

**CARLOS ALBERTO DAIZO HIGO**

**KLÉBER DE ARAÚJO**

**ESTUDO DE MATERIAIS BIOCOMPATÍVEIS COM  
FUNÇÃO ESTRUTURAL**

Trabalho de Formatura apresentado à  
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Orientador:  
Prof. Dr. Edson Gomes

**São Paulo  
1996**

Aos nossos pais,  
por todo o carinho e atenção que  
nos deram, e pelos constantes  
incentivos durante todos estes anos.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Edson Gomes, nosso orientador, pelo auxílio e incentivo ao longo do trabalho, e principalmente na etapa final, onde os problemas encontrados foram muitos e mesmo assim, soube valorizar nossos esforços.

À Tomaz Puga Leivas, Engenheiro do Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela sua boa vontade e orientação técnica e científica, principalmente na 1ª etapa do trabalho, onde os conhecimentos biológicos foram indispensáveis.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica - Projeto e Fabricação da EPUSP, por ceder os recursos necessários para a realização deste trabalho.

Às nossas famílias, namoradas e amigos, pelos constantes estímulos ao trabalho e pelas horas cedidas com toda compreensão.

## RESUMO

A Biomecânica é um ramo da Bioengenharia que estuda aplicações de conceitos mecânicos em problemas biológicos, sendo então a responsável pelo estudo da resistência de materiais biológicos.

Este trabalho visa um estudo sobre possíveis materiais que podem ser utilizados na fabricação de ossos artificiais, para serem apresentados em workshops ou até mesmo para aulas de laboratório para estudantes de medicina, portanto devem apresentar-se o mais real possível, proporcionando uma sensibilidade como se estivesse tratando um osso verdadeiro, devendo apresentar então, propriedades similares às do osso humano.

O trabalho foi realizado tomando-se como base um fêmur humano. Foram realizados cálculos preliminares para alguns materiais que poderiam atender as necessidades e chegou-se a conclusão, devido a complexidade, que o fêmur seria dividido em 2 partes: uma interna e outra externa. A parte externa foi modelada com Polietileno Tereftalato (PET) reforçado com fibra de vidro e a parte interna com espuma de Poliuretano.

Para a análise deste modelo foi utilizado o Algor, um software de análise por elementos finitos.

## ABSTRACT

Biomechanics is a section of Bioengineering that studies the applications of mechanic concepts in biologic problems, being responsible for the biological materials strength study.

This paper will show us some materials that could be used in the construction of artificial bones, to be presented in workshops or even in medicine laboratory classes, so they should be as close as possible to a real one, offering a real work situation. To get this, the artificial bone must have some properties close to the real bone.

This paper was based on an human femur bone. Some materials was previously tested and because of the complexity of the bone, the femur was divided into 2 parts: one internal and one external. The external part was modeled with glass fiber reinforced PET and the interna, Polyurethan foam.

To analyse the model, a finite element analysis software was used: Algor.

# SUMÁRIO

|                                                                         |           |
|-------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1. INTRODUÇÃO .....</b>                                              | <b>2</b>  |
| <b>2. O OSSO .....</b>                                                  | <b>4</b>  |
| 2.1 DEFINIÇÃO .....                                                     | 4         |
| 2.2 O FÊMUR.....                                                        | 7         |
| 2.3 TÉCNICAS PARA MEDIÇÃO DE TENSÕES EM BIOMECÂNICA .....               | 10        |
| 2.4 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DO FÊMUR .....                              | 10        |
| <b>3. MATERIAIS.....</b>                                                | <b>17</b> |
| 3.1 MATERIAIS COMPÓSITOS .....                                          | 17        |
| 3.2 POLIETILENO TEREFITALATO (PET) .....                                | 23        |
| 3.3 FIBRA DE VIDRO .....                                                | 27        |
| 3.4 POLIURETANO.....                                                    | 29        |
| 3.5 MODELAMENTO.....                                                    | 31        |
| <b>4. O MODELO.....</b>                                                 | <b>33</b> |
| 4.1 O QUE É UM MODELO? .....                                            | 33        |
| 4.2 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS.....                                  | 33        |
| 4.3 OBTENÇÃO DO MODELO .....                                            | 34        |
| <b>5. ANÁLISE .....</b>                                                 | <b>37</b> |
| 5.1 IMPORTANDO O MODELO DE AUTOCAD PARA O ALGOR.....                    | 38        |
| 5.2 VERIFICANDO O MODELO .....                                          | 38        |
| 5.3 ADICIONANDO CONDIÇÕES DE CONTORNO E DE CARREGAMENTO AO MODELO. .... | 39        |
| 5.4 ADICIONANDO PROPRIEDADES DOS MATERIAIS AO MODELO. ....              | 39        |
| 5.5 CRIANDO AS SUPERFÍCIES .....                                        | 46        |
| 5.6 CRIANDO O SÓLIDO .....                                              | 46        |
| 5.7 PROCESSANDO O MODELO PARA ANALISE DE TENSÃO.....                    | 46        |
| 5.8 ANALISANDO OS RESULTADOS. ....                                      | 46        |
| <b>6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO .....</b>                                   | <b>47</b> |
| <b>7.BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA.....</b>                                  | <b>50</b> |

## 1. INTRODUÇÃO

Tem se verificado a necessidade de mais informações sobre as propriedades mecânicas de “materiais biológicos” para uma melhor compreensão da anatomia humana. Nesse contexto é aplicado o conceito de Biomecânica que pode ser resumida como aplicação de princípios de mecânica em problemas biológicos, ou em senso restrito, resistência de materiais biológicos. A Biomecânica é uma área pouco estudada, mas que apresenta grande potencial para o desenvolvimento de novos produtos pois existem poucas empresas que pesquisam e projetam este tipo de produto.

Um estudo profundo é muito importante não só para se desenvolver ou aprimorar métodos de tratamento ou profilaxia de injúrias como também para o desenvolvimento do aparelho e máquinas para desenvolver o condicionamento de atletas.

Do ponto de vista da engenharia há um grande interesse em se estudar o “design superior” dos órgãos humanos para se poder formular novas idéias para a construção de máquinas.

Sendo assim, o tema deste trabalho foi escolhido visando um estudo sobre possíveis materiais que podem ser utilizados na fabricação de ossos artificiais. Todo o trabalho será desenvolvido para o fêmur humano, sendo portanto utilizados dados coletados para o referido osso, não sendo esquecida, entretanto, uma abordagem geral sobre definições de ossos e técnicas utilizadas para a obtenção destes dados, uma vez que não há obrigação dos leitores terem conhecimentos biológicos.

Os materiais estudados devem ser analisados para que no manuseio do osso, este se apresente o mais real possível, proporcionando ao operador uma sensibilidade como se estivesse tratando com um osso verdadeiro.

Devem apresentar portanto, propriedades similares às do osso humano como módulo de elasticidade e tensões limites de compressão, tração, etc. Como as propriedades do osso variam largamente numa curta distância, utilizaremos as propriedades médias, pois seria praticamente inviável seguir à risca, ponto a ponto, visto que o osso humano muda a configuração de suas 'malhas' internas para responder a uma solicitação externa.

Estes ossos serão utilizados didaticamente, em workshops ou aulas de laboratório por exemplo, para simulação de novas técnicas de operação e no projeto e implantes de órteses<sup>1</sup>

Para o desenvolvimento deste trabalho teremos o auxílio do Eng. Tomaz Puga Leivas, Engenheiro Chefe do Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas.

---

<sup>1</sup> Órteses são estruturas que visam a exercer uma função lesada - a princípio de forma temporária - com o intuito de favorecer o tratamento da lesão.



## **2. O OSSO**

### **2.1 Definição**

Os ossos juntamente com os músculos e articulações compõe o aparelho locomotor que se destina a locomoção, ao deslocamento e a movimentação do corpo.

O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. Constituinte principal do esqueleto humano, serve de suporte para as partes moles e protege os órgãos vitais, como os contido nas caixas craniana e torácica e no canal raquidiano. Aloja e protege a medula óssea, formadora das células do sangue. Proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis, e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular.

Além dessas funções, os ossos funcionam como depósito de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando-os ou liberando-os de maneira controlada, para manter constante a concentração desses importantes íons nos líquidos corporais (líquido intersticial, sangue, linfa).

O tecido ósseo é um tipo especializado do tecido conjuntivo formado por células e um material intercelular calcificado, a matriz óssea. O tecido conjuntivo serve, principalmente, para a sustentação e união dos outros tecidos, sendo formado de células, fibras e substância intersticial ou intercelular. As células são: 1. os osteócitos, que se situam em cavidades ou lacunas no interior da matriz; 2. os osteoblastos, produtores da parte orgânica da matriz; 3. os osteoclastos, células gigantes multinucleadas, relacionadas com a reabsorção do tecido ósseo e que participam dos processos de remodelação dos ossos.

A parte inorgânica representa cerca de 50% do peso da matriz óssea. Os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio. Há também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato em pequenas quantidades. O cálcio e o fósforo formam cristais que estudos de difração de raio X mostraram ter estrutura da hidroxiapatita, com a seguinte composição:  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ . Nas micrografias eletrônicas, os cristais de hidroxiapatita aparecem sob a forma de agulhas ou tabletes alongados, medindo 40 x 25 x 3 nm. Esses cristais se arranjam ao longo das fibrilas colágenas e são envolvidos por substância fundamental amorfa.

A parte orgânica da matriz é formada por fibras colágenas (95%) constituídas de colágeno do tipo I e por pequena quantidade de substância fundamental amorfa que contém proteoglicanas e glicoproteínas.

A associação de hidroxiapatita com fibras colágenas é responsável pela dureza e resistência características do tecido ósseo. Após a remoção do cálcio, os ossos mantêm sua forma intacta, porém tornam-se tão flexíveis quanto os tendões. A destruição da parte orgânica, que é principalmente colágeno, pode ser realizada por incineração e também deixa o osso com sua forma intacta, porém tão quebradiço que dificilmente pode ser manipulado sem se partir.

Observando-se a olho desarmado a superfície de um osso serrado, verifica-se que ele é formado por partes sem cavidades visíveis, o osso compacto, e por partes com muitas cavidades intercomunicantes, o osso esponjoso (fig. 1). Para se verificar melhor a diferença entre o osso compacto e o osso esponjoso, a figura 2 indica a posição de parte do osso compacto. Essa classificação é macroscópica e não histológica, pois o tecido compacto e os tabiques que separam as cavidades do esponjoso têm a mesma estrutura histológica básica.

Em ossos longos, as extremidades ou epífises são formados por osso esponjoso com uma delgada camada superficial compacta (fig. 1). A diáfise (parte cilíndrica) é quase totalmente compacta, com pequena quantidade de osso esponjoso na sua parte profunda, delimitando o canal medular.



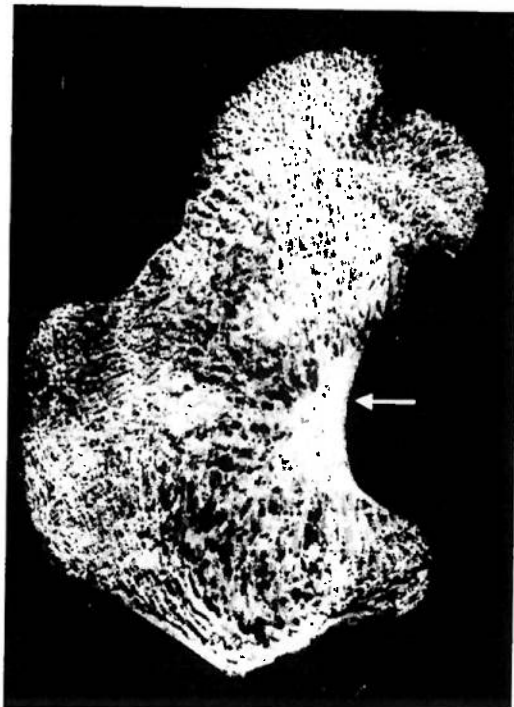
**Figura 1-** Fotografia de um fêmur serrado paralelamente ao seu eixo mais longo, mostrando parte do osso compacto e as trabéculas do osso esponjoso.

Em ossos curtos têm centro esponjoso, sendo recobertos em toa a sua periferia por uma camada compacta.

Nos ossos chatos, que constituem a abóbada craniana, existem duas camadas de osso compacto: as tábuas interna e externa, separadas por osso esponjoso que, nesta localização, recebe o nome de diploe.

O osso compacto encontra-se na periferia de todos os ossos, constituindo a camada cortical que cobre o osso esponjoso. Tem traves ósseas espessas e cavidades pequenas. O tecido compacto é recoberto por uma membrana de origem conjuntiva, o perióstio, que só não existe onde o osso é coberto por cartilagem, como nas articulações.

O osso é esponjoso quando tem cavidades grandes e traves finas. As traves relacionam-se intimamente com a direção das forças que o osso vai suportar, para torná-lo mais resistente. As cavidades do osso esponjoso e o canal medular da diáfise dos ossos longos são ocupados pela medula óssea.



**Figura 2** -Fotografia de uma cabeça de fêmur serrada, a seta indica uma pequena porção de osso compacto.

Tanto o osso compacto como o esponjoso variam em espessura, segundo o osso e dentro do próprio osso. Exemplo: na diáfise - cortical espessa e esponjosa rara ou ausente; na metáfise - cortical fina e esponjosa desenvolvida ; na epífise - só osso esponjoso com cortical fina.

