

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS  
Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica

Fernanda Guimarães Borges

**ANÁLISE DE TENSÃO E DEFORMAÇÃO DE PINÇAS CIRÚRGICAS DE  
ARTROSCOPIA DE OMBRO E JOELHO**

Belo Horizonte  
2012

Fernanda Guimarães Borges

**ANÁLISE DE TENSÃO E DEFORMAÇÃO DE PINÇAS CIRÚRGICAS DE  
ARTROSCOPIA DE OMBRO E JOELHO**

Dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Pedro Américo Almeida  
Magalhães Júnior

Belo Horizonte  
2012

## FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

B732a Borges, Fernanda Guimarães  
Análise de tensão e deformação de pinças cirúrgicas de artroscopia de ombro e joelho / Fernanda Guimarães Borges. Belo Horizonte, 2012.  
113f. : il.

Orientador: Pedro Américo Almeida Magalhães Júnior  
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

1. Instrumentos e aparelhos cirúrgicos - Estrutura. 2. Medidores de tensão. 3. Artroscopia. I. Magalhães Júnior, Pedro Américo Almeida. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 615.471

Fernanda Guimarães Borges

**ANÁLISE DE TENSÃO E DEFORMAÇÃO DE PINÇAS CIRÚRGICAS DE ARTROSCOPIA  
DE OMBRO E JOELHO**

Dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

---

Dr. Pedro Américo Almeida Magalhães Júnior (orientador) – PUC-Minas

---

Dr. Perrin Smith Neto – Externo

---

Dr. Janes Landre Junior – PUC Minas

---

Dra. Cristina Almeida Magalhães – CEFET-MG

Belo Horizonte, 11 de Maio de 2012.

*Ao Bruno,  
por sua paixão pela engenharia.*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Doutor Pedro Américo pela orientação e apoio.

Aos professores Perrin Smith e Marco Antônio Dutra Quinan pela ajuda na realização dos experimentos.

Ao professor Paulo pela colagem dos extensômetros.

Ao professor Janes pela paciência e atenção relativa as minhas dúvidas durante a simulação no Ansys.

Aos colegas Gabriel e Osvaldo pela ajuda no laboratório de Análise de Tensão.

Ao Dr. Carlos Garrido pelo menisco.

Ao Bruno, melhor engenheiro que conheço, pelas discussões técnicas durante toda fase do mestrado, pela doação da pinça para a realização dos experimentos e pelos desenhos para realização da simulação.

Á minha mãe pelas orações.

Às minhas irmãs pelo carinho e exemplo.

A todos, que de alguma forma, contribuíram para essa construção.

## RESUMO

A análise estrutural em instrumental cirúrgico é uma importante ferramenta para o desenvolvimento de projetos de engenharia deste ramo. Utilizar essa ferramenta para avaliar os projetos em sua fase preliminar poupa custo e prazo e aumenta a confiabilidade do produto. Mas, para obtenção de bons resultados é necessário a determinação dos esforços. Neste trabalho, o esforço máximo aplicado na pinça de corte de artroscopia foi de 1339 N. Utilizando este esforço na simulação, os resultados foram satisfatórios, pois apresentam tensões e deformações em pontos esperados e os valores foram validados pela análise experimental, que utilizou menisco humano e menisco de porco. Com isso, os esforços encontrados, também poderão ser utilizados para avaliar projetos futuros. Algumas melhorias na simulação foram propostas, bem como algumas melhorias para a realização de novos experimentos. Espera-se que este trabalho estimule mais pesquisas na área de análise estrutural de material cirúrgico e pesquisas de comparação entre o menisco porcino e humano.

Palavras-chave: análise estrutural, análise experimental, material cirúrgico, artroscopia, medição de tensão/deformação

## **ABSTRACT**

Structural analysis of surgical instruments is an important tool for the development of engineering design. This tool is used to evaluate the design in preliminary phase, save cost and schedule and increases product reliability, but, to obtain good results it is necessary to determine the loads. In this work, the maximum force applied to the arthroscopy clamb was 1339 N. Using this load in the simulation, the results were satisfactory, because show stresses and strains in critical points and values were validated by experimental analysis, which used human meniscus and pork meniscus. Thus, the loads found, may also be used to evaluate future projects. Some improvements in the simulation have been proposed, and some improvements for further experiments. As well as more research in the area of structural analysis of surgical materials and comparing the pork meniscus and human meniscus are disclosed.

