteses AEscuLAP modelo PM não cimentada.



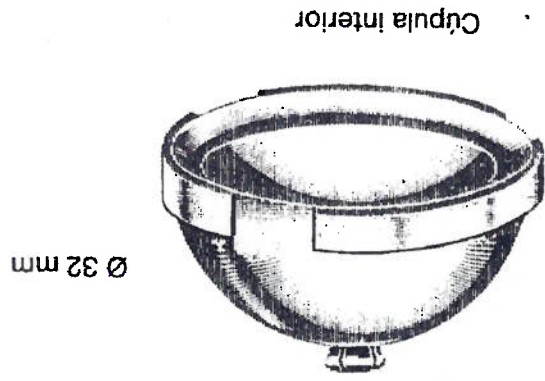
4.3 - CÚPULAS ACETABULARES

As cúpulas acetabulares são fabricadas de um polietileno de ultra-alto peso molecular, segundo a norma ISO e DIN 58834. As Figuras 4.5 e 4.6 apresentam desenhos dessas cúpulas.

Devido ao seu alto peso molecular, esse polietileno é trabalhado por usinagem, não podendo ser trabalhado por injeção, como é feito nos outros materiais termoplásticos. É necessário conseguir que uma superfície com alto nível de acabamento superficial, uma vez que o metal da prótese deslisa na cúpula de polietileno, evitando-se, assim, o desprendimento de partículas que possam arrastar a superfície da cabeça da prótese ocasionando um maior desgaste dos componentes metálicos.

Como a resistência ao calor deste polietileno é relativamente baixa, a esterilização não é feita com vapor, mas sim com raios Gamma (tendo em conta que o aumento da quantidade de esterilização diminui a resistência ao desgaste da cúpula). Também pode-se esterilizar com óxido de estileno, mas o óxido liberado da superfície sintética pode produzir danos no paciente. A fim de evitar isso, as cápsulas têm que passar um processo de desgasificação por dois ou três dias a 56°C ou de uma a duas semanas a temperatura ambiente, [105].

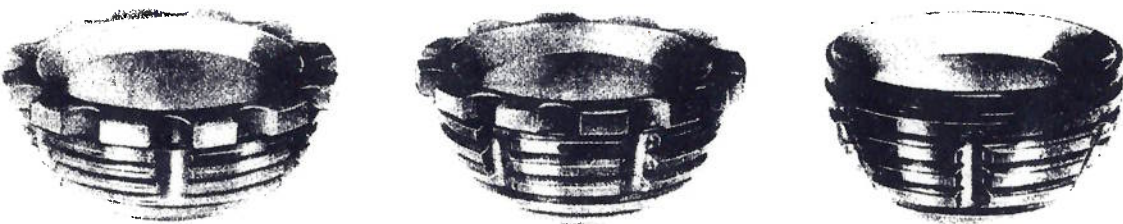
FIGURA 4.6 - Cúpula acetabular HARTMANN, modelo especial com cúpula interior trocável



1. NA 911 K Cúpula exterior,



FIGURA 4.5 - Cúpulas acetabulares



4.4 - PERDA DA ESTABILIDADE PRÓTESE-OSSO

A perda da estabilidade da prótese pode ocorrer por vários motivos. A principal é a perda da interface osso-prótese, que é definida como a perda da capacidade de transmitir os esforços normais e cortantes entre as duas superfícies de contacto.

Segundo PERRIN (1975), os estímulos biológicos e mecânicos podem atuar reduzindo a resistência da interface e provocando microtrincas, que têm um micromovimentos com reabsorção de material ósseo e posteriormente leva a perda da interface.

O osso normal é continuamente removido, portanto a interface osso-implante não é fisicamente fixa e tem mudanças em suas características com o tempo e, consequentemente a interface é afetada pelos esforços e os padrões de deformação, da mesma forma que o osso normal adapta sua estrutura e forma as mudanças das cargas.

Segundo AHMED et al. (1984), os valores dos esforços para a aplicação de uma força na articulação é cerca de três vezes o peso do corpo na resistência da conexão, é evidente que está influenciando um fator de endurecimento e de abrandamento, e é apreciável a perda da interface, inicializada da parte onde ocorrem uma combinação dos picos dos esforços normais e cortantes. Também em ensaios evidências clínicas é apreciável a perda da interface metal-cimento, como regra pouco tempo depois de aplicada a carga de sustentação do peso do corpo pós-operatório.

Várias pesquisas mostraram que a perda da interface tem uma influência forte na distribuição de tensões na camada de cimento da interface (HUISKES and SCHOUTEN (1980); KLEVER et al (1983), [4].

Através de procedimentos cirúrgicos constatou-se a existência de uma camada de tecido mole, que forma uma interface entre o osso e o cimento, CHARNLEY (1978) [106]. O incremento da espessura desta camada, acima dos seus 1 a 2mm, pode ocasionar a perda da união

Durante o processo cirúrgico uma pequena parte de osso do endosteo muda a necrótica. Isto acontece pela perda de vascularidade, pelo efeito tóxico do cimento acrílico e pelo aumento da temperatura durante a polimerização do mesmo, FEITH (1975) [107]. Esta camada de osso morto é reabsorvida e pode formar osso novo, embora esse mecanismo pode não ocorrer devido a esforços elevados na interface.

Com uma radiografia detalhada e com tomografia computadorizada pode-se descrever o estado da falha de uma prótese no osso, mas não são conhecidos os mecanismos que iniciam a mesma. Estudos radiográficos especiais indicam como primeiros sinais da perda da prótese uma trinca em forma de linha entre a haste da prótese e o cimento, como uma fratura longitudinal. Esta trinca não pode ser observada em radiografias normais.

A outra falha é uma trinca transversal do cimento, produzida pela sobrecarga originada pela perda de osso pelo próprio efeito de escudo da prótese.

Por estes motivos é muito importante conhecer os esforços que agem no osso e interface e como eles são influenciados pelas características do material e desenho da prótese.

CAPÍTULO V

MODELO MATEMÁTICO PARA A ANÁLISE DA INTERAÇÃO PRÓTESE-OSSO.

5.1 - ASPECTOS GERAIS

O modelo é uma imagem abstrata da realidade, analisa-a na forma em que interpreta suas características perceptíveis, isola seus detalhes e se concentra na sua essência, de forma que um complexo sistema transforma-se em algo mais simples reconhecível, controlável e compreensível.

Em algumas das vezes, os modelos são desenvolvidos com o propósito de obter uma idéia inicial geral e simplificada do comportamento da estrutura. Orientando posteriores experimentos, testes e avaliação, podem ser melhorados pela existência de mais dados experimentais disponíveis.

Tem-se conhecimento que a matéria do osso, propriamente dito, remodela-se sob a ação das cargas mecânicas que atuam sobre ele, ou seja, ao se aumentar o carregamento médio de longo prazo, o osso adquire uma densidade maior e torna-se mais resistente. Por outro lado, ao se diminuir o carregamento ocorre a "osteoporose", quando, então, o osso perde densidade e em consequência resistência mecânica. Este comportamento é descrito pela LEI DE WOLFF, [89], [90], [91],

O osso pode ser considerado como um sólido poroso, com líquido nos poros, tendo comportamento mecânico que depende da velocidade de aplicação do carregamento. Se aplicação da carga é rápida o material comporta-se como um todo quase incompressível, sem escoamento. Caso a carga seja aplicada de maneira lenta, acontece uma transferência do fluido intersticial e um equilíbrio das pressões, havendo resposta diferente.

Como mostra a Figura 5.1, ao se introduzir a prótese metálica no fêmur, que normalmente possui uma menor rigidez, ocorre um efeito de escudo, no qual forças são transmitidas de modo desigual sobre as diversas partes do osso que estão em contato com a prótese. Esta má distribuição de esforços provoca osteoporose nas partes submetidas a baixo nível de tensões, ocasionando, consequentemente, a perda da união (Ahmed et al, 1984). Uma vez que a transmissão das forças depende das características da prótese, como seu material (módulo de elasticidade), comprimento da haste, etc, torna-se interessante o emprego de modelos de Elementos Finitos, tomando-se comportamento linear e, então, aplicando-se, por exemplo o modelo da viga elástica, [4], [67], [94], como instrumento de avaliação de alternativas.

Neste contexto, o objetivo deste capítulo recai na concepção de modelos de implantes de próteses coxo-femorais de diferentes dimensões e módulos de elasticidade, para poder estudar a influência dos mesmos na transmissão de forças ao osso. Isto foi consubstanciado através do uso de dois códigos computacionais de cálculo pelo Método dos Elementos Finitos, denominados por SAP90 e ALGOR.

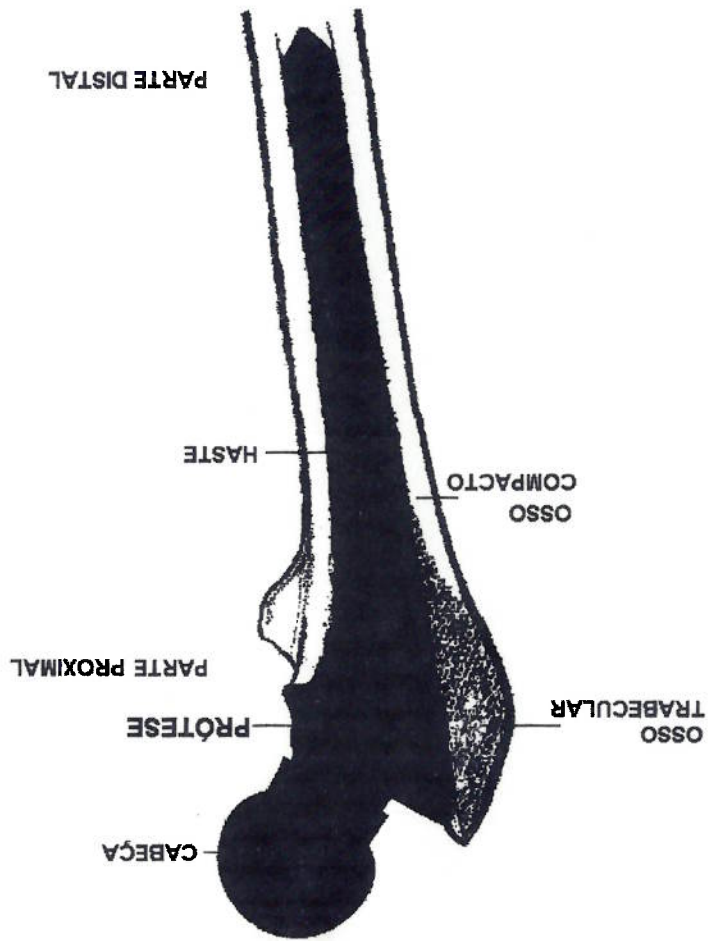


FIGURA 5.1 - Fêmur com uma prótese enxertada.

5. 2 - MODELAGEM MATEMÁTICA EM ORTOPEDIA.

Para obter um bom desenvolvimento em Ortopedia precisa-se conseguir uma boa combinação entre o Método de Elementos Finitos, Experiências de Laboratórios e análises clínicas, como já observado na Figura 1.2. Para o desenvolvimento do modelo mais representativo, parte-se de um primeiro modelo com determinadas propriedades de material, de geometria, de condições iniciais de carga e de fronteira. Os resultados, comparados com os de experimentos de laboratório, servem para melhorar o modelo original, após o que, finalmente, passa-se à avaliação clínica, obtendo-se os resultados finais ou realizando as melhoras necessárias, [108]

Esta combinação de resultados teóricos e práticos tem vantagens como a redução do número de experimentos que poderiam ser necessários. Com o emprego da computação reduzem-se o tempo e o custo do projeto da prótese e a alta sensibilidade de um estudo paramétrico permite fácil modificação e utilização em novos projetos.

Na maioria das vezes os modelos são estabelecidos com o propósito de obter uma ideia geral do comportamento da estrutura e, assim, adquirir dados iniciais para serem utilizados como referência nos experimentos, testes e avaliações. Estes modelos podem ser redefinidos conforme a disponibilidade de mais dados experimentais, [109], [4].

5.3 - EMPREGO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ANÁLISE DA

INTERAÇÃO PRÓTESE-OSSO.

5.3.1 - ANÁLISE QUALITATIVA DO COMPORTAMENTO ESTRUTURAL

A análise da transmissão de esforços em uma prótese enxertada no osso e considerando-se na análise o osso separado da haste, com um comportamento segundo a teoria linear elástica de viga e, a interface ou cimento que os une como um material linear contínuo, permite a distribuição dos principais carregamentos internos, em função dos carregamentos externos e dos principais parâmetros estruturais, [4], [108], [109].

Considerando a configuração haste-osso apresentada na Figura 5.2.a sob a influência de um carregamento caracterizado pela aplicação de um momento fletor M_h , tem-se uma distribuição $p(z)$ na interface haste-osso, dado na Figura 5.2.b e distribuições de momento fletor na haste M_h e no osso M_o , são respectivamente apresentadas nas Figuras 5.2.c e 5.2.d.

A tensão de flexão na seção transversal é:

$$\sigma_f = \frac{M_{f(z)}}{W}$$

Onde W é o módulo de resistência da seção transversal da haste que é dado por:

$$W = \frac{\pi d_o^3}{32}$$

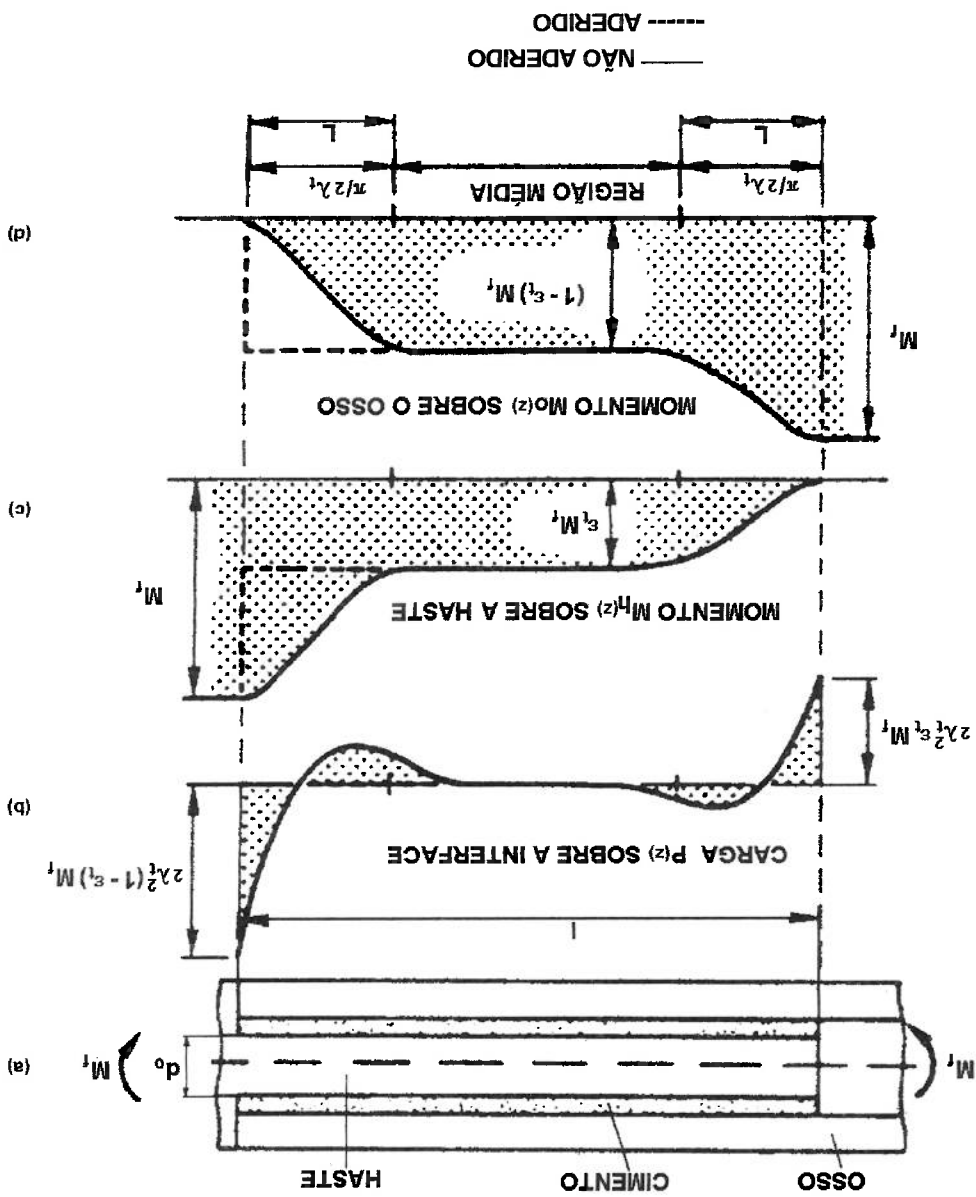


FIGURA 5.2- Mecanismo de transferência de carga em flexão pura.

$$\lambda_t = \sqrt[4]{\frac{G}{C} \left(\frac{F_h}{1} + \frac{F_o}{1} \right)}$$

Por outro lado, segundo HUIJKES (1984), [64] baseando-se na teoria da viga sobre base elástica, considerando a camada de cimento entre a haste e o osso como um material elástico contínuo, temos segundo a Figura 5.3:

$$M_t = M_h + M_o \quad P(z) = \int_{2\pi}^0 \{ \sigma_r(\phi, z) \cos \phi - \tau_{r\phi}(\phi, z) \}$$

(interface). Assim temos:

Os momentos internos de flexão $M_h(z)$ (da haste) e $M_o(z)$ (do osso), podem ser relacionados com os esforços externos de flexão empregando a teoria da elasticidade linear. O carregamento transversal distribuído $p(z)$ é relacionado com os esforços radiais (σ_r) e o esforço tangencial de cortante ($\tau_{r\phi}$), na lâmina de cimento

metálica e do osso).

E_t = Rigidez relativa à flexão da haste (avaliada pela rigidez à flexão da haste

z = Coordenada longitudinal.

l = Distância da aplicação do carregamento

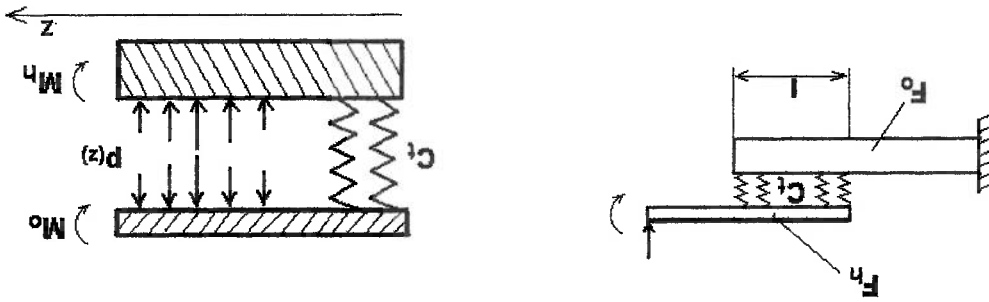
p = Carregamento atuante na interface

d_o = Diâmetro externo da haste

$M_t(z)$ = Momento fletor atuante(externo) :

Onde

FIGURA 5.3 - Comportamento mecânico do modelo segundo a teoria da viga sobre base elástica.



Onde:

λ_t = Exponente de fixação (mm^{-1}), depende da espessura transversal da

lâmina de cimento e das rigezas à flexão do osso e da haste.

F_h = Rigidez à flexão da haste metálica. (Nm^2)

F_o = Rigidez à flexão do osso. (Nm^2)

C_t = Rigidez da lâmina de cimento (N/mm^2). Avaliado pela geometria da

lâmina, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

Como se pode observar na Figura 5.2 a curva somente depende de λ_t e ϵ_t

podendo-se dividi-la em três partes. A parte média onde o comportamento mecânico

corresponde à teoria da viga composta, a parte proximal onde o carregamento

absorvido pela haste é paulatina e parcialmente transferido ao osso e a parte distal

onde o carregamento é transferido do osso à haste.

O coeficiente λ_t tem um papel fundamental no comportamento mecânico da

união prótese osso porque define o comprimento L da regiões proximal e distal de

transferência de carregamento, que é determinado por:

$$L = \frac{2 \lambda_t}{\pi}$$

Se o comprimento da haste (L_h) é reduzido a $L_h < \frac{2 \lambda_t}{\pi}$ (haste curta), a relação

da distribuição do carregamento entre a porção proximal e distal é similar à Figura

5.4.a, sendo os efeitos dos parâmetros estruturais sobre a variabilidade do

carregamento interno semelhantes a isso até que o comprimento da haste aproxime-

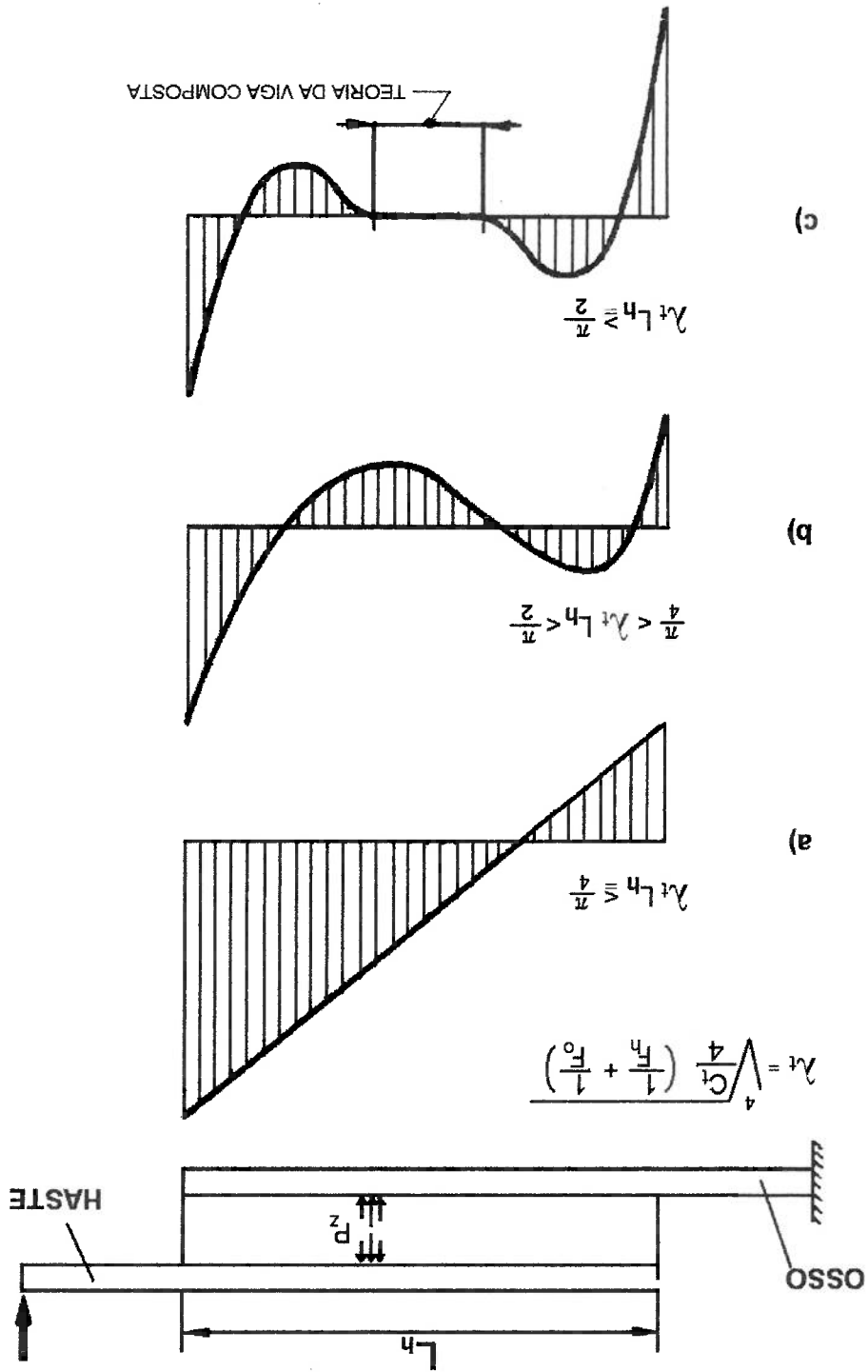
se de $\frac{4 \lambda_t}{\pi}$. Assim, para $\lambda_t L \leq \frac{4}{\pi}$, tem-se um comportamento linear para a distribuição

de cargas internas, no qual o osso e a haste são considerados rígidos em relação à camada de cimento. No caso em que $\lambda_1 L \geq \frac{\pi}{2}$ (haste comprida), a parte média comporta-se como uma viga composta e os dois extremos de forma independente um do outro.

Assim pode-se concluir que os mecanismos de transmissão de carregamento nas próteses intramedulares COXO-FEMURAL e, em particular, os esforços que são gerados na interface osso-prótese são altamente susceptíveis ao desenho da haste.

Enquanto a perda da interface cimento-haste origina somente um comportamento não linear, um maior problema ocorre na interface cimento-osso pelas reações biológicas do osso em próteses cimentadas e não cimentadas. Um exemplo é a osteoporose e a descalcificação, produzidas principalmente pelos padrões de distribuição dos esforços $p(z)$:

FIGURA 5.4 - Influência do expoente de fixação na transferência de cargas.



Em estudos realizados anteriormente com modelos não lineares, cujos resultados foram confirmados através de ensaios feitos com extensômetros e por análises clínicas, o emprego do Método dos Elementos Finitos em modelos lineares demonstrou ser adequado, apresentando pequena discrepância apenas nos picos de carga, onde os métodos não lineares fornecem cargas maiores do que os métodos lineares. A variação e o comportamento dos modelos são os mesmos, [4], [67], [109] conforme pode ser constatado na Figura 5.5. Neste sentido a análise será feita considerando próteses não cimentadas.

Para o caso do osso trabecular a influência da taxa de deformação sobre a resistência mecânica e o módulo de elasticidade é relativamente maior e depende da densidade do osso. Apesar de pequenas, mudanças da densidade provocam grandes mudanças da resistência mecânica e do módulo de elasticidade, [4], [97].

Um fator complicador é o fato de o osso ser um material viscoelástico, isto é, suas características de tensão-deformação e propriedades de resistência são dependentes da taxa de deformação, ou seja, dependentes do tempo, [4], [97].

Em resumo, a interação mecânica entre a prótese e o osso, através dos fenômenos de: osteoporose, reabsorção massiva de osso, reabsorção e remodelação da interface, é induzida ou influenciada pelos padrões de esforço e pelo movimento relativo, como também as variações destes fenômenos causam mudanças nos padrões de esforços e de movimento. As análises mecânicas da prótese, e a pré-determinação de falhas, estarão completas somente se estes efeitos forem levados em conta pela introdução de dados obtidos da retroalimentação, dentro da descrição matemática das propriedades do osso e esforços ligados às reações biológicas.

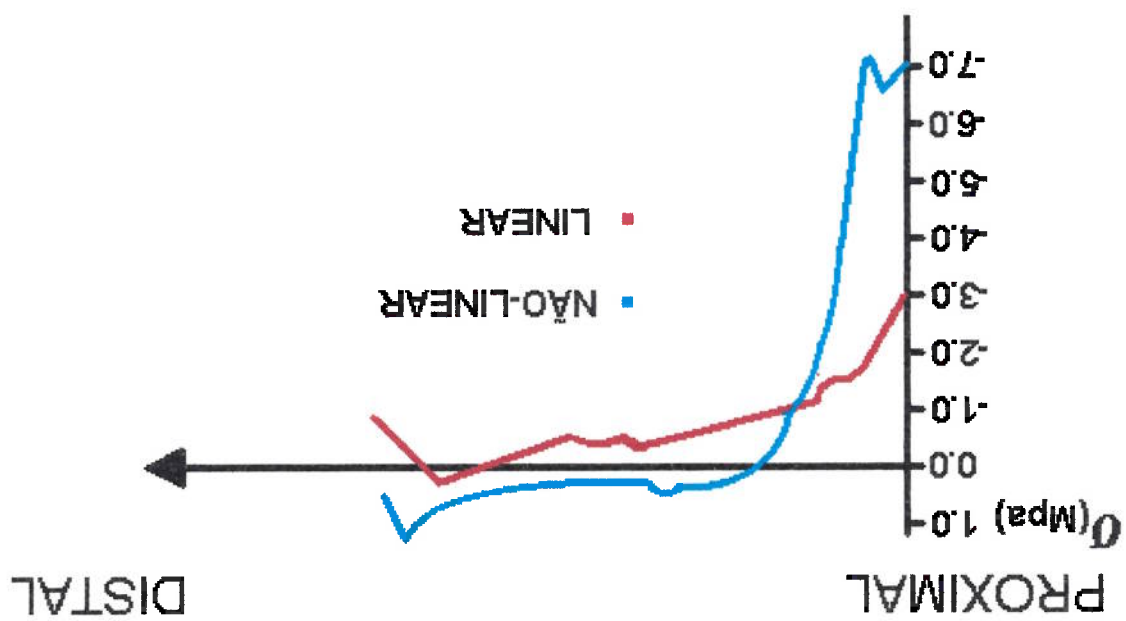


FIGURA 5.5 - Comparação dos esforços calculados por um modelo linear e não linear

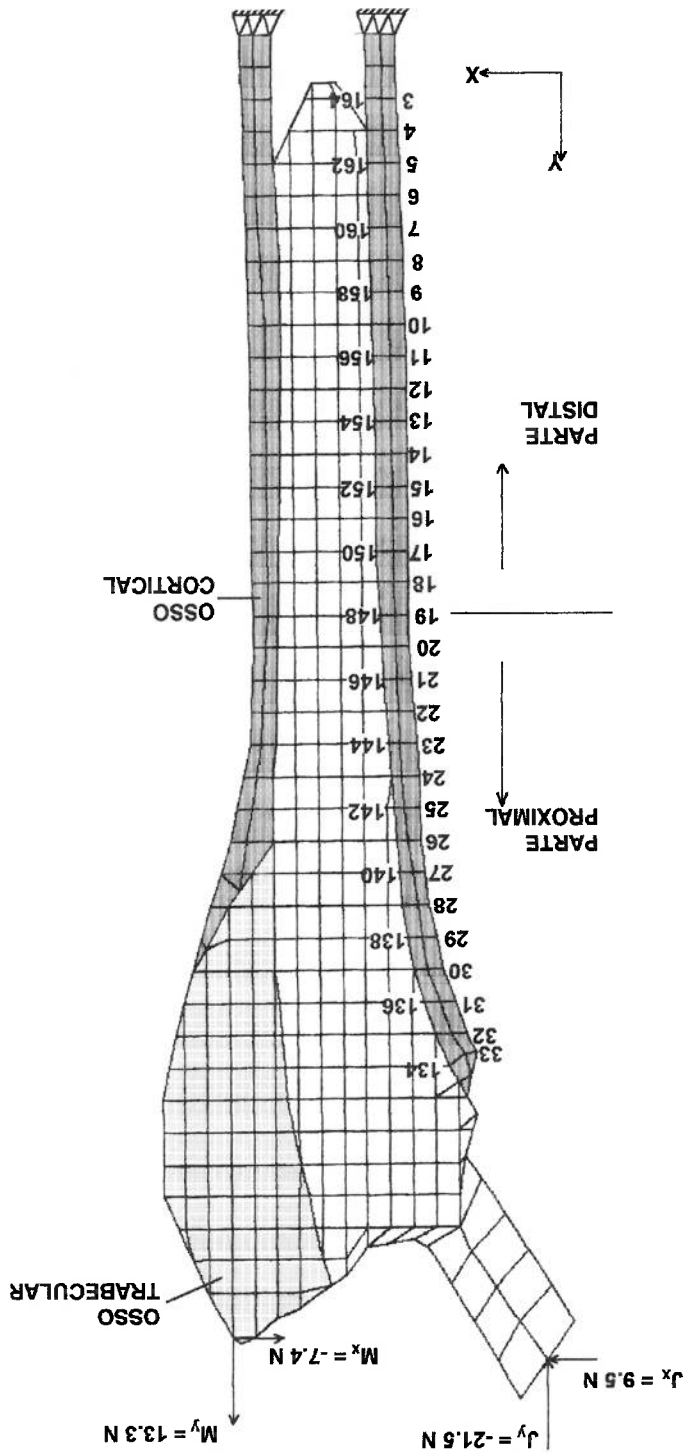
5.3.2 - ANÁLISE DE TENSÕES EM ESTADO PLANO ("SAP90")

A Figura 5.6 apresenta o conjunto prótese-osso, considerando a existência de três tipos de materiais. Primeiramente é modelada a prótese metálica, que neste caso utiliza como material a liga cromo-cobalto com módulo de elasticidade $E = 22 \times 10^4$ KN/mm² e coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$. Em segundo lugar, é analisado o osso cortical que tem uma estrutura laminar compacta com $E = 15 \times 10^3$ KN/mm² e $\nu = 0,28$ e, por fim, o osso trabecular com $E = 600$ KN/mm² e $\nu = 0,32$.

Para a realização do trabalho considerou-se um estado plano de tensões e um comportamento linear elástico para os materiais. O programa "SAP90" [110] foi aplicado primeiramente, pelo qual foram realizados 6 modelos (duas dimensões no espaço). Foi aplicada uma carga de 10 N, considerando próteses não cimentadas e o mecanismo de McLeish e Charley [36] no qual a relação entre a força da articulação "J" e o peso do corpo "W" é de $J/W = 2,36$ e a relação entre a força do músculo abdutor "M" e o peso do corpo é $M/W = 1,53$.

Na Figura 5.6 podem ser observadas as forças e o sentido e a direção em que atuam. Os modelos foram engastados no osso sob a prótese, fixando todos os movimentos dos nós num plano na parte distal, como pode-se observar nesta mesma Figura.

FIGURA 5.6 - Pontos de aplicação das forças, condições de fronteira e nós escolhidos segundo o programa "SAP90".



Para a análise de transmissão de forças foram propostos 3 geometrias de próteses, com diferentes comprimentos de haste, para ser verificado o efeito da variação do comprimento da haste e 4 tipos de material para determinar a influência de diferentes módulos de elasticidade, dentre aqueles que se utilizam normalmente em próteses. As seis combinações que disso resultaram, com seus comprimentos de haste e módulos de elasticidades, são apresentadas na Tabela 5.1, definindo-se os dados básicos dos seis modelos empregados neste estudo.

TABELA 5.1 - Modelos utilizados na análise

No.	Código	Nome	Modelo		
			Comprimento da haste (mm)	E (KN/mm ²)	U
1	GC	ProtCo-m	215	22x10 ⁴	0,3
2	MC	Protmeia	160	22x10 ⁴	0,3
3	CC	Protcurt	125	22x10 ⁴	0,3
4	GT	ProtTI	215	11x10 ⁴	0,3
5	GO	Protosso	215	15x10 ³	0,3
6	GX	Protflex	215	10 ³	0,3

No Anexo I são apresentados os conjuntos de dados correspondentes aos

modelos e as suas respectivas malhas. No Anexo I também são apresentados os resultados correspondentes à transmissão de forças para todos os modelos. Para este estudo foram escolhidos os resultados das forças nos nós, entre 3 e 33 correspondentes à superfície do osso e os nós entre 164 e 134 correspondentes à interface, uma vez que esta é a região mais crítica sob o aspecto de ocorrência da perda da união prótese-osso.

As forças obtidas para cada nó, nos diferentes modelos com a aplicação do programa "SAP90", encontram-se no Anexo I e estão representadas nos gráficos das

5.4 - RESULTADOS DA ANÁLISE SEGUNDO MODELO PLANO

apresentados no Anexo II.