## **2.2 O fêmur**

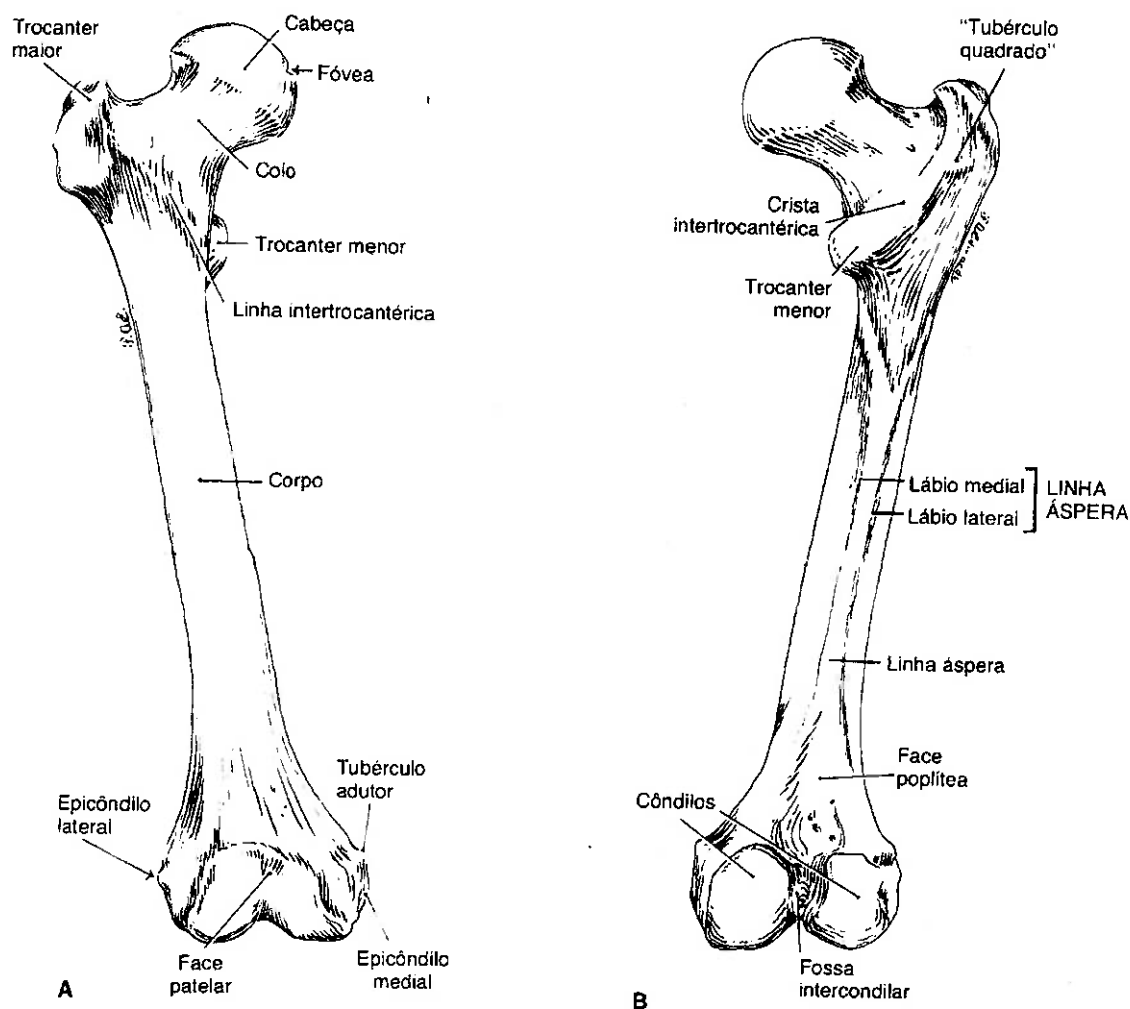
O fêmur pode ser definido como um osso par, longo<sup>2</sup>, assimétrico, ligeiramente curvo constituído por um corpo e duas extremidades. A extremidade proximal do fêmur é constituída por uma cabeça, um colo e trocânters maior e menor. A extremidade inferior é alargada onde se articula com a tíbia e com a patela para formar a articulação do joelho. O

---

<sup>2</sup> Os osso podem ser classificados em longos, curtos e chatos.

trocante maior tem a função de fornecer inserção para diversos músculos da região glútea. Seu corpo cilíndrico e compacto (diáfise), deixa no centro a cavidade medular, que se destina a abrigar a medula óssea; as extremidades (epífises) são formadas por osso esponjoso com trabéculas finas; e o ponto de união da diáfise com a epífise que é denominado metáfise. Este osso está localizado na parte superior dos membros inferiores.

Os nomes correspondentes a cada parte do fêmur podem ser vistos na figura 3 e 4. A figura 4 apresenta a nomenclatura original em latim.



**Figura 3-** Desenhos do fêmur direito. A-face anterior. B-face posterior

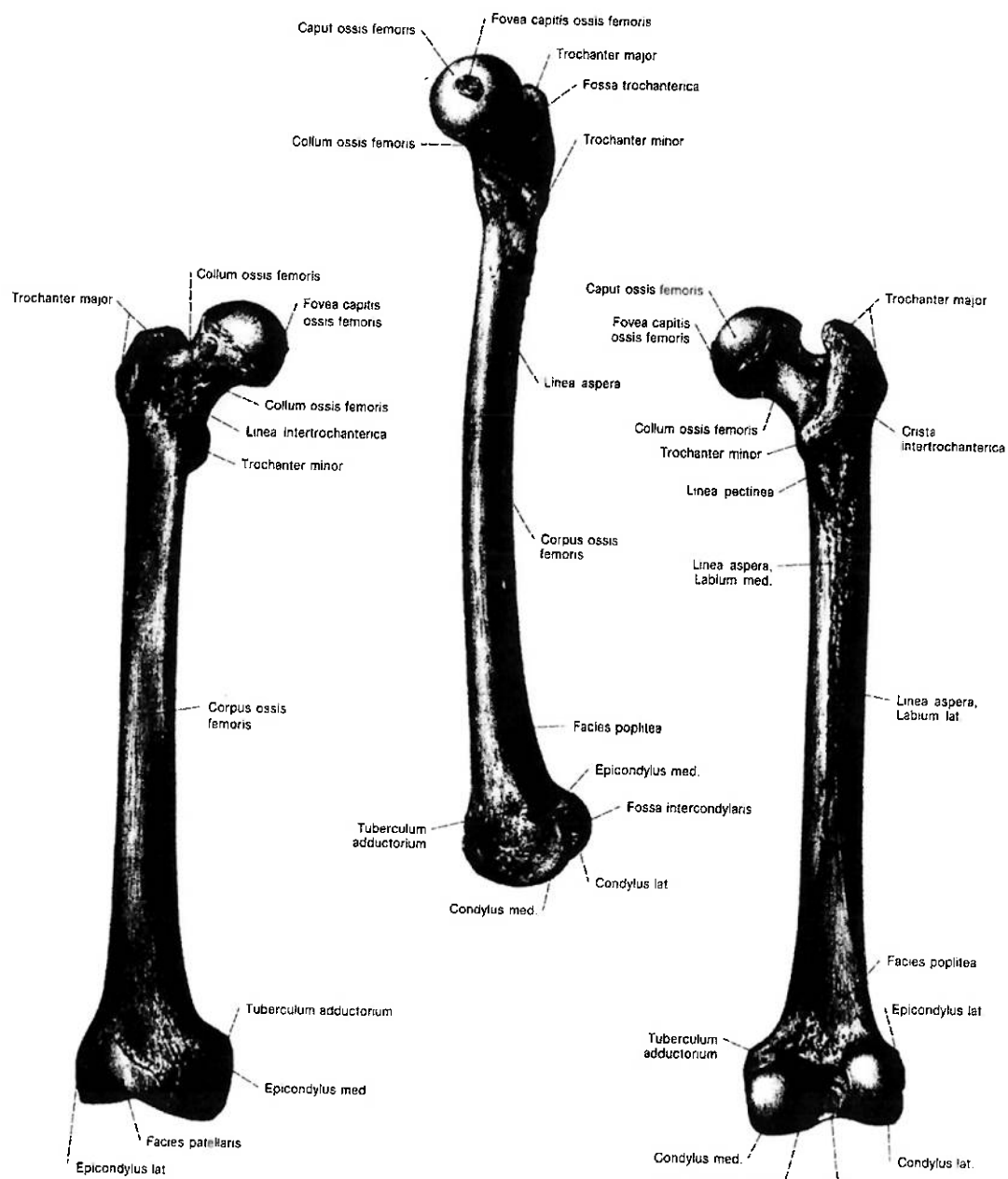


Fig. 388. Vista anterior.

Fig. 390. Vista posterior.

**Figura 4-** Fotografia de um fêmur com o nomenclatura em latim

### **2.3 Técnicas para medição de tensões em Biomecânica**

Medidas de tensões em Biomecânica são um desafio, mesmo com técnicas como: strain gages, holografia, termografia, transmissão e reflexão fotoelástica; entretanto cada uma destas técnicas podem constituir dados valiosos.

Apesar das variadas técnicas mencionadas acima, os strain gages são freqüentemente utilizados nas medidas discretas. Eles não são apenas utilizados na avaliação do produto, mas também para a determinação das propriedades mecânicas e deduções de modelagem esquelética. Devido à complexidade das investigações biomecânicas o pesquisador terá dificuldades de selecionar a técnica mais apropriada para identificar e quantificar os parâmetros em estudo. Por isso apesar dos strain gages serem os mais freqüentes, não necessariamente apresentam os resultados mais fiéis cabendo ,então, ao pesquisador optar pela técnica que ofereça os melhores resultados para seu trabalho em questão.

As aplicações mais comuns das medições de tensões em biomecânica são os desenvolvimentos de produtos ortopédicos<sup>3</sup>, a determinação de forças e momentos *In vivo*, determinação de propriedades dos materiais como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson e estimativas do comportamento esquelético *In vivo*.

### **2.4 Características físicas do fêmur**

Levando-se em consideração os esforços a que o fêmur está submetido normalmente, os principais dados são relativos a compressão.

---

<sup>3</sup>Próteses, órteses, equipamentos para fisioterapia, produtos didáticos (como é o caso do nosso estudo).

Os resultados referentes as propriedades na compressão de ossos humanos foram obtidos por Yokoo(1952) utilizando-se ossos de 34 pessoas. A resistência de ruptura na compressão (UCS) (é o quociente da divisão entre a carga necessária para quebra na compressão [kgf] pela área efetiva da seção transversal [mm<sup>2</sup>]) de ossos femorais úmidos é maior em pessoas entre 20 e 39 anos e menor em pessoas entre 60 e 69 anos (87%). Sendo assim, a resistência de ruptura na compressão no período “senil” é 5/6 de pessoas entre 20 e 39 anos. Parece não haver influência significativa do sexo no valor dessa tensão. A resistência na parte do meio da haste do fêmur é maior que na parte superior ou inferior, enquanto que não diferenças significativas em respeito ao lado. O valor da resistência de ruptura na compressão para pessoas entre 20 à 39 anos é 17,0 Kg/mm<sup>2</sup> para o fêmur. Esses valores são mostrados na tabela 1.

| Propriedades Mecânicas       | 10-19         | 20-29      | 30-39           | 40-49          | 50-59          | 60-69          | 70-79              | Média adulta |
|------------------------------|---------------|------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------|--------------|
| U.T.S (kgf/mm <sup>2</sup> ) | 11.6±0.1<br>5 | 12.5±0.10  | 12.2±0.1<br>9   | 11.4±0.2<br>5  | 9.5±0.14       | 8.8±0.24       | 8.8±<br>0.24       | 10.9         |
| U.P.E                        | 1.48          | 1.41±0.007 | 1.38±0.0<br>014 | 1.31±0.0<br>27 | 1.28±0.0<br>15 | 1.26±0.0<br>05 | 1.26<br>±0.0<br>05 | 1.35         |
| U.C.S (kgf/mm <sup>2</sup> ) | -             | 17.0±0.44  | 17.0±0.4<br>2   | 16.4±0.3<br>7  | 15.8±0.4<br>4  | 14.8±0.2<br>3  | -                  | 16.2         |
| U.P.C                        | -             | 1.9±0.07   | 1.8±0.02        | 1.8±0.02       | 1.8±0.02       | 1.8±0.02       | -                  | 1.8          |

**Tabela 1-** Limites de resistência à tração e à compressão<sup>4</sup>

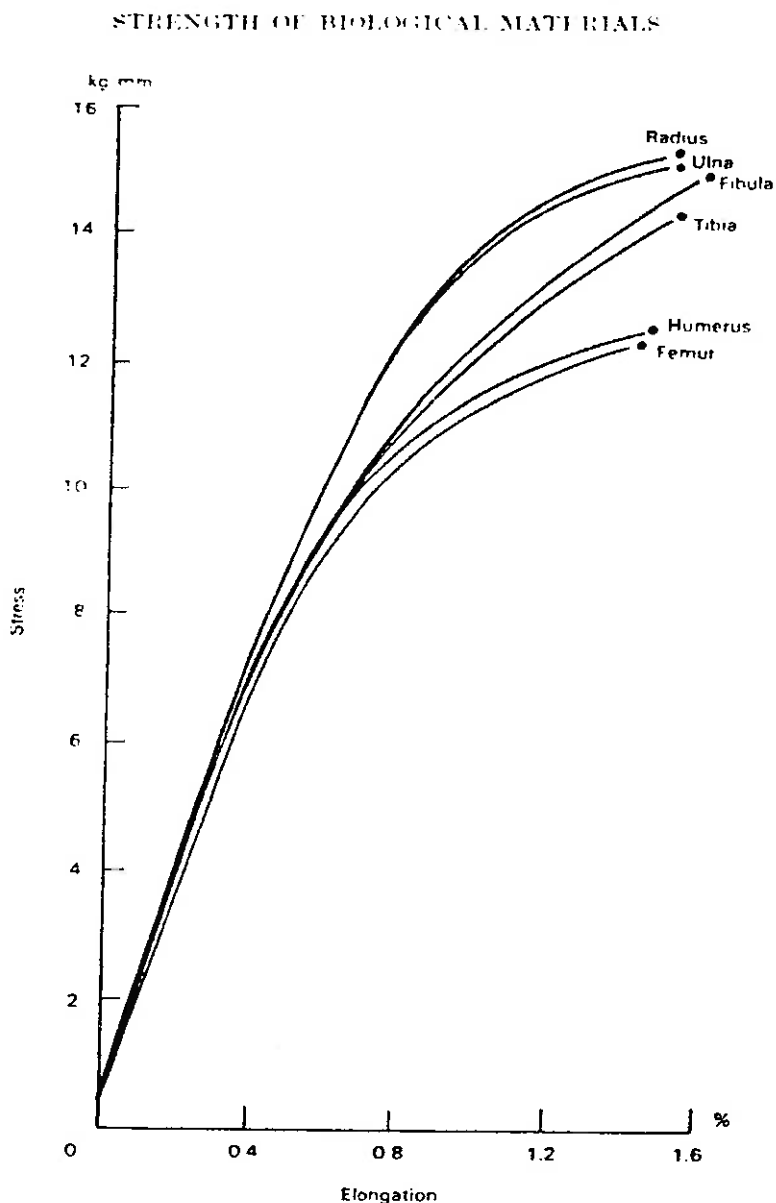
O limite de resistência percentual de contração (UPC) de ossos femorais úmidos é maior para pessoa entre 20 à 29 anos. Em pessoas entre 30 à 69 anos, o limite de contração é 95% daquela em pessoas entre 20 à 29 anos. Parece não haver diferença significativa entre homens e mulheres e o lado também não influenciar. O valor do limite de resistência percentual de contração para pessoa entre 20 à 39 anos é 1.8% para o fêmur. O valor

<sup>4</sup> Os valores de UTS e UPE são os equivalentes de UCS e UPC respectivamente para a tração.