Keywords: structural analysis, experimental analysis, surgical instruments, arthroscopy, measurement of stress-strain

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Apresentação da basket reto 3,5mm.....	27
FIGURA 2 - Formação óssea do ombro.....	31
FIGURA 3 - Articulações do ombro.....	32
FIGURA 4 - Cavidade do ombro.....	32
FIGURA 5 - Manguito rotator.....	33
FIGURA 6 - Anatomia do joelho.....	35
FIGURA 7 - Lesões de joelho.....	36
FIGURA 8 - Rotina para definição de um modelo analítico.....	39
FIGURA 9 - Representação das direções de atuação das tensões normais e tangenciais.....	42
FIGURA 10- Corpo de prova para ensaio mecânico de tração .....	42
FIGURA 11- Comportamento mecânico de materiais dúteis e frágeis.....	43
FIGURA 12- $\sigma$ x $\epsilon$ de um material dúctil.....	44
FIGURA 13- $\sigma$ x $\epsilon$ de um material frágil.....	45
FIGURA 14- Pontos importantes do diagrama.....	46
FIGURA 15- Representação da parte de um extensômetro simples .....	48
FIGURA 16- Resistência / Deformação característica para arames tracionados..	50
FIGURA 17- Esquema das etapas durante o desenvolvimento de um produto....	54
FIGURA 18- Solicitação do mercado gerando os requisitos de projeto do produto.....	55
FIGURA 19- Solicitação do mercado gerando os requisitos de projeto.....	55
FIGURA 20- Integração dos sistemas CAE / CAM / CAD com análises e modelos.....	61
FIGURA 21- Contato bonded solid to solid entre pino maior e fêmea.....	66
FIGURA 22- Contato fixed ground to solid na rosca da fêmea.....	67
FIGURA 23- Contato revolute solid to solid entre pino maior e macho.....	68
FIGURA 24- Contato revolute solid to solid entre pino menor e macho.....	68
FIGURA 25- Contato fixed ground to solid.....	69

FIGURA 26- Setup do material.....	70
FIGURA 27- Malha gerada automaticamente e refinada.....	70
FIGURA 28- Aplicação da carga.....	71
FIGURA 29- Resultado da Simulação (deformação).....	72
FIGURA 30- Resultado da Simulação (deformação em X).....	72
FIGURA 31- Foto da verificação do dinamômetro.....	73
FIGURA 32- Foto da verificação do dinamômetro.....	73
FIGURA 33- Foto de identificação dos pontos escolhidos para colagem.....	75
FIGURA 34- Foto da preparação da pinça para a colagem.....	76
FIGURA 35- Foto da preparação da pinça para a colagem.....	76
FIGURA 36- Foto do estado final da pinça.....	77
FIGURA 37- Foto do estado final da pinça.....	78
FIGURA 38- Foto Agilent 3497A (sistema de aquisição de dados).....	78
FIGURA 39- Foto durante as medições.....	79
FIGURA 40- Foto durante as medições.....	80

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - Medidas das resistências do primeiro corte.....	82
GRÁFICO 2 - Medidas das deformações do primeiro corte.....	82
GRÁFICO 3 - Medidas das resistências do segundo corte.....	83
GRÁFICO 4 - Medidas das deformações do segundo corte.....	84
GRÁFICO 5 - Medidas das resistências do terceiro corte.....	85
GRÁFICO 6 - Medidas das deformações do terceiro corte.....	85
GRÁFICO 7 - Medidas das resistências do quarto corte.....	86
GRÁFICO 8 - Medidas das deformações do quarto corte.....	86
GRÁFICO 9 - Medidas das resistências do quinto corte.....	87
GRÁFICO 10- Medidas das deformações do quinto corte.....	88
GRÁFICO 11- Medidas das resistências do sexto corte.....	89
GRÁFICO 12- Medidas das deformações do sexto corte.....	89
GRÁFICO 13- Medidas das resistências do sétimo corte.....	90
GRÁFICO 14- Medidas das deformações do sétimo corte.....	91
GRÁFICO 15- Medidas das resistências do oitavo corte.....	92
GRÁFICO 16- Medidas das deformações do oitavo corte.....	92
GRÁFICO 17- Medidas das resistências do nono corte.....	93
GRÁFICO 18- Medidas das deformações do nono corte.....	93
GRÁFICO 19- Medidas das resistências do décimo corte.....	94
GRÁFICO 20- Medidas das deformações do décimo corte.....	95

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Medidas experimentais encontradas da carga na manopla no corte o menisco de porco e menisco humano.....	74
TABELA 2 - Medidas experimentais encontradas na leitura dos extensômetros.....	96