As forças aplicadas e as condições de fronteira foram estabelecidas nos mesmos moldes que no caso da utilização do programa anterior, segundo pode-se observar na Figura 5.6, sendo que os resultados obtidos pelo programa "ALGOR"

sem o uso de modos incompatíveis.

Para realizar a análise tridimensional de tensões utilizou-se o programa de Elementos Finitos "ALGOR" [111]. Empregou-se modelos para verificar influências do comprimento da haste e do módulo de elasticidade na transmissão dos esforços, com as mesmas características dos utilizados no programa "SAP90", para o caso de modelagem plana (Tabela 5.1). Na modelagem tridimensional empregou-se como elemento básico o sólido isoparamétrico de 8 nós, com ordem de integração dois e

5.3.3- ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE TENSÕES.

transmissão das cargas.

Na Figura 5.6 pode-se observar a malha produzida pelo programa com os dados correspondentes ao modelo PROTCO-m (haste mais comprida e de maior rigidez), assim como os nós escolhidos para fazer a análise dos resultados da

Figuras 5.7 a 5.10, nos quais pode-se constatar, com maior detalhe, a influência do módulo de elasticidade e do comprimento da haste na transmissão de forças.

Sabendo-se que os maiores problemas de perda da prótese são (ocorrem) na interface e, como por métodos experimentais, é difícil determinar os esforços nestes pontos, foi feita uma comparação entre a distribuição das forças na interface e na superfície, na parte mais crítica de dois modelos. Assim, pode-se saber o que está ocorrendo na interface pela avaliação do que ocorre na superfície externa do osso.

A partir dos resultados do programa "SAP90" pode-se observar, nas figuras 5.7 - 5.8, que a distribuição das forças, nos modelos PROTCO-M e PROTOSSO, é similar entre superfície e interface. Os picos de esforços encontram-se nos mesmos pontos, tanto para as forças axiais como para as transversais ($F(x)$). Entretanto, da superfície para a interface, apresenta-se um incremento das forças transversais nos pontos onde a haste da prótese termina, junto à região distal, fato particularmente acentuado para prótese mais rígida do modelo PROTOSSO (a GO).

FIGURA 5-7 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e interface no modelo GC segundo o programa "SAP90"
 $F(x)$ - Força transversal, $F(y)$ - Força axial

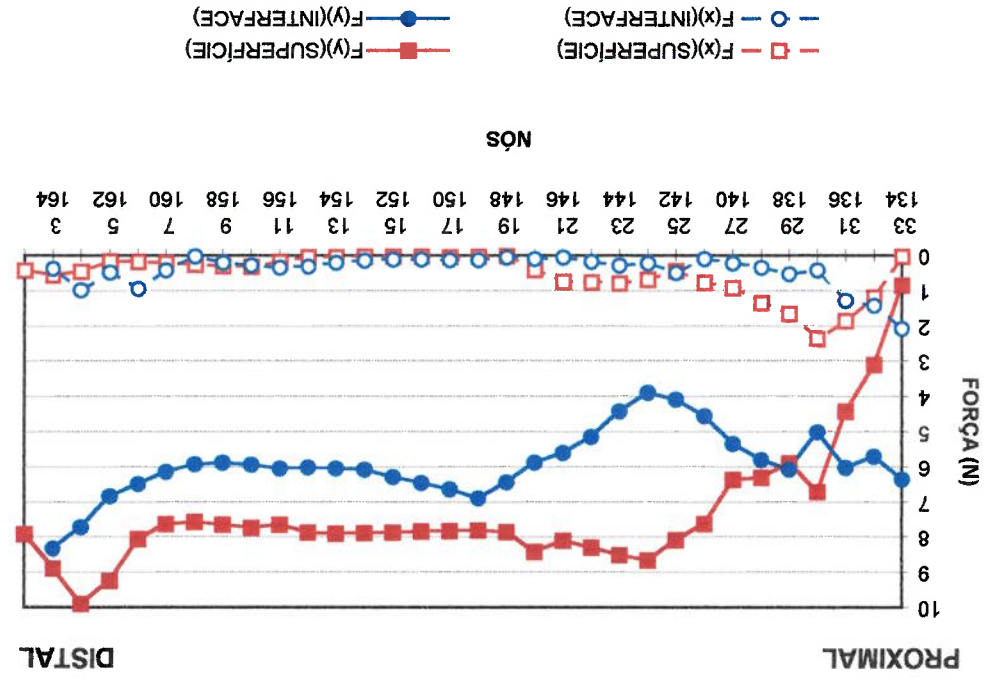
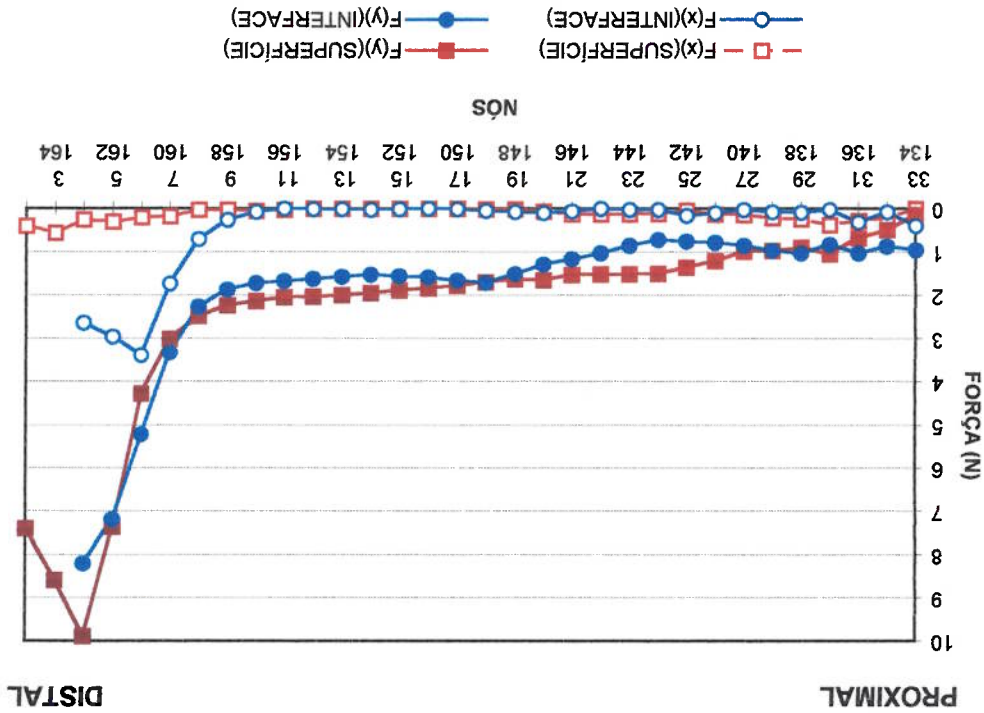
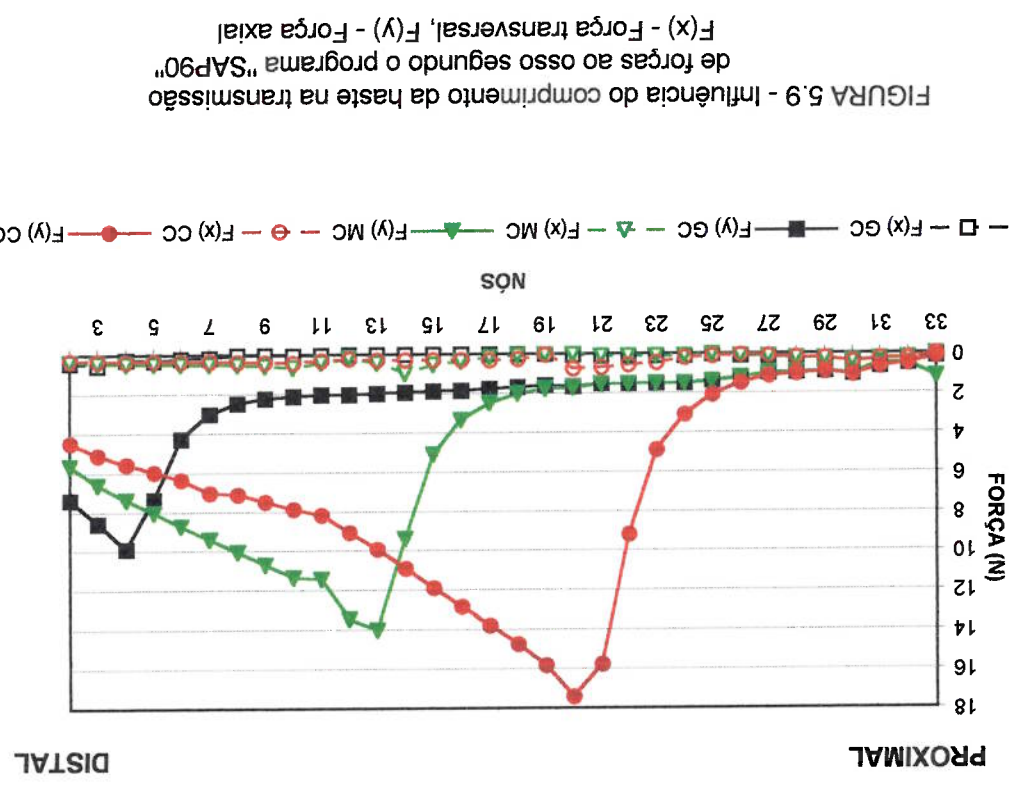
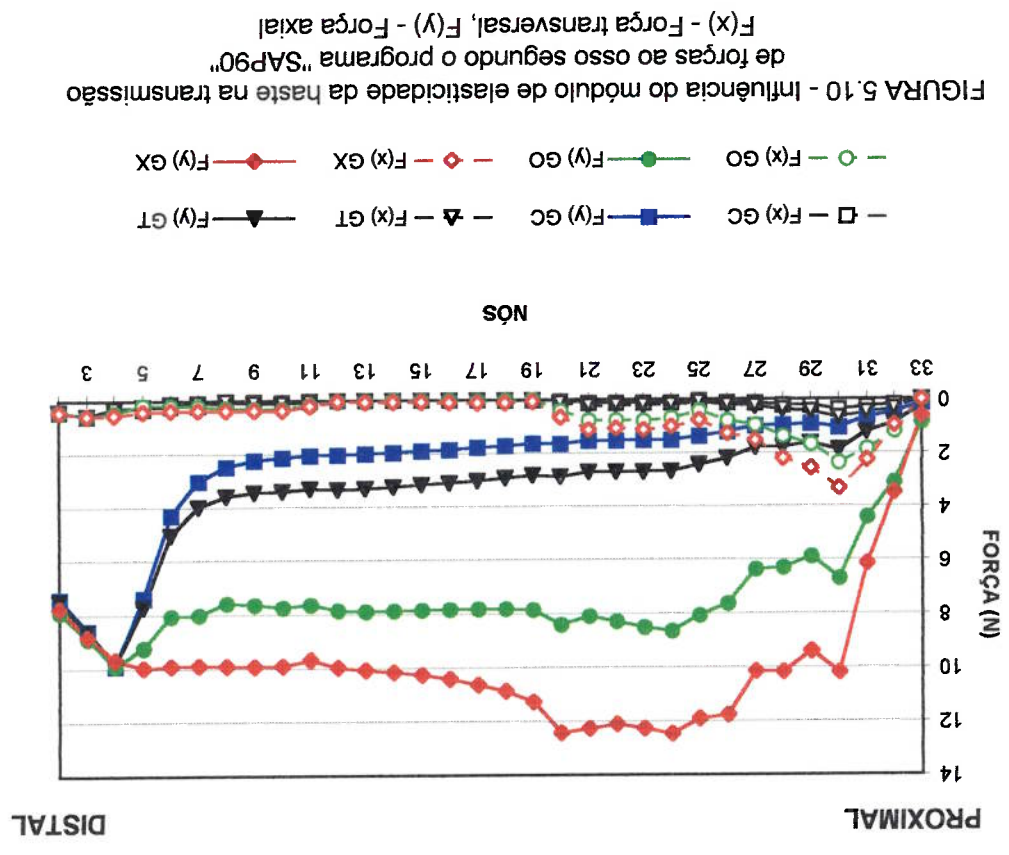


FIGURA 5-8 - Comparação da distribuição das forças entre a superfície e interface no modelo GO segundo o programa "SAP90"
 $F(x)$ - Força transversal, $F(y)$ - Força axial





5.4.1 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DA HASTE

Para a avaliação da influência do comprimento da haste, o módulo de elasticidade foi mantido constante caso da liga Cr-Co-Mo da prótese de Mørh, em três modelos, como se vê na Tabela 5.1. Pode-se observar na Figura 5.9 que no modelo PROTCO-m com maior comprimento ocorre um pequeno aumento de força desde o nó 33 na parte proximal até o nó 9 na parte distal, a partir da qual a força aumenta bruscamente apresentando um pico de força elevada entre os nós 5 e 3, na parte distal mais extrema.

No caso do modelo PROTMEIA, Figura 5.9, com o comprimento da haste, 55 mm menor em relação à PROTCO-M e mesmo módulo de elasticidade, observa-se um aumento de força a partir do nó 17 na parte proximal. Finalmente no modelo PROTCURT, com comprimento da haste 85 mm menor do que o modelo PROTCO-M e com mesmo módulo de elasticidade, as forças aumentam desde o nó 25 na região proximal até obter um pico no nó 20.

Pode-se dizer que, ao diminuir o comprimento da haste, a distribuição dos esforços aumenta para a parte proximal e que esta diminuição do comprimento produz um aumento da intensidade dos esforços na parte média da prótese.

5.4.2 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DA HASTE

Para fazer a análise do módulo de elasticidade do material variou-se seu valor, mantendo-se o comprimento igual ao da haste maior (veja Tabela 5.1).

De acordo com os resultados desta análise pode-se afirmar, de modo geral, que, quando a rigidez da prótese diminui, a transmissão de esforço para a parte proximal do osso aumenta. Contudo o módulo de elasticidade da prótese não pode ser inferior ao módulo de elasticidade do próprio osso, porque isso causa pico de esforço na região média maior do que, em condições normais, ocorreria na região distal.

No modelo PROTIFLEX com um módulo de elasticidade bem menor (1000 KN/mm^2), similar ao do osso trabecular, pode-se observar que a força começa a aumentar bruscamente desde a parte proximal, inclusive desde o primeiro nó (33) e se produz uma força máxima nos nós 26-20, diminuindo então a força para a parte distal.

No caso do modelo PROTTI, diminuiu-se o módulo de elasticidade para $11 \times 10^4 \text{ KN/mm}^2$ e assim a força aumenta ligeiramente para a parte proximal do osso, mantendo o mesmo pico de força máxima no nó 4. Para o caso do modelo PROTOSSE, em que se diminuiu o módulo de elasticidade da haste para o mesmo valor do osso cortical ($15 \times 10^3 \text{ KN/mm}^2$), a força transmitida à parte proximal é maior do que nos modelos anteriores de maior módulo de elasticidade e tem uma transmissão quase natural ao osso.

Como é mostrado na Figura 5.10, para o modelo PROTCO-M, aquele que tem maior comprimento de haste e maior módulo de elasticidade ($22 \times 10^4 \text{ KN/mm}^2$ caso da liga Cr-Co-Mo da prótese de Mörh), ocorre um pequeno aumento de força a partir da parte proximal até o nó 9 da parte distal, donde a força aumenta bruscamente apresentando um pico elevado entre os nós 5 e 3, na parte distal mais extrema

5.5 - RESULTADOS DA ANÁLISE SEGUNDO O MODELO TRIDIMENSIONAL

Os esforços obtidos para cada nó nos diferentes modelos com a aplicação do programa "ALGOR" encontram-se no Anexo II e estão representados nos gráficos das Figuras 5.11 a 5.14, nos quais pode-se constatar com maior detalhe a influência do módulo de elasticidade e do comprimento da haste na transmissão de força.

Segundo pode-se observar nas figuras 5.11 e 5.12, a distribuição das forças nos modelos PROTCO-M e PROTOSSO é similar entre superfície e interface. Os picos de esforços encontram-se nos mesmos pontos, tanto para as forças axiais como para as transversais. Nota-se somente um incremento das forças transversais nos pontos onde termina a haste da prótese. Neste modelo que é mais próximo do real, por ser tridimensional, com cargas aplicadas similares à realidade, nota-se um incremento das cargas axiais da superfície para a interface.

5.5.1 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DA HASTE

No modelo PROTCO-M (Figura 5.13), que tem o maior comprimento de haste, é o que apresenta maior efeito de escudo, ou seja, não há boa transmissão de esforços da prótese para a parte proximal do osso, sendo que os maiores esforços encontram-se no final da parte distal. Ao diminuir o comprimento da haste no modelo PROTMEIA, constata-se que ocorre uma maior distribuição dos esforços para a parte proximal e distal do osso, diminuindo também o efeito de escudo sobre o osso. No modelo PROTCURT também nota-se uma maior distribuição de esforços para a parte proximal

FIGURA 5.12- Comparação da distribuição das forças entre a superfície e interface no modelo GO segundo o programa "ALGOR"
 F(x) - Força transversal, F(y) - Força axial

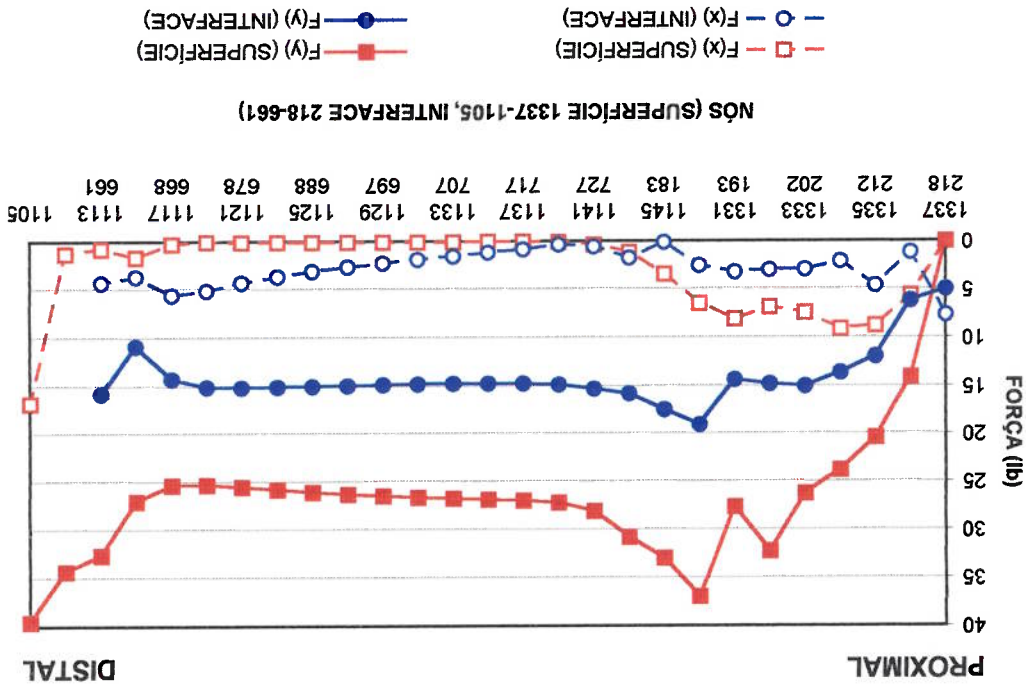


FIGURA 5.11- Comparação da distribuição das forças entre a superfície e interface no modelo GC segundo o programa "ALGOR"
 F(x) - Força transversal, F(y) - Força axial

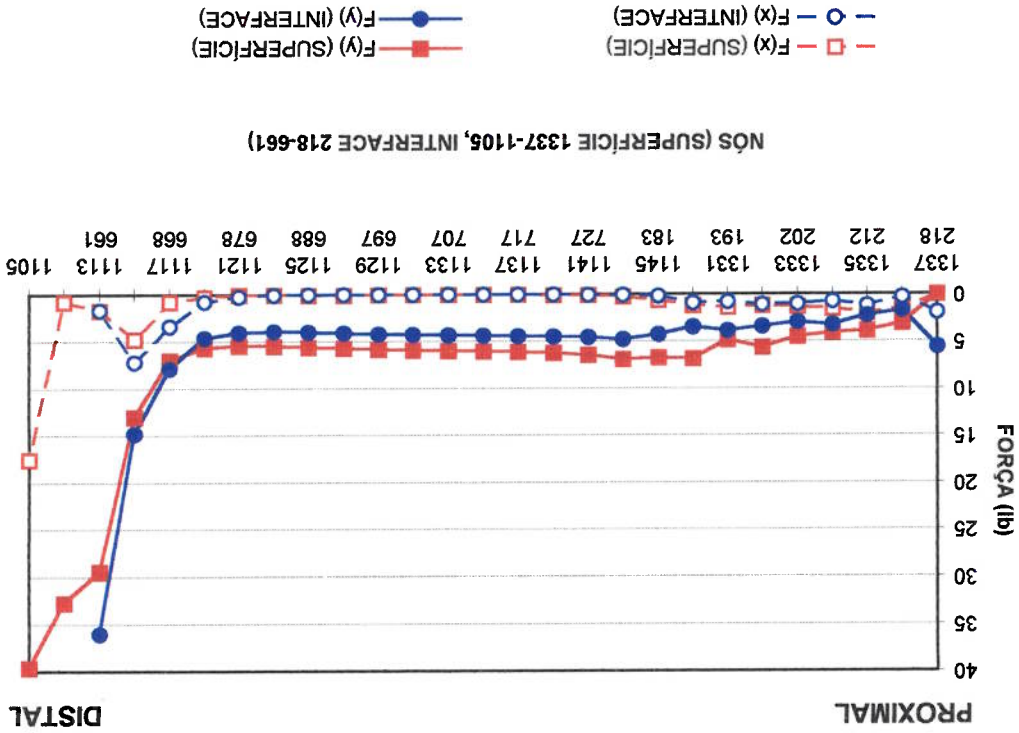


FIGURA 5.14 - Influência do módulo de elasticidade da haste na transmissão de forças ao osso segundo o programa "ALGOR".
 $F(x)$ - Força transversal, $F(y)$ - Força axial

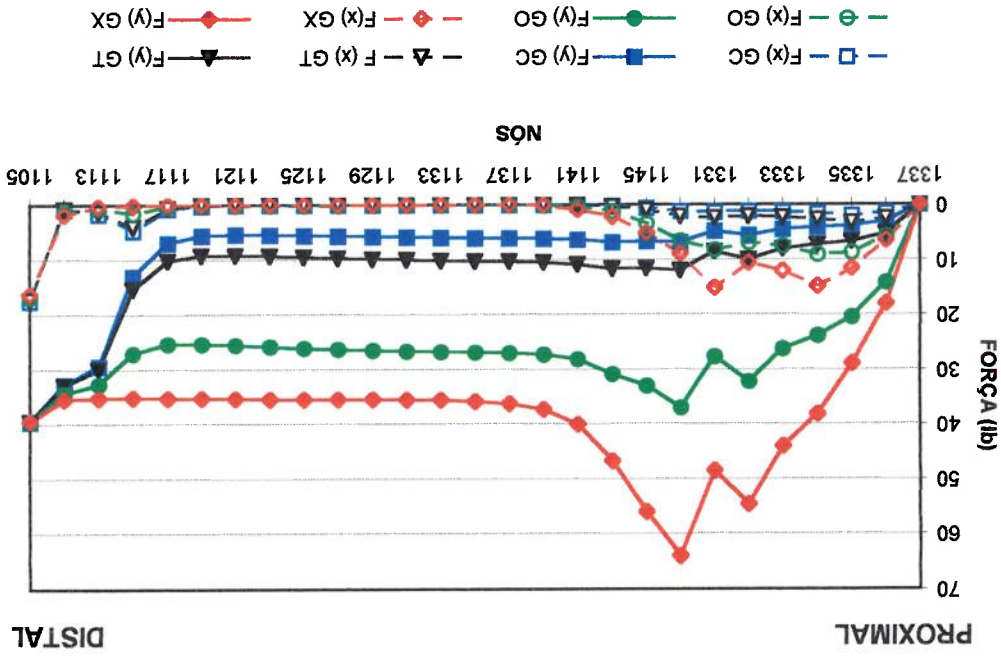
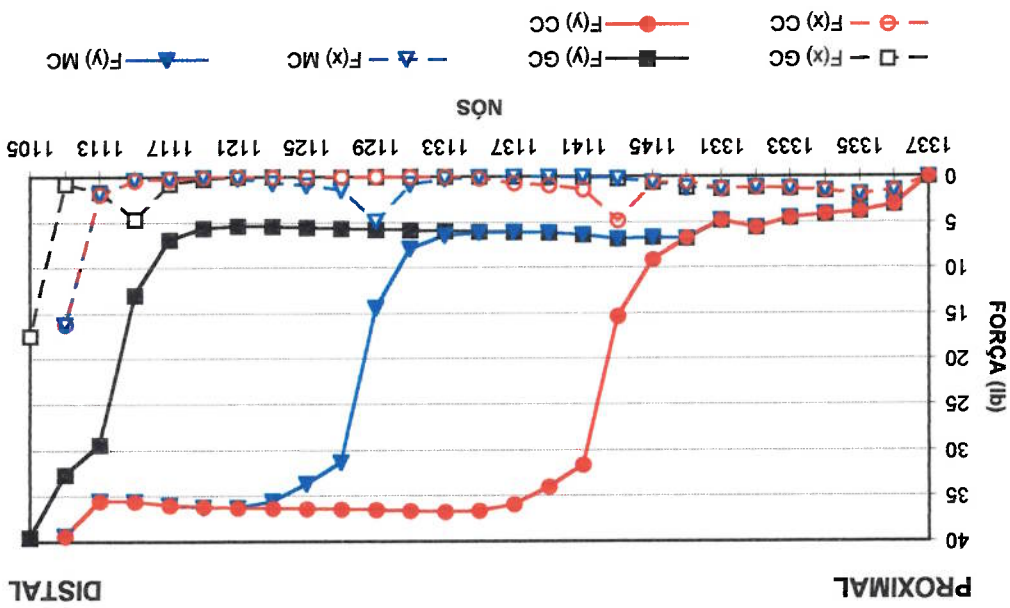


FIGURA 5.13 - Influência do comprimento da haste na transmissão de forças ao osso segundo o programa "ALGOR".
 $F(x)$ - Força transversal, $F(y)$ - Força axial



5.5.2 - ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DA HASTE

Na transmissão dos esforços no modelo PROCo-M, que é o modelo mais rígido, constata-se que o esforço transmitido é muito baixo para a parte proximal do osso, aumentando ligeiramente para a parte distal, onde ocorre um pico de esforço, (Figura 5.14). Aqui é evidente o efeito de escudo que a prótese realiza no osso, dando lugar a uma possível osteoporose nesta zona que não recebe carga.

No modelo PROTTI, de menor rigidez que o modelo anterior, pode-se constatar que há uma transmissão de esforço similar ao modelo anterior, embora ocorra maior transmissão de carga para a parte proximal do osso. No caso do modelo PROTOSO há transmissão de carga ao osso inteiro, não havendo diferença entre os esforços tão marcante e, por último, no modelo PROTFLX, que é o mais flexível, a carga aumenta muito na parte proximal, tendo um pico de esforço muito elevado, o que não é muito conveniente, porque pode iniciar a formação de trincas.

5.6 - DISCUSSÃO

Observa-se a partir dos resultados anteriores que ao diminuir o comprimento da haste da prótese coxo-femural ocorre aumento da transmissão de força na parte média e proximal do osso, e que diminuindo o módulo de elasticidade da haste da prótese, as forças na região proximal do osso aumentam e que ao utilizar um módulo de elasticidade para a haste similar ao do osso cortical obtêm-se os melhores resultados, adquirindo uma variação da carga mais uniforme entre as regiões distal e proximal, assim como uma diferença de cargas menor.

Os resultados na distribuição das cargas obtidos nos modelos tridimensionais são iguais aos obtidos nos modelos em duas dimensões, com exceção de um aumento das cargas transversais, sendo recomendável o emprego deste tipo de modelo tridimensional na análise da distribuição de esforços nos sistemas ortopédicos, já que os pontos mais críticos são aqueles onde coincidem os picos de esforços transversais e longitudinais.

CAPÍTULO VI

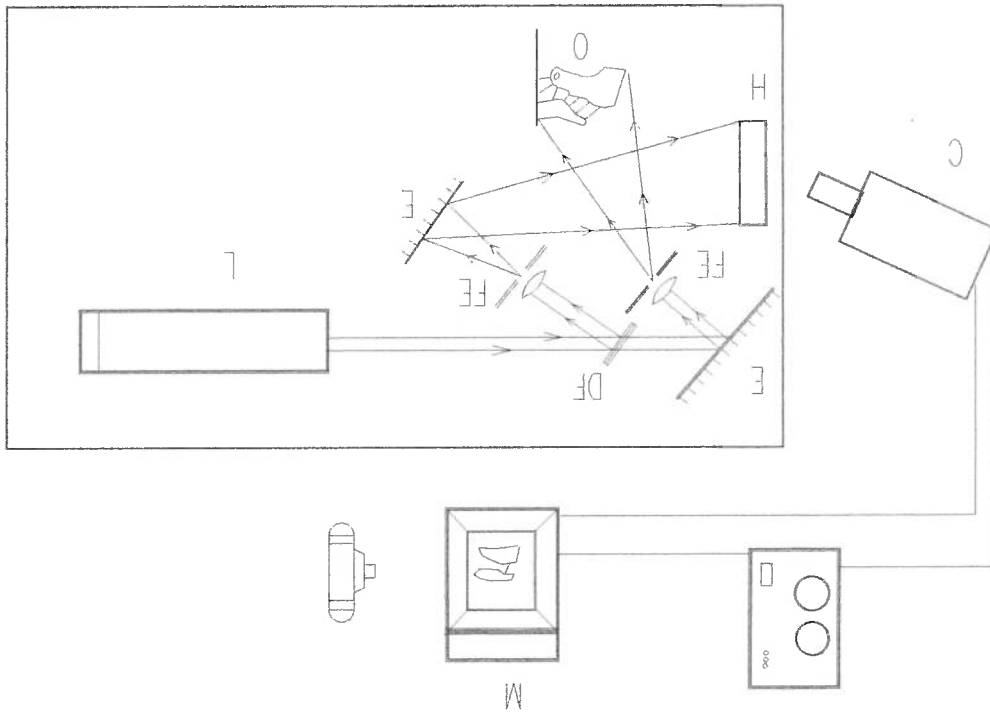
COMPROVAÇÃO DOS RESULTADOS COM ENSAIOS DE HOLOGRAFIA INTERFEROMÉTRICA

6. 1- HOLOGRAFIA

A holografia é um método óptico que permite gravar e reproduzir as informações de intensidade e fase de uma onda luminosa. Foi inventada por DENIS GARBOR em 1948 [68]. Produzindo-se a interferência entre feixes de luz que se difratam e se dispersam num objeto (feixe de luz do objeto) com um feixe de luz de referência, é possível fazer uma gravação sem a perda das informações referentes à fase da luz. Chamamos de HOLOGRAMA à chapa fotográfica ou imagem digitalizada na qual ficam gravadas a luz do objeto e a luz de referência. Através da incidência da luz de referência do holograma, pode-se reproduzir a luz do objeto, [112].

Na Figura 6,1 pode-se observar esquematicamente um arranjo holográfico convencional, no qual o raio emitido pelo canhão Laser (L) é dividido em dois raios no divisor de feixe (DF). Um deles chamado raio de referência é filtrado e expandido no filtro espacial (FE), e direcionado pelo espelho (E) ao holograma (H). O outro raio chamado raio objeto é filtrado e expandido espacialmente e direcionado ao objeto. A luz refletida pelo objeto é registrada junto com a luz do raio de referência no filme holográfico H.

FIGURA 6.1 - Arranjo holográfico



A tarefa é mais fácil quando o ângulo entre os feixes objeto e referência é pequeno, já que, a frequência espacial diminui e a distância entre as franjas aumenta. Como consequência o erro percentual na colocação é menor. Além disto, esta

deve ser menor que o comprimento de onda da luz. Este método é ideal para análises de objetos que requerem a observação em tempo real dos comportamentos transitórios. Porém requer que o holograma sempre esteja colocado na mesma posição em que foi gravado, sendo que o desvio

deformado de tal forma que as duas frentes de onda interfiram. No método da holografia em tempo real o objeto antes da deformação é inicialmente registrado antes da deformação. Em seguida, submete-se o objeto a uma deformação e registra-se o objeto na nova situação sobre a reprodução do objeto não

6.1.1- HOLOGRAFIA EM TEMPO REAL

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

adequado. Após ser revelado e fixado o holograma pode reproduzir a imagem do objeto através da incidência a raio de referência. Dessa forma é possível observar a imagem do objeto em três dimensões como se o mesmo estivesse presente. Esta imagem pode ser captada por uma câmara de CCD e ser reproduzida num monitor de TV e a mesma ser gravada e processada num computador, através de um programa

Em outras palavras, o estado do objeto antes e depois da deformação são gravados em uma mesma chapa fotográfica. A chapa resultante é reproduzida por

interferem.

No método da dupla exposição os estados do objeto, antes e depois da deformação, são gravados em um único holograma. Ao reproduzir-se este holograma, os estados do objeto, nas duas situações, são reproduzidos simultaneamente e se

6.1.2- HOLOGRAFIA DE DUPLA EXPOSIÇÃO

[114].

Por este motivo, o método experimental é de difícil realização, em contraposição ao método da dupla exposição, que é um método tecnicamente fácil,

disposição das franjas.

O encolhimento da emulsão fotográfica durante a revelação pode ser um problema, uma vez que causa distorções na frente de onda, afetando o formato e a

de franjas, [105].

Este método pode ser utilizado para medições com registros contínuos de deformações sob cargas estáticas e/ou dinâmicas. É o único método onde pode-se obter de forma imediata o incremento das deformações com o incremento da carga e também oferece grandes vantagens quando é combinado com técnicas de controle

possa otimizar as franjas para a sua interpretação quantitativa, [113].

configuração permite pequenos ajustes da placa fotográfica, fazendo com que se

uma luz de mesma posição da luz de referência. Os estados do objeto são reproduzidos simultaneamente e se interferem entre si. Essa interferência fica registrada no holograma na forma de franjas. Este último método é o utilizado neste trabalho.

6.1.3 - INTERPRETAÇÃO DE FRANJAS

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

$$E(x,y,z) = A(x,y,z) \cos [wt + \phi(x,y,z)] \quad (1)$$

Onde :

$E(x,y,z)$ = Vetor intensidade do campo elétrico

$A(x,y,z)$ = Vetor amplitude em um dado ponto (x,y,z) no espaço

$\phi(x,y,z)$ = Fase das oscilações em um dado ponto (x,y,z) no espaço

t = Tempo

w = Frequência angular das oscilações

Como a frequência da luz é 10^{15} Hz e tendo em conta que os detectores

práticos como filmes fotográficos, foto-diodos ou a retina dos olhos humanos não são

capazes de detectar variações muito rápidas, mas respondem bem ao que se chama

IRRADIANÇA (I), que é uma média do fluxo de energia da onda de luz. Assim temos:

[115]

$$I = e v \langle E^2 \rangle \quad (2)$$

As superfícies de localização das franjas de interferência na holografia ficam em planos onde o contraste ou visibilidade é máxima e dependem de fatores como: as direções de observação e iluminação e a natureza do objeto em análise.

Graficamente, essas grandezas estão representadas na Figura 6.2

\vec{n}_i = Vetor unitário na direção de iluminação
 \vec{n}_o = Vetor unitário na direção de observação
 $\vec{\Delta r}$ = Vetor deslocamento de um ponto

Onde:

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \vec{\Delta r} \cdot (\vec{n}_o - \vec{n}_i) \dots\dots\dots (3)$$

A diferença de fase entre a onda que registra o corpo não deformado e do corpo deformado para um determinado deslocamento, é dada por:

As franjas são obtidas de acordo com a diferença de fases dos raios de luz provenientes das posições antes e depois das deformações.