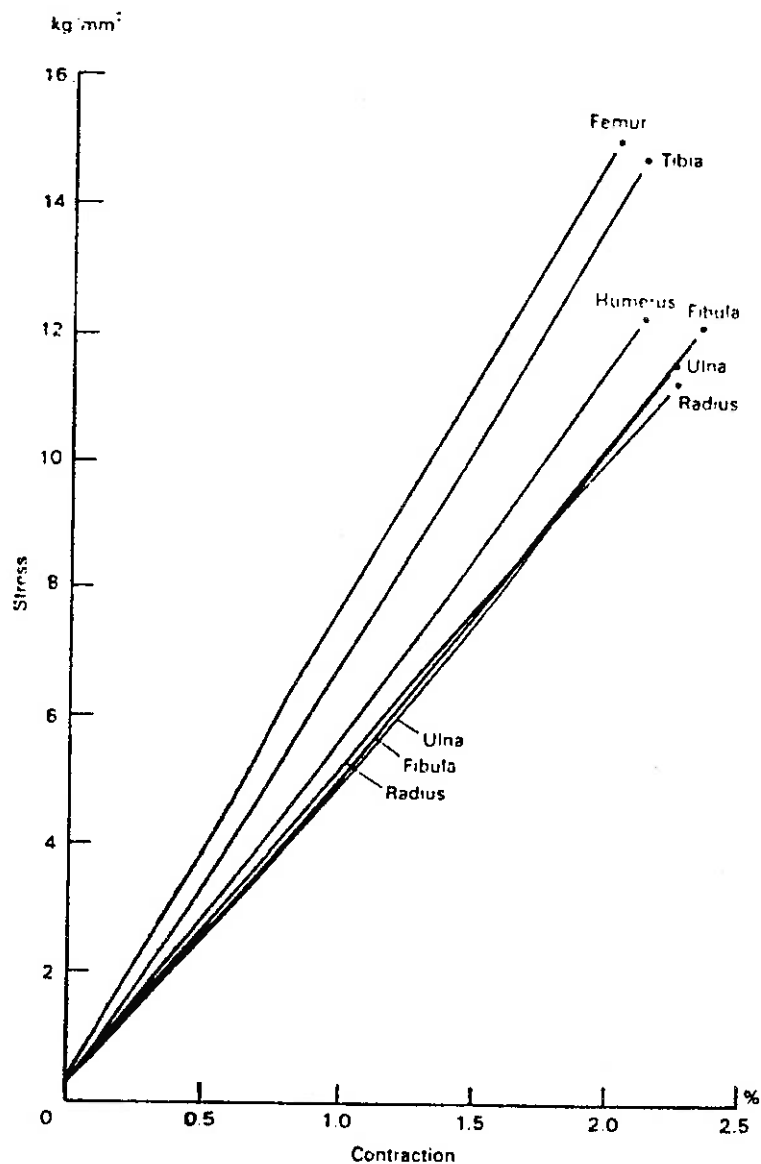
dessa contração é medida na direção paralela ao eixo mais longo do osso. Na direção transversal, o limite de contração corresponde a aproximadamente 1.2 vezes aquela na direção do eixo mais longo.

A curva tensão-deformação (figura 5) para a tração, que pode ser vista, é ligeiramente convexa na parte superior. A figura 6, representa a mesma curva para compressão.



ain curves in tension of wet compact bone from the limb bones of persons 20

**Figura 5-** Curva tensão-deformação para osso compactos para pessoas entre 20 e 39 anos.



**figura 6-** Curva tensão-contracção para ossos longos de pessoas entre 40 e 59 anos

O limite elástico corresponde a 75% do limite de resistência para ossos compactos úmidos. Em pessoas entre 20 à 39 anos o módulo de elasticidade é 1060  $\text{kg/mm}^2$  para ossos compactos femorais úmidos. A percentagem de

recuperação para ossos compactos úmidos, imediatamente após a remoção da tensão e um pouco antes da ruptura é 88%, com o “after effect” elástico é 93%.

O limite de fluência é 70% do limite de resistência à ruptura. O tempo máximo de fluência é 15 horas para ossos úmidos. A contração na ruptura à fluência é 1.2 vezes da resistência a ruptura na contração. O aspecto da forma da ruptura varia conforme o quantidade de mistura no osso. Ossos compactos úmidos se rompem geralmente em dois pedaços com um ângulo médio de 63 graus ou em três pedaços com pontas.

Os resultados que serão apresentados abaixo em relação a dureza de ossos humanos foram obtidos através de estudos feitos pelos seguintes pesquisadores: Sugiyama (Dureza Rockwell de ossos compactos úmidos do fêmur de 20 pessoas) e Zeniya (Dureza Vickers de ossos compactos úmidos do fêmur de 39 pessoas).

A dureza Rockwell (HR-H) e dureza Brinell (HB) de ossos compactos úmidos na seção transversal do fêmur de diferentes pessoas estão comparadas na tabela 2. A dureza Brinell foi convertida da dureza Rockwell. Da tabela pode-se verificar que a dureza é a maior para pessoas entre 20 à 29 anos e a menor para pessoas entre 70 à 79 anos (67%). No período “senil” a dureza é aproximadamente 2/3 daquela em pessoas entre 20 e 29 anos. Não há diferença significativa em relação ao sexo.

| TIPO                                | 10-19 | 20-29  | 30-39  | 40-49  | 50-59  | 60-69  | 70-79  | Média adulta |
|-------------------------------------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------------|
| Dureza Rockwell (H <sub>R-H</sub> ) | -     | 49±0.3 | 45±0.5 | 43±0.4 | 39±0.8 | 34±0.7 | 32±1.0 | 40           |

|             |   |    |    |    |    |    |    |    |
|-------------|---|----|----|----|----|----|----|----|
| Dureza      | - | 27 | 26 | 25 | 24 | 23 | 22 | 24 |
| Brinell(Hb) |   |    |    |    |    |    |    |    |

**Tabela 2** - Dureza do fêmur humano nas diferentes faixas etárias

A dureza do osso na parte média da haste do fêmur é 1.2 vezes aquela de outros lados. Nas partes mais distantes a dureza é menor que em partes centrais. A razão pode ser que o próprio procedimento de teste, pois as partes mais distantes do centro eram 4mm mais finas.

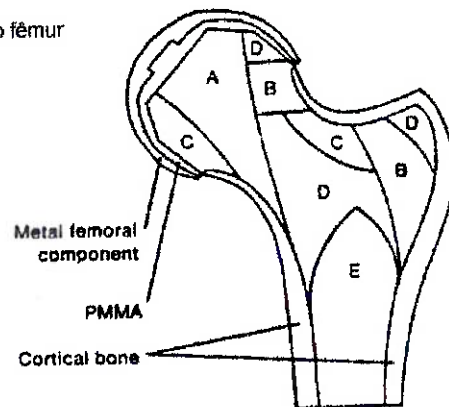
A taxa do limite de resistência em relação ao número da dureza Brinell para ossos femorais úmidos é 0.45 para o limite de resistência à tração e 0.68 para o limite de resistência à compressão.

Os dados relativos a parte interna do osso podem ser resumidos na tabela 3 e na figura 7:

| Propriedades do Fêmur humano |                               |                            |
|------------------------------|-------------------------------|----------------------------|
|                              | Módulo de Elasticidade<br>MPa | Coefficiente<br>de Poisson |
| Cortical bone                | 15.000                        | 0.28                       |
| PMMA                         | 2.100                         | 0.4                        |
| Cancellous bone A            | 1.000                         | 0.32                       |
| Cancellous bone B            | 675                           | 0.32                       |
| Cancellous bone C            | 500                           | 0.32                       |
| Cancellous bone D            | 325                           | 0.32                       |
| Cancellous bone E            | 100                           | 0.32                       |

**Tabela 3** - Propriedades do fêmur humano em suas diferentes regiões.

figura 7-Diferentes regiões do fêmur



| PROPERTIES OF MODEL MATERIALS |               |                 |
|-------------------------------|---------------|-----------------|
|                               | Modulus (MPa) | Poisson's ratio |
| Prosthesis (Co-Cr)            | 21,000,000    | 0.3             |
| PMMA                          | 2100          | 0.4             |
| Cortical bone                 | 15,000        | 0.28            |
| Cancellous bone A             | 1000          | 0.32            |
| B                             | 675           | 0.32            |
| C                             | 500           | 0.32            |
| D                             | 325           | 0.32            |
| E                             | 100           | 0.32            |

B

### 3. MATERIAIS

#### *3.1 Materiais Compósitos*

Dado os pré-requisitos do projeto, fica evidente a dificuldade de se utilizar materiais metálicos, devido principalmente as exigências em relação ao peso e a grande variação das propriedades entre o osso compacto e o osso esponjoso.

Sendo assim, foi decidido focar o estudo na possibilidade de utilizar materiais compósitos. Esse tipo de material apresenta a possibilidade de se combinar materiais para compensar a falha de um em relação a alguma propriedade. Isto vem sendo utilizado a muito tempo, como os japoneses que combinavam materiais duros, mas quebradiços com materiais dúcteis para fazer espadas laminadas com propriedades respeitáveis em relação as atuais.

Os materiais com reforço de fibra são disponíveis em uma grande variedade:

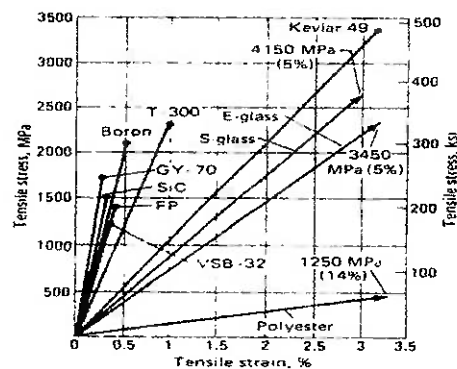
- Fibras naturais (juta e sisal), formalmente usado por economia, mas agora suplantadas por sintéticos com melhor propriedades e custos menores.
- Fibras sintéticas orgânicas, tanto termoplástico (como nylon, polyester, e polipropileno) e termorrígidos (como aramides), que oferecem baixas densidades e altas resistências mas com baixa dureza.
- Fibras sintéticas e inorgânicas (como vidro, óxido de alumínio), das quais o vidro é um dos mais utilizados, primariamente com o seu baixo custo.

A grande variação das propriedades dos materiais com reforço de fibras está mostrada na tabela 4

| Material  | Densidade(g/c<br>m3) | Young's modulos-<br>Longitudinal (GPa) | Resistência a<br>tração(MPa) |
|-----------|----------------------|----------------------------------------|------------------------------|
| Polyester | 1.36                 | 13.8                                   | 1100                         |
| E-glass   | 2.52                 | 72.3                                   | 3450                         |
| S-glass   | 2.49                 | 85.4                                   | 4130                         |
| Kevlar 49 | 1.44                 | 124                                    | 2760                         |
| T-300     | 1.72                 | 218                                    | 2240                         |
| VSB 32    | 1.99                 | 379                                    | 1210                         |
| FP        | 3.96                 | 379                                    | 1380                         |
| Boron     | 2.35                 | 455                                    | 2070                         |
| GY-70     | 1.97                 | 531                                    | 1720                         |

**Tabela 4** - Propriedades dos materiais

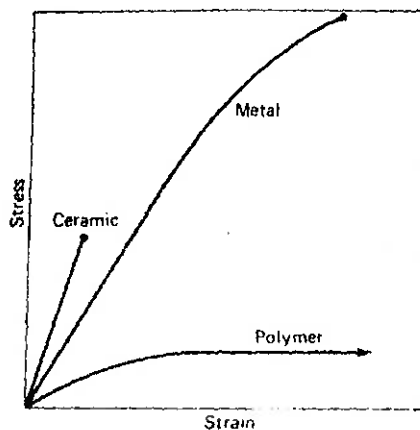
Quase todos os materiais com reforço de fibras são caracterizados por relações lineares de tensão-deformação, como mostrada na figura 8.



**Figura 8** -Relações tensão-deformação para diversos materiais

Materiais com matriz cobrem desde polímeros até metais e cerâmicas. Os polímeros são caracterizados por baixas densidades, resistências relativamente baixas, e uma relação tensão-deformação não linear (figura 10), ao contrário da maioria dos materiais com reforço de fibra, e altas deformações relativas para a falha. Compósitos de matriz polimérica podem ser fabricados mais facilmente e podem incorporar altas frações volumétricas de fibras de reforço a mais que compostos com matriz metálica ou cerâmica. Por essa razão, polímeros são os materiais mais utilizados.

Materiais de matriz polimérica podem ser termoplásticos ou termorrígidos. Materiais termoplásticos são primordialmente usados com moldes de injeção ou com laminados de grafite termodeformáveis. Esses materiais termoplásticos são usados em aplicações em que a economia de manufatura, especialmente devido a moldabilidade de formas complexas. Já os termorrígidos são escolhidos, principalmente, para compósitos estruturais.



**Figura 9** - Curva característica tensão-deformação de três classes de matrizes.

O bloco fundamental de compósitos com reforço de fibras são baseados em um elemento de vetor de fibras unidirecional, como ilustrado na figura 10. Em um elemento ou lamina, a fibra básica é geralmente um fio de multifilamentos

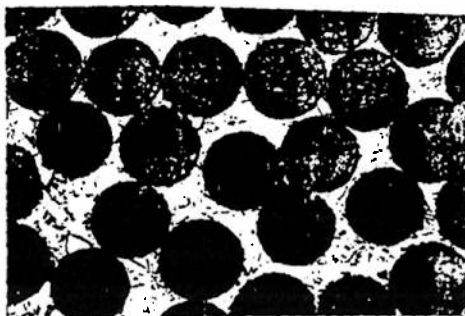


contendo centenas de filamentos individuais. Esses filamentos podem conservar sua identidade individual, como mostrado na figura 10 ou, mais comumente, eles podem se dispersar e misturar de forma aleatória mas com uma distribuição mais ou menos uniforme dos filamentos pela seção transversal (figura 11).



**Figura 10** - Seção transversal de uma lâmina, mostrando o distribuição dos fios.

A figura 11 mostra uma dispersão típica, com espaços irregulares. Esse tipo de forma aleatória são evidentes também na estrutura cristal de metais na magnitude apropriada. Tanto em metais como em compósitos, um tipo de desordem-ordem existe e varia conforme a magnitude.



**Figura 11** - Dispersão típica das fibras de vidro

A implicação na mudança do nível de magnitude são importantes na compreensão do desenvolvimento da análise da mecânica dos compósitos. Considere, por exemplo, as fibras de silicon-carbide colocadas numa matriz pyrolytic de grafite. Com 10000x, os constituintes individuais são identificáveis, e isto aparece apropriadamente para considerar as propriedades dos constituintes

locais. Mais, as fibras, por exemplo, poderiam ser tratadas como material quebradiço, tendo uma distribuição estatística da resistência e alguma geometria definida. A informação sobre esse constituinte define uma célula característica no nível microscópico. Em 1000x, um grande número dessas células dão vistas. Coletivamente, elas definem uma região típica, chamada “representative volume element” (RVE). As propriedades desse elemento definem as características do material. O nível do RVE, corresponde aos pacotes de fibras e a matriz associadas deles.