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\tau$  - tensão tangencial

$\varepsilon$  - deformação

$\sigma_p$  - limite de proporcionalidade

$\sigma_E$  - limite de escoamento

$\sigma_R$  - limite de resistência

$\sigma_r$  - limite de ruptura

$\varepsilon_e$  - deformação elástica

$\varepsilon_p$  - deformação plástica

$\Psi$  - estrição

$\alpha$  - ângulo

$\pi$  - número PI (3,1415926535897932384626433832795)

dR - variação da resistência

R0 – resistência do medidor

$\rho$  - resistividade

$\nu$  - coeficiente de Poisson

E - módulo de elasticidade

S – Fator do strain gage

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>25</b>
1.1 Problema .....	26
1.2 Hipóteses .....	27
1.3 Objetivo Geral .....	28
1.4 Objetivo Específico .....	28
1.5 Justificativa .....	28
1.6 Organização da Dissertação .....	29
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>30</b>
2.1 Revisão Bibliográfica .....	30
2.1.1 <i>Anatomia de Ombro e Joelho</i> .....	30
2.1.1.1 <u>Ombro</u> .....	30
2.1.1.2 <u>Joelho</u> .....	34
2.1.2 <i>Métodos de Elementos Finitos</i> .....	36
2.1.3 <i>Análise de tensão e Deformação</i> .....	41
2.1.3.1 <u>Lei de Hooke</u> .....	45
2.1.4 <i>Extensometria</i> .....	47
2.1.4.1 <u>Princípio de funcionamento dos extensômetros de resistencia variável</u> .....	57
<b>3 ESTADO DA ARTE</b> .....	<b>51</b>
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	<b>66</b>
4.1 Simulação .....	66
4.2 Experimento.....	73
<b>5 ANÁLISE DE RESULTADOS</b> .....	<b>81</b>
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	<b>97</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>99</b>
<b>APÊNDICE A</b> .....	<b>103</b>
<b>ANEXO A</b> .....	<b>111</b>
<b>ANEXO B</b> .....	<b>112</b>
<b>GLOSSÁRIO</b> .....	<b>113</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A palavra artroscopia é originada pela fusão de duas palavras gregas, "arthro" (junta) e "skopein" (observar). O termo literalmente significa "observar dentro da junta". A artroscopia é um procedimento cirúrgico, minimamente invasivo, que consiste na introdução de um artroscópio, para visualizar, diagnosticar e tratar o interior de uma articulação. O artroscópio é um conjunto de equipamentos que contém um sistema de lentes para aumentar e iluminar as estruturas da articulação. A luz é transmitida através de fibras ópticas. Acoplando o artroscópio a uma câmera de televisão em miniatura, o cirurgião é capaz de observar, em um monitor, o interior da articulação. A artroscopia é usada para articulações dos joelhos, ombros, cotovelos, punhos, tornozelos e quadril.

A vantagem da artroscopia sobre as outras cirurgias é que as articulações não precisam ser totalmente abertas. Ao invés disso, apenas pequenas incisões são feitas – uma para a ótica, outra para os instrumentais – As quantidades de incisões variam de acordo com o procedimento cirúrgico escolhido.

Embora a cirurgia de artroscopia tenha atraído grande atenção pública por ser utilizada para tratar atletas conhecidos, ela é uma ferramenta valiosa para os pacientes ortopédicos e é geralmente menos agressiva ao paciente que uma cirurgia normal. A maioria dos pacientes submetidos a cirurgias artroscópicas efetuam suas cirurgias, sem complicações, e estão em casa algumas horas após o procedimento.

As complicações na cirurgia de artroscopia não são freqüentes. A incidência de graves complicações corresponde a menos de 1 %, conforme Pereira (2002). De acordo com Trotter e Wcilwraith (1996), deve-se atentar para o fato, de que complicações são uma parte potencial de qualquer procedimento cirúrgico. No entanto, é comum pacientes voltarem ao trabalho ou as suas atividades normais em alguns dias. Mas, as pessoas que sofrem uma artroscopia podem apresentar diferentes diagnósticos e diferentes condições preexistentes, de forma que cada artroscopia é única a cada paciente. O tempo de recuperação irá refletir essa individualidade.

O instrumental usado para a cirurgia de artroscopia é bastante particular. São bem menores que os tradicionais, apresentam design complexo e devem ser muito resistentes, visto que trabalham em locais apertados, de difícil acesso e com os tecidos mais duros do corpo humano, com exceção dos ossos. No entanto, poucas

são as linhas de pesquisa sobre fabricação e desenvolvimento de instrumentais para artroscopia. As pesquisas nesta área se aplicam, em sua maioria, para novos implantes e prótese ortopédicas.