Onde:
 v = Velocidade de propagação da luz
 e = Permissividade elétrica do meio
 $\langle \rangle$ = Média no tempo

De acordo com a Figura 6.2 o ponto A representa a posição original do objeto

antes de sofrer um deslocamento e o ponto A' depois de sofrer um deslocamento Δr .

No ponto A tem-se ondas do tipo $e^{i(\phi_A + \Delta\phi_A)}$ e no ponto A' do tipo $e^{i\phi_A}$ onde ϕ_A é a

fase correspondente à um ponto aleatório da superfície do corpo e $\Delta\phi_A$ é a diferença

de fase devido ao deslocamento do ponto da superfície.

Então considerando as amplitudes como unitárias, a intensidade detectada

será:

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

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

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

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

Na translação pura os valores de $\Delta\phi$ são (praticamente) iguais para os diversos

pares de pontos, onde:

$$I_D = 2(1 + \cos 2\Delta\phi) \dots \text{Para uma determinada posição de observação } \bar{r}_o.$$

Se esta posição for modificada, então se passará a observar franjas claras e escuras, pois os valores de $\Delta\phi$ são dependentes da direção de observação, segundo a Equação (3).

De acordo com a Figura 6.2 pode-se calcular a diferença de distância percorrida entre os raios de luz originados do mesmo ponto deslocado e não como:

$$\Delta s = \Delta r \{ \cos(\alpha + \phi) + \cos(\alpha - \phi) \} = 2 \Delta r \cos \alpha \cos \phi$$

$$\Delta s = 2 \Delta r_s \cos \alpha, \text{ sendo } \Delta r_s = \Delta r \cos \phi$$

Onde o vetor Δr_s representa o deslocamento da superfície na direção da bissetriz do ângulo formado pelas direções de incidência e observação. Esta direção dá a localização do vetor sensibilidade \vec{n}_s , entretanto pode-se determinar diretamente o valor de Δr projetado sobre a direção de \vec{n}_s e não seu valor real.

Para cada franja brilhante temos o valor de Δs igual a um número inteiro de comprimentos de onda, [116]], [117].

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

$$\Delta r_s \cdot \cos \alpha = n \cdot \lambda$$

$$\Delta r_s = n \frac{\lambda}{2 \cdot \cos \alpha}$$

A partir daí, pode-se observar que o sistema de franjas depende do deslocamento, das direções de iluminação e de observação e da direção do deslocamento, mas não de seu sentido.

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

Assim:

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

Na rotação pura, como mostra a Figura 6.3 a diferença de caminho entre os dois raios é dada por:

$$\Delta s = \underline{A/F} + \underline{A/G}$$

Tem-se:

$$\Delta s = \Delta r (\sin \phi_i + \sin \phi_o)$$

Onde Δr , para ângulo de rotação α pequeno pode ser dado por:

$$\Delta r = x \cdot \alpha$$

As franjas brilhantes, pontos de máximos, acontecerão para:

A equação que descreve a relação da ordem da franja e o deslocamento é a seguinte:

O padrão de franjas produzido por um holograma de dupla exposição depende da influência de todos os componentes individuais do deslocamento presente: a deformação, a rotação e a translação rígida do objeto. Um dos métodos simples de relacionar deslocamentos e deformações com os padrões de franjas é o "Método da Franja 0", onde o deslocamento de um plano é função do número de franjas entre dois pontos e é descrito a seguir, [16]].

Se ϕ_1 e ϕ_0 forem próximos de 90° a rotação será da ordem de $\frac{\lambda}{2}$

$$\frac{\text{sen } \phi_1 + \text{sen } \phi_0}{\lambda}$$

corresponde a uma rotação de:

Assim na rotação pura a distância entre duas franjas brilhantes adjacentes

$$\Delta r = n \cdot \frac{\text{sen } \phi_1 + \text{sen } \phi_0}{\lambda}$$

Então:

$$\Delta s = n\lambda$$

Se a direção do observador e a iluminação não coincidem e formam um certo ângulo ϕ , então o Método da Franja 0 fornece a componente do bisetor deste ângulo por:

$$\mu = \frac{n\lambda}{2 \cos \Omega}$$

Onde μ_z é o deslocamento do plano, considerando que a superfície do objeto seja perpendicular à direção do observador, então os deslocamentos do plano encontram-se diretamente da ordem da franja. Em caso contrário tem-se:

$$\mu_z = \frac{n\lambda}{2}$$

Se a direção do observador e a iluminação são as mesmas e o deslocamento é na direção do observador temos:

n = Ordem de franja

λ = Comprimento de onda

Δ = Deslocamento

Onde:

$$n\lambda = \Delta$$

Na Figura 6.4 pode-se observar os diferentes padrões de franjas sob condições normais de carga. Estes padrões são aproximadamente um mapa de contorno das deformações da amostra, as quais ocorrem na direção do vetor de deformação. O mapa de contorno pode ser interpretado aproximadamente igual a um mapa de contorno geográfico, onde o ponto de máxima deformação pode ser interpretado como o cume de uma colina.

Esta técnica de dupla exposição tem sua principal aplicação na comparação de diferentes padrões de franjas que são produzidos por diferentes condições de carga.

Tendo em conta o anterior a maior densidade de franjas corresponde à maior deformação.

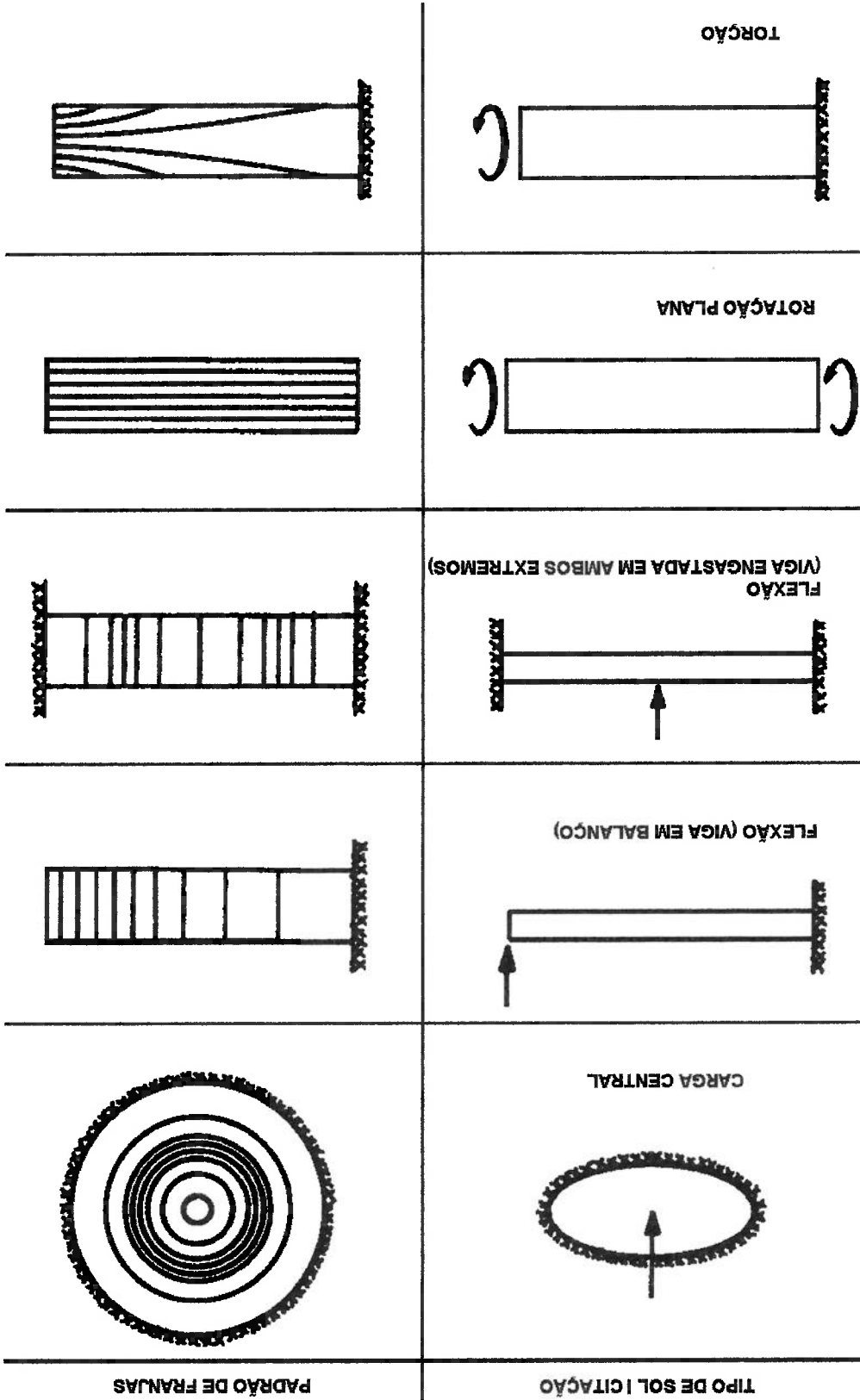
franças entre P e Q, multiplicado por $\frac{\lambda}{2}$.
 Ou seja o deslocamento do ponto P em relação ao ponto Q é o número de

$$\mu_z = \frac{(n_p - n_q)\lambda}{2}$$

Então considerando a direção da iluminação igual à direção do observador, o deslocamento entre dois pontos P e Q nesta direção será:

$$\mu_\phi = \frac{n\lambda}{2 \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \cos\Omega}$$

FIGURA 6.4 - Padrões de franjas de interferência



6.1.4 - ESCOLHA DO FILME PARA HOLOGRAFIA

A escolha do filme para se obter holograma, também é muito importante. Uma das principais características do filme deve ser a sua resolução na frequência espacial do holograma. A mínima resolução possível para um sistema é, [117]:

$$f = \frac{\lambda \cdot 10^{-6}}{\text{sen } \theta} = \text{linhas/mm}$$

Onde:

θ = Ângulo de inclinação do feixe de referência em relação ao

holograma

λ = Comprimento de onda do laser

Como o comprimento de onda do laser que será utilizado $\lambda = 632.8 \text{ nm}$ e $\theta = 450$, então $f = 1117,42 \text{ linhas/mm}$

6.1.5- ESTABILIDADE MECÂNICA DA MESA HOLOGRÁFICA

Como a holografia é um registro de franjas de interferência, a estabilidade mecânica da mesa é de importância fundamental, já que caso mude a fase relativa entre o feixe de referência e o feixe objeto durante a exposição, haverá superposição das franjas, destruindo-se a Figura de interferência. De esta forma, devem ser evitados movimentos da ordem de um quarto de comprimento de onda ($0,15 \times 10^{-4} \text{ cm}$), [117].

A holografia tem sido usada para pesquisar deformações na superfície de varios sistemas ortopédicos, como por exemplo, na determinação da diferença de efeito das ligas cobalto-cromo e das ligas de titânio na prótese coxo-femural, [118], o efeito desta prótese na deformação do fêmur, [119], o desgaste dos materiais de implante, [120], a transmissão de esforços na tibia, [121], pesquisas nas deformações dos dentes e análise das deformações das vertebbras sob diferentes condições de carga, [121], etc..

Interferometria Holográfica, Interferometria de SPECKLE e Fotografia de SPECKLE. o efeito dos implantes e as próteses nos mesmos. Estas técnicas incluem tensões nos ossos, sobre os quais estejam agindo determinadas cargas, assim como informações sobre deslocamentos, deformações e pontos de concentração de reside na sua alta precisão e por ser um método experimental sem contato, para obter vez mais como uma ferramenta útil no campo da medicina, [68], [69]. Sua importância há cerca de 30 anos em aplicações de engenharia e vem sendo reconhecidas cada A utilização de técnicas de interferometria holográfica com laser iniciaram-se

DESLOCAMENTOS E DEFORMAÇÕES NOS OSSOS E SUAS PRÓTESES

6.2 - APLICAÇÃO DA HOLOGRAFIA NA DETERMINAÇÃO DOS

condições de frenteira.

Para obter estes interferogramas holográficos é necessário uma estabilidade do sistema para que o movimento relativo de cada componente deva ser menor que 1/10 do comprimento de onda do laser e para obter a deformação pura, tem que ser eliminado o movimento rígido do corpo de prova. Mas para evitar este movimento do corpo rígido, deve-se fixar bem o corpo de prova no suporte e estabelecer bem as

O uso da holografia é de particular interesse para as estruturas que são difíceis de modelar. Como é o caso dos ossos, que possuem forma complexa, são constituídos de material anisotrópico além disto a geometria e densidade dependem das mudanças dos padrões de cargas, segundo a Lei de Wolff. Com a utilização da holografia interferométrica pode-se determinar uma real distribuição das deformações com uma imagem de alta resolução e cujos resultados não são afetados pelo método empregado.

Empregando a técnica de holografia de dupla exposição e um CW-Laser podem ser medidas as deformações estáticas de ossos frescos e macerados e determinar suas características elasto-mecânicas, mas é necessário, que o objeto de prova seja bem fixado ao suporte [122] Empregando um laser de pulso de rubi, podem-se medir deformações dinâmicas (sob cargas dinâmicas) muito rápidas. O objeto de prova não precisa ser rigidamente fixo no suporte e podem-se medir mudanças na força de 2.5×10^5 N/s. [123]

6.3- REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS

6.3.1 - CORPOS DE PROVA

A realização de ensaios com corpos de prova constituídos por ossos retirados de cadáveres tem as dificuldades que as propriedades dos ossos apresentam grandes variações e que a montagem e desmontagem de diferentes acetábulos, próteses e implantes para serem testados apresentam problemas de fixação. Entretanto corpos de provas feitos com resina como a EPOXY e moldados em GESSO ou SILICONE, possibilitam uma simulação das condições de carga, [124].

Foi utilizado o desmoldante LUB-GIN, a base de Dimetilsilicone, dissolvido em hidrorcarbonetos alifáticos, para facilitar a extração dos corpos de prova. Depois de 24 horas os moldes foram abertos e os ensaios experimentais realizaram-se após uma semana de secagem. Antes dos ensaios, para aumentar a reflexão, os corpos de prova foram pintados de branco, conforme apresentado na Figura 6.9.

6.7 e 6.8.

Primeiramente, foram feitos os moldes dos ossos em gesso, utilizando-se de duas caixas de madeira e um osso seco de fêmur humano, para se obter a mesma geometria nos três modelos, conforme pode ser observado na Figuras 6.5 e 6.6. Posteriormente, os três moldes de gesso foram preenchidos ao mesmo tempo com a resina, para garantir a mesma composição e densidade do material sendo que dois deles com as próteses posicionadas corretamente, conforme apresentado nas Figuras

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

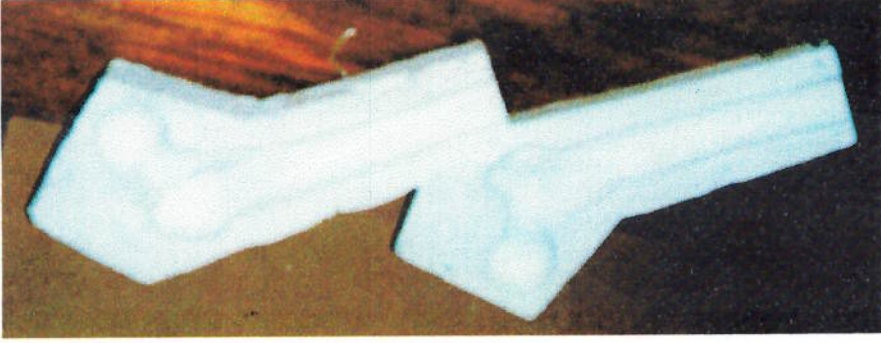


FIGURA 6.6 - Moldes de gesso.

FIGURA 6.5 - Obtenção dos moldes de gesso de um osso fêmur intacto.

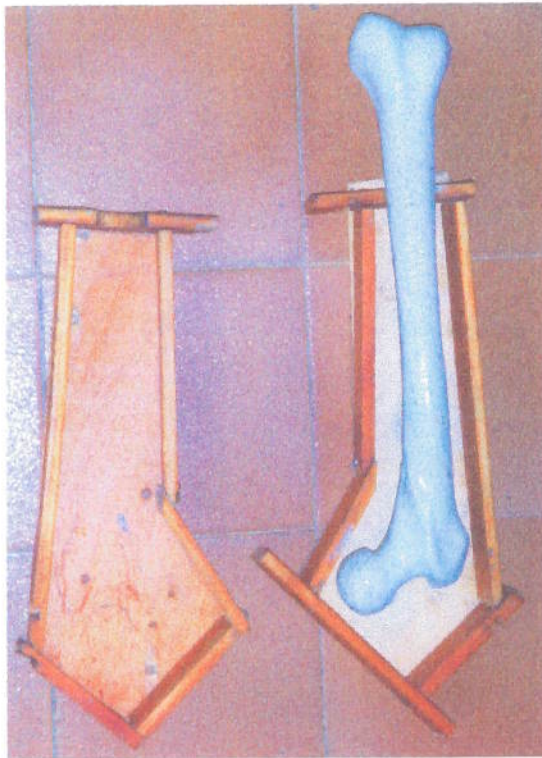


FIGURA 6.8 - Secagem dos corpos de prova.

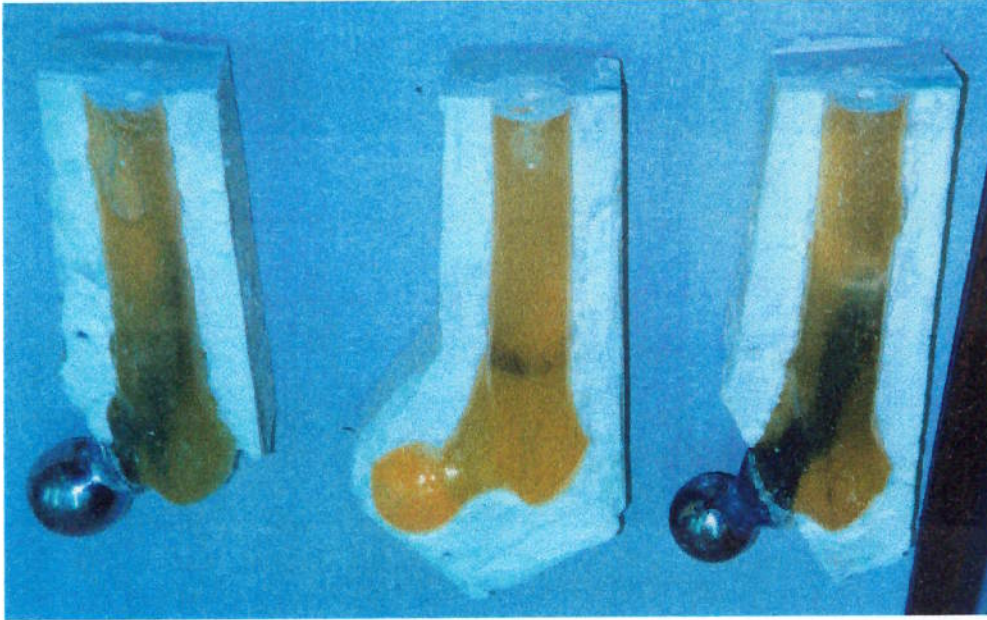
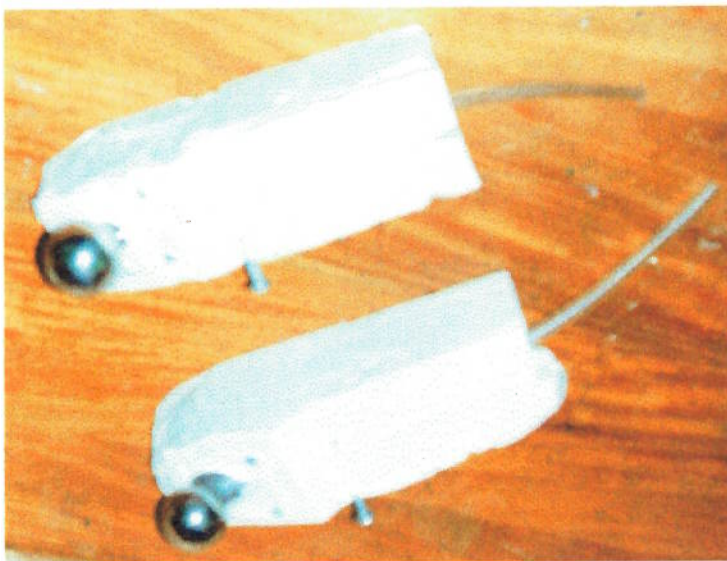


FIGURA 6.7 - Posicionamento das próteses nos moldes a serem preenchidos por resina.



6.3.2 - ARRANJO HOLOGRÁFICO UTILIZADO

Para a realização dos ensaios experimentais, foi projetado e fabricado um dispositivo que permite a fixação adequada dos corpos de prova à mesa holográfica, evitando a translação dos mesmos no momento de aplicação da carga, conforme pode-se observar na Figura 6.10.

Foi utilizado neste trabalho o método de Holografia de Dupla Exposição com o objetivo de avaliar qualitativamente os padrões de franjas de interferência produzidos em cada modelo segundo a carga aplicada.

Foram feitos finalmente, depois de ajustar todo o arranjo, um holograma de Dupla Exposição para cada corpo de prova aplicando uma carga de 5 N e outro holograma com 10 N também para cada corpo de prova.

O arranjo holográfico empregado está representado na Figura 6.10: Foi utilizado um laser de He-Ne (L), com uma potência de saída de 25 mW e comprimento de onda $\lambda = 632.8$ nm. O raio laser emitido é dividido em raio de referência e raio objeto por um divisor de feixe variável (DF). Ambos raios são expandidos e filtrados espacialmente por um filtro espacial (FE), de forma que o raio de referência incide na chapa holográfica (H), que interfere com a luz refletida do corpos de prova, ao incidir o raio objeto sobre ele. São empregados espelhos planos colimados (E), para conseguir a orientação adequada dos raios.

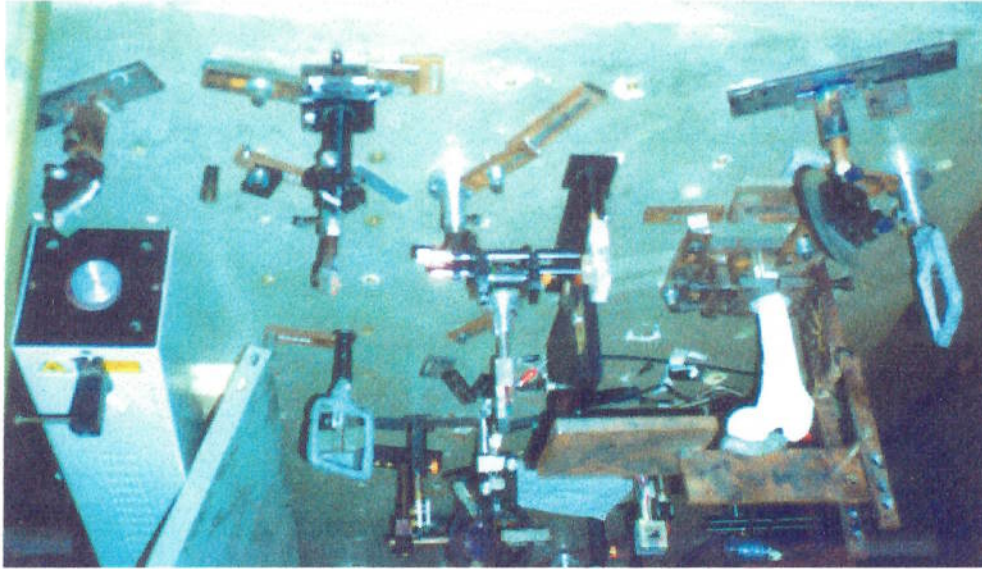


FIGURA 6.10 - Arranjo holográfico para registro da imagem.

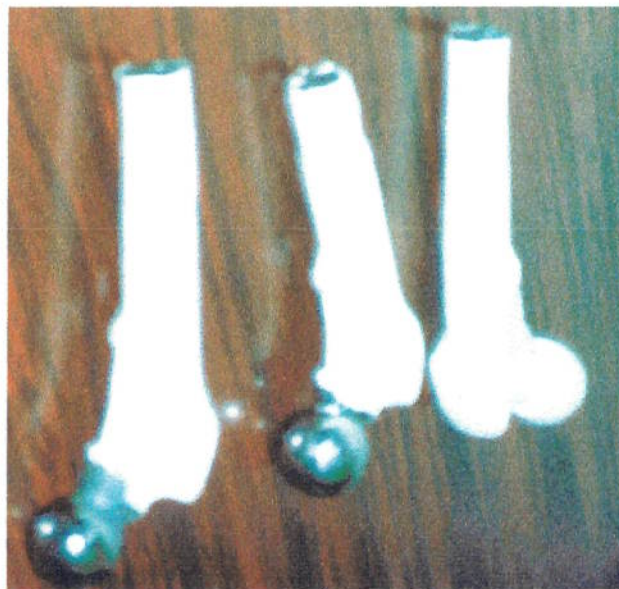


FIGURA 6.9 - Preparação dos corpos de prova para serem submetidos aos ensaios experimentais.

A fim de obter franjas com boa nitidez, os percursos dos raios devem possuir o mesmo comprimento e a relação de intensidades entre o raio de referência e o raio objeto adotado foi de 9:1. Para obter uma máxima eficiência no registro do holograma foi adotado um ângulo de incidência entre os dois raios de 45°. Todos os componentes do sistema holográfico foram montados numa mesa holográfica antibratória.

O material fotosensível empregado foi AGFA-GEVAERT 8E75 HD NAH, e o tempo de exposição empregado foi de 4 s. O processo de revelação teve os seguintes passos: primeiro a revelação ou desenvolvimento em PYROGALLOL com uma densidade óptica de 0,6-0,8 com menor contração, sendo feito em constante agitação durante 30-45 s, posteriormente lavado em água normal e secado em ar seco.

No processo de reprodução a imagem foi obtida num monitor de TV utilizando uma câmera de CCD, acoplada a um computador PENTIUM, que com um SOFTWARE de processamento de imagem adequado, permitiu observar e gravar as imagens e os padrões de franjas de interferência, como mostrado nas Figuras 6.11 e 6.12.

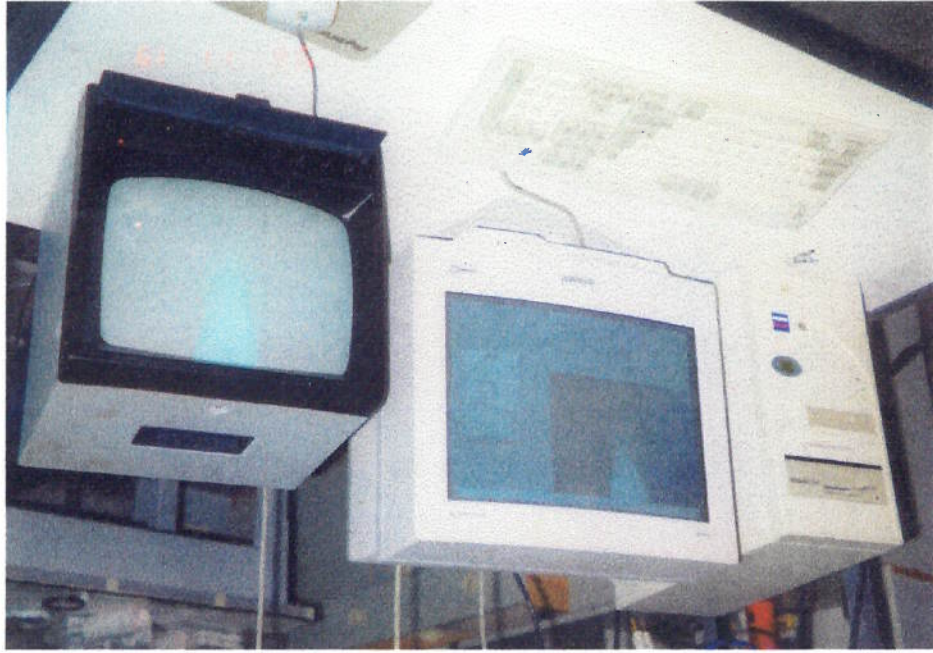


FIGURA 6.12 - Arranjo para a gravação e impressão da imagem.

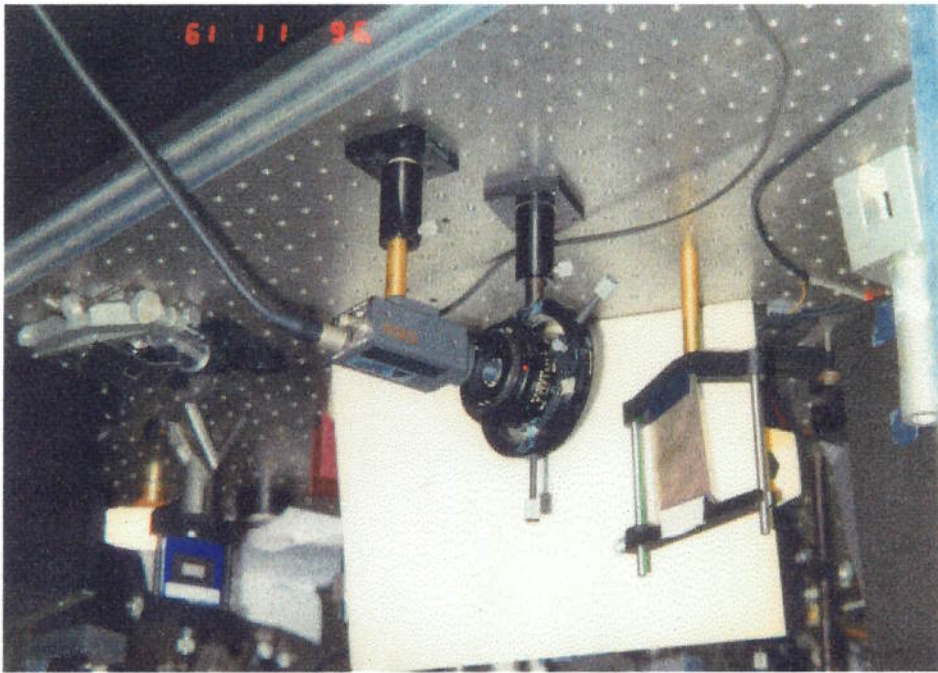


FIGURA 6.11 - Arranjo para a reprodução do holograma.

6.3.3-RESULTADOS OBTIDOS NOS ENSAIOS

Os padrões de franjas de interferência, obtidos nos ensaios experimentais para cada corpo de prova, com os diferentes carregamentos aplicados, podem ser observados nas Figuras da 6.13 à 6.22. Podem ser observados também, os gráficos de nível de cinza em cada caso, obtidos por o software no momento de reprodução dos hologramas.

Primeiramente, na Figura 6.13 pode-se observar um holograma de dupla exposição do osso sem prótese e sem aplicação de carga. Na Figura 6.14, mostra-se o holograma do mesmo osso depois de ter aplicado uma carga de 5 N, no qual se apreciam franjas de interferência características de flexão na parte superior e torção combinada na parte inferior e embora a carga aplicada foi pequena se nota uma grande densidade de franjas.

Nas Figuras 6.15 e 6.16 mostram-se os padrões de franjas de interferência resultante do holograma do mesmo modelo de osso com uma prótese exercitada de Cr-Co-Mo, de 180 mm de comprimento da haste, na qual foi aplicada uma carga também de 5 N e pode-se constatar a pequena densidade das franjas de interferência mesmo na parte proximal (figura 6.15), do que na distal (figura 6.16). Esta baixa densidade de franjas de interferência mostra uma menor deformação do modelo de osso com a prótese comparado com o caso anterior sem prótese, o que corresponde ao efeito de escudo das próteses na transmissão de esforços ao osso.