Um compósito reforçado por fibra unidirecional se comporta como um material homogêneo e anisotrópico. Em geral, a distribuição de fibras sobre uma dada seção transversal é adequadamente aleatória para que transversalmente ele forneça nenhuma direção transversal preferencial de reforço. Mais, o compósito unidirecional é efetivamente isotrópico transversalmente. Pode ser mostrado que as propriedades elásticas efetivas do material transversalmente isotrópico pode ser caracterizado completamente por cinco constantes, como ilustrado na figura 9 (note que o plano transversal, ou TT, é isotrópico) e definidos como:

- O Módulo de Young transversal,  $E_L$ , e a taxa de Poisson associada,  $\nu_L$ , onde  $E_L$  é definido como o inverso da taxa longitudinal de deformação,  $\varepsilon_L$ , para tensões simples, uniformes e unidirecionais aplicadas na direção da fibra,  $\sigma_L$ :

$$E_L = \frac{\sigma_L}{\varepsilon_L}$$

- $\nu_L$  é definido como a taxa negativa entre a deformação transversal associada  $\varepsilon_t$  e a deformação longitudinal:

$$\nu_{L,T} = \nu_L = -\frac{\varepsilon_T}{\varepsilon_L}$$

- O módulo de cisalhamento longitudinal,  $G_{LT}$ , define o inverso da taxa de deformação por cisalhamento,  $\gamma_{LT}$ , em relação a pura tensão de cisalhamento no plano longitudinal.

$$G_{LT} = G_L = \frac{\tau_{LT}}{\gamma_{LT}}$$

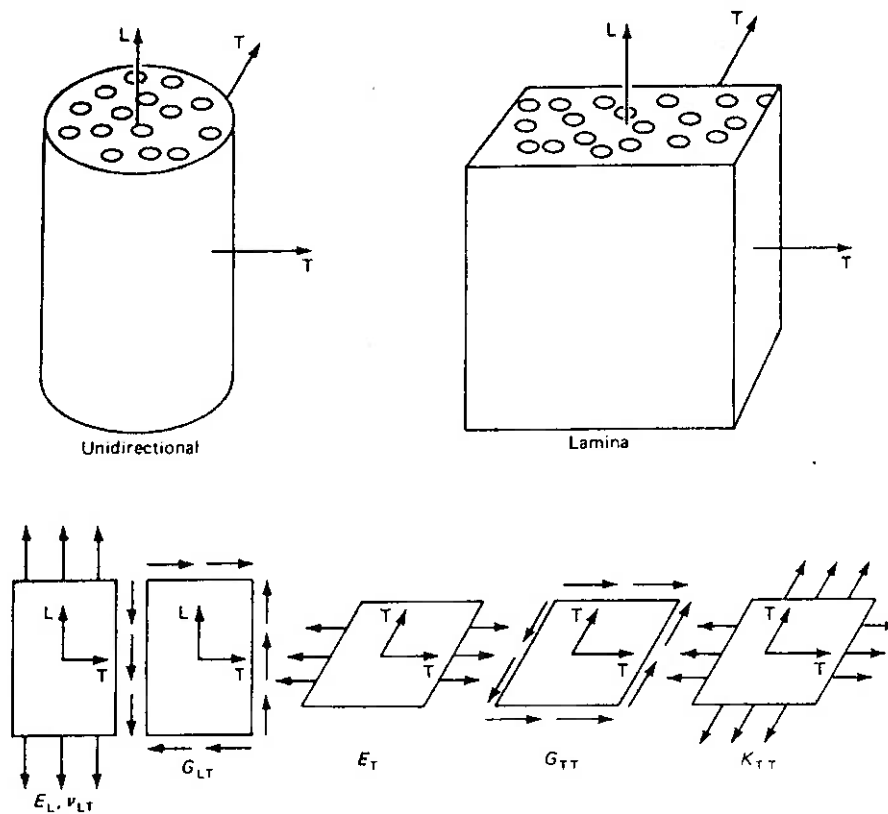
- O modulo de cisalhamento transversal,  $G_{TT}$ , semelhante ao  $G_{LT}$  mas para a tensão de cisalhamento puro,  $\tau_{TT}$ , e tensão,  $\gamma_{TT}$ , no plano transversal:

$$G_{TT} = G_T = \frac{\tau_{TT}}{\gamma_{TT}}$$

- O Modulo de Bulk transversal  $K_{TT}$ , definido para o caso de iguais tensões transversais,  $\sigma_T$ , que produz iguais deformações transversais,  $\varepsilon_T$  (na não presença de deformações longitudinais).

$$K_{TT} = K = \frac{\sigma_T}{2 \cdot \varepsilon_T}$$

As cinco constantes estão mostradas na figura 12.



**Figura 12** - Condições de carregamento para a avaliação das propriedades básicas.

### **3.2 Polietileno Tereftalato (PET)**

Plásticos de engenharia baseados em polietileno tereftalato (PET) são produzidos de um polímero médio viscoso que é quimicamente equivalente ao usado em fibras, filmes e containers. Este poliéster é preparado num sistema de condensação e polimerização de ácido tereftálico ou dimetiltereftálico com etileno glicol.

#### **3.2.1 Formas comerciais**

Essencialmente todos os produtos oferecidos comercialmente são reforçados com pequenas quantidades de fibra de vidro, minerais ou combinações de vidro-mineral. Agentes modificadores são adicionados de modo a adquirir taxas de cristalização aceitáveis em temperaturas de moldagem convencional. A injeção é a principal fabricação para esta família de plásticos.

PETs são geralmente utilizados em aplicações que requerem altos níveis de rigidez e estabilidade dimensional, particularmente à temperaturas elevadas. Estes poliésteres termoplásticos também apresentam excelentes propriedades elétrica, e quando retardante de chama, resistência à flamabilidade.

#### **3.2.2 Custos**

No início de 1988 os preços variavam de US\$ 2,90 a US\$ 4,00/kg para as classes básicas e de US\$ 3,50 a US\$ 4,60 para as classes especiais, como por exemplo, retardante de chamas. Hoje em dia, com o crescimento de utilização deste material, principalmente na área de embalagens, seu preço teve uma queda significativa, sendo negociado por US\$ 1,50/kg em média.

### 3.2.3 Aplicações

Os mercados de negócios de PET incluem os setores automotivo, elétrico e industrial geral. As aplicações automotivas incluem componentes como bagageiros, suporte do retrovisor, maçanetas e alguns suportes, e partes elétricas como refletores interno, soquetes de lâmpada, carcaça de alternador, e rotor de ignição. A tampa das válvulas e o recipiente de ar condicionado também são produzidos por compostos de PET reforçado.

Aplicações elétricas, que principalmente usam classes retardante de chamas, incluem carcaça de motor, conectores, bobinas, relês e interruptores. Interiores de fornos microondas e outros componentes de aparelhos eletrodomésticos também apresentam aplicações de sucesso.

No mercado industrial, a combinação de alta rigidez e baixa absorção de umidade permite o uso de PET reforçado em aplicações estruturais como em móveis, molduras e ferramentas manuais.

### 3.2.4 Características Gerais

Em termos de propriedades básicas, as obtidas nos “data sheets” dos produtores de resina PET estão resumidas na Tabela 5. Somente as classes mais utilizadas são mostradas.

Como era de se esperar, a resistência mecânica aumenta com o aumento da porcentagem de fibra de vidro. Como o PET absorve bem pouca umidade - cerca de 0.05% depois de imersão em água a 23°C por 24h - estes valores ficam essencialmente constantes com o aumento da umidade.

| Properties of reinforced PET grades                          |                  |                  |                  |                  |                        |             |
|--------------------------------------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------------|-------------|
|                                                              | Product type(s)  |                  |                  |                  |                        |             |
| Properties                                                   | 15% GF           | 30% GF           | 45% GF           | 35% GF-mineral   | 30% GF flame retardant | Test method |
| <b>Mechanical</b>                                            |                  |                  |                  |                  |                        |             |
| Tensile strength at yield, MPa (ksi)                         | 115 (16.8)       | 150 (22.0)       | 180 (26.0)       | 105 (15.0)       | 130 (19.0)             | D 638       |
| Ultimate elongation, %                                       | 3.4              | 2.2              | 1.6              | 1.5              | 2.0                    | D 638       |
| Flexural strength, MPa (ksi)                                 | 175 (25.2)       | 235 (34.0)       | 285 (41.5)       | 170 (25.0)       | 190 (27.5)             | D 790       |
| Flexural modulus, GPa (10 <sup>6</sup> psi)                  | 5.79 (840)       | 8.96 (130)       | 13.8 (200)       | 10.3 (150)       | 9.93 (144)             | D 790       |
| Notched Izod impact strength, J/m (ft-lb/in)                 | 79 (11)          | 95 (1.8)         | 110 (2.0)        | 55 (1.0)         | 80 (1.5)               | D 256       |
| Heat-deflection temperature at 1.82 MPa (0.264 ksi), °C (°F) | 211 (412)        | 225 (437)        | 225 (437)        | 210 (410)        | 220 (430)              | D 648       |
| Mold shrinkage, 10.318 cm bar, mm/mm                         | 0.005            | 0.003            | 0.002            | 0.003            | 0.003                  |             |
| <b>Electrical</b>                                            |                  |                  |                  |                  |                        |             |
| Volume resistivity, dry, 12-m                                | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup>       | D 257       |
| Surface resistivity, dry, Ω                                  | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup> | 10 <sup>13</sup>       | D 257       |
| Dielectric strength, short-time (0.318 cm), kV/mm (V/mil)    | 19 (490)         | 22 (570)         | 22 (570)         | 21 (540)         | 21 (550)               | D 149       |
| Dielectric strength, step-by-step (0.318 cm), kV/mm (V/mil)  | 17 (410)         | 16 (400)         | 16 (400)         | 17 (410)         | 16 (400)               | D 149       |
| Dielectric constant at 10 <sup>6</sup> Hz                    | 3.5              | 3.5              | 3.8              | 3.4              | 3.5                    | D 150       |
| Dissipation factor at 10 <sup>6</sup> Hz                     | 0.022            | 0.021            | 0.022            | 0.022            | 0.022                  | D 150       |
| <b>Physical</b>                                              |                  |                  |                  |                  |                        |             |
| Specific gravity                                             | 1.39             | 1.68             | 1.70             | 1.61             | 1.68                   | D 792       |
| Melting point, °C (°F)                                       | 245 (473)        | 245 (473)        | 245 (473)        | 245 (473)        | 245 (473)              | D 789       |
| Coefficient of linear thermal expansion, 10 <sup>-6</sup> /K | 3.0 (1.7)        | 2.5 (1.4)        | 2.2 (1.2)        | 2.2 (1.2)        | 2.5 (1.4)              | D 696       |
| Flammability, 10.68 cm                                       | HB               | HB               | HB               | HB               | V-0                    | UL 94       |
| GF: glass fiber (a) tested at 23 °C or 73 °F; dry as molded  |                  |                  |                  |                  |                        |             |

GF, glass fiber (a) Tested at 23 °C (or 73 °F) dry as molded

Tabela 5 - Propriedades do PET reforçado com fibra de vidro

### 3.2.5 Propriedades

A variação de rigidez com a temperatura para PET reforçado 30% GF<sup>5</sup> e 45% GF é mostrada na figura 13.

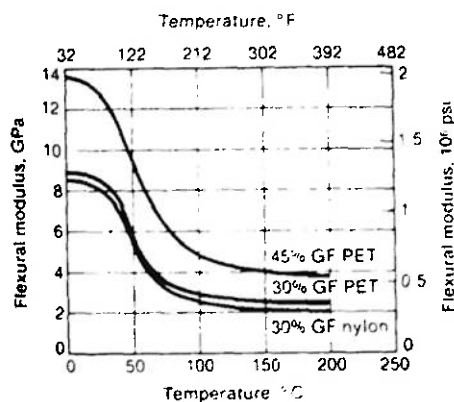


Figura 13 - Módulo de elasticidade de flexão versus temperatura

<sup>5</sup> GF - Glass Fiber (fibra de vidro)

O nylon 6, o mais próximo competidor do PET, 30% GF é incluído para comparação. Com o aumento da temperatura o módulo de elasticidade de flexão baixa através da zona de transição vítrea e se estabiliza até próximo do ponto de fusão (245°C ou 475°F). Aumentando a porcentagem da fibra de vidro a curva se desloca para cima entretanto não há alteração do local da transição. A altos níveis de umidade, a resposta do poliéster continua a mesma, mas o módulo do nylon diminui significativamente.

Resistência à deformação sobre condições de carregamento constante a elevadas temperaturas é o principal requerimento em várias aplicações em que o PET é especificado.

Retenção de resistência à tensão é função da temperatura como mostrado na figura 2. para 30% GF. A propriedade de retenção é excelente, considerando a proximidade da temperatura do teste com o ponto de fusão 245 °C (475 °F).

| Properties of Polyethylene Terephthalates (PET) |                 |
|-------------------------------------------------|-----------------|
| Properties                                      |                 |
| Mechanical                                      |                 |
| Tensile strength at yield, psi                  | 8.600           |
| Elongation at break, %                          | 30 - 300        |
| Flexural strength, psi                          | 12.000 - 18.000 |
| Flexural modulus, kpsi                          | 350 - 450       |
| Compressive strength, psi                       | 11.000 - 15.000 |
| Tensile modulus, kpsi                           | 400 - 600       |
| Compressive modulus, kpsi                       |                 |

Tabela 6 - Propriedades mecânicas do PET

### 3.2.6 Tipos de produto

PETs reforçado estão disponíveis em composições de fibra de vidro de 15 a 55%, correspondendo a um módulo de elasticidade de flexão de 5.79 a 16.9 GPa. Misturas com 35 a 40% de fibra de vidro mineral são também oferecidas para aplicações que requerem um alto grau de estabilidade

dimensional. Tipos retardante de chamas, com UL94 variando de V-0 até 0.80mm estão disponíveis em composições de fibra de vidro de 30 e 43%, ou com fibra de vidro mineral a 45%.

A maioria destes produtos podem ser pigmentados em uma larga variação de cores. Eles podem ser pintados usando sistemas automotivos e outros.

### 3.2.7 Maiores fornecedores

Estão listados a seguir alguns dos maiores produtores de resina PET.

Allied-Signal Inc. (Petra), Hoechst Celanese Co. (Impet), E.I. Du Pont de Nemours & Company, Inc. (Rynite), General Eletric Company, Mobay Co. (Petlon), e Wilson Fiberfil International (Tetrafil).

## 3.3 *Fibra de Vidro*

A fibra de vidro é o único material que apresenta grande parte das propriedades da família do vidro como dureza, transparência, resistência ao ataque químico, e estabilidade como as das fibras, resistência, flexibilidade, baixa densidade e processabilidade. O vidro é feito pela fusão de silicatos com soda ou com potássio, óxido de cálcio e vários óxidos metálicos. A massa fundida é então resfriada rapidamente para impedir a cristalização. Todas as composições descritas neste trabalho são derivadas de sílica e silicatos.

Dois processos básicos são usados na fabricação de filamentos de vidro contínuo: fundição indireta e direta. Na fundição indireta, bolas de vidro são produzidas pela fusão de uma mistura apropriada de matéria prima, que são de aproximadamente 2 a 3 cm de diâmetro. Estas bolas são novamente fundidas (no mesmo local ou em local diferente) e são formadas então as fibras. Esta tecnologia é antiga, e é mais comum na Europa que nos Estados



Unidos. Na fundição direta, a matéria prima é fundida e é transformada diretamente em fibras. A fundição direta é o processo mais comum utilizado atualmente.

As fibras de vidro são formadas pela passagem do vidro fundido através de orifícios de 0.793 a 3.175 mm de diâmetro, e depois rapidamente este vidro passa a um diâmetro menor. Os diâmetros típicos de fibras variam de 3 a 20 $\mu$ m. Os orifícios através dos quais o vidro fundido passa estão na base de um metal refratário geralmente feito de ligas de platina.

### 3.3.1 Tipos de fibra de vidro

Existem diferentes tipos de fibra de vidro com diferentes composições que refletem a necessidade química para proporcionar as propriedades químicas e físicas requeridas. Tais diferenças são refletidas na tabela a seguir:

| Inherent properties of Glass Fibers |                  |     |                 |      |
|-------------------------------------|------------------|-----|-----------------|------|
|                                     | Tensile strength |     | Tensile modulus |      |
|                                     | MPa              | psi | MPa             | psi  |
| A Glass                             | 3040             | 440 | 69.0            | 10.0 |
| E Glass                             | 3450             | 500 | 72.5            | 10.5 |
| ECR Glass                           | 3625             | 525 | 72.5            | 10.5 |
| S Glass                             | 4590             | 665 | 86.0            | 12.5 |

Tabela 7 - Propriedades dos diferentes tipos de Fibra de Vidro

**E-glass** é uma família de vidro com uma composição de cálcio aluminoborosilicato e contém um máximo de 2% de álcali. E-glasses são usados para fins gerais quando resistência e alta resistividade elétrica são requeridas.