Portanto, estudos de análise estrutural de pinças de artroscopia serão de grande benefício, não só para a comunidade científica, por apresentar um desafio para a engenharia, mas principalmente para a sociedade, pois terão como melhorar a qualidade desses materiais e investir em novos produtos.

Para essa análise é necessário descrever sobre o Método dos Elementos Finitos.

O método de elementos finitos (MEF ou FEM em inglês) consiste na divisão do domínio de integração em um número finito de pequenas regiões denominadas de elementos finitos, transformando o contínuo em discreto. É uma forma de resolução numérica de um sistema de equações diferenciais parciais, utilizada para resolver problemas em engenharia. Tendo importante aplicação no uso das ferramentas de CAE (computer-aided engineering). Uma de suas vantagens principais é poder ser utilizado em sólidos de geometria irregular e em sólidos que contenham propriedades materiais heterogêneas.

O MEF teve suas origens na análise estrutural. Com o surgimento dos primeiros computadores digitais da década de 50, os métodos matriciais para a análise estrutural tiveram um grande desenvolvimento. As primeiras aplicações envolviam apenas estruturas reticuladas, mas a crescente demanda por estruturas mais leves conduziu ao desenvolvimento de métodos numéricos que pudessem ser utilizados nas análises de problemas mais complexos.

O MEF foi introduzido na biomecânica ortopédica a partir da década de 1970 e, desde então, tem sido crescente o número de publicações de estudos de análise de carregamento em ossos, artroplastias, próteses, implantes e osteossínteses.

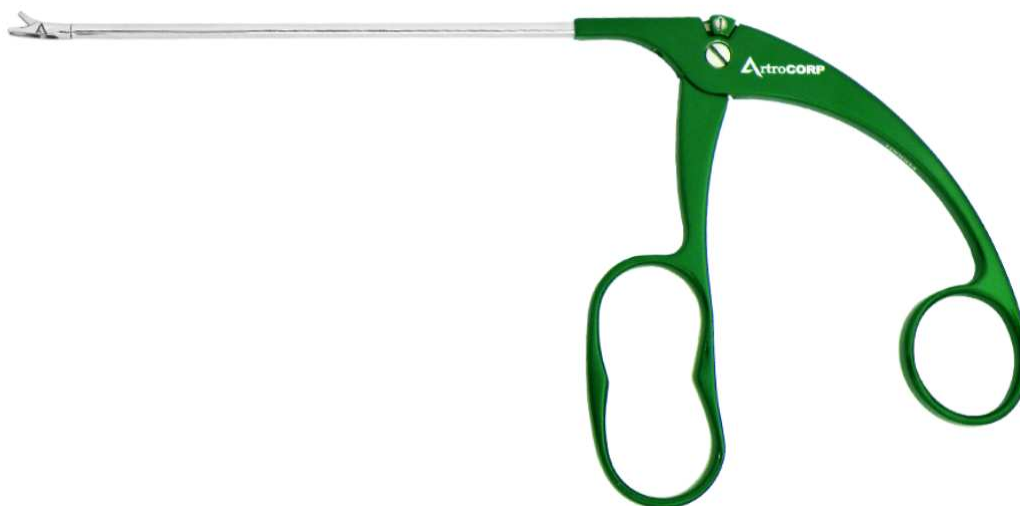
## **1.1 Problema**

Houve casos em que pinças de artroscopia quebraram dentro do paciente durante a cirurgia. Essa quebra pode estar relacionada com a má operação do instrumental, mas, também, pode estar relacionada com a fragilidade que esse instrumental apresenta. Além do mais, alguns médicos acreditam que as variações anatômicas dos pacientes interferem no desempenho da cirurgia de artroscopia.

Inicialmente, foi feita uma análise estrutural, utilizando o software ANSYS, versão 12.0, licença da PUC Minas – 00350476, desenvolvido pela Swanson Analysis Inc, da pinça Basket modelo reto 3,5 mm da empresa Arthrocorp Instrumentos de Precisão LTDA, conforme ilustrado na figura 01. A análise estrutural feita pelo ANSYS será comparada aos resultados de ensaios físicos.

A pinça Basket foi desenvolvida para cortar os tecidos mais resistentes do corpo humano. Existem nas versões reto, 15° para direita, 15° para esquerda, 30° para direita, 30° para esquerda, 90° para direita e 90° para esquerda.