FIGURA 6.13 - Holograma de dupla exposição do modelo de osso sem prótese e sem carga aplicada

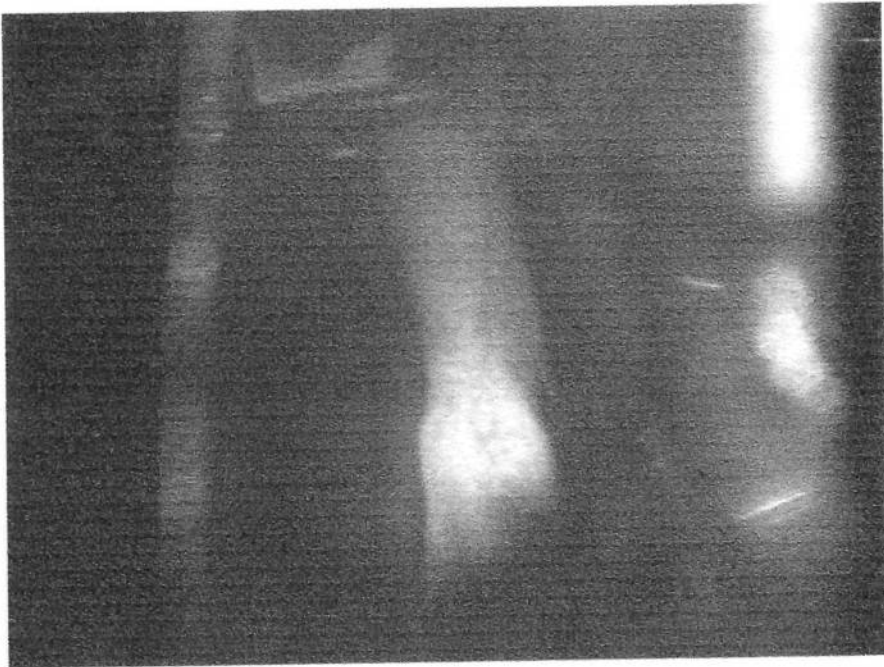


FIGURA 6.14 - Padrão de franjas de interferência do modelo de osso sob uma carga axial de 5N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

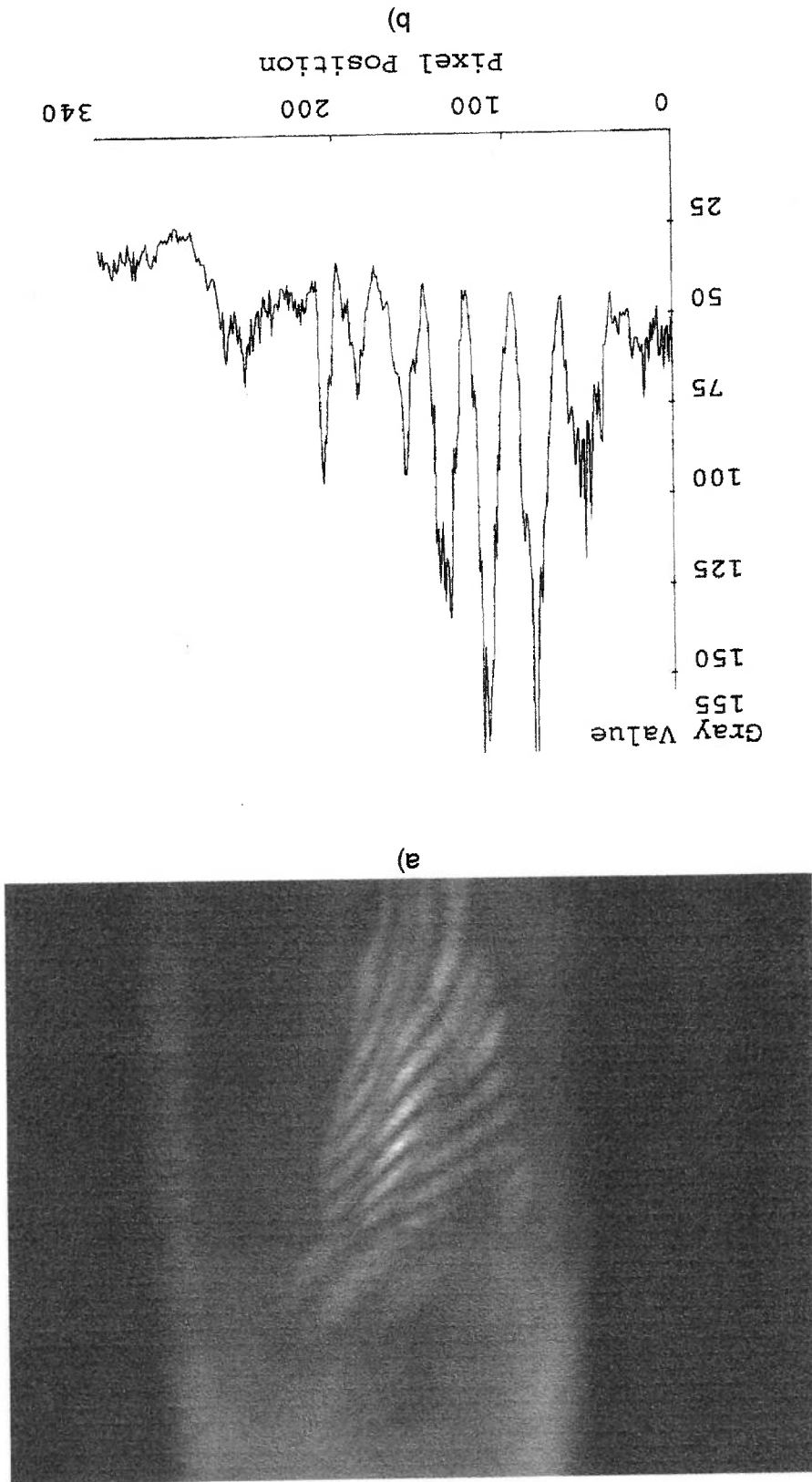


FIGURA 6.15 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

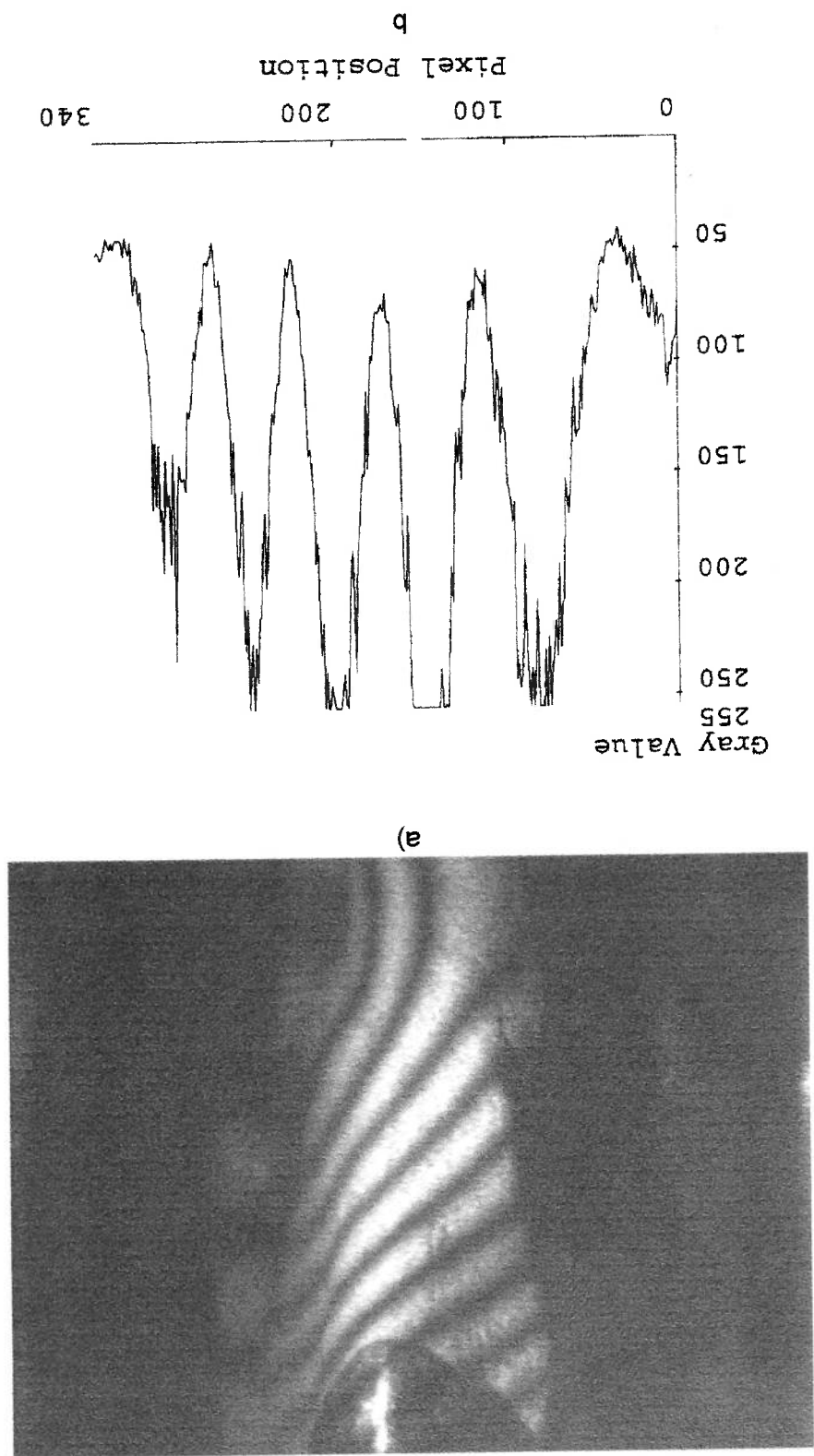
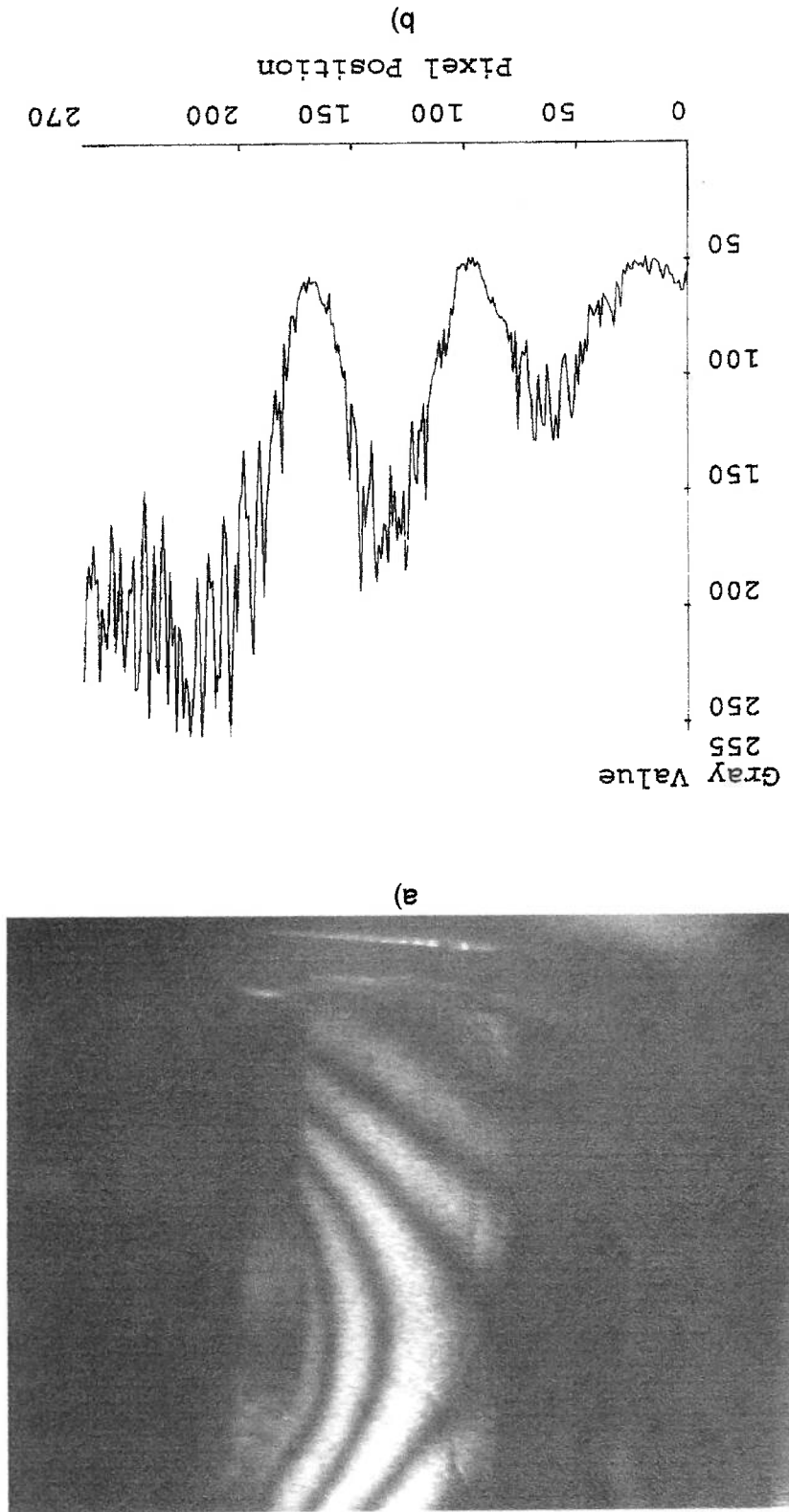


FIGURA 6.16 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)



Também pode-se constatar na parte distal de todos os modelos com próteses uma grande discontinuidade das franjas de interferência no ponto onde termina a haste da prótese, marcando um ponto de concentração dos esforços.

Finalmente as Figuras 6.21 e 6.22, apresentam a mesma prótese sob uma carga de 10N, tendo uma grande densidade de franjas na parte proximal o que demonstra uma grande deformação.

Nas Figuras 6.19 e 6.20 apresenta-se o padrão de franjas de interferência do modelo de osso com uma prótese enxertada de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento da haste, sob uma carga de 5 N. Pode-se constatar como neste caso, embora a densidade das franjas seja menor que no caso do modelo de osso sem prótese, tem maior densidade de franjas (maior deformação) na parte proximal que o modelo anterior da prótese mais cumprida.

Nas Figuras 6.17 e 6.18 mostram-se os hologramas do mesmo modelo com a mesma prótese, neste caso sob a aplicação de uma carga de 10 N, onde se observa uma maior densidade de franjas, o que corresponde com uma deformação maior.

FIGURA 6.17 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 10N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

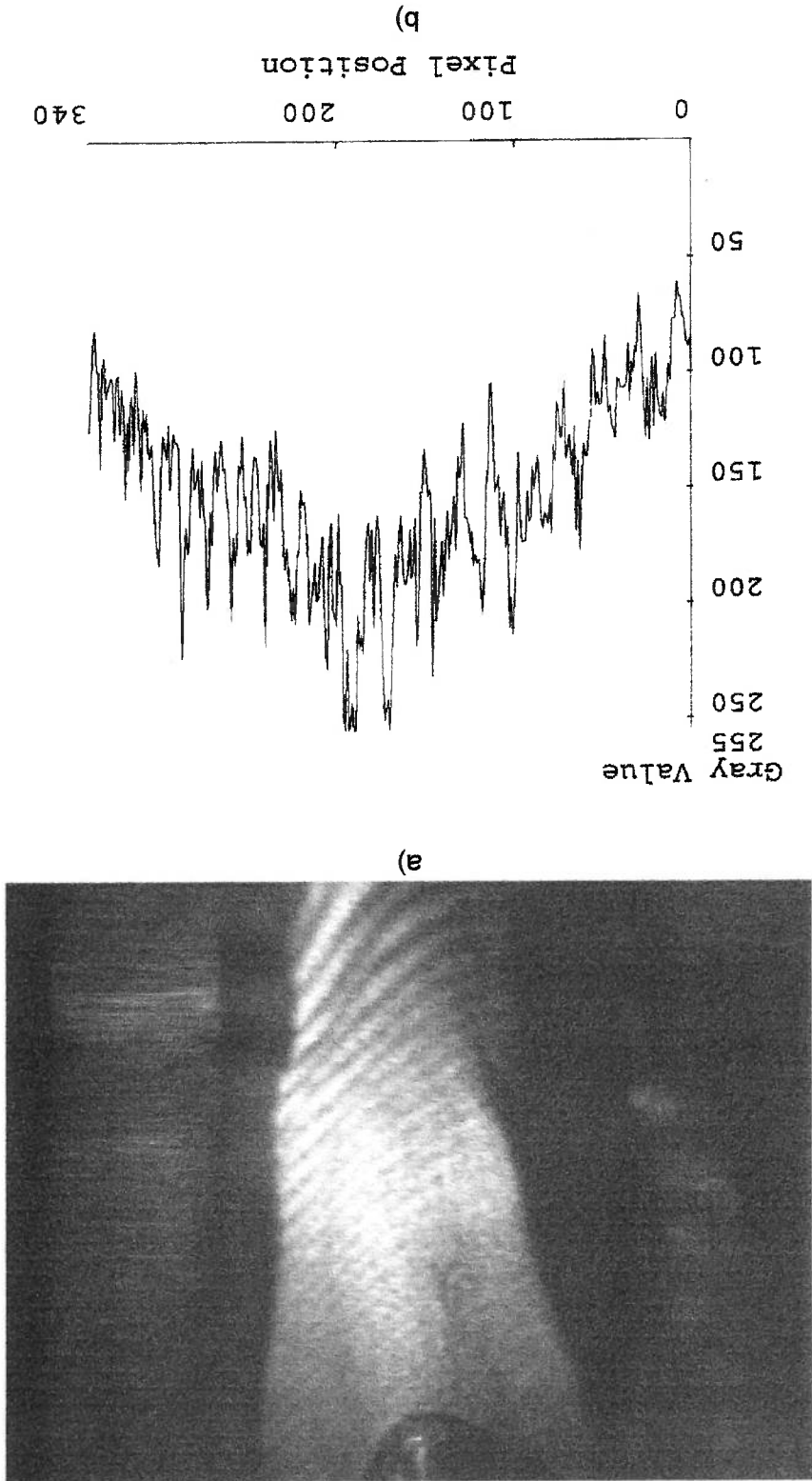


FIGURA 6.18 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 180 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 10N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

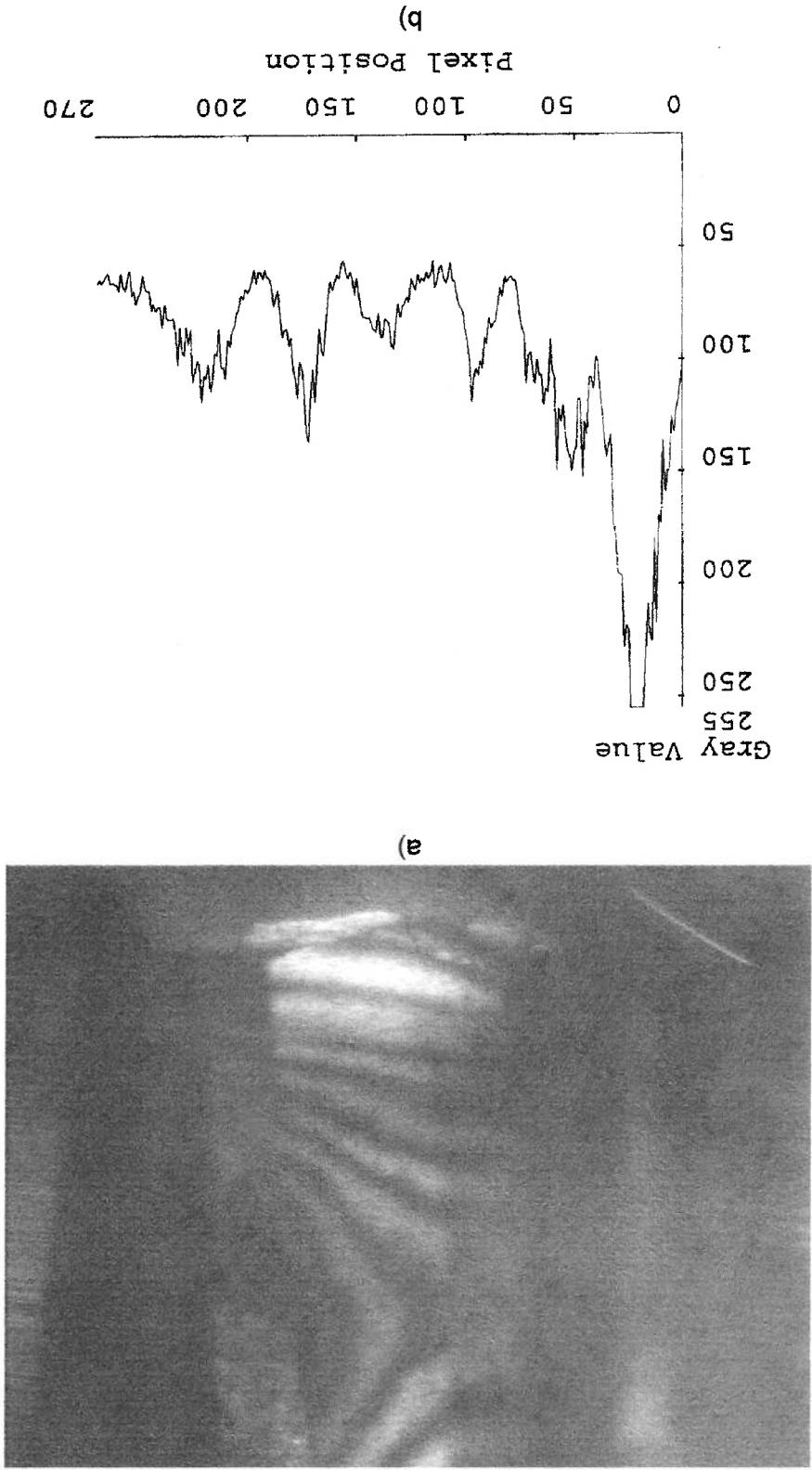


FIGURA 6.19 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

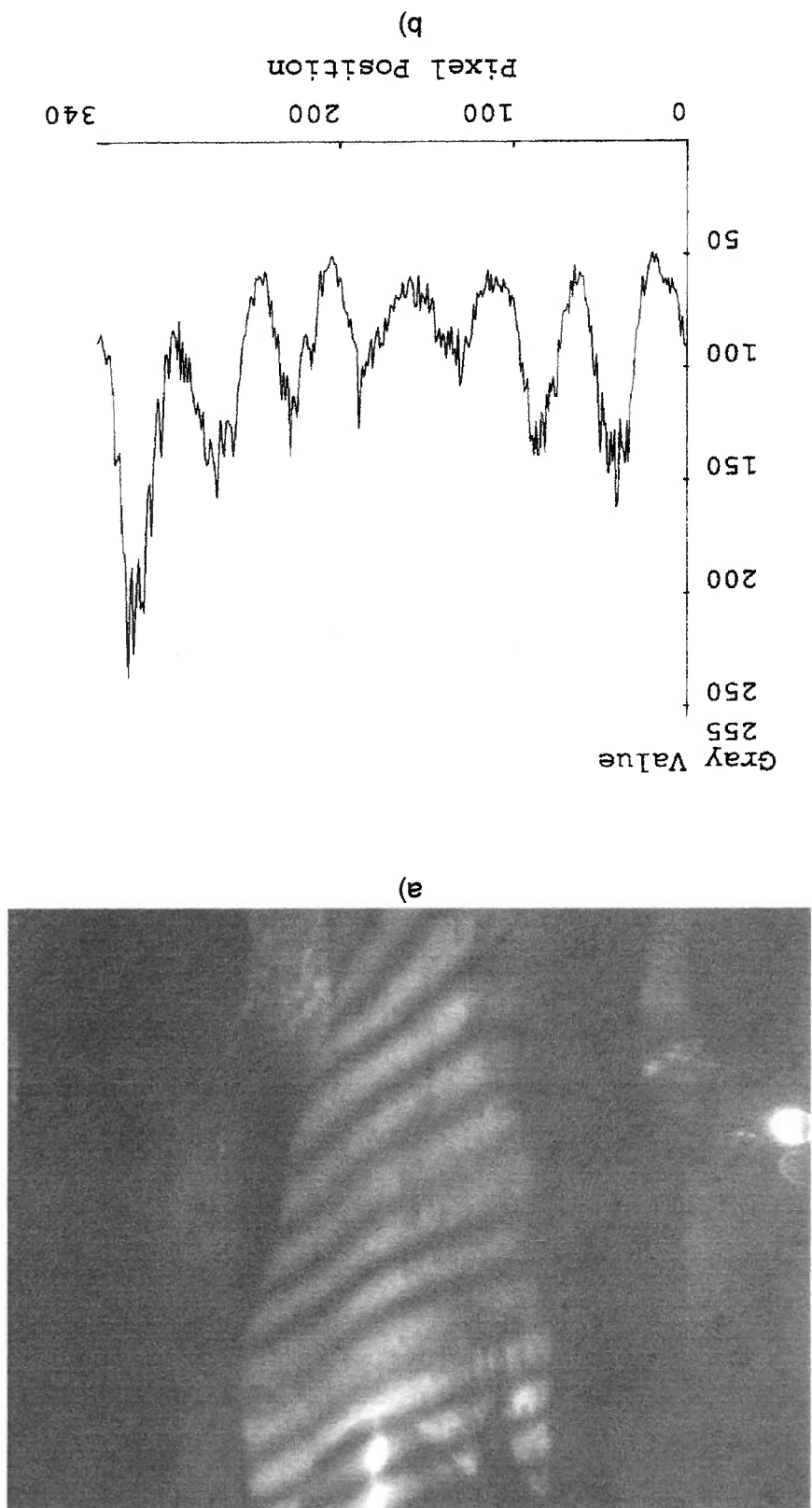


FIGURA 6.20 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 5N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

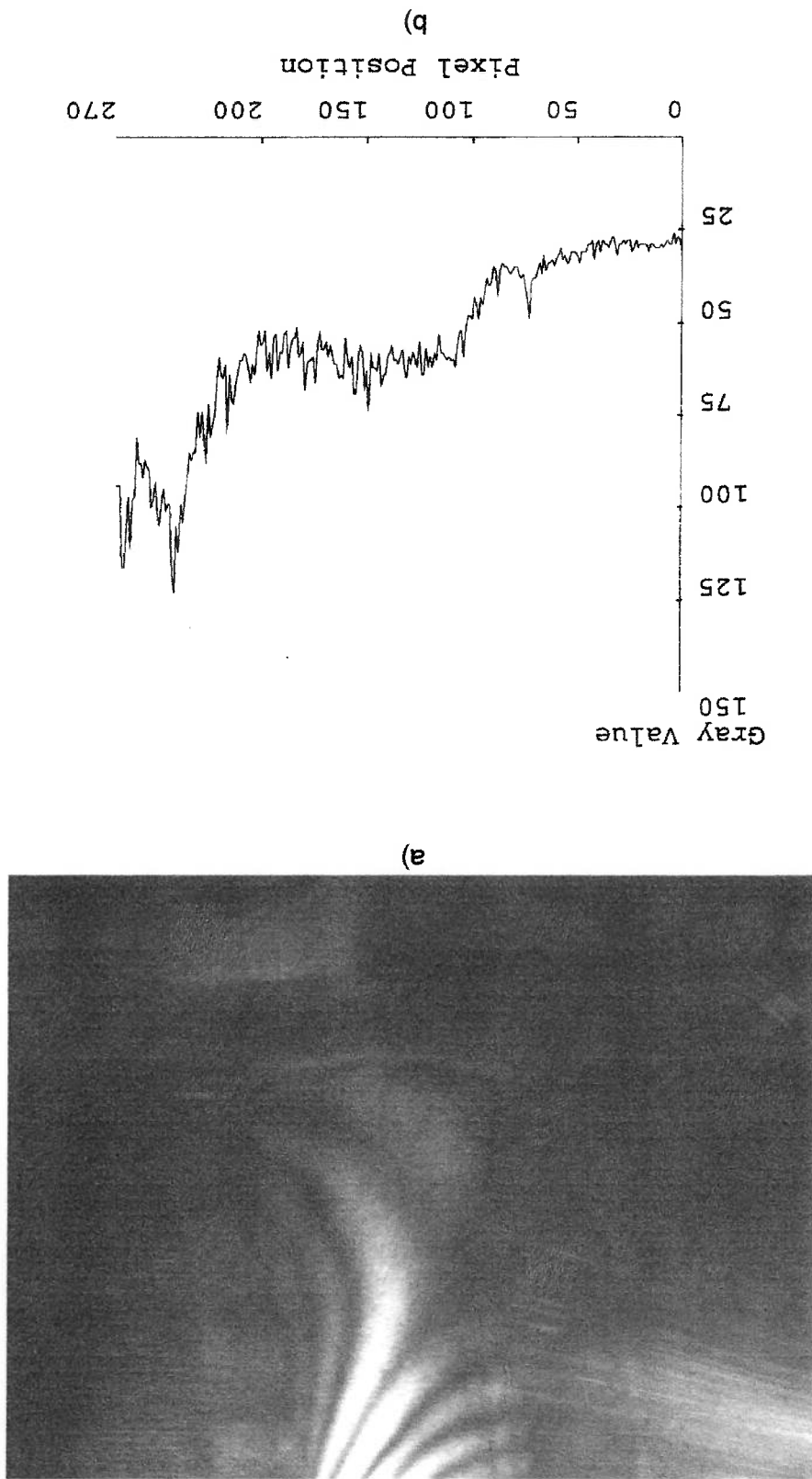


FIGURA 6.21 - Padrão de franjas de interferência da parte proximal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 10N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)

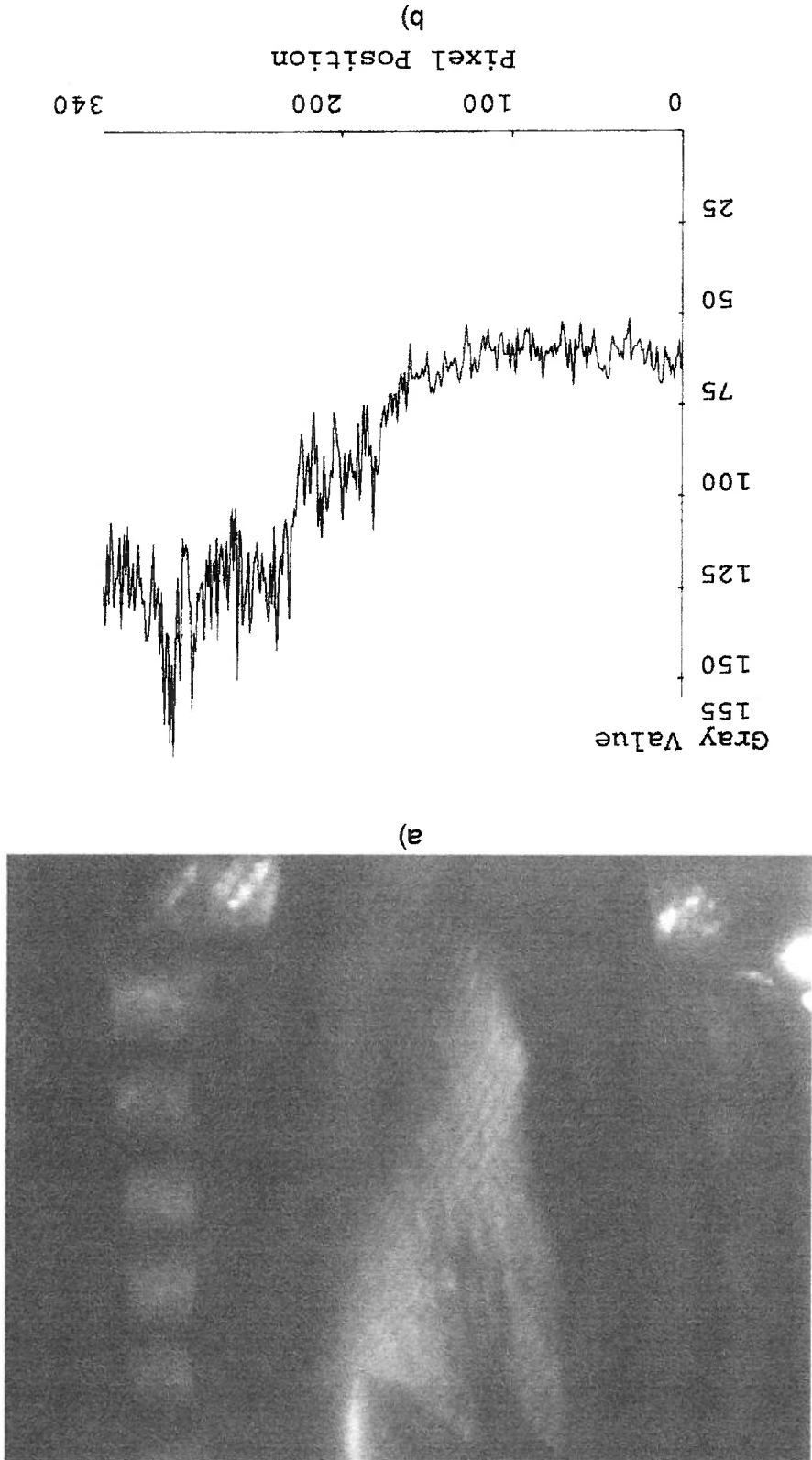
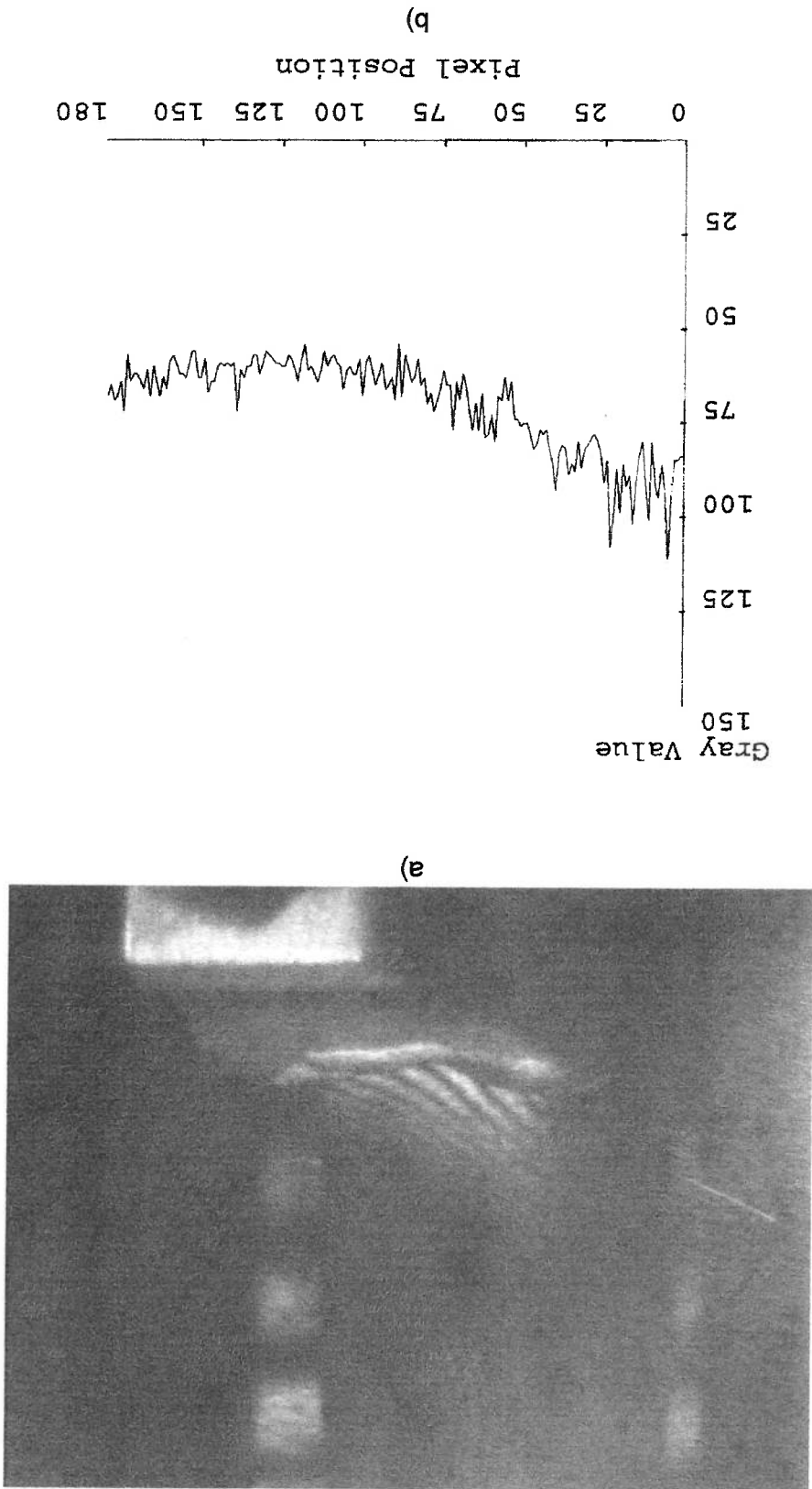


FIGURA 6.22 - Padrão de franjas de interferência da parte distal do modelo de osso com uma prótese de Cr-Co-Mo de 130 mm de comprimento de haste sob uma carga axial de 10N (a- Holograma, b- Gráfico de nível de cinza)



6.3.3.1 - COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS ENSAIOS E OS

MODELOS DE "MEF"

Segundo a expressão $\Delta r_s = n \frac{2 \cdot \cos \alpha}{\lambda}$

Como para nosso caso o ângulo entre o raio de incidência e o raio de observação é o mesmo para todos os hologramas, considera-se o $\cos \alpha$ constante e

igual a:

$$\cos \alpha = 1$$

Assim:

$$\Delta r_s = n \frac{\lambda}{2}$$

Sendo $\lambda = 632,8 \text{ nm}$, teríamos $\lambda = 0,000632 \text{ mm}$

Então

$$\Delta r_s = n(316 \times 10^{-6}) \text{ mm}$$

A partir do software utilizado para aquisição dos hologramas e dos gráficos de nível de cinza pode-se determinar a quantidade de máximos entre os diferentes pontos, o que possibilita, portanto, a determinação dos deslocamentos destes pontos e sua associação aos nós correspondentes dos modelos de "MEF". A Tabela 6.1 apresenta os valores dos deslocamentos determinados para cada modelo e na Figura 6.23 observam-se os gráficos comparativos destes valores. A Tabela 6.2 mostra estes valores de deslocamentos multiplicados por um fator de escala $K = 40$, para serem comparados com os deslocamentos obtidos pelo "MEF" e na Figura 6.24, podem ser observados os gráficos comparativos dos deslocamentos obtidos pelo "MEF" e pela Holografia Interferométrica.