**S-glass** tem uma composição de magnésio aluminosilicato, que demonstra alta resistência e é portanto utilizado em aplicações onde alta resistência à tração é requerida.

**C-glass** tem uma composição de soda-cal-borosilicato e é utilizada em meios corrosivos devido a sua estabilidade química. Portanto é utilizada em compósitos que mantêm contato com materiais ácidos.

### 3.3.2 Propriedades da fibra de vidro

Algumas propriedades da fibra de vidro, como resistência à tração, módulo de Young e durabilidade química são medidas diretamente nas fibras. Outras propriedades como permissividade, fator de dissipação e expansão térmica são medidas no vidro formador da fibra tratado termicamente para aliviar formação de tensões. Propriedades como densidade e índice de refração são medidas tanto nas fibras como na amostra, tratada ou não termicamente.

A seguir será apresentada uma tabela com o resumo destas propriedades. Estes dados foram coletados por Owens-Corning Fiberglas.

| Typical properties for the glass fiber types |                                           |                      |                  |                    |                     |                     |                     |                               |                     |                     |               |      |  |
|----------------------------------------------|-------------------------------------------|----------------------|------------------|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|---------------------|---------------|------|--|
| Material                                     | Density, bulk annealed, g/cm <sup>3</sup> | Tensile strength     |                  |                    |                     |                     |                     | Young's modulus of elasticity |                     |                     | Elongation, % |      |  |
|                                              |                                           | at -190 °C (-310 °F) | at 23 °C (72 °F) | at 371 °C (700 °F) | at 538 °C (1000 °F) | at 538 °C (1000 °F) | at 538 °C (1000 °F) | at 538 °C (1000 °F)           | at 538 °C (1000 °F) | at 538 °C (1000 °F) |               |      |  |
|                                              |                                           | MPa                  | ksi              | MPa                | ksi                 | MPa                 | ksi                 | GPa                           | 10 <sup>6</sup> psi | 10 <sup>6</sup> psi |               |      |  |
| E-glass                                      | 2.62                                      | 5310                 | 770              | 3445               | 500                 | 2620                | 380                 | 1725                          | 250                 | 81.3                | 11.8          | 4.88 |  |
| S-glass                                      | 2.50                                      | 8275                 | 1200             | 4585               | 665                 | 4445                | 645                 | 2415                          | 350                 | 88.9                | 12.9          | 5.7  |  |
| C-glass                                      | 2.56                                      | 5380                 | 780              | 3310               | 480                 |                     |                     |                               |                     |                     |               | 4.8  |  |

| Material | Chemical resistance (percent weight loss) |         |                                    |                                    |          |          |          |          | Relative permittivity |     | Dissipation factor |        |
|----------|-------------------------------------------|---------|------------------------------------|------------------------------------|----------|----------|----------|----------|-----------------------|-----|--------------------|--------|
|          | in H <sub>2</sub> O                       | 10% HCl | 10% H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> | 1% Na <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> | 10% NaOH | at 1 MHz | at 60 Hz | at 1 MHz | at 60 Hz              |     |                    |        |
| E-glass  | 0.7                                       | 0.9     | 42                                 | 43                                 | 30       | 42       | 2.1      | 2.1      | 20                    | 0.6 | 6.7                | 0.0025 |
| S-glass  | 0.5                                       | 0.7     | 3.8                                | 5.1                                | 4.1      | 5.7      | 2.0      | 2.1      | 66                    | 5.3 | 5.4                | 0.0034 |
| C-glass  | 1.1                                       | 2.9     | 4.1                                | 7.5                                | 2.2      | 4.9      | 24       | 31       |                       | 6.9 |                    | 0.0120 |

| Material | Volume resistivity, Ω m  | Surface resistivity, Ω   | Dielectric strength |       | Viscosity softening point |      | Viscosity annealing point |      | Viscosity strain point |      | Thermal expansion 10 <sup>-6</sup> /K | Specific heat    |                    | Refractive index, bulk annealed |
|----------|--------------------------|--------------------------|---------------------|-------|---------------------------|------|---------------------------|------|------------------------|------|---------------------------------------|------------------|--------------------|---------------------------------|
|          |                          |                          | kV/cm               | V/mil | °C                        | °F   | °C                        | °F   | °C                     | °F   |                                       | at 23 °C (72 °F) | at 260 °C (502 °F) |                                 |
| E-glass  | 0.402 × 10 <sup>15</sup> | 0.42 × 10 <sup>16</sup>  | 103                 | 262   | 846                       | 1555 | 657                       | 1215 | 615                    | 1140 | 5.4                                   | 0.810 (0.193)    | 1.03 (0.247)       | 1.562                           |
| S-glass  | 0.905 × 10 <sup>15</sup> | 0.886 × 10 <sup>16</sup> | 130                 | 330   | 970                       | 1778 | 810                       | 1490 | 760                    | 1400 | 4.6                                   | 0.737 (0.176)    |                    | 1.525                           |
| C-glass  |                          |                          |                     |       | 750                       | 1382 | 588                       | 1090 | 552                    | 1025 | 6.3                                   | 0.787 (0.188)    | 0.90 (0.215)       | 1.517                           |

(a) From 50 °C to 250 °C (120 °F to 480 °F)

**Tabela 8** - Principais propriedades da fibra de vidro

### 3.4 Poliuretano

Poliuretano pode ser definido como um grupo de plásticos baseados em resina poliéter ou poliéster. O poliuretano é geralmente classificado pelo tipo de produto fabricado - espumas rígidas e flexíveis - cobertura - adesivos. O

poliuretano consiste em ligações de uretano formada por reações de isocianatos com moléculas contendo grupos hidróxidos ou outros grupos com hidrogênio ativo. A maioria do poliuretano utilizado no mundo é baseado em dois grupos de isocianatos aromáticos: diisocianato tolueno(TDI) e diisocianato difenil metano (MDI). Esses materiais são ocasionalmente derivados para formar isocianatos carbodiimide, ou reagir com glicols com baixo peso molecular para formar prepolimeros especiais. Tais derivados podem facilitar o manuseio do material, o processamento e melhorar as qualidades das espumas.

Além do hidrogênio ativo, a outra metade da reação, é constituída tipicamente por glicols polioxypropileno, algumas vezes complementado com pequenas quantidades de glicol com baixo peso molecular como o etileno glicol ou o butaneidol. A característica mais forte do poliuretano é devida a habilidade do polímero em conseguir proceder uma separação de fases em uma mais dura e outra mais suave. Essa separação de fase acarreta ao polímero diferentes características com relação a dureza e a resistência, permitindo ainda assim que ele retenha excelente resiliência e flexibilidade. Dependendo do componente de hidrogenio ativo, a reação de uretano pode ser relativamente lenta (minutos) ou extremamente rápida (segundos). Os poliuretanos têm ótima resistência a tração e alongação e boa resistência a abrasão. Mas eles são atacados por água quente, solventes polares, e ácidos concentrados e bases.

O poliuretano vem sendo cada vez mais utilizado, mas alguns pontos são desafios como por exemplo a possibilidade de reciclagem e a não utilização de agentes prejudiciais a camada de ozônio. Os três principais mercados do poliuretano são as indústrias de transporte, construção e móveis. Juntas elas consomem 60% dos 12 bilhões de libras de poliuretano fabricado no mundo.

| Properties of Polyurethan foam |            |
|--------------------------------|------------|
| Properties                     |            |
| Mechanical                     |            |
| Tensile strength at break, psi | 175-10.000 |
| Flexural strength, psi         | 700-4500   |
| Flexural modulus, kpsi         | 10-100     |
| Compressive strength, psi      | 20.000     |
| Tensile modulus, kpsi          | 10-100     |
| Compressive modulus, kpsi      | 10-100     |

Tabela 9 - Propriedades de espuma de Poliuretano

### 3.5 Modelamento

Para o modelamento da parte externa do osso (osso compacto), utilizou-se uma matriz de PET e reforço de fibra de vidro.

Utilizando-se os dados referenciados nas tabelas 6 e 7, e utilizando a formulação para a determinação das propriedades características de um compósito, partindo das propriedades da matriz e da fibra, chegou-se aos seguintes resultados:

$$E_{PET} = E_M = 500 \text{ kpsi} - 3.44 \text{ GPa}$$

$$E_{GF} = E_F = 10.5 \text{ psi} - 72.5 \text{ KPa}$$

$$\sigma_{com} = v_f \cdot \sigma_f + v_m \cdot \sigma_m$$

$$E_{com} \cdot \epsilon_{com} = (E_f \cdot v_f + E_m \cdot v_m) \cdot \epsilon_{com}$$

$$E_{com} = (E_f \cdot v_f + E_m \cdot (1 - v_f))$$

substituindo os valores temos:

$$v_f = 16.78\% \quad v_m = 83.22\%$$

Para o modelamento da parte interna do osso, foi utilizada uma espuma de poliuretano, assumindo-se para esta, propriedades médias das mostradas na tabela 3. Com isto temos para a espuma:

$$E = 650 \text{ MPa}$$

## **4. O MODELO**

### ***4.1 O que é um modelo?***

Modelo é uma forma de representação da realidade, ou seja, uma forma de apresentar a natureza através de propriedades, diagramas, equações, gráficos ou imagens.

Esta representação pode ser feita através de:

- ⇒ modelo matemático;
- ⇒ modelo físico
- ⇒ modelo geométrico

Para se poder alcançar o objetivo do trabalho ir-se-á utilizar um modelo geométrico (que será tratado a partir de agora apenas como modelo) para que através de um software apropriado (descrito mais adiante) se possa obter um modelo matemático e avaliar o resultado podendo então partir para a construção de um modelo físico, um fêmur com os materiais definidos anteriormente, entretanto esta etapa foge ao escopo do trabalho.

### ***4.2 Análise por elementos finitos***

O método dos elementos finitos é um procedimento auxiliado por computador para a análise de estruturas. É um versátil método numérico que é largamente aplicado na solução de problemas cobrindo quase toda a análise de engenharia. As aplicações mais comuns incluem análise de comportamento estático, dinâmico e térmico e seus componentes.

Os resultados obtidos com a análise por elementos finitos são raramente “exatos”. Entretanto, uma solução bem acurada pode ser obtida se um modelo adequado de elemento finito, baseado nos princípios da análise por elementos finitos, for usado.

O uso dos métodos clássicos é, provavelmente, a melhor maneira de analisar estruturas simples, entretanto, sua utilização não é recomendável, quando não impossível, quando o sistema é complexo. Nestes casos, a melhor alternativa é utilizar a solução obtida pelo método dos elementos finitos.

O fêmur por sua vez, por se tratar de uma estrutura com forma complexa, será analisado com base na teoria dos elementos finitos. Seu resultado será utilizado apenas para a verificação do material selecionado anteriormente, antes da construção do modelo físico, quando então, será feita uma nova análise, agora sim, podendo ser comparada ao valor real.

#### ***4.3 Obtenção do modelo***

Um modelo geométrico pode ser obtido através de softwares auxiliares para desenho como AutoCad, SuperDraw II, Microstation, etc...

O modelamento de um fêmur, por ser totalmente irregular, pode ser inviável se iniciado diretamente num destes softwares. Para isto, devemos então, nos utilizar de ferramentas auxiliares para a obtenção de um modelo o mais próximo da realidade possível.

Uma destas ferramentas é a mesa tridimensional de medição que passa as informações do contorno da peça para o software de desenho através de simples toque na sua superfície, entretanto por se tratar de um aparelho caro, seu acesso é restrito e não houve a oportunidade de sua utilização.

Conseguimos então, via Internet (<http://www.cineca.it/prometeo>), informações sobre um trabalho que está sendo desenvolvido pelo Laboratorio di Tecnologia dei Materiali of Instituti Ortopedici Rizzoli, sobre o nome de Prometeo Project. O escopo do projeto é criar um ambiente computacional

capaz de verificar teorias de adaptações de ossos reimplantados num grande numero de pacientes. A pesquisa foi iniciada pelo Instituti Ortopedici Rizzoli , CINECA, Cray Research e pela University of Bologna.

Neste projeto encontra-se disponível um modelo 3D de um fêmur humano<sup>6</sup> produzido por Pacific Research Labs (Vashon Island, Washington, USA), o qual foi utilizado, com a permissão do Sr. Marco Viceconti, responsável pelo projeto, através da assinatura de um termo de compromisso entre o Prof. Dr. Edson Gomes (Escola Politécnica) e o Sr. Marco Viceconti (Laboratorio di Tecnologia dei Materiali).

O modelo em 3D foi construído através de fotografias de secções transversais de um fêmur.

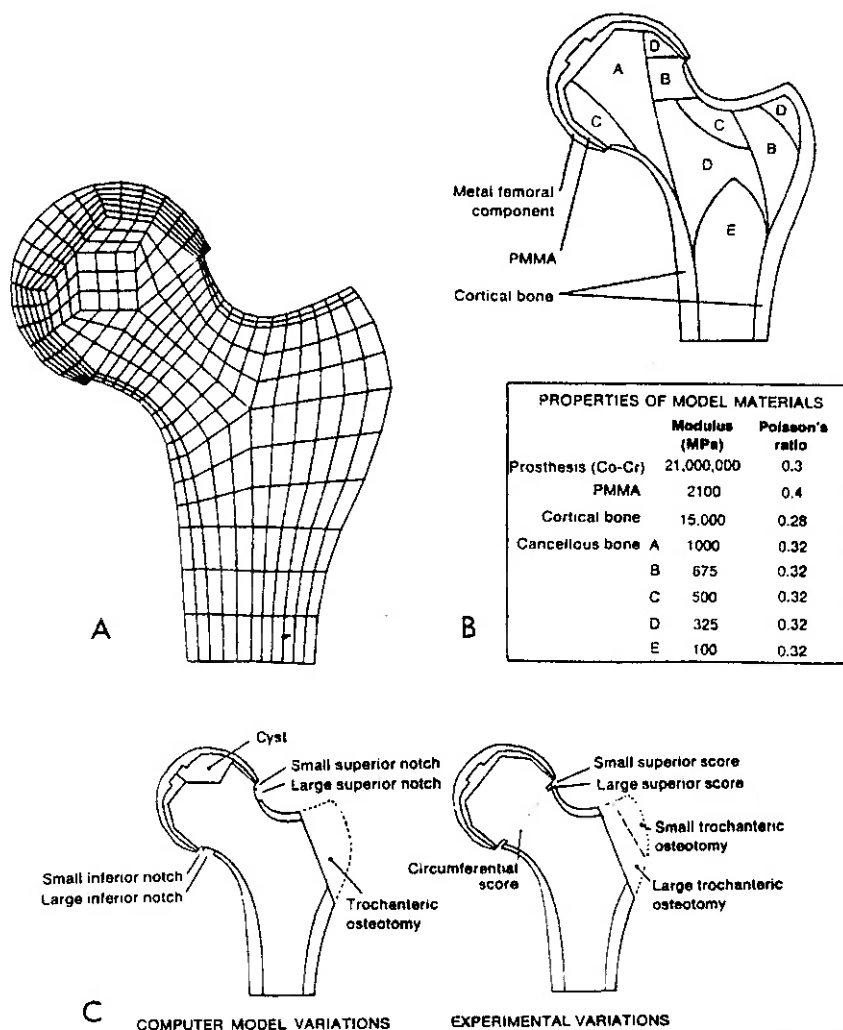
Cortou-se o fêmur em fatias e fotografou-se as secções obtidas. Tais imagens foram tratadas e foram a seguir superpostas. Através de um polinômio interpolador criou-se o contorno do fêmur.

Este contorno foi então, novamente tratado para a obtenção de uma malha triangular de elementos finitos para posterior análise, entretanto neste tratamento não utilizou-se linhas para a construção da malha, como os programas de elementos finitos conseguem trabalhar perfeitamente, e construiu-se a malha com pequenas superfícies, o que prejudicou o trabalho. Este assunto será melhor abordado no próximo capítulo, quando será discutida a análise (item 5.5 Criando o sólido).

---

<sup>6</sup> O modelo 3D renderizado encontra-se no Apêndice I.





**Figura 14** - A: Modelo em elementos finitos B: Tabela com valores de módulo de elasticidade para cada área da cabeça do fêmur C: Variação na utilização de um modelo computacional D: Variação experimental.

## 5. Análise

O programa utilizado para se processar a análise de elementos finitos no osso foi o Algor. O primeiro passo foi a construção do modelo do osso conforme foi descrito no item anterior. O modelo foi construído utilizando-se o software AutoCad, sendo assim, era necessário gravá-lo em um formato que o Algor pudesse importar. Para tanto, o arquivo contendo o osso foi gravado no formato .dxf e não no formato padrão de AutoCad .dwg.

Em relação a utilização do Algor, podemos separar o procedimento em alguns tópicos:

- Importando o modelo de Autocad para o Algor.
- Verificando o modelo.
- Adicionando condições de contorno e de carregamento ao modelo.
- Criando as superfícies.
- Criando o sólido.
- Adicionando propriedades dos materiais ao modelo.
- Processando o modelo para análise de tensão.
- Analisando os resultados.

### **5.1 Importando o modelo de AutoCad para o Algor.**

No software Superdraw II do Algor, existe um drive específico para conversão de um arquivo .dxf para o formato .esd.

Procedimento:

1. files
2. import
3. .dxf
4. seleciono o arquivo
5. esc
6. esc
7. save as (gravo no formato .esd)

### **5.2 Verificando o modelo**

O modelo utilizado foi construído em AutoCad, utilizando-se superfícies. Entretanto, o Algor à princípio só consegue decodificar modelos em wireframe. Sendo assim, utilizando o Superdraw II, procedeu-se uma análise do modelo importado, a fim de se verificar eventuais problemas com relação a pontos e linhas perdidas e para consertar tais erros.

O procedimento básico consiste na verificação de cada parte do modelo através do posicionamento em diversas vistas. Esta parte da análise foi muito demorada, porque a malha de elementos finitos foi construída no AutoCad e isso ocasionou um certo problema, pois não se sabia como a malha seria importada e conseqüentemente era necessário uma verificação minuciosa para se evitar futuros problemas no momento de se proceder o análise de tensão.

### **5.3 Adicionando condições de contorno e de carregamento ao modelo.**

Ainda no Superdraw, foram adicionadas ao modelo as condições de contorno e de carregamento ao modelo. As condições utilizadas foram grosseiramente as mesmas utilizadas no ensaio de compressão feito no trabalho “Estudo das propriedades mecânicas e do comportamento estrutural do fêmur”.

Condições de contorno:(VIDE ANEXO II)

Regiões do epicondilo lateral, medial, tubérculo adutor, face patelar, condilos e fossa intercondilar engastadas.

Condições de carregamento: compressão

Regiões da cabeça, da fôvea e do colo com carregamento.

Carregamento 1:120% do peso corpóreo(marcha)-96 kgf

Carregamento 2:300% do peso corpóreo(marcha acelerada)-240 kgf

Carregamento 3:500% do peso corpóreo(salto, desequilíbrio)-400 kgf

### **5.4 Adicionando propriedades dos materiais ao modelo.**

O programa Decoder interliga os módulos de geometria do Algor com os processadores que realmente realizam a análise de elementos finitos. O decoder interpreta o modelo gráfico e as condições de análise de elementos finitos e produz um arquivo de dados numéricos requerido pelos processadores. Nesta etapa, foram selecionadas as características e propriedades do modelo a ser estudado. Para o correto funcionamento do Decoder é necessário fornecer os seguintes dados:

Selecionar o tipo de elemento, informação sobre o modelo de material (informação sobre o grupo), e outras informações do elemento.

**a. tipo de elemento**

| 3-D TRUSS | BEAM      | 2-D CONT.<br>ELEMENTS | 3-D BRICK<br>ELEMENT      | SHELL        |
|-----------|-----------|-----------------------|---------------------------|--------------|
| 1.linear  | 1.linear  | 1.linear              | 1. linear                 | 1. linear    |
| 2.curve   | 2.Elastic | 2.Ortho               |                           | 2. ortho     |
|           | 3.Plastic | 3.V tan               | 3. curve                  | 3. von Mises |
|           |           | 4.Curve               | 4.von<br>Mises(isotropic) |              |
|           |           | 5.Cur Ten             | 5.von<br>Mises(kinematic) |              |
|           |           | 6 von Mises           |                           |              |
|           |           | 7. Drucker            |                           |              |
|           |           | 8. Mooney             | 8. Mooney                 |              |
|           |           | 9. Gen Mooney         |                           |              |

O tipo de elemento que mais se aproxima a realidade é o 3-d brick, com von Mises isotropico(4), pois a espessura é comparável com as outras dimensões e ocorre variação de tensão na espessura. A vantagem de se utilizar o 3-d brick ao invés de elementos de placa ou barra para elementos com espessura considerável é que os elementos sólidos fornecem informações referentes a variação tri-dimensional da tensão e deformação. Placas e barras não fornecem tais informações e devem ser utilizados com cautela somente para análise preliminar de sistemas.

**b.dados do elemento**

As informações necessárias para um elemento do tipo brick 3-D são:

|               |                         | Descrição                                                                 |
|---------------|-------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| Análise       | 1. Lin. or Mat. NL only | análise de material linear ou não linear                                  |
|               | 2. Total L              | Opção 1 com grandes deformações e com o método de Lagrange Total          |
|               | 3. Update L             | Opção 1 com grandes deformações utilizando o método iterativo de Lagrange |
| RS itegration | 2. 2nd Order            | Integração paara 2 pontos R e S                                           |
|               | 3. 3rd Order            | Integração para 3 pontos R e S                                            |
|               | 4. 4th Order            | Integração para 4 pontos R e S                                            |
| T integration | 1. 1st Order            | Integração para um ponto T, geralmente para comportamento de membrana     |
|               | 2. 2nd Order            | Integração para 2 pontos T                                                |
|               | 3. 3rd Order            | Integração para 3 pontos T                                                |
|               | 4. 4th Order            | Integração para 4 pontos T                                                |

### c.informação do grupo

As propriedades necessárias para a caracterização de um elemento 3-d brick (linear) são:

Nome da biblioteca

Nome do material

Descrição

E

Densidade

Poisson

#### **d.informação sobre as cores**

A informação da cor de cada linha deve ser especificada no SuperDraw II. Para cada elemento, a cor será determinada pelo número da cor do elemento, e essa será usada em associação com as propriedades da cor. Os parâmetros que aparecem quando você seleciona a opção "Elements:color" varia dependendo do elemento que você selecionou. Os parâmetros que devem ser informados para um elemento 3-d brick são:

Pressão

Beta angle

Orientação

Ponto de referencia para orientação

Imprimir resultado da integração

**e. Definição de condições aplicadas a qualquer tipo de elemento ou modelo de material(Global Menu).**

## Opção:"Global:Boundary"

| Parametro | Default | Descrição                                             |
|-----------|---------|-------------------------------------------------------|
| Auto      | 1       | Seta a opção definida automaticamente pelos elementos |
| TX        | 0       | Deslocamento da direção x                             |
| TY        | 0       | Deslocamento da direção y                             |
| TZ        | 0       | Deslocamento da direção z                             |
| RX        | 0       | Rotação na direção x                                  |
| RY        | 0       | Rotação na direção y                                  |
| RZ        | 0       | Rotação na direção z                                  |

0 permitido

1 impedido

## Opção:"Global:Initial"

Seta o modo de execução

| Parameter       | Default | Description                                                                                                                                                                                            |
|-----------------|---------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| MODEX(excution) | 1       | Determina o modo de execução de processador<br>0=checa dados(análise não executada, o processador lê e imprime dados)<br>1=execução(icon usado)<br>2=restart(faz uma análise de restart-icon ignorado) |
| ICON(condição)  | 0       | Indica o tipo de condição inicial<br>0=geração automática(com modex=1)<br>1=usa as condições "não-zero" especificadas(com modex=1). As                                                                 |



|                                    |   |                                                                                                                                                            |
|------------------------------------|---|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                    |   | condições são lidas de um arquivo<br>2=restarr(icon ignorado)<br>(com modex=2) Os dados de controle são lidos pelo processador, mas ignorados              |
| Arquivo para as condições iniciais |   | (com icon=1)Entre com o nome do arquivo que contém as condições iniciais para deslocamentos, velocidades e acelerações. Esta opção geralmente não é usada. |
| ICRPT(print)                       | 1 | Controla a condição inicial para impressão da condição inicial<br>0=imprime as condições iniciais<br>1=não imprime as condições iniciais                   |

"GLOBAL:TimeStep"

Seta os parâmetros de interação para a análise dinâmica.

"GLOBAL:Equilibrium"

Esse comando seta os parâmetros de convergência de equilíbrio. Essa interação de equilíbrio só pode acontecer se:

- a estrutura contém pelo menos um grupo de elemento não linear
- os modelos de materiais usados para representar todos os grupos de elementos não lineares permitem interação equilíbrio

| PARÂMETRO          | DEFAULT | DESCRIÇÃO                                                                                              |
|--------------------|---------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ISREF(reformation) | 1       | Entre com o número de passos entre a matriz de reformulação. Ignore se o modelo é completamente linear |
| NUMREF(unused)     |         | Reservado para uso futuro                                                                              |

|                     |      |                                                                                                                                                                       |
|---------------------|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| IEQUIT(iterstep)    | 1    | Entre com o passo entre as interações de equilíbrio para os grupos de elementos não lineares                                                                          |
| ITEMAX(itermax)     | 15   | Entre com o número máximo de interações permitidas. O número máximo de ciclos de interações permitidas no passos de soluções                                          |
| DTOL(dis. tol)      | 1e-3 | Entre com o valor de interação para medir a convergência do equilíbrio. Usado para medir a convergência da interação em termos de mudança no deslocamento do sistema. |
| STOL(lin. srch tol) | 0.5  | Busca de tolerância linear                                                                                                                                            |
| IMETHOD(iter meth)  | 0    | Método de solução para interação não linear                                                                                                                           |

#### "GLOBAL:Element Loading"

Neste comando são definidos os carregamento dos elementos relacionados.

Os itens são:

- Pressão
- Curva de carregamento de pressão
- Flag de cálculo de pressão
- Flag de cálculo de pressão de fluido
- Superfície de fluido
- Densidade de fluido
- Inercia
- Curva carregada de inercia
- Aceleração em x
- Aceleração em y
- Aceleração em z

- Térmica
- Curva de carregamento térmico

### ***5.5 Criando as superfícies***

As superfícies foram criadas utilizando-se o SuperSurf. Mas antes de se proceder tal ação, foi utilizado o filtro Merlin para uma segunda verificação do modelo, basicamente para a retirada de linhas duplas e correção de lacunas.

### ***5.6 Criando o sólido***

Nesta etapa, utilizando o Houdini, foi criado um modelo sólido a partir do modelo de superfícies. Entretanto, o sólido obtido apresentou uma série de erros de processamento, devido a própria complexidade do modelo e ao possível erro de interpretação com relação ao desenho original em AutoCad, pois no mesmo foi gerado uma malha com pequenas superfícies e não com linhas como seria o ideal. Os próximos passos serão comentados à critério de ilustração para mostrar as ações subsequentes pertinentes a análise.

### ***5.7 Processando o modelo para análise de tensão.***

Com a entrada de todos os dados realizadas nos passos anteriores, o modelo foi processado, ou seja, o sistema de equações foi resolvido.

### ***5.8 Analisando os resultados.***

Utilizando pós-processador SuperView do Algor seria possível uma visualização gráfica dos resultados do processamento.

## 6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Esse trabalho visa o desenvolvimento de um osso para aplicação em workshops e em aulas de medicina principalmente. O tema foi escolhido visando cobrir um nicho de mercado ainda pouco ou nada explorado, pois as pesquisas e o desenvolvimento de produtos em relação a área de biomecânica ainda estão no “estado da arte”.

Este trabalho tem como finalidade um primeiro estudo sobre materiais biocompatíveis com função estrutural. Sendo assim, as propriedades obtidas para o modelamento do osso humano são aproximadas. Na maioria dos casos, foi admitido os valores médios In vivo para adultos, isto porque, as propriedades mecânicas do osso variam muito de uma região para outra e variam também com relação à direção do carregamento. Esta foi uma grande dificuldade encontrada, pois para obter dados relativos aos ossos, foi necessário uma pesquisa bibliográfica intensiva, já que a maioria dos dados são referentes ao osso como um todo e não a partes específicas do mesmo.

O osso escolhido para um estudo mais profundo foi o fêmur, por se tratar do maior osso humano, do mais resistente e do mais pesado do corpo humano. Uma característica importante do osso, e o que dificulta muito sua modelagem, é que o mesmo se comporta como um sistema “inteligente”, se adapta as condições externas impostas. Sua malha trabecular interna funciona como uma rede tridimensional de treliças que se rearranja conforme a solicitação.

Para a escolha dos materiais a serem utilizados, levou-se em conta principalmente, além dos pré-requisitos em relação a propriedades mecânicas, os seguintes fatores:

⇒ baixo custo

- ⇒ baixa densidade
- ⇒ facilidade de fabricação

Esse são os principais fatores, para que haja possibilidade da fabricação do produto no Laboratório de Biomecânica do Hospital da Clínicas da Universidade de São Paulo.

Como o fêmur possui propriedades que variam muito de ponto a ponto, a princípio ia ser usado apenas um tipo de matriz e um tipo de fibra para as duas regiões (externa e interna), entretanto, após cálculos preliminares, foi verificado uma impossibilidade de utilização para a parte interna. Sendo assim, decidiu-se usar uma matriz de PET reforçada com fibra de vidro, para a parte externa, equivalente ao osso compacto, e alterou-se para espuma de poliuretano a parte interna, ou seja, o osso esponjoso.

Decidido então, os materiais a serem utilizados, foi efetuada uma verificação e possibilitada a utilização dos materiais acima mencionados.

Com a utilização de um software de análise de elementos finitos, neste trabalho foi utilizado o Algor, foi realizada uma análise do modelo matemático com relação ao osso real. O trabalho mostrou que é possível utilizar tais softwares para se comprovar a eficiência de um modelo calculado, mesmo o modelo sendo bastante complexo.

Um aspecto muito importante da utilização do Algor foi a possibilidade de se fazer a análise levando em consideração a interação entre dois materiais distintos, exatamente como foi modelado o sólido. Entretanto encontrou-se um problema com o modelo que foi gerado em outro software, o AutoCad, pois o modelo original havia sido construído utilizando-se superfícies do AutoCad e na importação e na construção do sólido no Algor, alguns erros apareceram, pois o Algor interpreta somente linhas, e não pequenas superfícies como foram definidas no AutoCad, não permitindo o término da

análise. Mesmo assim, o trabalho foi muito importante para a construção de uma metodologia adequada para a utilização do Algor, ou seja, os passos que devem ser seguidos para que os resultados da análise sejam corretos.