TABELA 6.1 - Deslocamentos obtidos por Holografia Interferométrica (mm)

JOINT	U (PRÓT-MAIOR)	U (PRÓT-MEIA)	U (OSSO)
3	0,00032	0	0
4	0,00064	0,0001	0,0001
5	0,00096	0,0002	0,00032
6	0	0,00032	0,0005
7	0,0002	0,00037	0,0006
8	0,00032	0,00042	0,00064
9	0,00037	0,00048	0,0007
10	0,00042	0,00058	0,0008
11	0,00048	0,00064	0,00096
12	0,00058	0,00032	0,001
13	0,00064	0,0001	0,0011
14	0,00066	0,0005	0,00128
15	0,00068	0	0,0014
16	0,0007	0,00032	0,0016
17	0,00075	0,0005	0,0017
18	0,0008	0,00064	0,0018
19	0,0009	0,0008	0,00192
20	0,00096	0,00096	0,0021
21	0,001	0,0011	0,00224
22	0,0011	0,00128	0,0023
23	0,0012	0,0013	0,0024
24	0,00128	0,0014	0,0025
25	0,0013	0,0015	0,00253
26	0,00135	0,0016	0,0027
27	0,00145	0,0017	0,00288
28	0,00155	0,0018	0,003
29	0,0016	0,00192	0,0032
30	0,00165	0,002	0,0033
31	0,00175	0,00224	0,00352
32	0,0018	0,0024	0,0037
33	0,00192	0,00253	0,00384

TABELA 6.2 - Comparação dos deslocamentos obtidos pelo "MEF" e Holografia Interferométrica (mm)

JOINT	UX GC	UX GO	UX MC	U (PRÔT-MAI U (PRÔT-ME	U (OSSO)
3	0,000847	0,000242	0,002567	0,0128	0
4	0,001045	0,000036	0,005388	0,0176	0,006
5	0,000257	0,001271	0,008647	0,036	0,0128
6	0,002648	0,003586	0,01205	0	0,014
7	0,005393	0,006513	0,015323	0,006	0,015
8	0,008239	0,009874	0,018201	0,0128	0,0176
9	0,011177	0,013654	0,020442	0,013	0,022
10	0,014226	0,017866	0,021831	0,015	0,028
11	0,017394	0,022517	0,022141	0,016	0,038
12	0,020675	0,027584	0,021008	0,0168	0,042
13	0,024076	0,033098	0,01769	0,0176	0,048
14	0,027596	0,039073	0,011691	0,02	0,0512
15	0,031233	0,045515	0,004203	0,025	0,057
16	0,034985	0,052427	0,003662	0,028	0,064
17	0,038847	0,059812	0,011606	0,03	0,068
18	0,042817	0,067677	0,019623	0,032	0,072
19	0,04689	0,076027	0,027728	0,036	0,0768
20	0,051061	0,08488	0,035927	0,038	0,082
21	0,055339	0,094312	0,04423	0,038	0,089
22	0,059707	0,104242	0,052621	0,041	0,091
23	0,064154	0,114612	0,061091	0,046	0,092
24	0,068672	0,125385	0,069626	0,051	0,095
25	0,073262	0,136532	0,078236	0,054	0,1024
26	0,077926	0,148092	0,08693	0,058	0,11
27	0,082655	0,160129	0,095683	0,06	0,1152
28	0,087436	0,172587	0,104488	0,064	0,1175
29	0,092277	0,185541	0,113351	0,064	0,128
30	0,097157	0,198895	0,122245	0,068	0,13
31	0,102106	0,212732	0,131216	0,072	0,1408
32	0,107106	0,226965	0,140233	0,074	0,145
33	0,110136	0,235616	0,145679	0,076	0,153

FIGURA 6.24 - Comparação entre os deslocamentos obtidos pelo MEF e Holografia Interferométrica

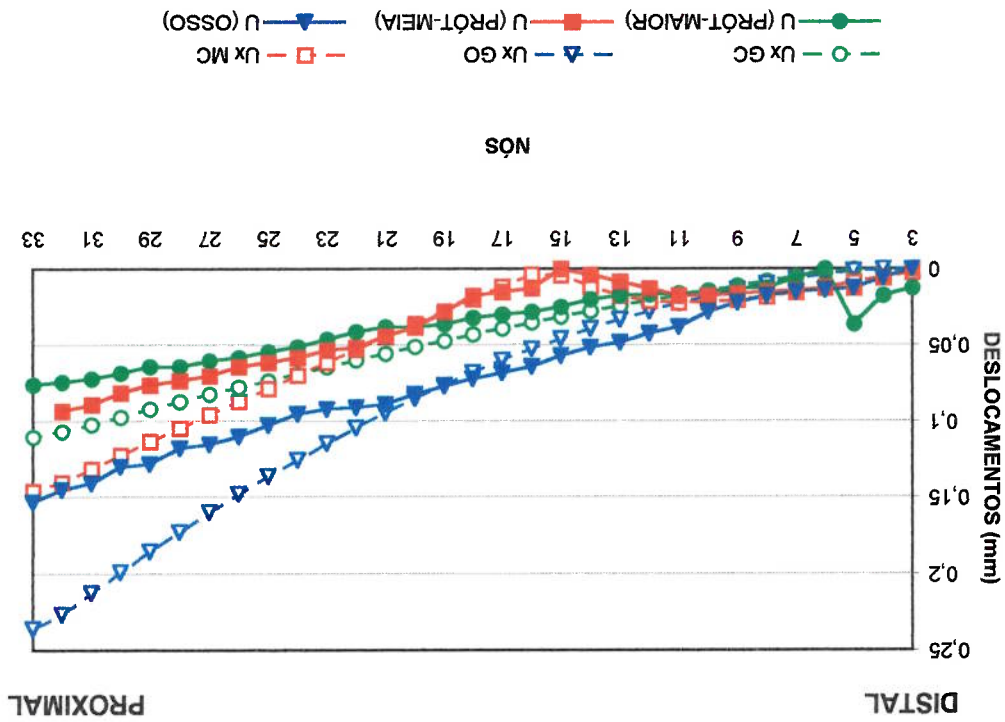
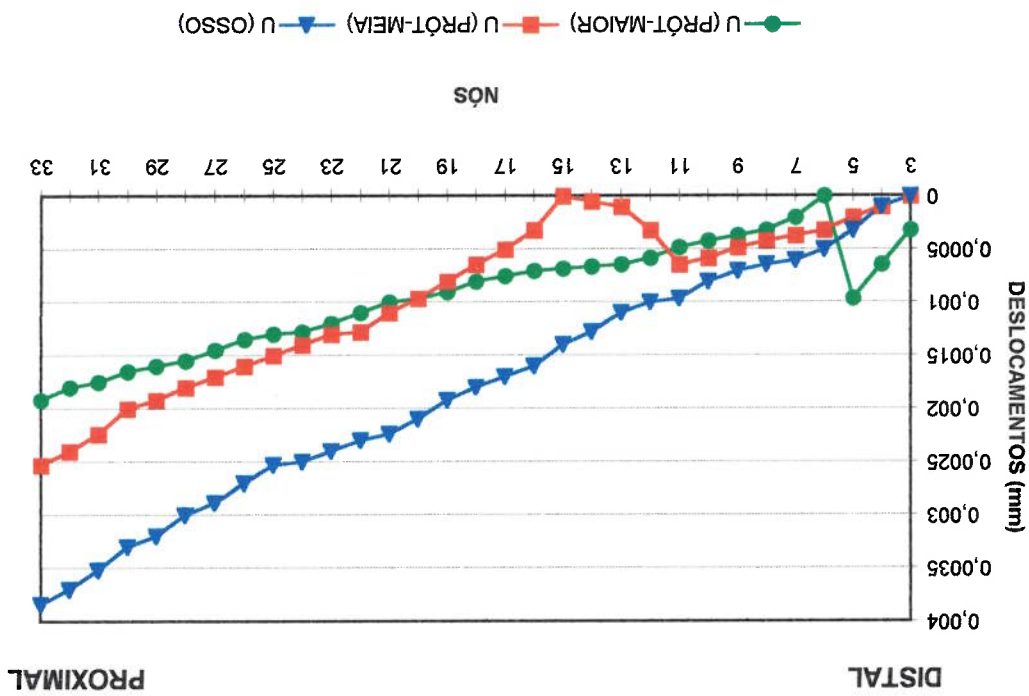


FIGURA 6.23 - Deslocamentos obtidos por Holografia Interferométrica



CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

7.1- CONCLUSÕES FINAIS

Após o término deste trabalho são enfatizadas as seguintes conclusões:

- a) - A redução do módulo de elasticidade da haste da prótese aumenta o nível de tensões na região proximal do osso diminuindo, entretanto, o nível de tensões na região distal.

- b) - Ao aumentar o comprimento da haste, o efeito de escudo da prótese aumenta, fazendo com que a transmissão de forças à parte distal do fêmur aumente. Por outro lado, e ao diminuir este comprimento da haste a transmissão de forças é maior na parte proximal.

- c) - Os resultados obtidos nos modelos analisados pelo programa ALGOR, empregando modelos sólidos tridimensionais, confirma os resultados obtidos pelo programa SAP90, no qual empregou-se estado plano de tensões.

d) - Também pode-se constatar que o Método dos Elementos Finitos é um método adequado para avaliar a transmissão de esforços nos sistemas ortopédicos.

e) - As franjas de interferência oferecem informações da deformação do objeto com alta precisão sem fazer contato com ele, sendo possível detectar deslocamentos relativos entre as partes, avaliados pela densidade das franjas ou separação das mesmas. Com outros métodos seria muito difícil poder detectar deformações produzidas por flexão e torção sobre a superfície do osso

f) - Também conclui-se que a holografia é uma boa ferramenta para a análise de sistemas de enxerto de próteses, sendo que os padrões de interferência holográfica podem indicar mudança dos padrões de carga da estrutura. Além disto, pode-se determinar a estabilidade das próteses implantadas, observando a densidade relativa das franjas através da interface do colo.

g) - A utilização da holografia associada ao emprego de técnicas computacionais de processamento de imagem, que permitem uma melhor e mais rápida interpretação da informação armazenada nos hologramas, apresenta um enorme potencial nas áreas de Engenharia e Medicina.

7.2 RECOMENDAÇÕES:

Após o desenvolvimento deste trabalho sugere-se os seguintes temas para estudos futuros:

Dar continuidade ao estudo do comportamento mecânico dos ossos e suas próteses utilizando para a análise o "Método dos Elementos Finitos", avaliando a geometria da seção transversal da haste da prótese combinada com o efeito da rigidez do material e o comprimento da mesma.

Estudar o comportamento mecânico dos ossos e suas próteses através da teoria não linear. Deverão ser considerados não homogeneidade do material, anisotropia, remodelação e reabsorção de osso, falhas na interface prótese-osso, etc.

Estudar através da modelagem matemática, ensaios experimentais e avaliação clínica, os efeitos eletro-mecânicos (efeito piezoelétrico) sobre o restabelecimento dos ossos que não estejam recebendo cargas mecânicas.

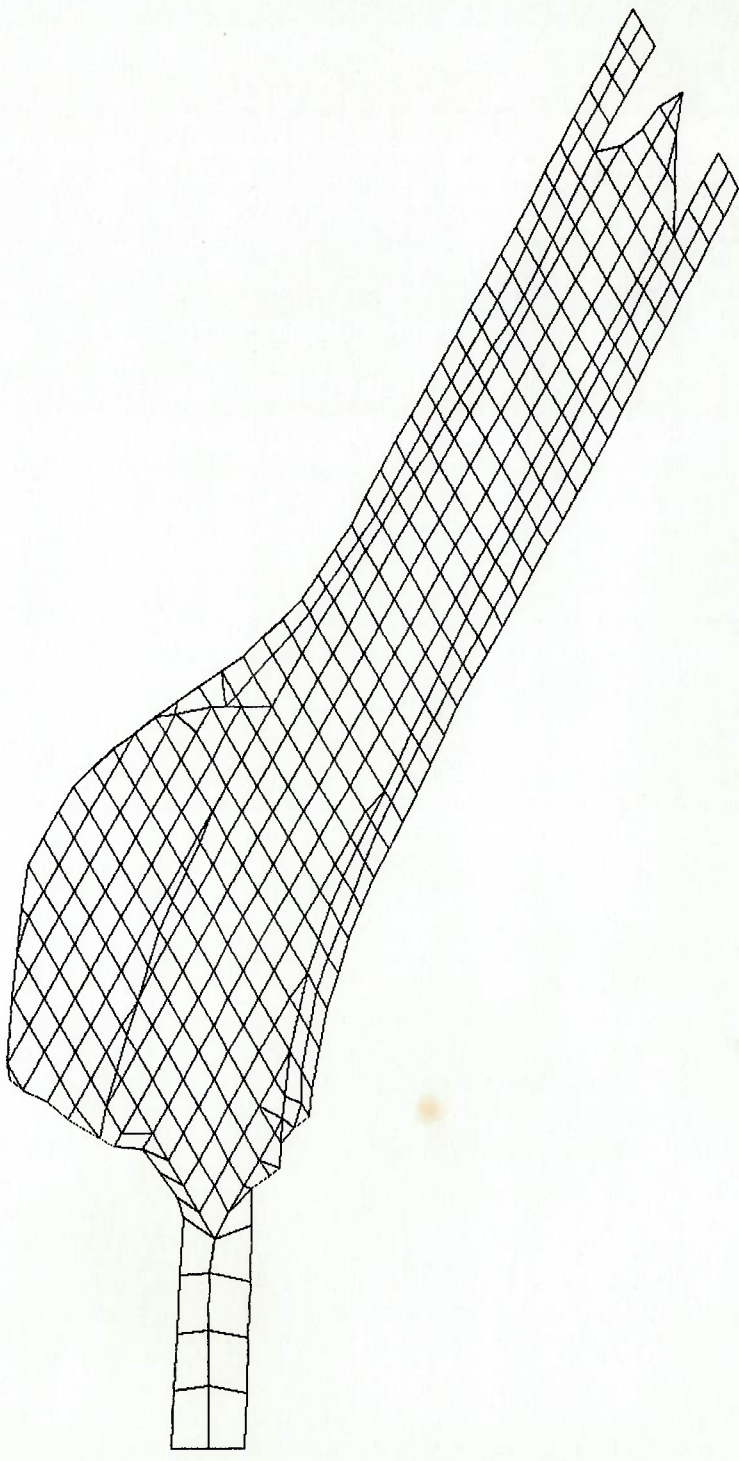
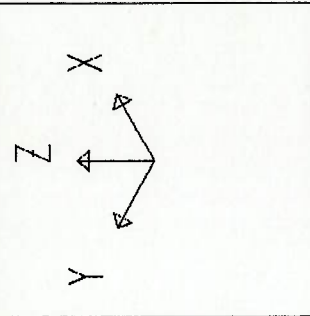
Investigar a utilização da holografia interferométrica para a análise de sistemas de enxertos de próteses, quando empregada com um laser de pulso e fibra óptica. Na análise de materiais menos estáveis como tecidos vivos (osso e músculo). É possível investigação na interface osso-implante com mais realidade.

**CONJUNTO DE DADOS E RESULTADOS OBTIDOS NO
PROGRAMA "SAP90"**

ANEXO I

SAP90

FILE : protco-m
UNDEFORMED SHAPE



PROTESE CORXO-FEMORAL (CR-CO-MO)

SYSTEM
L=1

JOINT

1	X=37.0	Y=0	Z=0
11	X=35	Y=50	Z=0
20	X=35	Y=95	Z=0
24	X=33	Y=115	Z=0
26	X=32.5	Y=125	Z=0
28	X=31	Y=135	Z=0
30	X=28	Y=145	Z=0
32	X=23	Y=155	Z=0
33	X=21	Y=158	Z=0
34	X=23	Y=165	Z=0
35	X=21	Y=167.5	Z=0
36	X=22	Y=170	Z=0
37	X=23.5	Y=174	Z=0
38	X=20	Y=177.5	Z=0
42	X=0	Y=200	Z=0
44	X=12	Y=212	Z=0
48	X=32	Y=188	Z=0
49	X=35	Y=187	Z=0
51	X=45	Y=188	Z=0
52	X=50	Y=192.5	Z=0
53	X=53	Y=194	Z=0
54	X=60	Y=197.5	Z=0
55	X=65	Y=199	Z=0
56	X=70	Y=202	Z=0
57	X=73	Y=203	Z=0
58	X=75	Y=202	Z=0
59	X=80.2	Y=195.1	Z=0
62	X=90	Y=180	Z=0
65	X=90	Y=165	Z=0
67	X=87	Y=155	Z=0
68	X=85	Y=150	Z=0
69	X=83	Y=145	Z=0
70	X=81	Y=140	Z=0
73	X=74.5	Y=125	Z=0
76	X=70	Y=110	Z=0
79	X=69	Y=95	Z=0
82	X=69.5	Y=80	Z=0
88	X=69.5	Y=50	Z=0
92	X=70	Y=30	Z=0
98	X=71	Y=0	Z=0
99	X=40	Y=0	Z=0
109	X=38.5	Y=50	Z=0
118	X=38	Y=95	Z=0
122	X=37	Y=115	Z=0
124	X=35.5	Y=125	Z=0
126	X=33.5	Y=135	Z=0
128	X=31.5	Y=145	Z=0
129	X=29	Y=150	Z=0
G=99,109,1			
G=109,118,1			
G=118,122,1			
G=122,124,1			
G=135,126,1			
G=145,128,1			
G=126,128,1			
G=92,98,1			
G=88,92,1			
G=82,88,1			
G=79,82,1			
G=76,79,1			
G=73,76,1			
G=70,73,1			
G=65,67,1			
G=62,65,1			
G=59,62,1			
G=49,51,1			
G=44,48,1			
G=42,44,1			
G=38,42,1			
G=30,32,1			
G=28,30,1			
G=26,28,1			
G=24,26,1			
G=20,24,1			
G=11,20,1			
G=1,11,1			

376	X=65	Y=140	Z=0	G=370,376,1
370	X=65	Y=110	Z=0	G=362,370,1
362	X=63	Y=70	Z=0	G=359,362,1
359	X=62.5	Y=55	Z=0	
358	X=62	Y=50	Z=0	
357	X=61.3	Y=40	Z=0	
356	X=61	Y=35	Z=0	
355	X=62	Y=45	Z=0	G=352,355,1
352	X=63	Y=30	Z=0	G=349,352,1
349	X=64	Y=15	Z=0	G=346,349,1
346	X=64	Y=0	Z=0	
345	X=55	Y=0	Z=0	
344	X=57.5	Y=5	Z=0	
343	X=55	Y=5	Z=0	
342	X=52	Y=5	Z=0	
341	X=58	Y=10	Z=0	
340	X=55	Y=10	Z=0	
339	X=50	Y=10	Z=0	
338	X=47.5	Y=10	Z=0	
337	X=60	Y=15	Z=0	
336	X=55	Y=15	Z=0	
335	X=50	Y=15	Z=0	
334	X=80	Y=145	Z=0	G=324,334,1
324	X=80	Y=195	Z=0	
323	X=75	Y=195	Z=0	G=313,323,1
313	X=75	Y=145	Z=0	
312	X=70	Y=145	Z=0	G=302,312,1
302	X=70	Y=195	Z=0	
301	X=65	Y=195	Z=0	G=291,301,1
291	X=65	Y=145	Z=0	
290	X=60	Y=20	Z=0	G=260,290,1
260	X=60	Y=170	Z=0	
259	X=55	Y=170	Z=0	G=229,259,1
229	X=55	Y=20	Z=0	
228	X=50	Y=20	Z=0	G=198,228,1
198	X=50	Y=170	Z=0	
197	X=45	Y=170	Z=0	G=167,197,1
167	X=45	Y=20	Z=0	
166	X=43.5	Y=0	Z=0	G=162,166,1
162	X=43	Y=20	Z=0	G=158,162,1
158	X=42.5	Y=40	Z=0	G=154,158,1
154	X=42	Y=60	Z=0	G=150,154,1
150	X=42	Y=80	Z=0	G=146,150,1
146	X=40.5	Y=100	Z=0	G=143,146,1
143	X=39	Y=115	Z=0	G=141,143,1
141	X=38	Y=125	Z=0	G=139,141,1
139	X=37	Y=135	Z=0	G=137,139,1
137	X=34.5	Y=145	Z=0	G=135,137,1
135	X=30	Y=155	Z=0	
134	X=27	Y=160	Z=0	
133	X=25	Y=162.5	Z=0	
132	X=22.3	Y=161.5	Z=0	
131	X=23.5	Y=158.1	Z=0	
130	X=26.5	Y=155	Z=0	

3 E=600 U=0.32
 2 E=15E3 U=0.28
 1 E=22E4 U=0.3
 NM=3
 SHELL

98 R=1,1,1,1,1,1,1,1
 408 R=1,1,1,1,1,1,1,1
 346 R=1,1,1,1,1,1,1,1
 166 R=1,1,1,1,1,1,1,1
 99 R=1,1,1,1,1,1,1,1
 1 R=1,1,1,1,1,1,1,1

RESTRAINTS

477 X=46	Y=15	Z=0
476 X=40	Y=120	Z=0
475 X=40	Y=125	Z=0
474 X=40	Y=170	Z=0 G=466,474,1
466 X=40	Y=130	Z=0
465 X=35	Y=150	Z=0 G=461,465,1
461 X=35	Y=170	Z=0
460 X=30	Y=170	Z=0 G=458,460,1
458 X=30	Y=160	Z=0
457 X=25	Y=165	Z=0
456 X=25	Y=170	Z=0
455 X=22.5	Y=189	Z=0 G=453,455,1
453 X=12	Y=200	Z=0
452 X=60	Y=195	Z=0 G=449,452,1
449 X=60	Y=180	Z=0
448 X=85	Y=185	Z=0 G=442,448,1
442 X=85	Y=155	Z=0
441 X=75	Y=140	Z=0
440 X=70	Y=140	Z=0
439 X=70	Y=135	Z=0
438 X=80	Y=141.5	Z=0
437 X=75	Y=135	Z=0
436 X=70	Y=130	Z=0
435 X=72.5	Y=132.5	Z=0
434 X=72	Y=130	Z=0 G=430,434,1
430 X=67.5	Y=110	Z=0 G=426,430,1
426 X=66	Y=90	Z=0 G=417,426,1
417 X=66	Y=45	Z=0 G=413,417,1
413 X=67.5	Y=25	Z=0 G=408,413,1
408 X=68	Y=0	Z=0
407 X=55	Y=175	Z=0 G=401,407,1
401 X=25	Y=175	Z=0
400 X=55	Y=180	Z=0 G=394,400,1
394 X=25	Y=180	Z=0
393 X=55	Y=185	Z=0 G=387,393,1
387 X=25	Y=185	Z=0
386 X=50	Y=190	Z=0
385 X=55	Y=190	Z=0 G=380,385,1
380 X=62.5	Y=165	Z=0 G=377,380,1
377 X=64	Y=150	Z=0

1 JQ=41,453,42,43 ETYPE=0 M=1 TH=1.0,1.0 LP=0
224 JQ=40,454,41,453
349 JQ=39,455,40,454
4 JQ=38,387,39,455
5 JQ=453,45,43,44
6 JQ=454,46,453,45
7 JQ=455,47,454,46
8 JQ=387,48,455,47
9 JQ=387,388,48,49
10 JQ=388,389,49,50
11 JQ=389,390,50,51
12 JQ=390,391,51,51
13 JQ=391,386,51,52
427 JQ=391,392,386,386
14 JQ=386,385,52,53
15 JQ=392,393,386,385
16 JQ=393,384,385,385
17 JQ=38,37,387,394
18 JQ=37,401,394,394
19 JQ=394,395,387,388
20 JQ=395,396,388,389
21 JQ=396,397,389,390
22 JQ=397,398,390,391
23 JQ=398,399,391,392
24 JQ=399,400,392,393
25 JQ=400,383,393,384
26 JQ=401,402,394,395
27 JQ=402,403,395,396
28 JQ=403,404,396,397
29 JQ=404,405,397,398
30 JQ=405,406,398,399
31 JQ=406,407,399,400
32 JQ=407,382,400,383
33 JQ=36,456,37,401
34 JQ=456,460,401,402
35 JQ=460,461,402,403
36 JQ=461,474,403,404
37 JQ=474,197,404,405
38 JQ=197,198,405,406
39 JQ=198,259,406,407
40 JQ=259,260,407,382
41 JQ=260,381,382,382
42 JQ=35,456,36,36
43 JQ=34,457,35,456
44 JQ=457,459,456,460
45 JQ=459,462,460,461
46 JQ=462,473,461,474
47 JQ=473,196,474,197
48 JQ=196,199,197,198
49 JQ=199,258,198,259
50 JQ=258,261,259,260
51 JQ=261,380,260,381
52 JQ=133,457,34,34
53 JQ=133,459,457,457

54 JQ=134,458,133,459
55 JQ=458,463,459,462
56 JQ=463,472,462,473
57 JQ=472,195,473,196
58 JQ=195,200,196,199
59 JQ=200,257,199,258
60 JQ=257,262,258,261
61 JQ=262,379,261,380
62 JQ=135,458,134,134
63 JQ=135,464,458,463
64 JQ=464,471,463,472
65 JQ=471,194,472,195
66 JQ=194,201,195,200
67 JQ=201,256,200,257
68 JQ=256,263,257,262
69 JQ=263,378,262,379
70 JQ=136,465,135,464
71 JQ=465,470,464,471
72 JQ=470,193,471,194
73 JQ=193,202,194,201
74 JQ=202,255,201,256
75 JQ=255,264,256,263
76 JQ=264,377,263,378
77 JQ=137,465,136,136
78 JQ=137,469,465,470
79 JQ=469,192,470,193
80 JQ=192,203,193,202
81 JQ=203,254,202,255
82 JQ=254,265,255,264
83 JQ=265,291,264,377
84 JQ=138,468,137,469
85 JQ=468,191,469,192
86 JQ=191,204,192,203
87 JQ=204,253,203,254
88 JQ=253,266,254,265
89 JQ=266,376,265,291
90 JQ=139,467,138,468
91 JQ=467,190,468,191
92 JQ=190,205,191,204
93 JQ=205,252,204,253
94 JQ=252,267,253,266
95 JQ=267,375,266,376
96 JQ=140,466,139,467
97 JQ=466,189,467,190
98 JQ=189,206,190,205
99 JQ=206,251,205,252
100 JQ=251,268,252,267
101 JQ=268,374,267,375
102 JQ=141,475,140,466
103 JQ=475,188,466,189
104 JQ=188,207,189,206
105 JQ=207,250,206,251
106 JQ=250,269,251,268
107 JQ=269,373,268,374

108 JQ=142,476,141,475
109 JQ=476,187,475,188
110 JQ=187,208,188,207
111 JQ=208,249,207,250
112 JQ=249,270,250,269
113 JQ=270,372,269,373
114 JQ=143,476,142,142
115 JQ=143,186,476,187
116 JQ=186,209,187,208
117 JQ=209,248,208,249
118 JQ=248,271,249,270
119 JQ=271,371,270,372
120 JQ=144,185,143,186
121 JQ=185,210,186,209
122 JQ=210,247,209,248
123 JQ=247,272,248,271
124 JQ=272,370,271,371
125 JQ=145,184,144,185
126 JQ=184,211,185,210
127 JQ=211,246,210,247
128 JQ=246,273,247,272
129 JQ=273,369,272,370
130 JQ=146,183,145,184
131 JQ=183,212,184,211
132 JQ=212,245,211,246
133 JQ=245,274,246,273
134 JQ=274,368,273,369
135 JQ=147,182,146,183
136 JQ=182,213,183,212
137 JQ=213,244,212,245
138 JQ=244,275,245,274
139 JQ=275,367,274,368
140 JQ=148,181,147,182
141 JQ=181,214,182,213
142 JQ=214,243,213,244
143 JQ=243,276,244,275
144 JQ=276,366,275,367
145 JQ=149,180,148,181
146 JQ=180,215,181,214
147 JQ=215,242,214,243
148 JQ=242,277,243,276
149 JQ=277,365,276,366
150 JQ=150,179,149,180
151 JQ=179,216,180,215
152 JQ=216,241,215,242
153 JQ=241,278,242,277
154 JQ=278,364,277,365
155 JQ=151,178,150,179
156 JQ=178,217,179,216
157 JQ=217,240,216,241
158 JQ=240,279,241,278
159 JQ=279,363,278,364
160 JQ=152,177,151,178
161 JQ=177,218,178,217

162 JQ=218,239,217,240
163 JQ=239,280,240,279
164 JQ=280,362,279,363
165 JQ=153,176,152,177
166 JQ=176,219,177,218
167 JQ=219,238,218,239
168 JQ=238,281,239,280
169 JQ=281,361,280,362
170 JQ=154,175,153,176
171 JQ=175,220,176,219
172 JQ=220,237,219,238
173 JQ=237,282,238,281
174 JQ=282,360,281,361
175 JQ=155,174,154,175
176 JQ=174,221,175,220
177 JQ=221,236,220,237
178 JQ=236,283,237,282
179 JQ=283,359,282,360
180 JQ=156,173,155,174
181 JQ=173,222,174,221
182 JQ=222,235,221,236
183 JQ=235,284,236,283
184 JQ=284,358,283,359
185 JQ=157,172,156,173
186 JQ=172,223,173,222
187 JQ=223,234,222,235
188 JQ=234,285,235,284
189 JQ=285,355,284,358
190 JQ=158,171,157,172
191 JQ=171,224,172,223
192 JQ=224,233,223,234
193 JQ=233,286,234,285
194 JQ=286,354,285,355
195 JQ=159,170,158,171
196 JQ=170,225,171,224
197 JQ=225,232,224,233
198 JQ=232,287,233,286
199 JQ=287,353,286,354
200 JQ=160,169,159,170
201 JQ=169,226,170,225
202 JQ=226,231,225,232
203 JQ=231,288,232,287
204 JQ=288,352,287,353
205 JQ=161,168,160,169
206 JQ=168,227,169,226
207 JQ=227,230,226,231
208 JQ=230,289,231,288
209 JQ=289,351,288,352
210 JQ=162,167,161,168
211 JQ=167,228,168,227
212 JQ=228,229,227,230
213 JQ=229,290,230,289
214 JQ=290,350,289,351
215 JQ=163,477,162,167

432 JQ=477,335,167,228
214 JQ=335,336,228,229
215 JQ=336,337,229,290
431 JQ=337,350,290,290
216 JQ=338,339,163,335
217 JQ=339,340,335,336
218 JQ=340,341,336,337
219 JQ=342,339,338,338
220 JQ=342,343,339,340
221 JQ=343,344,340,341
222 JQ=345,343,342,342
223 JQ=345,344,343,343
2 JQ=132,133,34,34 ETYPE=0 M=2 TH=1.0,1.0 LP=0
225 JQ=33,131,132,132
226 JQ=131,134,132,133
228 JQ=32,130,33,131
229 JQ=130,135,131,134
230 JQ=31,129,32,130
231 JQ=129,136,130,135
232 JQ=30,128,31,129
233 JQ=128,137,129,136
234 JQ=29,127,30,128
235 JQ=127,138,128,137
236 JQ=28,126,29,127
237 JQ=126,139,127,138
238 JQ=27,125,28,126
239 JQ=125,140,126,139
240 JQ=26,124,27,125
241 JQ=124,141,125,140
242 JQ=25,123,26,124
243 JQ=123,142,124,141
244 JQ=24,122,25,123
245 JQ=122,143,123,142
246 JQ=23,121,24,122
247 JQ=121,144,122,143
248 JQ=22,120,23,121
249 JQ=120,145,121,144
250 JQ=21,119,22,120
251 JQ=119,146,120,145
252 JQ=20,118,21,119
253 JQ=118,147,119,146
254 JQ=19,117,20,118
255 JQ=117,148,118,147
256 JQ=18,116,19,117
257 JQ=116,149,117,148
258 JQ=17,115,18,116
259 JQ=115,150,116,149
260 JQ=16,114,17,115
261 JQ=114,151,115,150
262 JQ=15,113,16,114
263 JQ=113,152,114,151
264 JQ=14,112,15,113
265 JQ=112,153,113,152
266 JQ=13,111,14,112

267 JQ=111,154,112,153
268 JQ=12,110,13,111
269 JQ=110,155,111,154
270 JQ=11,109,12,110
271 JQ=109,156,110,155
272 JQ=10,108,11,109
273 JQ=108,157,109,156
274 JQ=9,107,10,108
275 JQ=107,158,108,157
276 JQ=8,106,9,107
277 JQ=106,159,107,158
278 JQ=7,105,8,106
279 JQ=105,160,106,159
280 JQ=6,104,7,105
281 JQ=104,161,105,160
282 JQ=5,103,6,104
283 JQ=103,162,104,161
284 JQ=4,102,5,103
285 JQ=102,163,103,162
286 JQ=3,101,4,102
287 JQ=101,164,102,163
288 JQ=2,100,3,101
289 JQ=100,165,101,164
290 JQ=1,99,2,100
291 JQ=99,166,100,165
292 JQ=438,70,69,69
293 JQ=437,71,438,70
294 JQ=435,72,437,71
295 JQ=436,434,435,435
296 JQ=434,72,435,435
297 JQ=373,433,436,434
298 JQ=433,73,434,72
299 JQ=372,432,373,433
300 JQ=432,74,433,73
301 JQ=371,431,372,432
302 JQ=431,75,432,74
303 JQ=370,430,371,431
304 JQ=430,76,431,75
305 JQ=369,429,370,430
306 JQ=429,77,430,76
307 JQ=368,428,369,429
308 JQ=428,78,429,77
309 JQ=367,427,368,428
310 JQ=427,79,428,78
311 JQ=366,426,367,427
312 JQ=426,80,427,79
313 JQ=365,425,366,426
314 JQ=425,81,426,80
315 JQ=364,424,365,425
316 JQ=424,82,425,81
317 JQ=363,423,364,424
318 JQ=423,83,424,82
319 JQ=362,422,363,423
320 JQ=422,84,423,83

321 JQ=361,421,362,422
 322 JQ=421,85,422,84
 323 JQ=360,420,361,421
 324 JQ=420,86,421,85
 325 JQ=359,419,360,420
 326 JQ=419,87,420,86
 327 JQ=358,418,359,419
 328 JQ=418,88,419,87
 329 JQ=355,417,358,418
 330 JQ=417,89,418,88
 331 JQ=354,416,355,417
 332 JQ=416,90,417,89
 333 JQ=353,415,354,416
 334 JQ=415,91,416,90
 335 JQ=352,414,353,415
 336 JQ=414,92,415,91
 337 JQ=351,413,352,414
 338 JQ=413,93,414,92
 339 JQ=350,412,351,413
 340 JQ=412,94,413,93
 341 JQ=349,411,350,412
 342 JQ=411,95,412,94
 343 JQ=348,410,349,411
 344 JQ=410,96,411,95
 345 JQ=347,409,348,410
 346 JQ=409,97,410,96
 347 JQ=346,408,347,409
 348 JQ=408,98,409,97
 3 JQ=53,452,54,54 ETYPE=0 M=3 TH=1.0,1.0 LP=0
 350 JQ=452,301,54,55
 351 JQ=301,302,55,56
 352 JQ=302,323,56,58
 353 JQ=56,58,57,57
 354 JQ=323,59,58,58
 355 JQ=385,451,53,452
 356 JQ=451,300,452,301
 357 JQ=300,303,301,302
 358 JQ=303,322,302,323
 359 JQ=322,325,323,324
 360 JQ=325,60,324,59
 361 JQ=384,450,385,451
 362 JQ=450,299,451,300
 363 JQ=299,304,300,303
 364 JQ=304,321,303,322
 365 JQ=321,326,322,325
 366 JQ=326,448,325,60
 367 JQ=448,61,60,60
 368 JQ=383,449,384,450
 369 JQ=449,298,450,299
 370 JQ=298,305,299,304
 371 JQ=305,320,304,321
 372 JQ=320,327,321,326
 373 JQ=327,447,326,448
 374 JQ=447,62,448,61

375 JQ=382,449,383,383
376 JQ=382,297,449,298
377 JQ=297,306,298,305
378 JQ=306,319,305,320
379 JQ=319,328,320,327
380 JQ=328,446,327,447
381 JQ=446,63,447,62
382 JQ=381,296,382,297
383 JQ=296,307,297,306
384 JQ=307,318,306,319
385 JQ=318,329,319,328
386 JQ=329,445,328,446
387 JQ=445,64,446,63
388 JQ=380,295,381,296
389 JQ=295,308,296,307
390 JQ=308,317,307,318
391 JQ=317,330,318,329
392 JQ=330,444,329,445
393 JQ=444,65,445,64
394 JQ=379,294,380,295
395 JQ=294,309,295,308
396 JQ=309,316,308,317
397 JQ=316,331,317,330
398 JQ=331,443,330,444
399 JQ=443,66,444,65
400 JQ=378,293,379,294
401 JQ=293,310,294,309
402 JQ=310,315,309,316
403 JQ=315,332,316,331
404 JQ=332,442,331,443
405 JQ=442,67,443,66
406 JQ=377,292,378,293
407 JQ=292,311,293,310
408 JQ=311,314,310,315
409 JQ=314,333,315,332
410 JQ=333,68,332,442
411 JQ=68,67,442,442
412 JQ=291,312,292,311
413 JQ=312,313,311,314
414 JQ=313,334,314,333
415 JQ=334,69,333,68
416 JQ=376,440,291,312
417 JQ=440,441,312,313
418 JQ=441,438,313,334
419 JQ=438,69,334,334
420 JQ=375,439,376,440
421 JQ=439,437,440,441
422 JQ=437,438,441,441
423 JQ=374,436,375,439
424 JQ=436,439,437,437
425 JQ=373,436,374,374

LOADS
 43 L=1 F=9,5,-21,5,0,0
 57 L=1 F=-7,4,13,3,0,0

PROGRAM:SAP90/FILE:prco-m.FEF
 PRÓTESE COXO-FEMORAL (CR-CO-MO)

SHELL ELEMENT JOINT FORCES

**FORÇA NOS NÓS CORRESPONDENTES À SUPERFICIE DO OSSO E A
 INTERFACE OSSO-PRÓTESE**

NÓS DA SUPERFICIE

ELEMENT ID	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
225	.147	.000	.000	.000	.000	.103

228	.484	.000	.000	.000	.000	.290

230	.663	.000	.000	.000	.000	.414

232	1.030	.000	.000	.000	.000	.510

234	.890	.000	.000	.000	.000	.443

236	.968	.000	.000	.000	.000	.332

238	.987	.000	.000	.000	.000	.440

240	1.200	.000	.000	.000	.000	.549

242	1.353	.000	.000	.000	.000	.761

25	-048	1.353	.000	.000	.000	.761

ELEMENT ID 270	11	-027	2.030	.000	.000	.000	.000	.000	1.194
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 268	12	.006	2.027	.000	.000	.000	.000	.000	1.136
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 266	13	.005	1.980	.000	.000	.000	.000	.000	1.091
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 264	14	.004	1.930	.000	.000	.000	.000	.000	1.046
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 262	15	.005	1.884	.000	.000	.000	.000	.000	1.000
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 260	16	.005	1.833	.000	.000	.000	.000	.000	.951
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 258	17	.008	1.768	.000	.000	.000	.000	.000	.900
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 256	18	.012	1.693	.000	.000	.000	.000	.000	.850
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 254	19	.014	1.616	.000	.000	.000	.000	.000	.802
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 252	20	-.063	1.643	.000	.000	.000	.000	.000	.739
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 250	21	-.129	1.523	.000	.000	.000	.000	.000	.810
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 248	22	-.127	1.515	.000	.000	.000	.000	.000	.861
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 246	23	-.122	1.504	.000	.000	.000	.000	.000	.919
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 244	24	-.113	1.495	.000	.000	.000	.000	.000	.992
JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)				

ELEMENT ID 229 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 134 .404 -.953 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 135 .078 -.862 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 231 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 136 .311 -1.028 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 233 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 137 .020 -.821 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 235 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 138 .470 .000 .000 .000 .000

NÓS DA INTERFACE OSSO-PRÓTESE

ELEMENT ID 272 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 10 -.058 2.129 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 274 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 9 -.036 2.229 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 276 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 8 .039 2.467 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 278 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 7 .174 3.018 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 280 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 6 .202 4.273 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 282 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 5 .302 7.360 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 284 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 4 -.251 9.888 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 286 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 3 -.551 8.588 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 288 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 2 -.406 7.400 .000 .000 .000
 ELEMENT ID 289 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 1 .583 .000 .000 .000 .000

ELEMENT ID 237	138	.091	-1.021	.000	.000	.000	.419
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 239	139	.075	-.965	.000	.000	.000	.552
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 241	140	.020	-.851	.000	.000	.000	.357
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 243	141	-.104	-.782	.000	.000	.000	.152
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 245	142	.164	-.756	.000	.000	.000	.357
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 247	143	-.030	-.721	.000	.000	.000	.162
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 249	144	.025	-.850	.000	.000	.000	.263
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 251	145	.001	-1.023	.000	.000	.000	.335
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 253	146	-.061	-1.160	.000	.000	.000	.404
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 255	147	-.105	-1.287	.000	.000	.000	.460
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 257	148	-.089	-1.500	.000	.000	.000	.658
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 259	149	-.054	-1.708	.000	.000	.000	.896
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

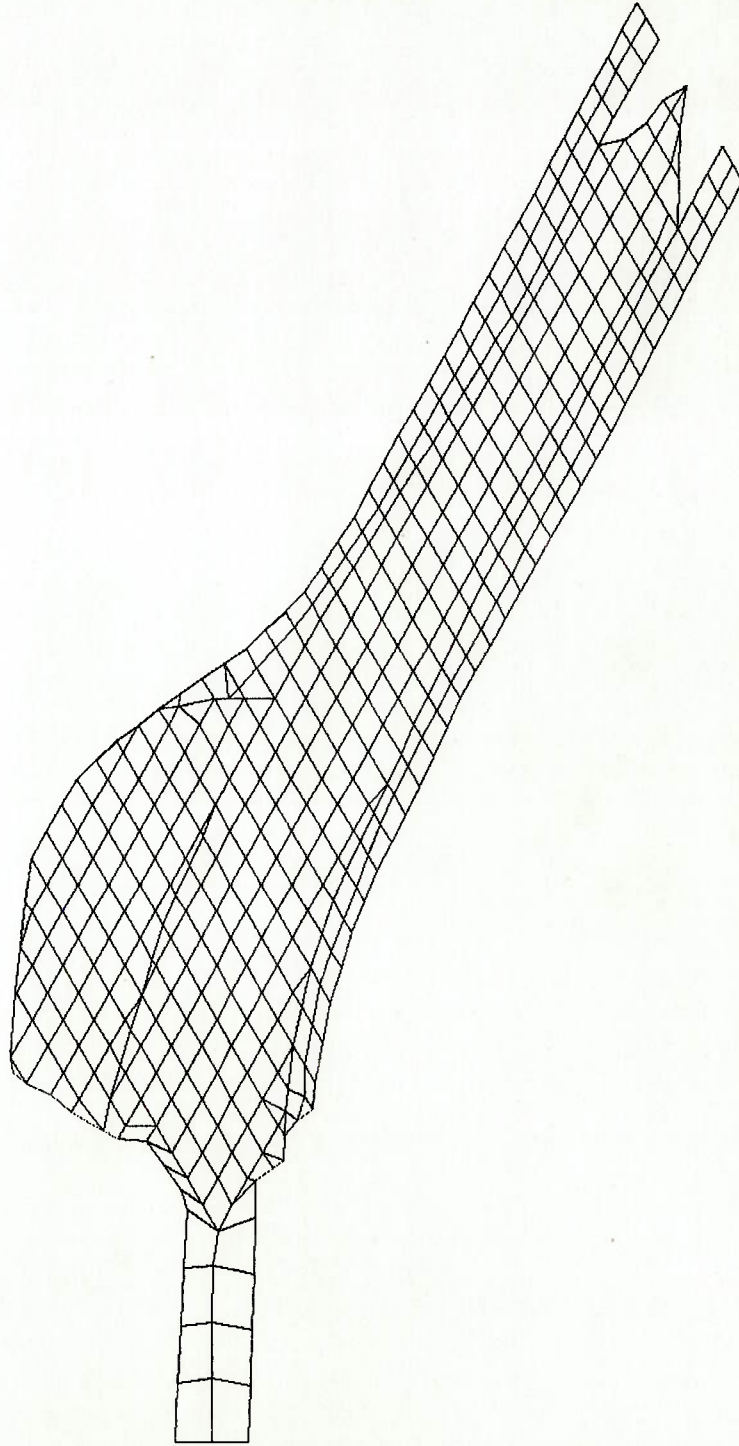
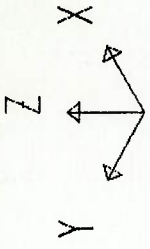
ELEMENT ID 261	150	-.011	-1.658	.000	.000	.000	1.099
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 263	151	-.005	-1.583	.000	.000	.000	1.032
JOINT F(X)			F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)

ELEMENT ID 265	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
152	-013	-1.556	.000	.000	.000	.000	.989
ELEMENT ID 267	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
153	-020	-1.528	.000	.000	.000	.000	.947
ELEMENT ID 269	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
154	-018	-1.570	.000	.000	.000	.000	.929
ELEMENT ID 271	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
155	.011	-1.619	.000	.000	.000	.000	.998
ELEMENT ID 273	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
156	.009	-1.668	.000	.000	.000	.000	1.022
ELEMENT ID 275	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
157	-.073	-1.713	.000	.000	.000	.000	.928
ELEMENT ID 277	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
158	-.269	-1.862	.000	.000	.000	.000	.767
ELEMENT ID 279	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
159	-.701	-2.263	.000	.000	.000	.000	.527
ELEMENT ID 281	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
160	-1.738	-3.326	.000	.000	.000	.000	.049
ELEMENT ID 283	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
161	-3.389	-5.211	.000	.000	.000	.000	-.560
ELEMENT ID 285	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
162	-2.956	-7.194	.000	.000	.000	.000	2.388
ELEMENT ID 287	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
163	2.631	-8.209	.000	.000	.000	.000	5.847

SAP90

FILE : prot0550
UNDEFORMED SHAPE



PROGRAM:SAP90/FILE:protosso.FEF
 PRÓTESE COXO-FEMORAL (MATERIAL OSSO)

SHELL ELEMENT JOINT FORCES

FORÇA NOS NÓS CORRESPONDENTES À SUPERFÍCIE DO OSSO E A
 INTERFACE OSSO-PRÓTESE

NÓS DA SUPERFÍCIE

ELEMENT ID 225 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 33 -.014 .831 .000 .000 .000 .605

ELEMENT ID 228 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 32 -1.170 3.095 .000 .000 .000 1.968

ELEMENT ID 230 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 31 -1.842 4.404 .000 .000 .000 2.723

ELEMENT ID 232 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 30 -2.357 6.707 .000 .000 .000 3.415

ELEMENT ID 234 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 29 -1.652 5.887 .000 .000 .000 2.930

ELEMENT ID 236 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 28 -1.366 6.295 .000 .000 .000 2.201

ELEMENT ID 238 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 27 -.937 6.365 .000 .000 .000 2.833

ELEMENT ID 240 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 26 -.770 7.627 .000 .000 .000 3.394

ELEMENT ID 242 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 25 -.428 8.071 .000 .000 .000 4.528

ELEMENT ID 244 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 24 -.677 8.656 .000 .000 .000 5.732

ELEMENT ID 246 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 23 -.785 8.501 .000 .000 .000 5.133

ELEMENT ID 248	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
22	-756	8.280	.000	.000	.000	4.679	
ELEMENT ID 250	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
21	-750	8.083	.000	.000	.000	4.258	
ELEMENT ID 252	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
20	-398	8.404	.000	.000	.000	3.727	
ELEMENT ID 254	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
19	-006	7.844	.000	.000	.000	3.875	
ELEMENT ID 256	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
18	-026	7.806	.000	.000	.000	3.937	
ELEMENT ID 258	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
17	-030	7.815	.000	.000	.000	4.008	
ELEMENT ID 260	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
16	-022	7.835	.000	.000	.000	4.091	
ELEMENT ID 262	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
15	-022	7.858	.000	.000	.000	4.173	
ELEMENT ID 264	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
14	-026	7.879	.000	.000	.000	4.252	
ELEMENT ID 266	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
13	-030	7.887	.000	.000	.000	4.320	
ELEMENT ID 268	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
12	-032	7.855	.000	.000	.000	4.370	
ELEMENT ID 270	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
11	-168	7.630	.000	.000	.000	4.442	
ELEMENT ID 272	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
10	-307	7.721	.000	.000	.000	4.303	
ELEMENT ID 274	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
9	-297	7.637	.000	.000	.000	4.196	

ELEMENT ID 229 -----
 140 .229 -5.349 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 241 -----
 139 .344 -5.799 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 239 -----
 138 .511 -6.063 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 237 -----
 137 .412 -5.009 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 235 -----
 136 1.299 -6.029 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 233 -----
 135 1.421 -5.700 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 231 -----
 134 2.067 -6.353 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 222 -----
 134 2.067 -6.353 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 229 -----
 140 .229 -5.349 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)

NÓS DA INTERFACE OSSO-PRÓTESE

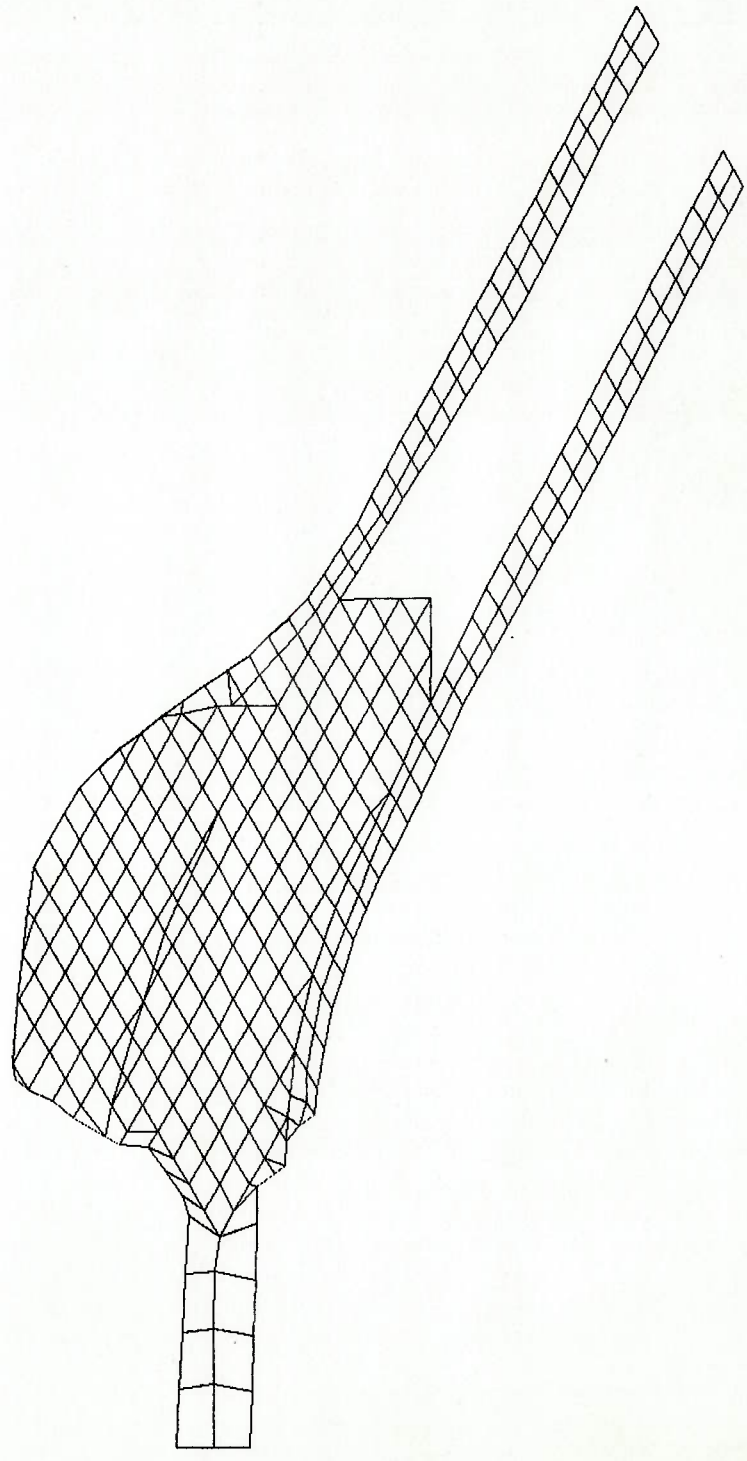
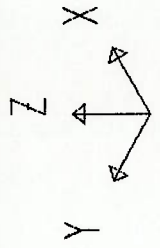
ELEMENT ID 276 -----
 8 -.259 7.567 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 278 -----
 7 -.191 7.629 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 280 -----
 6 -.173 8.045 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 282 -----
 5 -.156 9.234 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 284 -----
 4 -.440 9.882 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 ELEMENT ID 286 -----
 3 -.551 8.886 .000 .000 .000
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)

ELEMENT ID 243	141	.090	-4.554	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 245	142	.483	-4.083	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 247	143	.215	-3.870	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 249	144	.276	-4.414	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 251	145	.165	-5.139	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 253	146	-.044	-5.600	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 255	147	-.092	-5.869	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 257	148	.057	-6.435	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 259	149	.127	-6.887	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 261	150	.125	-6.632	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 263	151	.110	-6.457	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 265	152	.115	-6.273	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 267	153	.137	-6.078	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						
ELEMENT ID 269	154	.203	-6.048	.000	.000	.000	M(X)	M(Y)	M(Z)
	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)						

ELEMENT ID 271	155	.302	-6.016	.000	.000	.000	.000	4.020
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 273	156	.337	-6.049	.000	.000	.000	.000	4.129
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 275	157	.289	-5.939	.000	.000	.000	.000	3.985
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 277	158	.205	-5.878	.000	.000	.000	.000	3.834
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 279	159	.017	-5.919	.000	.000	.000	.000	3.653
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 281	160	-.412	-6.135	.000	.000	.000	.000	3.348
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 283	161	-.957	-6.481	.000	.000	.000	.000	3.024
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 285	162	-.479	-6.836	.000	.000	.000	.000	4.149
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 287	163	.988	-7.718	.000	.000	.000	.000	4.916
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		
ELEMENT ID 289	164	.367	-8.310	.000	.000	.000	.000	5.216
-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)		

SAP90

FILE : protcurt
UNDEFORMED SHAPE



ELEMENT ID 225	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
33	-.018	.169	.000	.000	.000	.109

ELEMENT ID 228	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
32	-.242	.484	.000	.000	.000	.261

ELEMENT ID 230	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
31	-.247	.657	.000	.000	.000	.423

ELEMENT ID 232	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
30	-.414	1.059	.000	.000	.000	.498

ELEMENT ID 234	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
29	-.222	.884	.000	.000	.000	.458

ELEMENT ID 240	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
26	-.062	1.467	.000	.000	.000	.820

ELEMENT ID 242	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
25	.112	2.070	.000	.000	.000	1.329

ELEMENT ID 244	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
24	.197	3.052	.000	.000	.000	2.260

ELEMENT ID 246	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
23	.428	4.862	.000	.000	.000	3.471

NÓS DA SUPERFICIE

FORÇA NOS NÓS CORRESPONDENTES À SUPERFICIE DO OSSO E A INTERFACE OSSO-PRÓTESE

SHELL ELEMENT JOINT FORCES

PROGRAM:SAP90/FILE:PROTCURT.FEF
 PRÓTESE COXO-FEMORAL CURTA (Cr-Co-Mo)

ELEMENT ID 248	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
22	.543	9.179	.000	.000	.000	.000	5.673
ELEMENT ID 250	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
21	-.674	15.761	.000	.000	.000	.000	7.397
ELEMENT ID 252	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
20	-.749	17.417	.000	.000	.000	.000	7.136
ELEMENT ID 254	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
19	-.026	15.808	.000	.000	.000	.000	7.377
ELEMENT ID 256	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
18	-.250	14.730	.000	.000	.000	.000	7.013
ELEMENT ID 258	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
17	-.307	13.771	.000	.000	.000	.000	6.659
ELEMENT ID 260	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
16	-.275	12.841	.000	.000	.000	.000	6.382
ELEMENT ID 262	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
15	-.276	11.873	.000	.000	.000	.000	6.087
ELEMENT ID 264	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
14	-.282	10.881	.000	.000	.000	.000	5.763
ELEMENT ID 266	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
13	-.268	9.905	.000	.000	.000	.000	5.437
ELEMENT ID 268	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
12	-.231	9.031	.000	.000	.000	.000	5.146
ELEMENT ID 270	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
11	-.316	8.162	.000	.000	.000	.000	4.954
ELEMENT ID 272	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
10	-.406	7.853	.000	.000	.000	.000	4.629

ELEMENT ID 229 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 134 .601 -.970 .000 .000 .000 .886

ELEMENT ID 231 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 135 -.204 -.861 .000 .000 .000 -.172

ELEMENT ID 233 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 136 .557 -1.063 .000 .000 .000 .731

ELEMENT ID 235 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 137 -.104 -.823 .000 .000 .000 .114

ELEMENT ID 237 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 138 .074 -1.061 .000 .000 .000 .339

NÔS DA INTERFACE

ELEMENT ID 274 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 9 -.371 7.476 .000 .000 .000 4.390

ELEMENT ID 276 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 8 -.351 7.105 .000 .000 .000 4.163

ELEMENT ID 278 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 7 -.337 6.729 .000 .000 .000 3.933

ELEMENT ID 280 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 6 -.323 6.346 .000 .000 .000 3.707

ELEMENT ID 282 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 5 -.317 5.957 .000 .000 .000 3.488

ELEMENT ID 284 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 4 -.323 5.555 .000 .000 .000 3.254

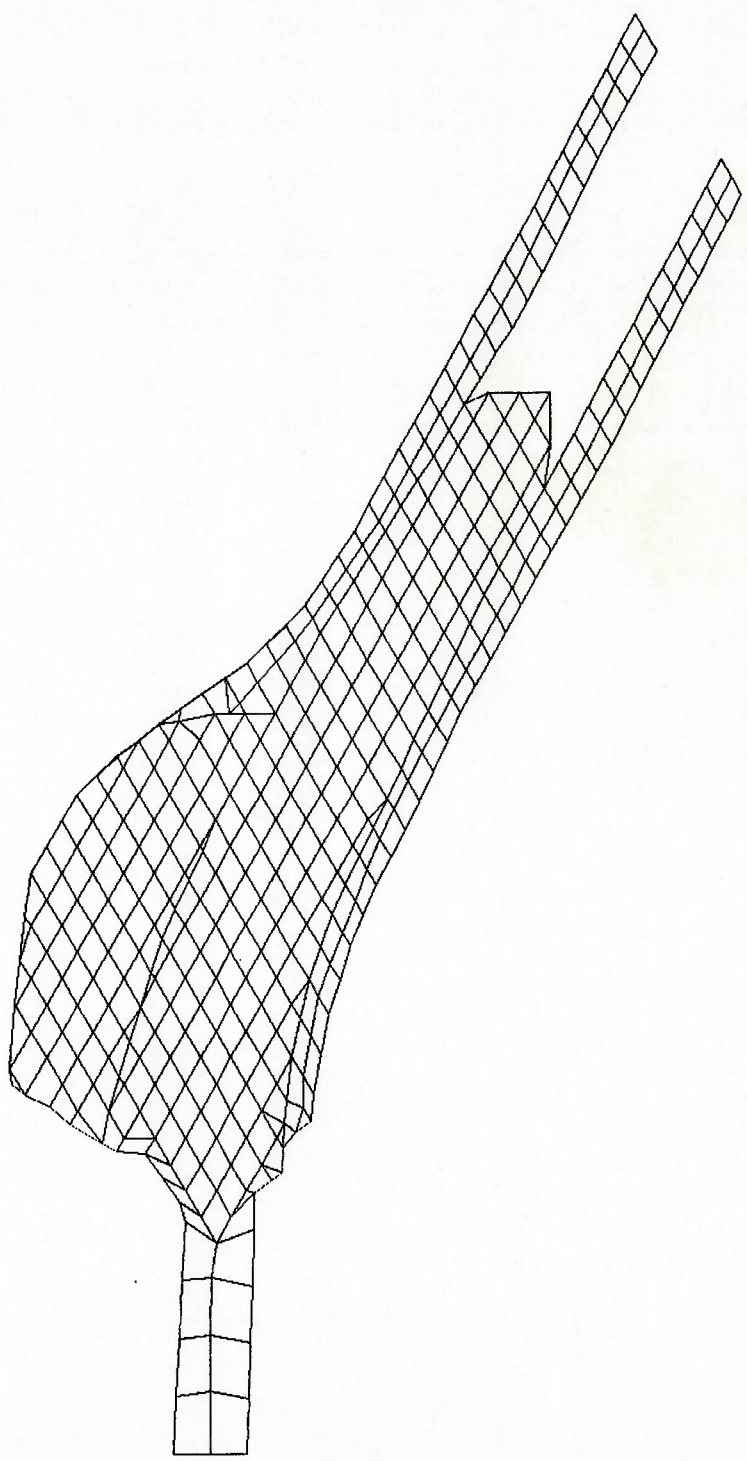
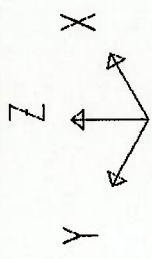
ELEMENT ID 286 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 3 -.311 5.107 .000 .000 .000 2.931

ELEMENT ID 288 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 2 -.263 4.466 .000 .000 .000 2.495

ELEMENT ID 239	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
139	.047	-1.038	.000	.000	.000	.000	.443
ELEMENT ID 241	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
140	-.091	-1.010	.000	.000	.000	.000	.124
ELEMENT ID 243	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
141	-.547	-1.170	.000	.000	.000	.000	-.404
ELEMENT ID 245	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
142	-.197	-1.676	.000	.000	.000	.000	-.021
ELEMENT ID 247	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
143	-1.643	-2.952	.000	.000	.000	.000	-1.077
ELEMENT ID 249	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
144	-3.459	-5.876	.000	.000	.000	.000	-1.977
ELEMENT ID 251	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
145	-4.482	-9.631	.000	.000	.000	.000	.949
ELEMENT ID 253	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
146	4.387	-2.049	.000	.000	.000	.000	3.392

SAP90

FILE : protmeia
UNDEFORMED SHAPE



PROGRAM:SAP90/FILE:PROTMEIA.FEF
 PROTESE CORXO-FEMORAL MEIA (Cr-Co-Mo)
 SHELL ELEMENT JOINT FORCES

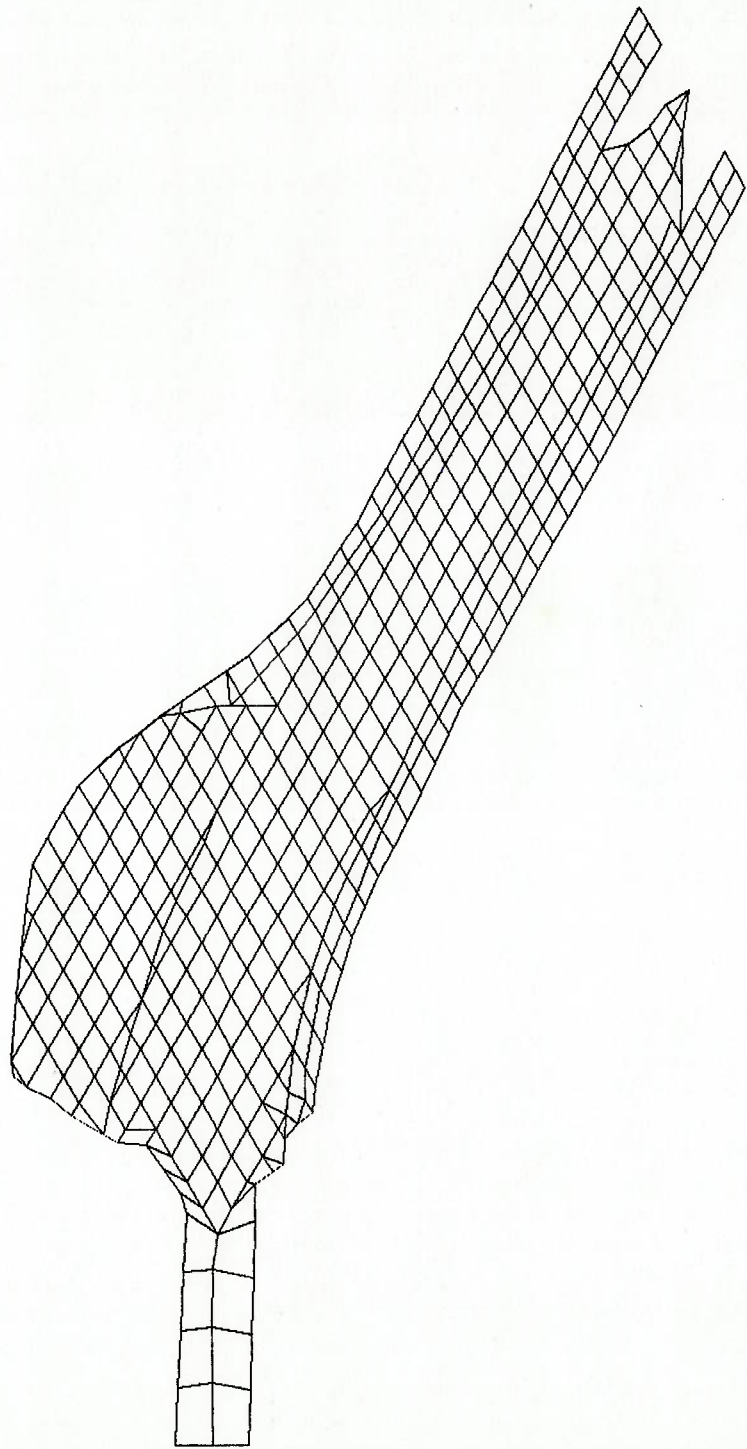
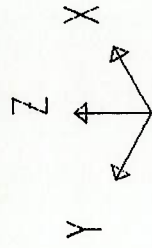
ELEMENT ID	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
225	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.012	.162	.000	.000	.000	.109
228	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.222	.485	.000	.000	.000	.279
230	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.261	.659	.000	.000	.000	.418
232	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.399	1.039	.000	.000	.000	.497
234	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.240	.874	.000	.000	.000	.436
236	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.212	.961	.000	.000	.000	.326
238	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.138	.980	.000	.000	.000	.435
240	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.115	1.185	.000	.000	.000	.552
242	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.038	1.379	.000	.000	.000	.772
244	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.127	1.506	.000	.000	.000	.998
246	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.117	1.501	.000	.000	.000	.926
248	JOINT	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
		-.124	1.525	.000	.000	.000	.872

ELEMENT ID 250	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
21	-.123	1.552	.000	.000	.000	.000	.835
ELEMENT ID 252	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
20	-.049	1.715	.000	.000	.000	.000	.791
ELEMENT ID 254	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
19	.045	1.766	.000	.000	.000	.000	.905
ELEMENT ID 256	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
18	.077	2.009	.000	.000	.000	.000	1.064
ELEMENT ID 258	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
17	.170	2.462	.000	.000	.000	.000	1.348
ELEMENT ID 260	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
16	.363	3.326	.000	.000	.000	.000	1.940
ELEMENT ID 262	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
15	.526	5.101	.000	.000	.000	.000	3.237
ELEMENT ID 264	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
14	.941	9.366	.000	.000	.000	.000	5.228
ELEMENT ID 266	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
13	.433	13.993	.000	.000	.000	.000	6.913
ELEMENT ID 268	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
12	-.204	13.451	.000	.000	.000	.000	7.236
ELEMENT ID 270	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
11	-.416	11.926	.000	.000	.000	.000	6.821
ELEMENT ID 272	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
10	-.657	11.333	.000	.000	.000	.000	6.128
ELEMENT ID 274	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
9	-.578	10.681	.000	.000	.000	.000	5.728
ELEMENT ID 276	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
8	-.527	10.039	.000	.000	.000	.000	5.383

ELEMENT ID 278	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
7	-.504	9.387	.000	.000	.000	5.024	
ELEMENT ID 280	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
6	-.481	8.723	.000	.000	.000	4.665	
ELEMENT ID 282	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
5	-.465	8.047	.000	.000	.000	4.315	
ELEMENT ID 284	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
4	-.463	7.353	.000	.000	.000	3.953	
ELEMENT ID 286	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
3	-.441	6.610	.000	.000	.000	3.498	

SAP90

FILE : protti
UNDEFORMED SHAPE




```

ELEMENT ID 225 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .008 .259 .000 .000 .000 .184
ELEMENT ID 228 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .361 .886 .000 .000 .000 .540
ELEMENT ID 230 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .509 1.223 .000 .000 .000 .759
ELEMENT ID 232 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .678 1.883 .000 .000 .000 .944
ELEMENT ID 234 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .460 1.641 .000 .000 .000 .815
ELEMENT ID 236 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .387 1.775 .000 .000 .000 .613
ELEMENT ID 238 -----
LOAD
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .261 1.809 .000 .000 .000 .806
ELEMENT ID 240 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .212 2.197 .000 .000 .000 .996
ELEMENT ID 242 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .098 2.432 .000 .000 .000 1.370
ELEMENT ID 244 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .198 2.681 .000 .000 .000 1.780
ELEMENT ID 246 -----
JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
      .226 2.695 .000 .000 .000 1.640

```

PROGRAM:SAP90/FILE:PROTTL.FEF
PROTESE CORXO-FEMORAL (T1-A1-V)
SHELL ELEMENT JOINT FORCES

ELEMENT ID 248	2.696	.000	.000	.000	2.696	-.229	1.532
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 250	2.694	.000	.000	.000	2.694	-.233	1.431
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 252	2.887	.000	.000	.000	2.887	-.116	1.295
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 254	2.811	.000	.000	.000	2.811	.019	1.393
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 256	2.916	.000	.000	.000	2.916	.014	1.465
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 258	3.020	.000	.000	.000	3.020	.008	1.538
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 260	3.108	.000	.000	.000	3.108	.005	1.614
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 262	3.176	.000	.000	.000	3.176	.004	1.685
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 264	3.233	.000	.000	.000	3.233	.001	1.749
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 266	3.291	.000	.000	.000	3.291	.001	1.809
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 268	3.337	.000	.000	.000	3.337	.001	1.862
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 270	3.299	.000	.000	.000	3.299	-.058	1.927
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)
ELEMENT ID 272	3.393	.000	.000	.000	3.393	-.117	1.909
JOINT F(X) F(Y) F(Z)							M(Y) M(Z)

ELEMENT ID 274 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 9 -.099 3.434 .000 .000 .000 1.928

ELEMENT ID 276 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 8 -.032 3.575 .000 .000 .000 2.015

ELEMENT ID 278 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 7 .091 3.987 .000 .000 .000 2.322

ELEMENT ID 280 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 6 .121 5.038 .000 .000 .000 3.126