Este trabalho será apresentado ao Engenheiro responsável pelo Laboratório de Ortopedia do H.C. e havendo-se interesse na continuação do mesmo, uma solução possível seria o redesenho deste modelo no próprio SuperDraw II (módulo do Algor) com linhas unindo os pontos, ao invés de superfícies. Isto não foi possível para a conclusão deste trabalho, pois devido ao fato do modelo ser muito complexo, como foi dito anteriormente, muito tempo foi usado para a obtenção do mesmo, o que inviabilizou esta alteração (o modelo apresenta aproximadamente '45.000 nós').

## 7.BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

BARROS, F.B.; KARP, M.S. **Estudo das propriedades mecânicas e do comportamento estrutural do fêmur.** São Paulo, 1994. 123p.  
Trabalho de formatura - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

BATHE, K.J. **Finite Element procedures.** New Jersey, Prentice Hall, 1982.

BRADY, G.S.; CLAUSER, H.R. **Material Handbook:** an encyclopedia for managers, technical professional, purchasing and production managers, technicians, supervisors and foremen. 12.ed. USA, McGraw-Hill, 1986. p.848

DARÓ, F.R. **Dimensionamento pelo método de elementos finitos de placa deslizante para uso em cirurgia de terço proximal de fêmur humano.** São Paulo, 1992. Trabalho de formatura - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

HELMINEN, H.J.I. **Joint Loading:** biology and health of articular structures. England, Butterworth and Co. Publishers, 1987.

MEARS, D.C. **Materials and Orthopaedic Surgery.** Baltimore, The Williams & Wilkins Company, 1979.

MILES, A.W.; TANNER, K.E. **Strain Measurement in Biomechanics.** 1.ed. London, Chapman & Hall, 1992

SPYRAKOS, C.C. **Finite Element Modeling in engineering practice.**  
West Virginia, West Virginia University Press, 1994.

STUNBERG, M.E. **Symposium on surface replacement arthroplasty of the hip.** USA, The Orthopedic Clinics of North America, 1982.

YAMADA, H. **Strength of Biological Materials.** New York, Robert E. Krieger Publishing Company, 1973. v.1.

YAMADA, H. **Strength of Biological Materials.** New York, Robert E. Krieger Publishing Company, 1973. v.2.

ZIENKIEWICZ, O.C.; TAYLOR, R.L. **The Finite Element Method** 4.ed.  
Singapore, McGraw-Hill, 1989

ENGINEERED MATERIALS HANDBOOK. USA, ASM International,  
1988. v.1.Composites, p.45-47,107-111,173-204.

ENGINEERED MATERIALS HANDBOOK. USA, ASM International,  
1988. v.2.Engineering Plastics, p.172-176,611-617.

MODERN PLASTICS ENCYCLOPEDIA' 95: With buyers' guide. McGraw-Hill, v.71, nov. 1994

ALGOR. The World of Houdini - Video Training for Algor Houdini. USA,  
1996. 1 cassette VHS, 33min. color.

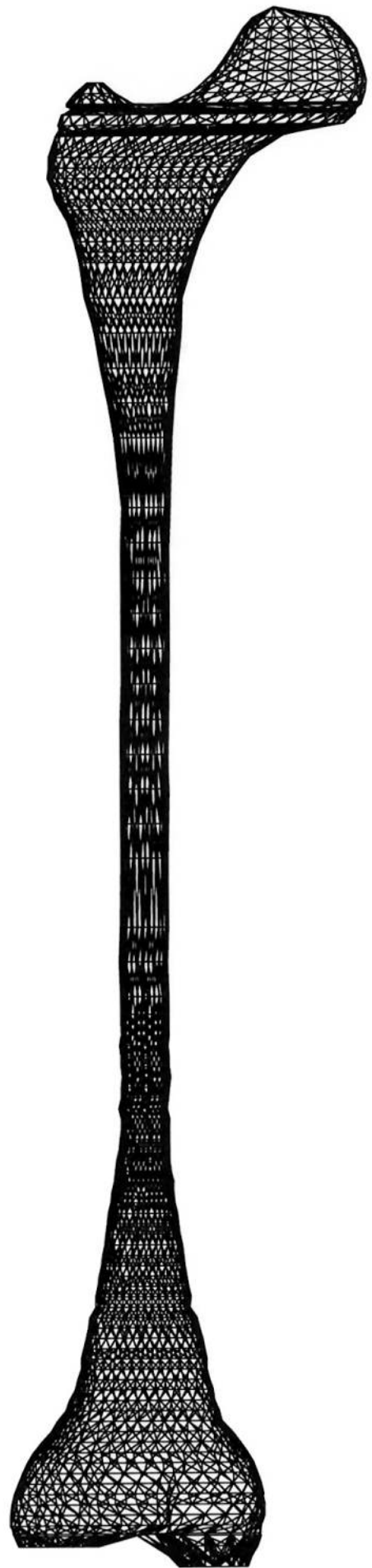
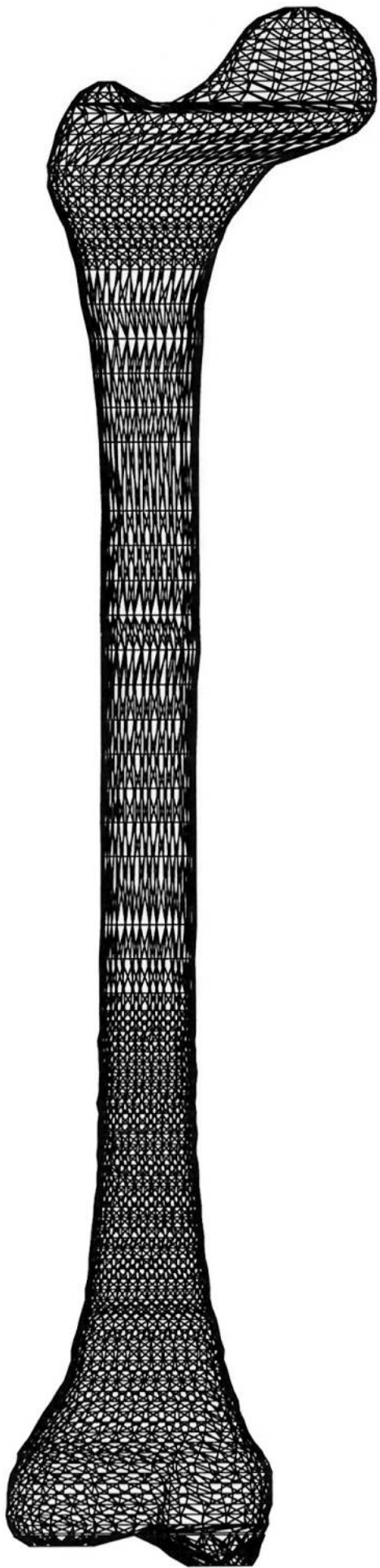
<http://www.algor.com>

<http://www.cineca.it/prometeo>

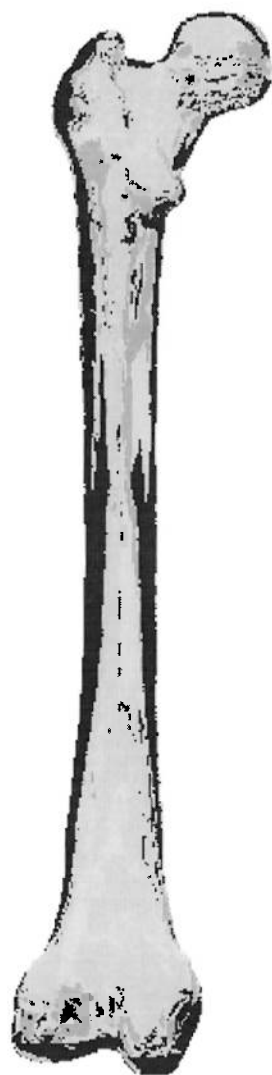


**APÊNDICE I - Modelos utilizados**

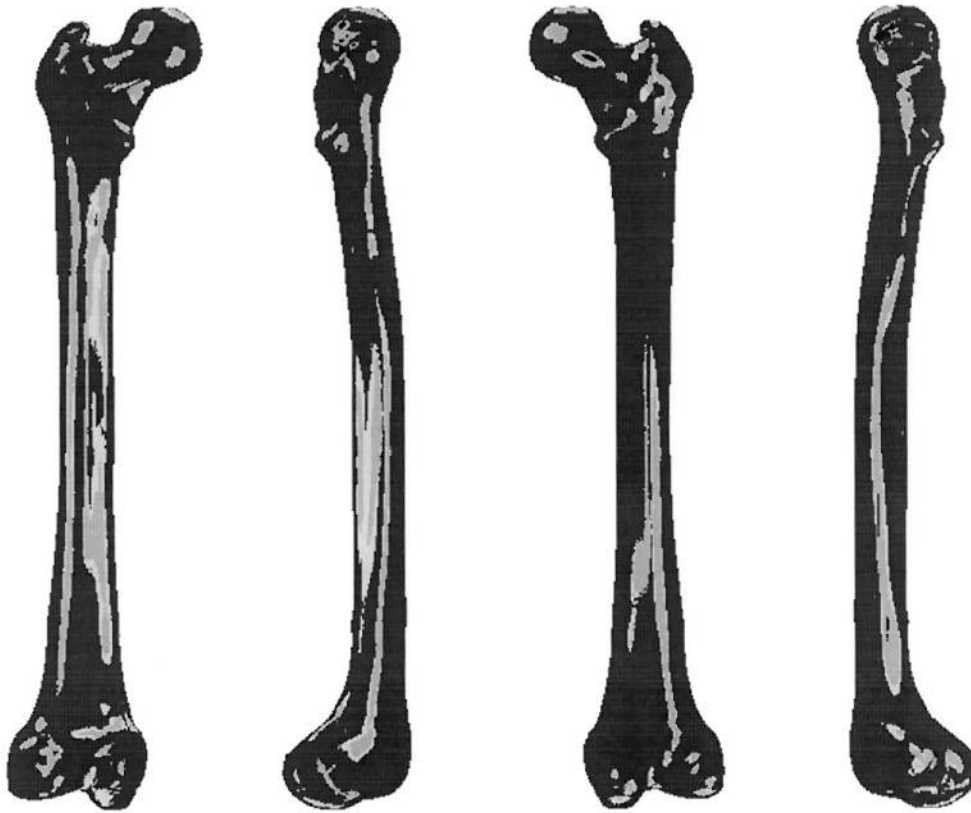
Modelo do fêmur (Wireframe)



Modelo do fêmur (Renderizado)

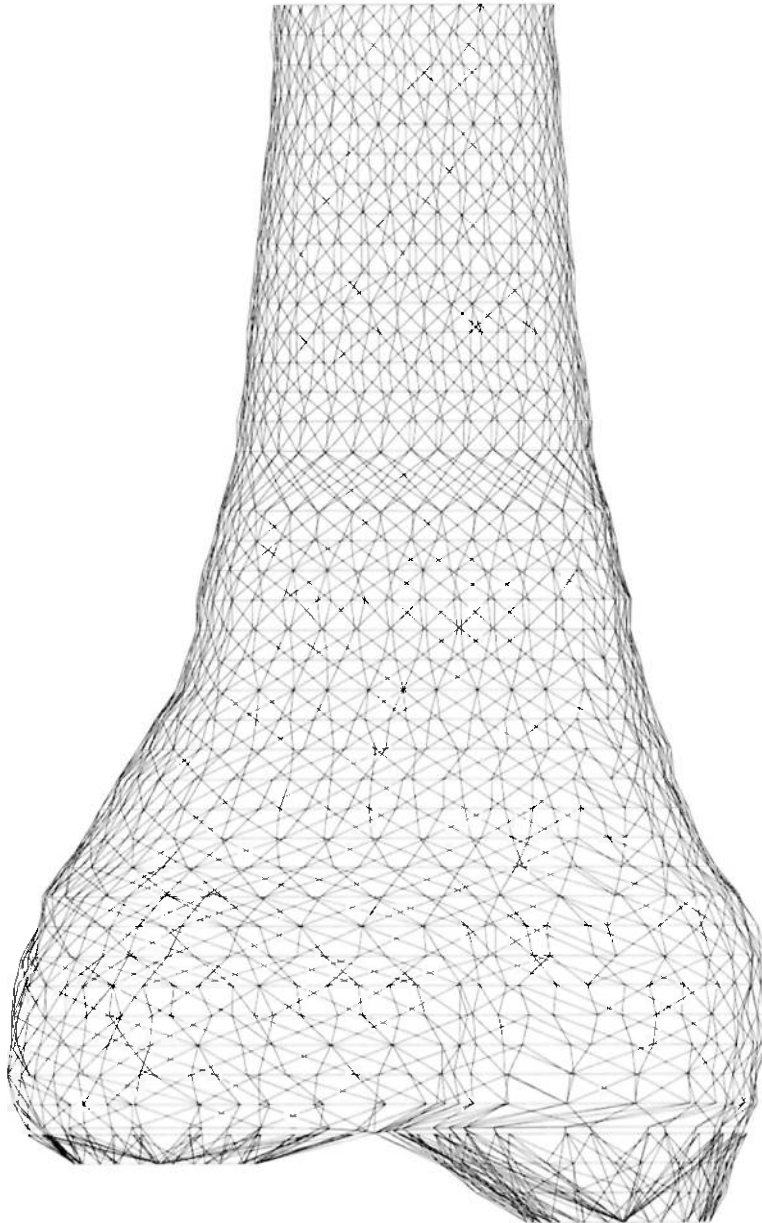


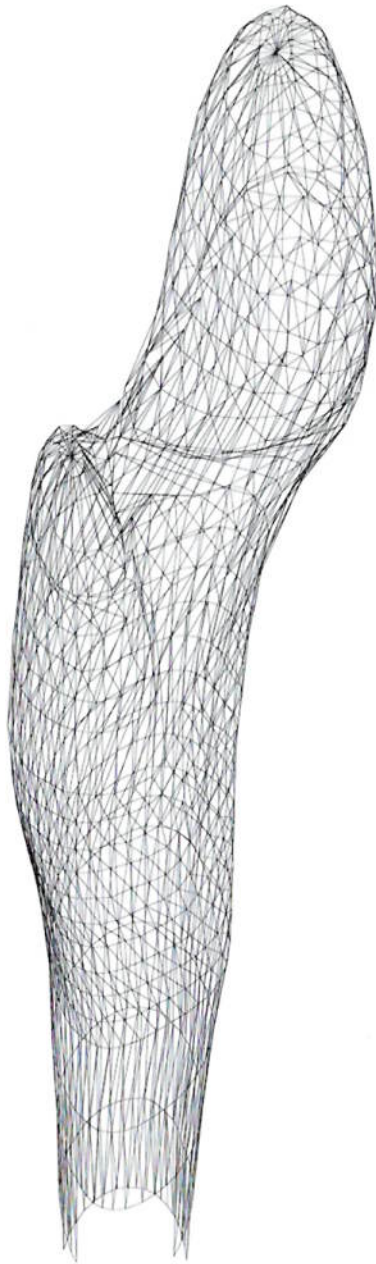
Modelo do fêmur em 4 vistas (Renderizado)



## APÊNDICE II - CONDIÇÕES DE CONTORNO

### *PARTE INFERIOR DO FÊMUR ENGASTADA*



**PARTE SUPERIOR DO FÊMUR COM CARREGAMENTO**

### **APÊNDICE III - APRESENTAÇÃO**



*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo*

---

*Estudo de Materiais Biocompatíveis com  
Função Estrutural*

*Carlos Alberto Daizo Higo  
Kleber de Araujo*

---





## *Introdução*

- ☐ *Estudo de materiais que podem ser utilizados na fabricação de “ossos artificiais”*
  - ☐ *Necessidade*
    - ✓ *Para aulas em universidades e workshops*
    - ✓ *Não existe similar no mercado que apresente ao operador sensibilidade real*
  - ☐ *Como?*
    - ✓ *Apresentar propriedades similares às do osso humano*
    - ✓ *Variação destas propriedades em determinadas regiões*
  - ☐ *Estudo realizado para o fêmur humano*
-

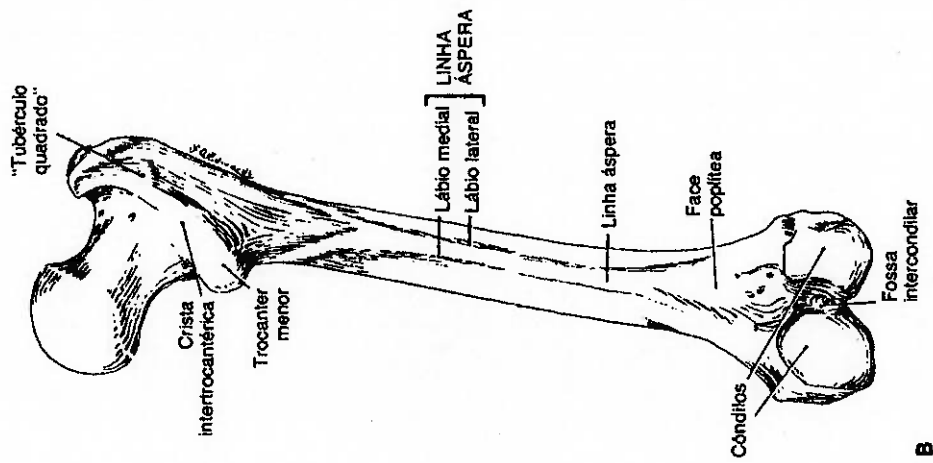
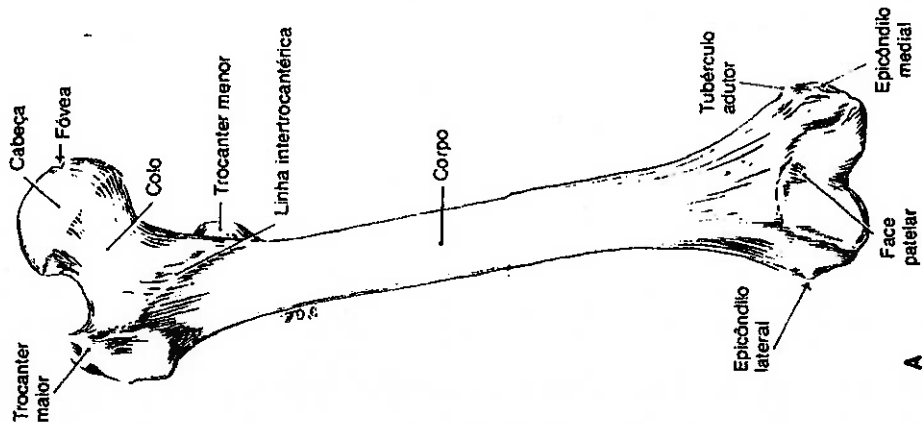


## *O osso*

- ☐ *Juntamente com os músculos e articulações compõe o aparelho locomotor*
  - ☐ *Aloja e protege a medula óssea, formadora das células do sangue*
  - ☐ *Formado por partes sem cavidades visíveis: osso compacto, e por partes com muitas cavidades intercomunicantes: osso esponjoso*
  - ☐ *O osso compacto encontra-se na periferia de todos os ossos, constituindo a camada cortical que cobre o osso esponjoso. Tem traves ósseas espessas e cavidades pequenas*
  - ☐ *O osso esponjoso tem traves finas e cavidades grandes. As traves relacionam-se com a direção das forças que o osso vai suportar, para torná-lo resistente*
-

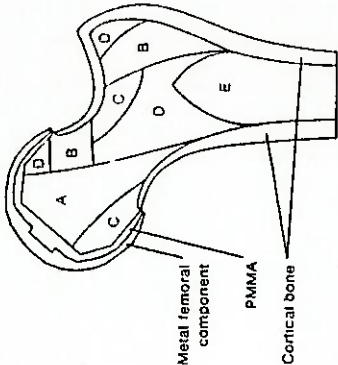


## O fêmur

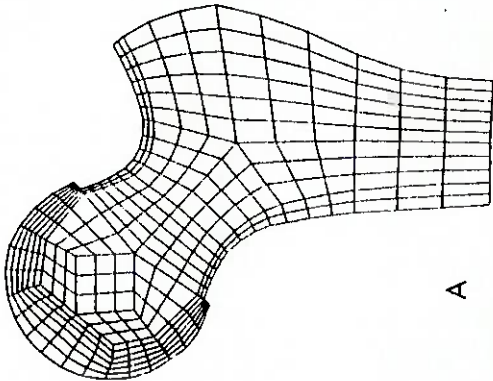




Propriedades



| PROPERTIES OF MODEL MATERIALS |                  |                    |
|-------------------------------|------------------|--------------------|
|                               | Modulus<br>(MPa) | Poisson's<br>ratio |
| Prosthesis (Co-Cr)            | 21,000,000       | 0.3                |
| PMMA                          | 2100             | 0.4                |
| Cortical bone                 | 15,000           | 0.28               |
| Cancellous bone               | 1000             | 0.32               |
| A                             | 675              | 0.32               |
| B                             | 500              | 0.32               |
| C                             | 325              | 0.32               |
| D                             | 100              | 0.32               |
| E                             |                  |                    |



A

B



## *Seleção de Materiais*

☐ *Foco:*

✓ *estudo da possibilidade de utilização de materiais compostos*

✓ *estudo da possibilidade de utilização de polímeros*

☐ *Após estudos preliminares:*

✓ *Osso compacto: Matriz de PET reforçada com fibra de vidro*

✓ *Osso esponjoso: Espuma de poliuretano*

---



## *Polietileno Tereftalato (PET)*

- ☐ *Essencialmente reforçado com fibra de vidro, minerais ou vidro-mineral*
  - ☐ *Principal processo de fabricação: injeção*
  - ☐ *Utilizados em aplicações que requerem altos níveis de rigidez e estabilidade dimensional*
  - ☐ *Setores automotivo, elétrico e industrial geral*
  - ☐ *Preço médio: US\$ 1,50 / kg*
  - ☐ *Principais fornecedores: Hoechst Celanese Co., E.I. Du Pont de Nemours & Company, Inc., General Electric Company*
-



## *Fibra de Vidro*

- ☐ *Apresenta propriedades do vidro como dureza, transparência, resistência ao ataque químico e estabilidade, e fibras, resistência, flexibilidade, baixa densidade e processabilidade*
  - ☐ *Obtida pela fusão de silicatos com soda ou com potássio, óxido de cálcio e vários óxidos metálicos.*
  - ☐ *Tipos de fibra de vidro*
    - ☒ *E-glass*
    - ☒ *S-glass*
    - ☒ *C-glass*
  - ☐ *Algumas propriedades são obtidas diretamente da fibra, outras, através de amostra de vidro*
-



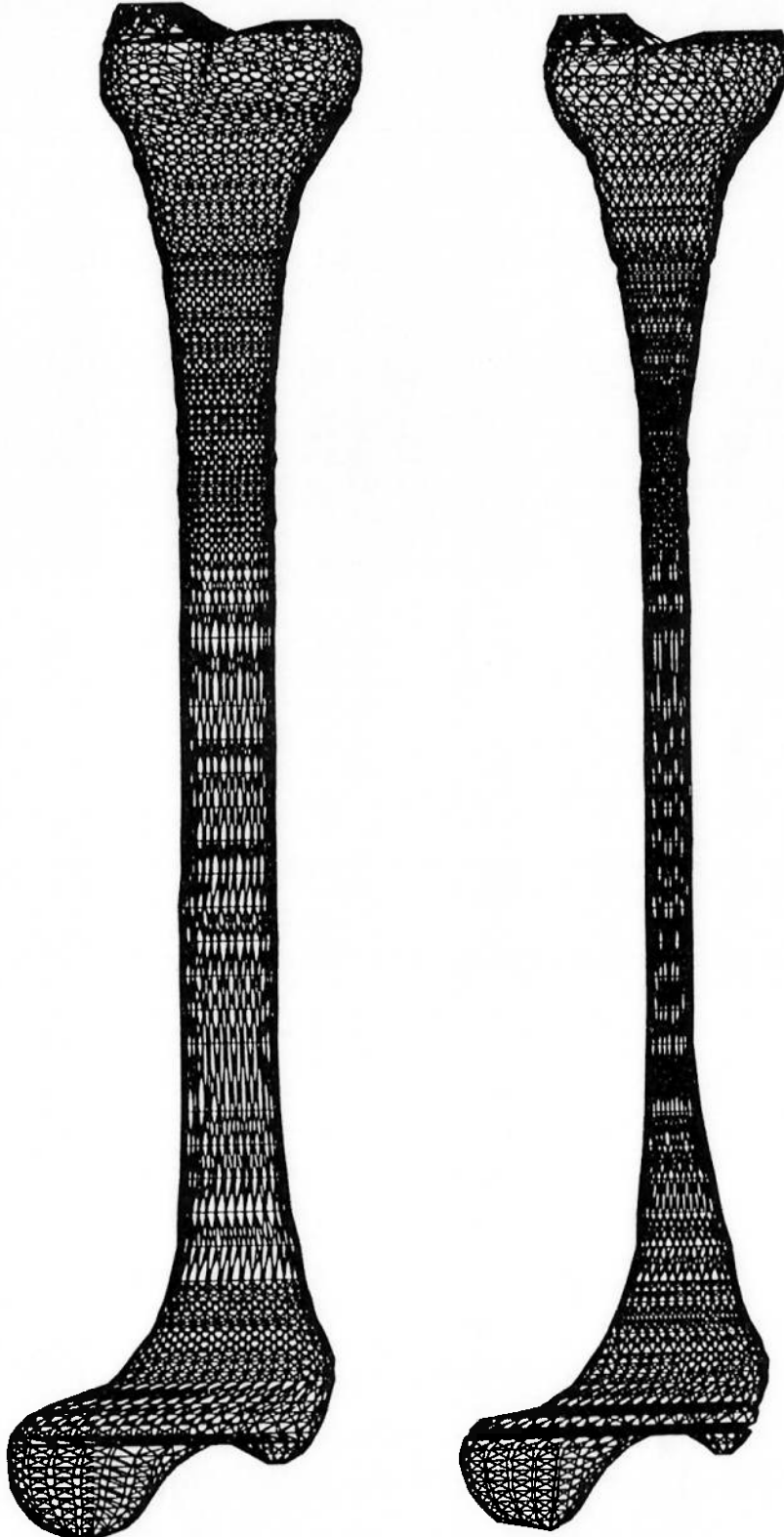
## *Poliuretano*

- ☐ *Baseado em resina poliéster ou poliéster.*
  - ☐ *Apresenta ótima resistência à tração e alongação e uma boa resistência à abrasão*
  - ☐ *Principais desafios com relação a sua utilização*
    - ✓ *possibilidade de reciclagem*
    - ✓ *não utilização de agentes prejudiciais à camada de ozônio*
  - ☐ *Principais mercados:*
    - ✓ *transporte, construção e móveis*
-





*Modelo*





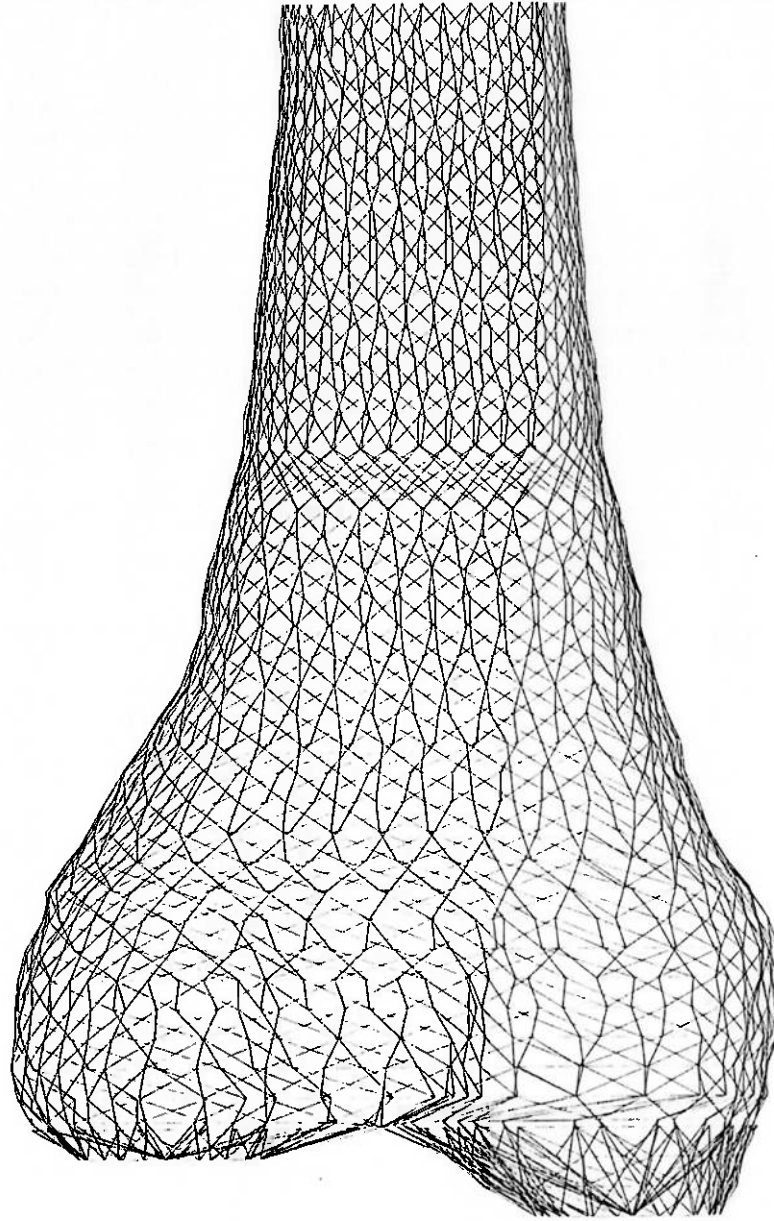
## *Análise*

- ☐ *Importando o modelo*
  - ☐ *Adicionando condições de contorno e de carregamento ao modelo*
  - ☐ *Adicionando propriedades dos materiais*
  - ☐ *Criando as superfícies*
  - ☐ *Criando o sólido*
  - ☐ *Processando e analisando o modelo*
-



*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo*

## *Condições de contorno*





*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo*

## *Condições de carregamento*