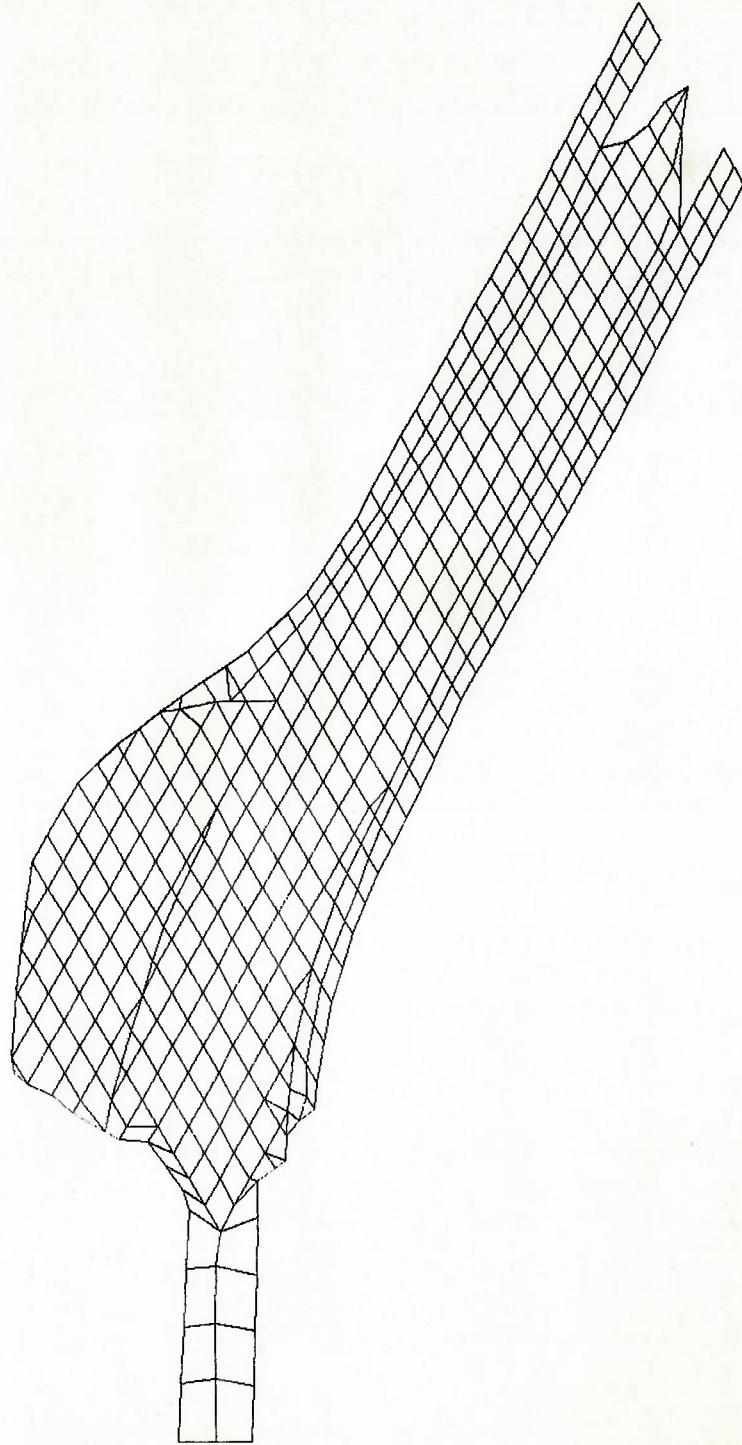
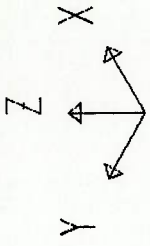
ELEMENT ID 282 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 5 .210 7.738 .000 .000 .000 4.226

ELEMENT ID 284 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 4 -.290 9.891 .000 .000 .000 4.750

ELEMENT ID 286 -----
 JOINT F(X) F(Y) F(Z) M(X) M(Y) M(Z)
 3 -.552 8.646 .000 .000 .000 4.391

SAP90

FILE : proftlex
UNDEFORMED SHAPE



SHELL ELEMENT JOINT FORCES

ELEMENT ID	LOAD	F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
225	1	.014	.627	.000	.000	.000	.506

ELEMENT ID 228	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
32	- .965	3.489	.000	.000	.000	2.568	

ELEMENT ID 230	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
31	- 2.262	6.135	.000	.000	.000	3.974	

ELEMENT ID 232	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
30	- 3.341	10.181	.000	.000	.000	5.204	

ELEMENT ID 234	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
29	- 2.587	9.403	.000	.000	.000	4.601	

ELEMENT ID 236	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
28	- 2.190	10.167	.000	.000	.000	3.489	

ELEMENT ID 238	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
27	- 1.510	10.151	.000	.000	.000	4.419	

ELEMENT ID 240	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
26	- 1.251	11.760	.000	.000	.000	5.116	

ELEMENT ID 242	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
25	- .757	11.905	.000	.000	.000	6.621	

ELEMENT ID 244	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
24	- .998	12.477	.000	.000	.000	8.245	

ELEMENT ID 246	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)	
23	- 1.117	12.269	.000	.000	.000	7.359	

ELEMENT ID 248	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
22	-1.061	12.105	.000	.000	.000	.000	6.767
ELEMENT ID 250	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
21	-1.112	12.006	.000	.000	.000	.000	6.198
ELEMENT ID 252	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
20	-.632	12.436	.000	.000	.000	.000	5.371
ELEMENT ID 254	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
19	-.067	11.273	.000	.000	.000	.000	5.483
ELEMENT ID 256	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
18	-.100	10.864	.000	.000	.000	.000	5.428
ELEMENT ID 258	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
17	-.099	10.624	.000	.000	.000	.000	5.395
ELEMENT ID 260	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
16	-.078	10.412	.000	.000	.000	.000	5.394
ELEMENT ID 262	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
15	-.069	10.255	.000	.000	.000	.000	5.412
ELEMENT ID 264	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
14	-.064	10.159	.000	.000	.000	.000	5.452
ELEMENT ID 266	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
13	-.058	10.066	.000	.000	.000	.000	5.497
ELEMENT ID 268	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
12	-.047	9.971	.000	.000	.000	.000	5.542
ELEMENT ID 270	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
11	-.201	9.698	.000	.000	.000	.000	5.646
ELEMENT ID 272	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
10	-.368	9.903	.000	.000	.000	.000	5.510

ELEMENT ID 274	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
9	- .365	9.921	.000	.000	.000	5.426	
ELEMENT ID 276	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
8	- .361	9.900	.000	.000	.000	5.333	
ELEMENT ID 278	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
7	- .356	9.881	.000	.000	.000	5.244	
ELEMENT ID 280	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
6	- .368	9.903	.000	.000	.000	5.185	
ELEMENT ID 282	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
5	- .404	9.963	.000	.000	.000	5.105	
ELEMENT ID 284	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
4	- .519	9.666	.000	.000	.000	4.877	
ELEMENT ID 286	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
3	- .557	8.822	.000	.000	.000	4.408	
ELEMENT ID 288	-----	JOINT F(X)	F(Y)	F(Z)	M(X)	M(Y)	M(Z)
2	- .424	7.775	.000	.000	.000	3.697	

J O I N T D I S P L A C E M E N T S

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

J O I N T	U (X)	U (Y)	U (Z)	R (X)	R (Y)	R (Z)
3	.000847	-.003168	.000000	.000000	.000000	-.000177
4	.001045	-.005434	.000000	.000000	.000000	.000176
5	-.000257	-.007596	.000000	.000000	.000000	.000500
6	-.002648	-.008964	.000000	.000000	.000000	.000398
7	-.005393	-.009752	.000000	.000000	.000000	.000192
8	-.008239	-.010390	.000000	.000000	.000000	.000087
9	-.011177	-.010977	.000000	.000000	.000000	.000053
10	-.014226	-.011542	.000000	.000000	.000000	.000047
11	-.017394	-.012088	.000000	.000000	.000000	.000052
12	-.020675	-.012499	.000000	.000000	.000000	.000062
13	-.024076	-.012915	.000000	.000000	.000000	.000078
14	-.027596	-.013328	.000000	.000000	.000000	.000094
15	-.031233	-.013737	.000000	.000000	.000000	.000112
16	-.034985	-.014143	.000000	.000000	.000000	.000132
17	-.038847	-.014543	.000000	.000000	.000000	.000154
18	-.042817	-.014933	.000000	.000000	.000000	.000175
19	-.046890	-.015312	.000000	.000000	.000000	.000194
20	-.051061	-.015696	.000000	.000000	.000000	.000216
21	-.055339	-.016489	.000000	.000000	.000000	.000236
22	-.059707	-.017248	.000000	.000000	.000000	.000248
23	-.064154	-.017991	.000000	.000000	.000000	.000257
24	-.068672	-.018719	.000000	.000000	.000000	.000262
25	-.073262	-.019219	.000000	.000000	.000000	.000274
26	-.077926	-.019734	.000000	.000000	.000000	.000288
27	-.082655	-.020721	.000000	.000000	.000000	.000303
28	-.087436	-.021715	.000000	.000000	.000000	.000324
29	-.092277	-.023440	.000000	.000000	.000000	.000343
30	-.097157	-.025157	.000000	.000000	.000000	.000363
31	-.102106	-.027869	.000000	.000000	.000000	.000380
32	-.107106	-.030527	.000000	.000000	.000000	.000388
33	-.110136	-.032591	.000000	.000000	.000000	.000378

PROGRAM:SAP90/FILE:PROTMEIA.SOL
 PROTESE CORXO-FEMORAL MEIA (C-Co-Mo)

J O I N T D I S P L A C E M E N T S

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

J O I N T	U (X)	U (Y)	U (Z)	R (X)	R (Y)	R (Z)
3	.002567	-.001987	.000000	.000000	.000000	-.000455
4	.005388	-.003269	.000000	.000000	.000000	-.000516
5	.008647	-.004711	.000000	.000000	.000000	-.000550
6	.012050	-.006320	.000000	.000000	.000000	-.000541
7	.015323	-.008103	.000000	.000000	.000000	-.000485
8	.018201	-.010065	.000000	.000000	.000000	-.000382
9	.020442	-.012206	.000000	.000000	.000000	-.000240
10	.021831	-.014517	.000000	.000000	.000000	-.000082
11	.022141	-.016984	.000000	.000000	.000000	.000059
12	.021008	-.019802	.000000	.000000	.000000	.000294
13	.017690	-.023120	.000000	.000000	.000000	.000926
14	.011691	-.025953	.000000	.000000	.000000	.001418
15	.004203	-.027517	.000000	.000000	.000000	.001294
16	-.003662	-.028308	.000000	.000000	.000000	.001059
17	-.011606	-.028879	.000000	.000000	.000000	.000944
18	-.019623	-.029351	.000000	.000000	.000000	.000903
19	-.027728	-.029767	.000000	.000000	.000000	.000891
20	-.035927	-.030169	.000000	.000000	.000000	.000897
21	-.044230	-.031372	.000000	.000000	.000000	.000908
22	-.052621	-.032535	.000000	.000000	.000000	.000916
23	-.061091	-.033679	.000000	.000000	.000000	.000922
24	-.069626	-.034808	.000000	.000000	.000000	.000923
25	-.078236	-.035515	.000000	.000000	.000000	.000940
26	-.086930	-.036233	.000000	.000000	.000000	.000952
27	-.095683	-.037819	.000000	.000000	.000000	.000965
28	-.104488	-.039415	.000000	.000000	.000000	.000987
29	-.113351	-.042343	.000000	.000000	.000000	.001006
30	-.122245	-.045266	.000000	.000000	.000000	.001028
31	-.131216	-.049990	.000000	.000000	.000000	.001048
32	-.140233	-.054657	.000000	.000000	.000000	.001056
33	-.145679	-.058340	.000000	.000000	.000000	.001050

JOINT DISPLACEMENTS

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

JOINT	U(X)	U(Y)	U(Z)	R(X)	R(Y)	R(Z)
3	.000242	-.003518	.000000	.000000	.000000	-.000067
4	.000036	-.005754	.000000	.000000	.000000	.000174
5	-.001271	-.008070	.000000	.000000	.000000	.000433
6	-.003586	-.010103	.000000	.000000	.000000	.000508
7	-.006513	-.011889	.000000	.000000	.000000	.000508
8	-.009874	-.013628	.000000	.000000	.000000	.000541
9	-.013654	-.015377	.000000	.000000	.000000	.000603
10	-.017866	-.017143	.000000	.000000	.000000	.000673
11	-.022517	-.018890	.000000	.000000	.000000	.000731
12	-.027584	-.020463	.000000	.000000	.000000	.000789
13	-.033098	-.022101	.000000	.000000	.000000	.000864
14	-.039073	-.023767	.000000	.000000	.000000	.000940
15	-.045515	-.025454	.000000	.000000	.000000	.001016
16	-.052427	-.027164	.000000	.000000	.000000	.001092
17	-.059812	-.028896	.000000	.000000	.000000	.001170
18	-.067677	-.030653	.000000	.000000	.000000	.001249
19	-.076027	-.032447	.000000	.000000	.000000	.001339
20	-.084880	-.034376	.000000	.000000	.000000	.001473
21	-.094312	-.037243	.000000	.000000	.000000	.001602
22	-.104242	-.039984	.000000	.000000	.000000	.001685
23	-.114612	-.042689	.000000	.000000	.000000	.001752
24	-.125385	-.045346	.000000	.000000	.000000	.001792
25	-.136532	-.047486	.000000	.000000	.000000	.001850
26	-.148092	-.049816	.000000	.000000	.000000	.001959
27	-.160129	-.053423	.000000	.000000	.000000	.002087
28	-.172587	-.057097	.000000	.000000	.000000	.002231
29	-.185541	-.062791	.000000	.000000	.000000	.002360
30	-.198895	-.068461	.000000	.000000	.000000	.002486
31	-.212732	-.076946	.000000	.000000	.000000	.002585
32	-.226965	-.085068	.000000	.000000	.000000	.002622
33	-.235616	-.091058	.000000	.000000	.000000	.002525

PROGRAM:SAP90/FILE:PROTCURT.SOL
PRÓTESE CORXO-FEMORAL CURTA (CR-Co-Mo)

JOINT DISPLACEMENTS

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

JOINT	U(X)	U(Y)	U(Z)	R(X)	R(Y)	R(Z)
3	.003786	-.001131	.000000	.000000	.000000	-.000694
4	.008391	-.001798	.000000	.000000	.000000	-.000916
5	.014382	-.002507	.000000	.000000	.000000	-.001129
6	.021570	-.003262	.000000	.000000	.000000	-.001316
7	.029782	-.004069	.000000	.000000	.000000	-.001472
8	.038848	-.004932	.000000	.000000	.000000	-.001598
9	.048607	-.005853	.000000	.000000	.000000	-.001696
10	.058912	-.006833	.000000	.000000	.000000	-.001775
11	.069618	-.007858	.000000	.000000	.000000	-.001847
12	.080563	-.009469	.000000	.000000	.000000	-.001886
13	.091463	-.011365	.000000	.000000	.000000	-.001852
14	.101941	-.013571	.000000	.000000	.000000	-.001740
15	.111539	-.016114	.000000	.000000	.000000	-.001544
16	.119767	-.018999	.000000	.000000	.000000	-.001260
17	.126150	-.022214	.000000	.000000	.000000	-.000905
18	.130210	-.025766	.000000	.000000	.000000	-.000479
19	.131357	-.029733	.000000	.000000	.000000	.000092
20	.128868	-.034278	.000000	.000000	.000000	.000921
21	.122063	-.039581	.000000	.000000	.000000	.002025
22	.111375	-.043627	.000000	.000000	.000000	.002456
23	.099214	-.046127	.000000	.000000	.000000	.002177
24	.086791	-.047975	.000000	.000000	.000000	.001927
25	.074320	-.049029	.000000	.000000	.000000	.001824
26	.061762	-.050007	.000000	.000000	.000000	.001760
27	.049150	-.052192	.000000	.000000	.000000	.001724
28	.036492	-.054371	.000000	.000000	.000000	.001717
29	.023778	-.058453	.000000	.000000	.000000	.001722
30	.011043	-.062531	.000000	.000000	.000000	.001741
31	-.001775	-.069181	.000000	.000000	.000000	.001763
32	-.014634	-.075769	.000000	.000000	.000000	.001772
33	-.022390	-.080996	.000000	.000000	.000000	.001772

JOINT DISPLACEMENTS

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

JOINT	U(X)	U(Y)	U(Z)	R(X)	R(Y)	R(Z)
3	.000409	-.003436	.000000	.000000	.000000	-.000082
4	.000446	-.005567	.000000	.000000	.000000	.000080
5	-.000280	-.007855	.000000	.000000	.000000	.000263
6	-.001861	-.010153	.000000	.000000	.000000	.000408
7	-.004203	-.012416	.000000	.000000	.000000	.000523
8	-.007218	-.014666	.000000	.000000	.000000	.000631
9	-.010854	-.016911	.000000	.000000	.000000	.000739
10	-.015067	-.019140	.000000	.000000	.000000	.000837
11	-.019800	-.021310	.000000	.000000	.000000	.000905
12	-.024987	-.023290	.000000	.000000	.000000	.000971
13	-.030653	-.025359	.000000	.000000	.000000	.001062
14	-.036837	-.027489	.000000	.000000	.000000	.001163
15	-.043592	-.029680	.000000	.000000	.000000	.001269
16	-.050990	-.031948	.000000	.000000	.000000	.001385
17	-.059124	-.034307	.000000	.000000	.000000	.001514
18	-.068084	-.036765	.000000	.000000	.000000	.001654
19	-.077952	-.039361	.000000	.000000	.000000	.001831
20	-.088879	-.042264	.000000	.000000	.000000	.002119
21	-.101091	-.046438	.000000	.000000	.000000	.002418
22	-.114400	-.050409	.000000	.000000	.000000	.002602
23	-.128519	-.054260	.000000	.000000	.000000	.002716
24	-.143232	-.057998	.000000	.000000	.000000	.002767
25	-.158464	-.061076	.000000	.000000	.000000	.002840
26	-.174476	-.064597	.000000	.000000	.000000	.003064
27	-.191767	-.070157	.000000	.000000	.000000	.003397
28	-.210561	-.076034	.000000	.000000	.000000	.003794
29	-.231149	-.085276	.000000	.000000	.000000	.004163
30	-.253296	-.094631	.000000	.000000	.000000	.004459
31	-.276768	-.108636	.000000	.000000	.000000	.004603
32	-.300763	-.121682	.000000	.000000	.000000	.004499
33	-.314933	-.131194	.000000	.000000	.000000	.004281

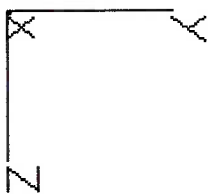
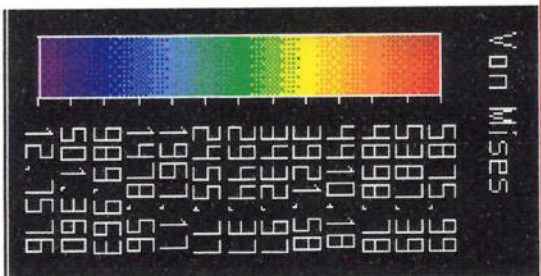
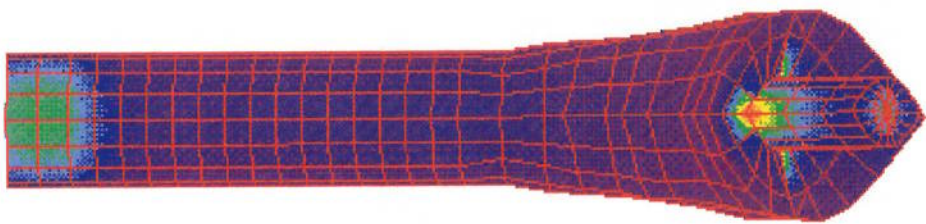
JOINT DISPLACEMENTS

LOAD CONDITION 1 - DISPLACEMENTS "U" AND ROTATIONS "R"

JOINT	U(X)	U(Y)	U(Z)	R(X)	R(Y)	R(Z)
3	.000719	-.003242	.000000	.000000	.000000	-.000151
4	.000834	-.005504	.000000	.000000	.000000	.000180
5	-.000476	-.007698	.000000	.000000	.000000	.000492
6	-.002861	-.009200	.000000	.000000	.000000	.000424
7	-.005650	-.010195	.000000	.000000	.000000	.000257
8	-.008610	-.011068	.000000	.000000	.000000	.000182
9	-.011734	-.011913	.000000	.000000	.000000	.000171
10	-.015046	-.012749	.000000	.000000	.000000	.000185
11	-.018553	-.013569	.000000	.000000	.000000	.000205
12	-.022249	-.014243	.000000	.000000	.000000	.000227
13	-.026143	-.014933	.000000	.000000	.000000	.000257
14	-.030236	-.015623	.000000	.000000	.000000	.000287
15	-.034524	-.016311	.000000	.000000	.000000	.000318
16	-.039005	-.016997	.000000	.000000	.000000	.000352
17	-.043674	-.017676	.000000	.000000	.000000	.000387
18	-.048527	-.018345	.000000	.000000	.000000	.000422
19	-.053557	-.019001	.000000	.000000	.000000	.000455
20	-.058761	-.019674	.000000	.000000	.000000	.000497
21	-.064153	-.020859	.000000	.000000	.000000	.000533
22	-.069703	-.021987	.000000	.000000	.000000	.000556
23	-.075396	-.023090	.000000	.000000	.000000	.000574
24	-.081220	-.024167	.000000	.000000	.000000	.000584
25	-.087167	-.024949	.000000	.000000	.000000	.000604
26	-.093245	-.025765	.000000	.000000	.000000	.000630
27	-.099444	-.027204	.000000	.000000	.000000	.000660
28	-.105741	-.028656	.000000	.000000	.000000	.000698
29	-.112152	-.031083	.000000	.000000	.000000	.000733
30	-.118642	-.033493	.000000	.000000	.000000	.000768
31	-.125252	-.037233	.000000	.000000	.000000	.000797
32	-.131963	-.040878	.000000	.000000	.000000	.000811
33	-.136038	-.043671	.000000	.000000	.000000	.000791

ANEXO II

CONJUNTO DE DADOS E RESULTADOS OBTIDOS NO PROGRAMA "ALGOR"



SVIEW 4.12 File:protco-mo 97/01/05 15:44 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo= -91 Lo= 1 R= -90

CORDENADAS DOS NÓS

MODELOS PROTCO-M, PROTTI, PROTOSSO E PROTIFLEX

1**** Algor (c) Static FEA Reaction Processor MKRFO 15-FEB-94 version 11.04-3H

DATE: JANUARY 5, 1997
TIME: 03:46 PM

SUPERFICIE

1**** NODAL DATA

NO. DX DY DZ RX RY RZ X Y Z T
NODE BOUNDARY CONDITION CODES NODAL POINT COORDINATES

1337	0	0	0	1	1	1	1	-1.640E+00	6.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1336	0	0	0	1	1	1	1	-1.440E+00	6.440E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1335	0	0	0	1	1	1	1	-1.280E+00	6.320E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1334	0	0	0	1	1	1	1	-1.120E+00	6.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1333	0	0	0	1	1	1	1	-1.040E+00	5.760E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1332	0	0	0	1	1	1	1	-9.600E-01	5.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1331	0	0	0	1	1	1	1	-8.800E-01	5.200E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1329	0	0	0	1	1	1	1	-8.000E-01	5.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1145	0	0	0	1	1	1	1	-7.200E-01	4.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1143	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	4.200E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1141	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.960E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1139	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.720E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1137	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.480E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1135	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.240E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1133	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1131	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.760E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1129	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.520E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1127	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.280E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1125	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.040E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1123	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.800E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1121	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.560E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1119	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.320E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1117	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.080E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1115	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	8.400E-01	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1113	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	6.000E-01	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1109	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E-01	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1105	1	1	1	1	1	1	1	-6.800E-01	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

COORDENADAS DOS NÓS

MODELOS PROTCO-M, PROTTI, PROTOSSO E PROTFLX

1**** Algor (c) Static FEA Reaction Processor MKRFO 15-FEB-94 version 11.04-3H

DATE: JANUARY 5, 1997
TIME: 03:46 PM

1**** NODAL DATA

INTERFACE

NODE BOUNDARY CONDITION CODES X Y Z NODAL POINT COORDINATES
NO DX DY DZ RX RY RZ

218	0	0	0	1	1	1	1	-1.400E+00	6.700E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
212	0	0	0	1	1	1	1	-1.000E+00	6.400E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
207	0	0	0	1	1	1	1	-9.000E-01	6.100E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
202	0	0	0	1	1	1	1	-8.000E-01	5.800E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
198	0	0	0	1	1	1	1	-7.400E-01	5.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
193	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	5.280E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
188	0	0	0	1	1	1	1	-5.600E-01	5.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
183	0	0	0	1	1	1	1	-5.200E-01	4.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
729	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	4.200E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
727	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	3.960E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
722	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	3.720E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
717	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	3.480E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
712	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	3.240E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
707	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	3.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
702	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	2.760E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
697	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	2.520E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
693	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	2.280E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
688	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	2.040E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
683	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	1.800E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
678	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	1.560E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
673	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	1.320E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
668	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	1.080E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
665	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	8.400E-01	1.103E-07	0.000E+00	0.000E+00
661	0	0	0	1	1	1	1	-4.800E-01	6.000E-01	1.103E-07	0.000E+00	0.000E+00

MODELO PROTCO-M

NODE LOAD

SUPERFICIE

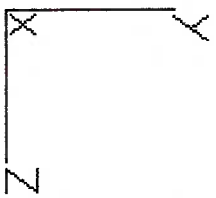
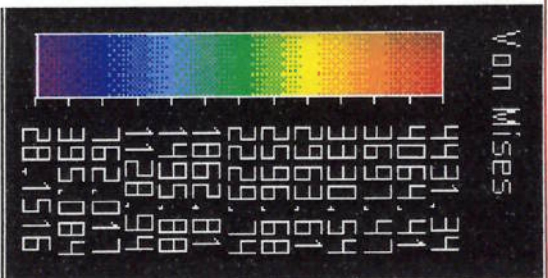
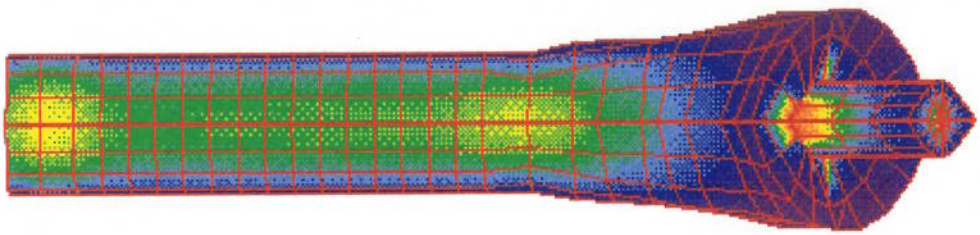
	NODE	FORCE-X	FORCE-Y	FORCE-Z	MOMENT-X	MOMENT-Y	MOMENT-Z
1337	3.0919E-07	-1.4051E-06	-3.3045E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1336	1.5106E+00	-3.0431E+00	-9.7982E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1335	1.9498E+00	-3.8193E+00	-4.1120E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1334	1.5317E+00	-4.0712E+00	-1.6410E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1333	1.3067E+00	-4.4835E+00	3.1386E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1332	1.1947E+00	-5.5718E+00	1.6533E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1331	1.3666E+00	-4.8093E+00	-7.7687E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1329	1.2100E+00	-6.7995E+00	3.1047E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1145	6.3308E-01	-6.6480E+00	1.0983E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1143	2.2403E-01	-6.8193E+00	-8.7717E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1141	4.8223E-02	-6.3600E+00	-1.1947E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1139	3.3573E-02	-6.1489E+00	-1.1295E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1137	1.6407E-02	-6.0593E+00	-1.0279E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1135	1.6297E-02	-5.9989E+00	-1.0559E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1133	1.9244E-02	-5.9324E+00	-1.0866E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1131	2.2824E-02	-5.8529E+00	-1.3005E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1129	2.6487E-02	-5.7592E+00	-1.3710E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1127	2.9679E-02	-5.6513E+00	-1.4372E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1125	3.0912E-02	-5.5324E+00	-1.4691E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1123	2.3266E-02	-5.4156E+00	-1.3640E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1121	1.5482E-02	-5.3557E+00	-7.0262E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1119	2.1382E-01	-5.5839E+00	1.8024E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1117	7.3004E-01	-6.9014E+00	1.3693E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1115	4.6835E+00	-1.2940E+01	4.5560E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1113	1.6572E+00	-2.9393E+01	6.8438E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1109	7.5253E-01	-3.2662E+01	5.2844E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1105	1.7468E+01	-3.9522E+01	8.6030E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00

MODELO PROTCO-M

NODE LOAD

INTERFACE

NODE	FORCE-X	FORCE-Y	FORCE-Z	MOMENT-X	MOMENT-Y	MOMENT-Z
218	-1.9281E+00	5.5147E+00	1.1381E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
215	2.9118E-01	-1.6956E+00	-7.5707E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
212	1.1751E+00	-2.2611E+00	-2.6692E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
207	-7.2954E-01	3.2154E+00	-7.0504E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
202	1.0090E+00	-2.9154E+00	-1.1283E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
198	1.0655E+00	-3.4089E+00	5.1154E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
193	8.1419E-01	-3.8299E+00	-1.7556E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
188	9.0595E-01	-3.4583E+00	-1.2086E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
183	-1.5102E-01	4.2377E+00	8.8497E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
729	-4.6289E-02	4.7413E+00	2.0645E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
727	-5.2471E-02	4.5151E+00	-1.0489E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
722	1.2565E-02	4.4505E+00	-8.6037E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
717	2.0703E-02	4.4137E+00	-8.1469E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
712	1.8331E-02	4.3659E+00	8.5405E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
707	1.5360E-02	4.3069E+00	-9.2109E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
702	1.2379E-02	4.2373E+00	-1.0005E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
697	1.0082E-02	4.1573E+00	-1.0865E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
693	9.5214E-03	4.0684E+00	-1.1710E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
688	1.5826E-02	3.9772E+00	-1.2299E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
683	4.8505E-02	3.9101E+00	-1.1899E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
678	1.9934E-01	3.9856E+00	-7.1994E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
673	7.1372E-01	4.5692E+00	8.9413E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
668	3.3602E+00	7.7726E+00	1.0727E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
665	7.1443E+00	1.4756E+01	2.3508E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
661	-1.6263E+00	3.5989E+01	-9.0956E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00



VIEW 4,12 File:PROT0550 97/01/05 17:34 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo=-92 La= 0 R=-90

MODELO PROTOSO

NODE LOAD

SUPERFICIE

NODE FORCE-X FORCE-Y FORCE-Z MOMENT-X MOMENT-Y MOMENT-Z

1337	4.5958E-07	-4.3349E-06	-2.9163E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1336	5.6389E+00	-1.4097E+01	5.0975E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1335	8.7190E+00	-2.0366E+01	-2.3203E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1334	9.0404E+00	-2.3754E+01	-8.1385E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1333	7.4651E+00	-2.6184E+01	7.7355E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1332	6.8882E+00	-3.2205E+01	5.8552E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1331	8.1419E+00	-2.7604E+01	-2.5415E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1329	6.5054E+00	-3.6916E+01	8.7040E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1145	3.3897E+00	-3.2921E+01	1.7508E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1143	1.1336E+00	-3.0782E+01	5.6804E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1141	3.1981E-01	-2.8058E+01	2.6862E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1139	5.7514E-02	-2.7171E+01	-4.3028E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1137	1.9557E-02	-2.6928E+01	3.6730E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1135	2.2119E-02	-2.6818E+01	-3.1869E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1133	2.8533E-02	-2.6708E+01	3.0721E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1131	3.5646E-02	-2.6578E+01	-3.1232E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1129	4.2185E-02	-2.6419E+01	3.2658E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1127	4.8944E-02	-2.6232E+01	-3.4397E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1125	5.5947E-02	-2.6014E+01	3.8682E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1123	6.1811E-02	-2.5765E+01	3.7546E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1121	5.9870E-02	-2.5489E+01	-3.7408E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1119	5.6358E-03	-2.5242E+01	3.3267E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1117	2.0030E-01	2.5294E+01	3.7716E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1115	1.5920E+00	2.7004E+01	-1.5803E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1113	6.9961E-01	3.2625E+01	2.0776E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1109	1.2247E+00	-3.4275E+01	-1.1663E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1105	-1.6731E+01	-3.9516E+01	9.1926E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00

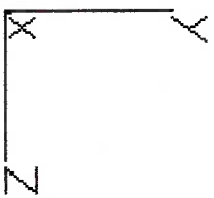
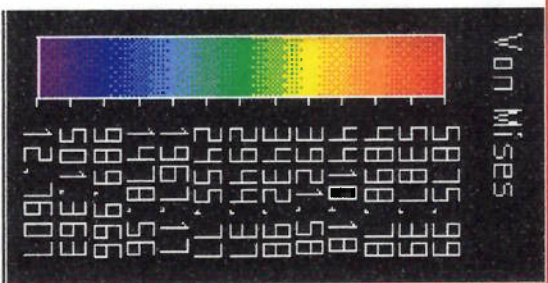
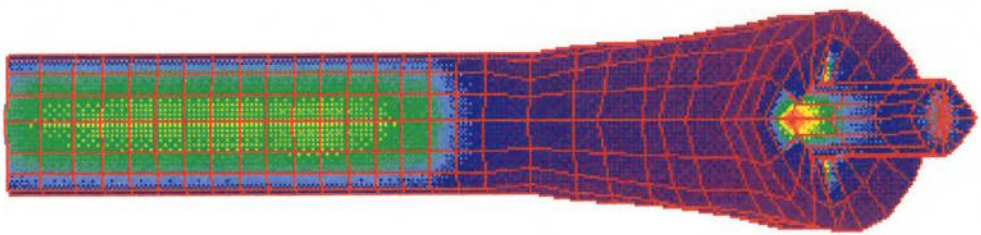
MODELO PROTOSSO

NODE LOAD

INTERFACE

NODE FORCE-x FORCE-y FORCE-z MOMENT-x MOMENT-y MOMENT-z

218	-7.7004E+00	4.9903E+00	1.6430E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
215	1.1791E+00	-6.1843E+00	-5.1450E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
212	2.8807E+00	-1.1921E+01	-1.3414E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
212	4.6618E+00	-1.1936E+01	-2.0337E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
207	5.1936E+00	-1.3877E+01	-1.1566E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
202	5.9676E+00	-1.7080E+01	1.1579E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
198	5.9462E+00	-1.8023E+01	5.8896E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
193	-4.7269E+00	2.5445E+00	-3.0262E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
188	5.7921E+00	-1.8900E+01	8.6903E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
183	-1.9812E+00	1.9074E+01	9.7865E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
729	-6.9569E-01	2.0453E+01	-6.7806E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
727	-1.4700E-01	2.0313E+01	-3.1936E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
722	5.3835E-02	2.0020E+01	-2.5774E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
717	7.2440E-02	1.9841E+01	-1.9808E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
712	6.9906E-02	1.9724E+01	-1.7477E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
707	6.5025E-02	1.9617E+01	-1.7389E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
702	6.1677E-02	1.9498E+01	-1.8666E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
697	5.9452E-02	1.9361E+01	-2.0587E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
693	5.7452E-02	1.9204E+01	-2.2722E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
688	5.4997E-02	1.9027E+01	-2.4577E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
683	5.4087E-02	1.8831E+01	-2.5168E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
678	7.8122E-02	1.8640E+01	-2.2083E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
673	2.2244E-01	1.8543E+01	-1.0427E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
668	1.1030E+00	1.9135E+01	2.9778E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
665	2.5366E+00	2.1371E+01	8.1624E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
661	-5.6828E-01	3.1473E+01	-4.6054E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00



VIEW 4.12 FILE:PROTCURTA 97/01/05 18:37 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo=-92 La= 1 R=-90

COORDENADAS DOS NÓS

MODELO PROTCURT

1**** Algor (c) Static FEA Reaction Processor MKRFO 15-FEB-94 version 11.04-3H

DATE: JANUARY 5,1997
 TIME: 03:46 PM

SUPERFICIE

1**** NODAL DATA

NODE BOUNDARY CONDITION CODES NODAL POINT COORDINATES
 NO. DX DY DZ RX RY RZ X Y Z T

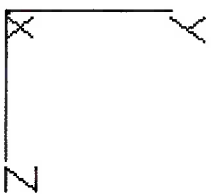
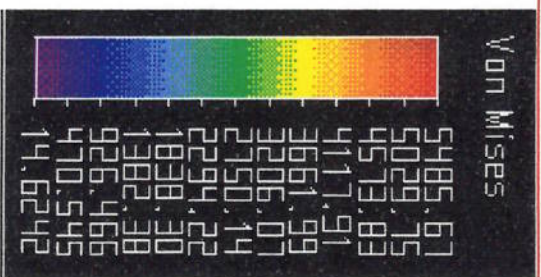
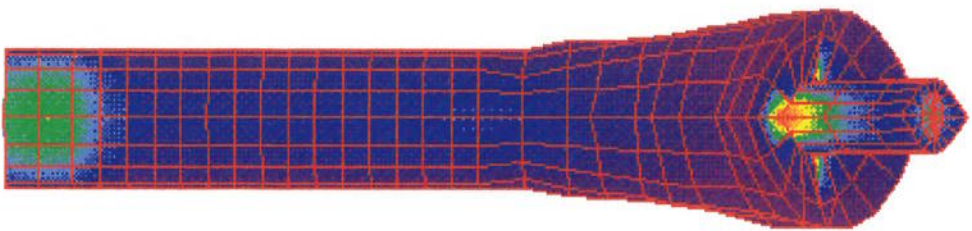
1116	0	0	0	1	1	1	1	-1.640E+00	6.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1115	0	0	0	1	1	1	1	-1.440E+00	6.440E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1114	0	0	0	1	1	1	1	-1.280E+00	6.320E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1113	0	0	0	1	1	1	1	-1.120E+00	6.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1112	0	0	0	1	1	1	1	-1.040E+00	5.760E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1111	0	0	0	1	1	1	1	-9.600E-01	5.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1110	0	0	0	1	1	1	1	-8.800E-01	5.200E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
833	0	0	0	1	1	1	1	-7.200E-01	4.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
831	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	4.200E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
829	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.960E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
827	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.720E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
823	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.480E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
819	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.240E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
815	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
811	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.760E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
807	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.520E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
803	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.280E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
799	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.040E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
795	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.800E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
791	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.560E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
787	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.320E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
783	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.080E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
779	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	8.400E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
775	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	6.000E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
771	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00
767	1	1	1	1	1	1	1	-6.800E-01	0.000E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00

MODELO PROTCURT

NODE LOAD

SUPERFICIE

NODE	FORCE-x	FORCE-y	FORCE-z	MOMENT-x	MOMENT-y	MOMENT-z
1116	-2.9568E-07	1.3244E-06	3.3045E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1115	-1.5106E+00	3.0431E+00	-7.3047E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1114	-1.9498E+00	3.8194E+00	-1.4277E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1113	1.5317E+00	-4.0712E+00	1.6408E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1112	1.3067E+00	-4.4837E+00	1.0985E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1111	1.1947E+00	-5.5720E+00	1.0241E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1110	1.3638E+00	-4.8061E+00	1.3361E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
833	6.0598E-01	-6.7337E+00	1.5756E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
831	6.3763E-01	9.1245E+00	1.7696E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
829	4.7943E+00	1.5307E+01	4.7652E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
827	1.3868E+00	3.1605E+01	3.0465E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
823	9.5546E-01	3.3991E+01	-1.2051E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
819	7.1618E-01	3.5925E+01	-1.2754E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
815	1.9506E-01	3.6636E+01	-5.9039E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
811	1.1540E-02	3.6709E+01	-1.8550E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
807	2.8243E-02	-3.6603E+01	1.2239E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
803	1.8863E-02	-3.6496E+01	6.3618E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
799	-6.7773E-03	3.6418E+01	5.5430E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
795	2.9262E-05	3.6360E+01	6.5229E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
791	1.9669E-03	3.6310E+01	8.5450E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
787	-1.2466E-02	3.6255E+01	1.4891E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
783	-3.0540E-02	3.6158E+01	2.7506E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
779	-2.1213E-01	3.5944E+01	3.4435E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
775	3.3531E-01	3.5557E+01	-6.1228E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
771	1.8488E+00	-3.5496E+01	-1.6571E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
767	-1.6190E+01	-3.9358E+01	9.7324E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00



VIEW 4.12 File:PROTTI 97/01/05 17:08 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo= -91 La= 1 R= -90

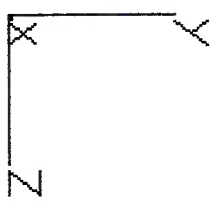
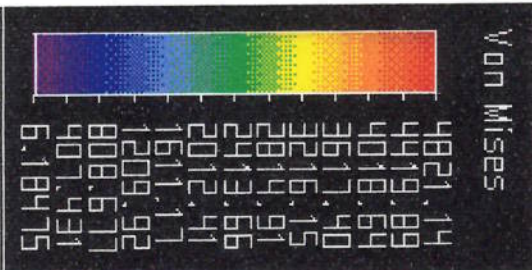
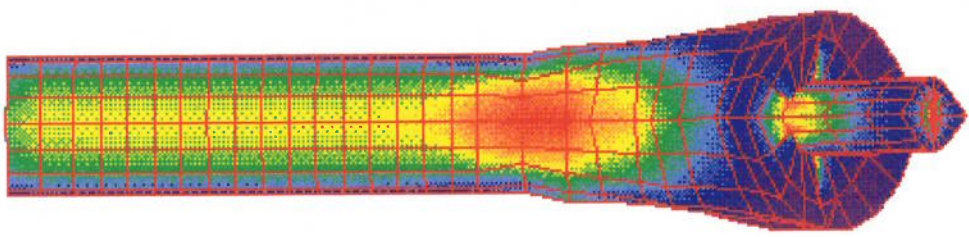
MODELO PROTTI

NODE LOAD

SUPERFICIE

NODE FORCE-x FORCE-y FORCE-z MOMENT-x MOMENT-y MOMENT-z

1337	4.2805E-07	-2.4597E-06	-6.2215E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1336	2.5334E+00	-5.2702E+00	1.7368E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1335	3.3545E+00	-6.7651E+00	7.4986E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1334	2.7559E+00	-7.3163E+00	2.9680E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1333	2.3425E+00	-8.0561E+00	1.7095E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1332	2.1489E+00	-9.9941E+00	-5.4013E-03	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1331	2.4544E+00	-8.6036E+00	2.2142E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1329	2.1545E+00	-1.2036E+01	8.0804E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1145	1.1196E+00	-1.1580E+01	2.8875E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1143	3.9185E-01	-1.1697E+01	-1.0694E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1141	8.8184E-02	-1.0875E+01	-1.9177E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1139	5.1813E-02	-1.0523E+01	-1.8892E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1137	2.4488E-02	-1.0382E+01	-1.7043E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1135	2.4239E-02	-1.0291E+01	-1.7300E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1133	2.8710E-02	-1.0191E+01	-1.7753E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1131	3.4234E-02	-1.0072E+01	-1.8459E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1129	3.9934E-02	-9.9306E+00	-1.9314E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1127	4.5439E-02	-9.7665E+00	-2.0267E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1125	4.9695E-02	-9.5811E+00	-2.1227E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1123	4.7184E-02	-9.3829E+00	-2.1954E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1121	1.9298E-02	-9.2135E+00	-2.1850E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1119	1.4555E-01	9.2630E+00	5.8115E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1117	6.0369E-01	1.0229E+01	1.1576E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1115	4.1360E+00	1.5385E+01	4.0375E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1113	1.4796E+00	2.9924E+01	4.2973E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1109	8.2412E-01	-3.2930E+01	1.2496E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1105	-1.7345E+01	-3.9524E+01	8.6996E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00



SVIEW 4.12 File:PROTFLEX 97/01/05 18:10 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo=-91 La= 2 R=-90

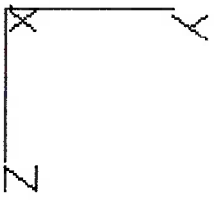
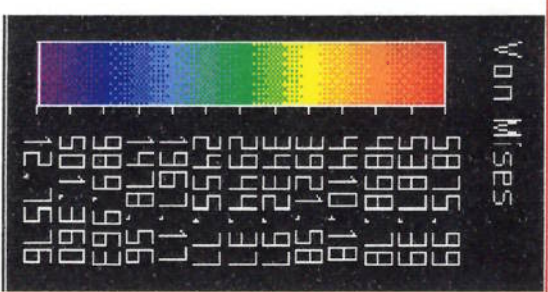
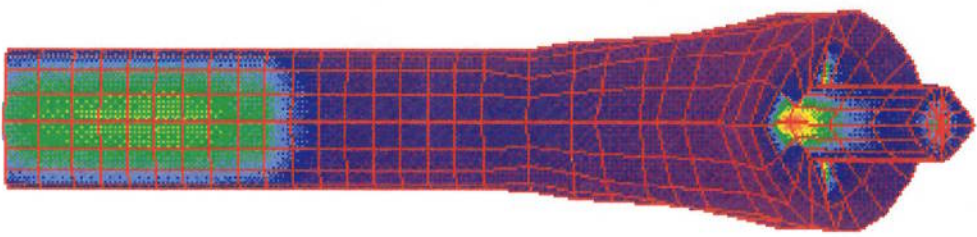
MODELO PROFLEX

NODE LOAD

SUPERFICIE

NODE FORCE-x FORCE-y FORCE-z MOMENT-x MOMENT-y MOMENT-z

1337	-6.1784E-06	-1.0942E-05	7.3075E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1336	6.3921E+00	-1.7920E+01	3.5384E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1335	1.1523E+01	-2.8873E+01	-1.2653E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1334	1.4937E+01	-3.8100E+01	-2.4887E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1333	1.1954E+01	-4.3951E+01	-3.8656E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1332	1.0519E+01	-5.4606E+01	-3.9609E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1331	1.5189E+01	-4.8455E+01	-1.7273E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1329	8.8945E+00	-6.3988E+01	-4.1000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1145	5.1525E+00	-5.5933E+01	7.1697E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1143	2.1010E+00	-4.6687E+01	5.4996E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1141	9.0663E-01	-3.9932E+01	1.2108E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1139	1.2470E-01	-3.7252E+01	-6.9874E-03	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1137	4.3882E-02	-3.6206E+01	-2.4105E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1135	2.9436E-02	-3.5739E+01	-1.5849E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1133	2.3362E-02	-3.5529E+01	-8.8652E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1131	1.4577E-02	-3.5446E+01	-7.2968E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1129	8.1924E-03	-3.5418E+01	-8.7485E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1127	5.4695E-03	-3.5404E+01	-1.0925E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1125	5.1665E-03	-3.5380E+01	-1.2787E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1123	5.4627E-03	-3.5342E+01	-1.4023E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1121	3.9684E-03	-3.5289E+01	1.4616E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1119	-3.5921E-03	3.5230E+01	1.1938E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1117	1.1015E-02	3.5174E+01	1.3699E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1115	7.0637E-02	-3.5132E+01	-2.0244E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1113	3.3277E-01	3.5154E+01	6.9205E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1109	-1.7405E+00	3.5362E+01	6.0758E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1105	-1.6251E+01	-3.9403E+01	9.6582E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00



VIEW 4.12 File:PROTMEIR 97/01/05 19:13 LC 1/ 1 Vu=U1 Lo=-92 La=-1 R=-90

CORDENADAS DOS NOS

MODELO PROTMEIA

1**** Algor (c) Static FEA Reaction Processor MKRFO 15-FEB-94 version 11.04-3H

DATE: JANUARY 5,1997
TIME: 03:46 PM

SUPERFICIE

1**** NODAL DATA

NO. DX DY DZ RX RY RZ X Y Z T
NODAL POINT COORDINATES BOUNDARY CONDITION CODES

1218	0	0	0	1	1	1	1	-1.640E+00	6.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1217	0	0	0	1	1	1	1	-1.440E+00	6.440E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1216	0	0	0	1	1	1	1	-1.280E+00	6.320E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1215	0	0	0	1	1	1	1	-1.120E+00	6.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1214	0	0	0	1	1	1	1	-1.040E+00	5.760E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1213	0	0	0	1	1	1	1	-9.600E-01	5.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1212	0	0	0	1	1	1	1	-8.800E-01	5.200E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
1210	0	0	0	1	1	1	1	-8.000E-01	5.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
977	0	0	0	1	1	1	1	-7.200E-01	4.600E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
975	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	4.200E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
973	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.960E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
971	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.720E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
969	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.480E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
967	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.240E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
965	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
963	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.760E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
961	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.520E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
959	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.280E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
955	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	2.040E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
951	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.800E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
947	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.560E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
943	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.320E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
939	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	1.080E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
935	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	8.400E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
931	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	6.000E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
927	0	0	0	1	1	1	1	-6.800E-01	3.000E-01	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
923	1	1	1	1	1	1	1	-6.800E-01	0.000E+00	1.701E-07	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

MODELO PROTMEIA

NODE LOAD

SUPERFICIE

NODE FORCE-x FORCE-y FORCE-z MOMENT-x MOMENT-y MOMENT-z

1218	-3.0919E-07	1.4051E-06	3.3045E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1217	-1.5106E+00	3.0431E+00	-7.3047E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1216	1.9498E+00	-3.8193E+00	4.1122E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1215	1.5317E+00	-4.0712E+00	1.6409E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1214	1.3066E+00	-4.4837E+00	1.0985E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1213	1.1946E+00	-5.5722E+00	1.0231E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1212	1.3634E+00	-4.8087E+00	1.3338E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
1210	1.2100E+00	-6.7995E+00	3.1047E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
977	-6.3292E-01	6.6495E+00	-1.1150E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
975	-2.2302E-01	6.8197E+00	-1.2282E-03	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
973	-4.3654E-02	6.3716E+00	1.1152E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
971	-3.5123E-02	6.1533E+00	1.0429E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
969	-3.5021E-03	6.0831E+00	9.1175E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
967	3.9497E-02	6.1122E+00	2.1884E-02	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
965	2.3896E-01	6.4416E+00	-2.4924E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
963	8.1917E-01	7.9091E+00	-1.5384E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
961	4.8938E+00	1.4369E+01	-4.7759E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
959	1.4808E+00	3.1279E+01	-3.1580E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
955	9.1293E-01	3.3617E+01	1.1542E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
951	7.2625E-01	3.5559E+01	1.2661E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
947	2.0098E-01	3.6290E+01	6.0591E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
939	5.6356E-02	-3.6230E+01	2.2381E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
935	2.2923E-01	-3.5968E+01	2.5720E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
931	3.2903E-01	3.5559E+01	-6.2819E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
927	1.8493E+00	-3.5493E+01	-1.6668E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00
923	-1.6191E+01	-3.9356E+01	-9.7328E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00

- [1] GALILEO, G. Dialogues concerning two new sciences, (Grew and Salvi's translation, New York, 1914), 1638.
- [2] WYMAN, M. Animal mechanics: on the cancellated structure of some of the bones of the human body, Boston Soc. of Nat. Hist.; 1849.
- [3] MEYER, H.; Die architectur der spongiosa, ARCHIV. F. Anat. Phys. und Wissensch Medizin, p. 613, 1867.
- [4] SCHAMID, G. W.; SCHONBEIN, S. L.; Frontiers in Biomechanics, ed. Springer-Verlag New York inc. 1986.
- [5] WOLFF, J.; Über die Innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum, Virchow's Arch. f. path. Anat. u. Phys.; 50, 389, 1870.
- [6] ROUX, W.; Ges Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen, Bd. I.; Funktionelle Anpassung (Leipzig), 1895.
- [7] PAUWELS, F.; Bedeutung und Kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung, Arztl. Wochr.; 3, 379, 1948.
- [8] KUMMER, B.; Photoelastic studies on the functional structure of bone, Folia Biotheoretica, 6, 31-40, 1966.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [9] JONES, H.H.; PRIEST, J.D.; HAYES, W.C.; TICHENOR, C.C.; and NAGEL, D.A.; **Humeral hypertrophy in response to exercise**, *J. Bone Joint Surg.* 59(A), 204-208.
- [10] WOO, S.L.Y.; KUEI, S.C.; DILLON, W.A.; WHITE, F.C.; and AKESON, W.H.; **The effects of stresses on long bone remodelling: A study of Wolff's law**, *Trans, 25th AMOR*, 4, 93, 1979.
- [11] FROST, H.M.; **Dynamics of bone remodelling**, In: Frost, H.M. (ed.) *Bone Biodynamics*, Little, Brown and Co.; Boston, MA; 315-333, 1964.
- [12] MARTIN, R.B.; **The effects of geometric feedback in the development of osteoporosis**, *J. Biomechanics* 5, 447-455, 1972.
- [13] COWIN, S.C.; and HEGEDUS, D.H.; **Bone remodelling, I: Theory of adaptive elasticity**, *Journal of Elasticity*, 313, 326, 1976.
- [14] GJELSVIK, A.; **Bone remodeling and piezoelectricity-I**, *J. Biomechanics*, 6, 69-77, 1973.
- [15] JOWSEY, J.; **Metabolic Diseases of Bone**, W.B. Saunders Co.; Phila, 1977.
- [16] ALBRIGHT, J.A.; and BRAND, R.A.; **The Scientific Basis of Orthopaedics**, Appleton-Century-Crofts, New York, 1979.
- [17] RAMBAUT, P.C.; and JOHNSON, R.S.; **prolonged weightlessness and calcium loss in man**, *Acta Astronautica*, 6, 1113-1122, 1979.
- [18] MOREY, E.R.; and BAYLINK, D.J.; **Inhibition of bone formation during space flight**, *Science*, 201, 1138, 1978.

[19] FUKADA, E. and YASUDA, On the piezoelectric effect of bone, J. Phys. Soc. Japan, 12, 1158, 1964.

[20] BASSET, C.A.L.; and BECKER, R.O.; Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress, Science, 137, 1063, 1962.

[21] SHAMOS, M.H.; LEVINE, L.S.; and SHAMOS, M.F.; Piezoelectric effect in bone, Nature, 197, 91, 1963.

[22] REINISH, G.B.; and NOWICK, A.S.; Piezoelectric properties of bone as a function of moisture content, Nature, 253, 626, 1975.

[23] GOCHRAN, G.V.B.; PAWLUK, R.J.; and BASSETT, C.A.L.; Electromechanical characteristics of bone under physiologic moisture conditions, Clin. Orthop.; 58, 249, 1968.

[24] BLACK, J.; and KOROSTOFF, E.; Strain-related potentials in living bone, Ann. N.Y. Acad. Sci.; 238, 95, 1974.

[25] FRIEDENBERG, Z.B.; ZENSKY, L.M.; POLLIS, R.P.; and BRIGHTON, C.T.; The response of non-traumatized bone to direct current, J. Bone and Joint Surg.; 56(A), 1023, 1974.

[26] BRIGHTON, C.T.; FRIEDENBERG, Z.B.; MITCHELL, E.I.; and BOOTH, R.E.; Treatment of nonunion with constant direct current, Clin. Orthop.; 124, 106, 1976.

[27] SLOOFF, T.J.; De invloed van het acry-cement bij de fixatie van de heupprothese, Dissertation, Univ of Nijmegen, The Netherlands, 1977.

- [28] STAUFFER N.R., Ten-year follow-up study of total hip replacement with particular reference to roentgenographic loosening of the components. *J. Bone Jt Surg* 1982.
- [29] DE LEE J. G.; CHARNLEY J.; Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop* 1976.
- [30] ARGYRIS, J.H.; **Energy Theorems and Structural Analysis**, Butterworth (reprinted from *Aircraft Eng.*; 1954-55).
- [31] TURNER, M.J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, H.C.; and TOPP, L.J.; **Stiffness and deflection analysis of complex structures**, *J. Aero Sci.*; 1956, 23, 805-23.
- [32] GALLANGHER R.H., PADLOG J., and BULIARD, P.P., Stress analysis of heated complex shapes, *A.R.S. Journal*, 1962.
- [33] KOCH, J.C.; **The laws of bone architecture**, *Amer. J. Anat.*; v 21, 177-298, 1917.
- [34] RYBICKI, E.F.; SIMONEN, F.A.; and WEIS, E.B.; **On the mathematical analysis of stress in the human femur**, *J. Biomech.*; 5, 203-215, 1972
- [35] TORIDIS, T.G.; **Stress analysis of the femur**, *J. Biomechanics*, 2, 163-174, 1969.
- [36] MCLEISH, R.D. and CHARNLEY, J., **Abduction forces in the One-Legged Stance**, *J. Biomechanics*, Vol. 3, 1970.
- [37] BROUN, T.D. and FERGUSON, A.B., **The development of a computational stress analysis of the femur headmapping tensile, compressive and shear stress for the varus and valgus positions**, *J. Bone Joint Surg.* 60(A), 1978

- [38] WOOD, R.D.: **Stress analysis of the femur**, Thesis, Univ. of New South Wales, Australia, 1975.
- [39] VALLIAPPAN, S.; SVENSSON, N.L.; and WOOD, R.D.: **Three-dimensional stress analysis of the human femur**, Comp. in Biol. and Med.; 7, 253-264, 1977.
- [40] HARRIS, L.J.; CHAO, R.; BLOCH, R.; and WEINGARTEN, V.: **A three-dimensional finite element analysis of the proximal third of the femur**, In: Trans, Orthop. Res. Soc.; 3, 16, 1978.
- [41] BROWN, T.D.; and FERGUSON, A.B.; Jr.: **The development of a computational stress analysis of the femoral headmapping tensile, compressive and shear stress for the varus and valgus positions**, J. Bone Joint Surg.; 60 (A), 619-629, 1978.
- [42] ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.; and KOBEL, R.: **A comparative study of finite element and experimental stress analysis of a bone**, 25th AMORS, San Francisco, California, 1979.
- [43] BIOT, M.A.: **General theory of three-dimensional consolidation**, Journal of Applied Physics, 12, 155-164, 1941.
- [44] BIOT, M.A.: **Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media**, Journal of Applied Physics, 33, 1483-1498, 1960.
- [45] ZIENKIEWICZ, O.C.; CHANG, C.T.; and BETTRESS, P.: **Drained, undrained, consolidating and dynamic behaviour assumptions in soils**. Limits of validity, Geotechnique (to be published), 1980.

- [46] ZIENKIEWICZ, O.C.; LEUNG, K.H.; HINTON, E.; and CHANG, C.T. **Earth dam analysis for earthquakes: Numerical solution and constitutive relations for nonlinear (damage) analysis**, Design of Dams to Resist Earthquake, Inst. Civil Eng.; London, 1980.
- [47] HASSLER, C.R.; RYBICKI, E.F.; and MILLS, E.J.; **Quantification of bone stresses during remodeling**, 28th ACEMB, New Orleans, LA, 1975.
- [48] HASSLER, C.R.; RYBICKI, E.F.; SIMONEN, F.A., and WEIS, E.B., **Measurements of healing at an osteotomy in a rabbit calvarium: The influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification**, J. Biomech., 7, 1974.
- [49] HASSLER, C.R.; RYBICKI, E.F.; ROTARU, J. H., HUGHES, K.E., **The effects of electrode configuration and calculated current density upon electrically augmented bone healing in rabbit calvarium**, Proceedings of the 27 th ACEMB, Philadelphia, PA., 1974.
- [50] HASSLER, C.R.; RYBICKI, E.F.; DIEGLE, R.B.; and CLARK, L.C.; **Studies of enhanced bone healing via electrical stimuli: Comparative effectiveness of various parameters**, Clinical Orthopaedics, 24, 9-19, 1977.
- [51] HUISKES, R.; and de WIJN, J.R.; **Heat conduction in acrylic bone cement, a thermodynamic analysis**, Trans. J. Bone and Joint Surg.; 2 (1), 1978.
- [52] HUISKES, R.; **Some fundamental aspects of human joint replacement. Analysis of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures**, Thesis, Eindhoven University, Nijmegen, 1979.

[53] RYBICKI, E.F., WHEELER, K.R., KARAGIANES, M.T., SIMONEN, F.A., HASLER and HUBERT, L.E., **On the design philosophy for a porous metal orthopaedic implant**, Pro. 28th ACEMB, New Orleans, LA, 1975.

[54] RYBICKI, E.F.; GLASER, W.A.; STRANKOWSKI, J.S.; and TAMM, M.A.: **Effects of cartilage stiffness and viscosity on a nonporous compliant bearing lubrication model for living joints**, J. Biomech.; 12, 403-409, 1979.

[55] KLAWITTER, J.J., COOK, S.D., WEINSTEIN, A.M., CLEMON, A.J. and LUNCEFORD, E.M., **Finite element stress analysis of bone ingrowth satabilized hip prostheses**, Trans. of the 11th International Biomaterials Symposium Clemson University, South Carolina, 1979.

[56] RYBICKI, E.F.; STRANKOWSKI, J.S.; TAMM, M.A.; and GLASER, W.A.: **A finite element model for complaint bearing lubrication using a minimization algorithm**, WEAR, 47, 279-292, 1978.

[57] MC NEICE, G.M.; **Effect of hip arthroplasty on stress fields in the proximal femur - A guide to prosthesis design**, Proc. 5th Canadian Medica and Biological Engineering Conference, Montreal, 1974.

[58] BARTEL, D.L.; and ULSOY, G. A.; **The effect of cement modulus and thickness on stresses in bone-prosthesis systems**, 21st AMORS, San Francisco, 1975.

[59] ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE, J.O.; BELTSCCHKO, T.B.; and HAMPTON, S.; **A stress analysis of the formal stem in total hip prostheses**, J. Bone Joint Surg.; 58(A), n.5, 1976.

- [60] BARTEL, D.L.; and DESORMEAUX, S.G.; **Stresses in prosthesis stem as a function of cross-sectional shape**, 22nd AMORS, New Orleans.
- [61] MC NEICE, G.M.; and AMSTUTZ, H.C.; **Stresses in prostheses stems and supporting acrylic- A finite element study of hip replacement**, 22nd AMORS, New Orleans, January, 1976.
- [62] LEWIS, J.L.; **Analytical methods in prosthesis design**, Proc. Workshop on Internal Joint Replacement, Northwestern Univ. Chicago, 127-134, 1977.
- [63] HUISKES, R.; ELANGOVAN, P.L.T.; BANENS, J.P.A.; and SLOOFF, T.J.J.H.; **Finite element computer methods for design and fixation problems of orthopaedic implants**, In: Biomechanics, (eds. E. Asmussen and K. Jorgensen), University Park Press, Baltimore, MD, 1977.
- [64] HUISKES, R., CHAO, E.Y.S., **A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanic: the first decade**, J. Biomechanics, 1983.
- [65] PLANT R.E., and BARTEL D.L., **Finite Element analysis of bone-plate screw system**, Adv. Bioeng. Proc. ASME-WAM, 1974.
- [66] ANDRIACCHI T.P.; GALANTE J.O, BELYTCHKO T.B. HAMPTON S.; **A stress analysis of the femoral stem in total hip prosthesis**, Bone Joint Surg 1976; 58-A: 618-24.
- [67] CROWNSHIELD R.D.; BRAND R.A.; JOHNSTON R.C.; **An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty**, Bone Joint Surg. 1983; 62-A: 68-78.
- [68] GARBOR D.; **Microscopy by reconstructed wavefronts**, Proc. Roy. Soc.; A197, 1949.
- [69] GARBOR D., **Microscopy by reconstructed wavefronts, II**, Proc. Phys. Soc.; 64, 1951.

- [70] PIWERNETZ, K., **Electrococchlegraphy and holography in Medicine**, G. Von Bally, 1976.
- [71] HANSER U.; HARMS J.; MITTELMEIER H.; **Photoelasticity and holographic investigation into biomechanics of plate osteosynthesis**. Med.-orthop. Technik, 2, 47-52, 1972.
- [72] KOJIMA A.; et al.; **Holographic investigation of mechanical properties of tibia fixed with internal fixation plate**. Biomechanics: Basic and Applied Research. 243-248, 1986.
- [73] SHELTON J.C. and BONFIELD W.; **Investigation of micromovement at bone-implant interface using holographic interferometry**.: Proceedings of 7th European Society of Biomechanics, B42, 1990.
- [74] SHELTON J.C. and Katz D.M.; **Laser interferometric techniques in orthopaedics**, Journal of Medical Engineering, V 15, 6, 209-221, 1991.
- [75] SHELTON J.C.; GORMAN D. and BONFIELD W.; **Doble exposure holographic interferometry evaluation of plated fracture system**. Proceeding of XII International Congress of Biomechanics, UCLA, Los Angeles CA, Abstract No. 61, 1989.
- [76] PODBIELSKA H. and KASPRZAK H.; **Biomechanical investigation of external fixation devices by holographic interferometry**, International Series on Biomechanics 7-A, 363-368, 1988.
- [77] JAQUOT P.; RASTOGI P.K, PFLUG L.; **Mechanical testing of the external fixator by holographic interferometry**, Orthopaedics, 7(3), 513-523, 1984.
- [78] SHELTON J.C. and BONFIELD W.; **Holographic interferometry in the destructive assessment of healing fractures**. Proceedings of 1st World Congress of Biomechanics, San Diego, CA) 180, 1990.

- [79] SPIRAKIS A.; LEARMONTH I. D.; GRYZAGORIDIS J. E.; DAVIS B. L.;
Qualitative holographic study of hemi-pelvic deformation caused by
loading different hip prostheses. J Biomedical Engineering 1992 v14.
- [80] HANSER U.; Quantitative evaluation of holographic deformation
investigations in experimental orthopaedics. Holography in Medicine and
Biology, (Springer-Verlag, Berlin), 1979.
- [81] MANLEY M.T.; GURTOWSKI J.; STERN L.,; Halloua M.,; Bowins T.; A
biomechanical study of the proximal femur using full-field holographic
interferometry. 29th Annual Orthopaedic Research Society. Anaheim, C.A. 99
1983.
- [82] MANLEY M.T.; OVRYN B.; STERN L.S.; Evaluation of double exposure
holographic interferometry and its application to biomechanical
measurements in vitro. Journal of Orthopaedic Research, 5, 144-149. 1987
- [83] KASPRZAK H.; PODBIELSKA H.; SULTANOVA N.; Mechanical features of the
human thigh bone investigated by means of holographic interferometry.
Acta Poly Scandinavia, Applied Physics Series, 150, 198-201, 1985.
- [84] KATZ D.M.,; TANNER K.E.; Bonfield W.; A biomechanical analysis of the
implanted human femur using holography, Proceedings of 7th European
Society of Biomechanics. Aarhus, Denmark, P 42, 1990.
- [85] HOYER H.E. and DORHEIDE J.; Speckle interferometry: a technique to
investigate deformations in the femoral bone, Biomechanics: Basic and
Applied Science. 135- 140, 1987.
- [86] SCHATZKER. J.; Can. J. of Surgery, 23 , 1980.
- [87] HAINAUT, K.; Introducción a la Biomecánica,ed. Barcelona, 1976.
- [88] ROSSI, R.J. Bases Biológicas da Implantodontia, ed. Pancast, 1990.
- [89] FRANK, H.; NETTER, M.P.; The Ciba Collection of Medical Illustration. v.8

- [90] LESSON, R.; LESSON, T.S.; **Histología**, ed. S.A. Hilarion Eslava, Madrid, 1978.
- [91] MAX, L.; **Afecciones del aparato locomotor**. Traumatología. ed. Jims, Barcelona, 1969.
- [92] HAINAUT, K.; **Introducción a la Biomecánica**, ed. Barcelona, 1976.
- [93] GRABERT, **Introdução ao estudo da biomecânica**.
- [94] **Biomechanical and Human Factors**, Simposium 1967, Washington, DC.
- [95] FUNG, Y.C. **BIOMECHANIC: Mechanical Properties of living Tissues**. New York: Springer, 1981.
- [96] LEIVAS, T.P.; SOUSA, G. F. M.; GONÇALVES, E.; **Próteses Ortopédicas** **Sustituiram Osso Humano**, Revista Politécnica Outubro-Dicembro, 1992, No. 207.
- [97] YAMADA, H.; **Strength of Biological Materials**, Kyoto 1961.
- [98] JAMES, G.; **Biomecânica das técnicas esportivas**, 1981.
- [99] SUSAN, J.; HALL, P.H.; **Biomechanic**, ed. Mosbe Ear Book, California, 1991.
- [100] WRIGHT, T.M.; HAYER, W.C.; **Fracture Mechanics Parameters for Compact Bone-Effect of Density an Specimen Thickness**. Journal Biomechanic
- [101] LEVINE, GUSTAVO; BURK, C.J. **Mathematical Model Techniques for Learning Theories**. New York: Academic Press, 1972.
- [102] FRANKEL, V.H.; BURSTEIN, A.H. **Biomecânica ortopedica: Mecânica aplicada al sistema locomotor**. Barcelona; Jims, 1973.
- [103] MAMMONE, J.F.; HUDSON, S.M. **Micromechanics of bone strength and fracture**. Journal of Biomechanics, USA, 1993.
- [104] **Catálogo da AESCULAP-TUTTLINGEN**, Republica F. de Alemania.
- [105] **Acta Orthopaedica Belgica**, Troisième Symposium de Biomecanique ossuse. Bruxelles. 1974.

- [106] CHARNLEY, J.; **Low-friction Arthroplasty of the Hip**, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York,
- [107] FEITH, R.; **Side-effects of acrylic cement implanted into bone**, Acta Orthop. Scand.; Supp. n. 161, 1975.
- [108] GALLAGHER, R.H.; SIMON, B.R.; JOHNSON, P.C.; and GROSS, J.F.; **Finite Elements in Biomechanics**, John Wiley & Sons, N.Y.; 1982, 404p.
- [109] HUISKES R.; CHAO E.Y.S.; **A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade**. J. Biomech 1983; 16: 385-409.
- [110] WILSON E. L. e HABIBULLAH A.; **Manual do usuario "SAP90"**, 1990.
- [111] **Manual do usuario "ALGOR"**, 1994.
- [112] YATAGAI T.; HORIKAWA O. **Optica Aplicada, Introduçãõ à Metrologia Optica**, University of Tsukuba. (Versão 2- Junho 1995).
- [113] WINSTON E. K.; **Engineering Applications of Lasers and Holography**, Plenum Press, New York, 1975.
- [114] CAULFIELD J.H.; **Handbook of holography**, Academic Press, Inc. New York, 1979.
- [115] CHARLES, M. V., **Holographic Interferometry**, John Wiley & Sons, Inc., 1979.
- [116] GARCIA P.M.; **Tesis de Mestrado "Registro Holográfico em Cristais Fotorefrativos do tipo Bit2"**, Universidade Estadual de Campinas, 1990.
- [117] FORNERIS R.; **Dissertação de Mestrado em Engenharia Naval**, Setembro de 1987.
- [118] WOO S.L.Y.; SIMON B.; AKESON W.; GOMEZ M. and SEGUCHI Y.; J. of Biomedicine, Res. 17, 1983.
- [119] DANIELS A.U.; CONE L. and SCHULTZ.; **Proceeding 31 st Annual ORS**. Las Vegas. Nevada, 1985.

- [120] AKESON W.H.; COUTTS R.D. and WOO S.L.Y. Can. J. de Surgery, 1980.
- [121] CHEAL E.; HAYES A.; WHITE A. and PERRIN S.; Comput. Struct. 17,
- [122] WESENDAHL TH.; PIWERNETZ K.; BALLY G.V.; J.; Polster, Laser and
Electro-Optic 1, 37, 1977.
- [123] WESENDAHL TH.; UND. BALLY G. V. , FRUHHJAHRSSCHULE,
Holografische Interferometrie in Technik und Medizin, Hannover 1978.
- [124] SPRINGER SERIES IN OPTICAL SCIENCE, *Holography in Medicine and
Biology*, E. G. von Bally, V.18, 1979.