**Figura 01 – Apresentação da Basket modelo Reto 3,5mm do fabricante Arthrocorp**



Fonte: Foto do fabricante.

## 1.2 Hipóteses

O presente trabalho assume como verdadeiras as seguintes hipóteses:

- a) O formato da pinça estudada foi cuidadosamente projetada para atender as devidas aplicações;
- b) O projeto da Basket reto 3,5mm em CAD (computer-aided design) desenvolvido pelo fabricante não será alterado e os mesmo será migrado e analisado em CAE (computer-aided engineering);

- c) A transferência de força da manopla para a boca da pinça será considerada na fração de 1:6,5. A força é transferida pela haste que funciona como “braço de alavanca”;
- d) A consistência resistência dos meniscos não serão alteradas em caso de congelamento dos mesmos;

### **1.3 Objetivo geral**

O objetivo da dissertação é medir os esforços que um instrumental de artroscopia, no caso uma pinça basket reta 3,5 mm, sofre em uma cirurgia e fazer uma análise estrutural simulada da pinça, comparando o resultado da simulação, considerando o valor máximo encontrado, com os resultados dos experimentos.

### **1.4 Objetivo específico**

- a) Determinar o esforço a que a boca da pinça Basket reta, 3,5 mm se expõe durante o corte do menisco porcino e do menisco humano;
- b) Proceder com a análise numérica com intuito de avaliar a tensão e deformação da boca da pinça Basket reta, 3,5 mm;
- c) Comparar o resultado obtido na simulação, considerando o valor máximo aplicado na manopla, com os resultados obtidos no experimento;
- d) Estimular uma linha de pesquisa de análise estrutural de instrumental cirúrgico, visto que o instrumental tem um papel importante no sucesso da cirurgia;
- e) Comparar os resultados experimentais do tecido de porco com o tecido humano.

### **1.5 Justificativa**

As técnicas numéricas auxiliadas por computador são importantes em áreas de conhecimento como mecânica dos sólidos, engenharia civil, mecânica e mecatrônica, odontologia e medicina.

A proposta é utilizar o MEF para melhorar os projetos de instrumentais cirúrgicos, otimizando a topologia da pinça e garantindo a confiabilidade do material no que diz respeito a quebra dentro dos pacientes.

## **1.6 Organização da dissertação**

### Capítulo 2: Revisão da Literatura

Apresenta-se os conceitos básicos necessários para o entendimento de anatomia, bem como uma introdução ao conceito de método dos elementos finitos, análise de tensão e deformação e extensometria.

### Capítulo 3: Estado da Arte

Consiste numa revisão da literatura na área de análise estrutural estática e análise de tensão e deformação em áreas da medicina ortopédica, expondo os métodos estudados, seus avanços, suas vantagens, suas desvantagens e resultados obtidos.

### Capítulo 4: Metodologia

Exibi-se a metodologia utilizada na realização da simulação, descrevendo os tópicos passo a passo e a metodologia utilizada na realização dos experimentos.

### Capítulo 5: Análise dos Resultados

Os resultados obtidos tanto na simulação, quanto no experimento são expostos e analisados de forma completa. A comparação dos resultados e a otimização do instrumental também são apresentadas nesse capítulo.

### Capítulo 6: Conclusão

Finalmente, conclui-se o trabalho e os resultados obtidos e propõe-se possíveis trabalhos futuros.

## **2 REFERENCIAL TEÓRICO**

Para melhor compreensão, a revisão da literatura foi dividida conforme os assuntos relacionados: anatomia, técnicas cirúrgicas, método de elementos finitos, análise de tensão e deformação e extensometria.

### **2.1 Revisão bibliográfica**

#### **2.1.1 *Anatomia de ombro de joelho***

Abaixo será apresentado um breve resumo sobre a anatomia de ombro e joelho.

##### **2.1.1.1 Ombro**

De acordo com Schereiner, Jorge (2009), o ombro é a articulação com maior mobilidade do corpo humano. Esta articulação tem liberdade de movimento maior que a de qualquer outra articulação do corpo. Essa liberdade resulta da frouxidão da cápsula articular e do grande volume da cabeça do úmero (parte superior do osso do braço) em comparação ao pequeno tamanho da cavidade glenóide. É uma articulação complexa entre o braço e a cintura escapular, ou seja, a estrutura do tórax dos vertebrados constituída pela clavícula e pela escápula. Sua flexibilidade se deve a uma estrutura única. A parte superior do osso do braço (úmero) fixa-se a uma cavidade glenóide existente no osso da escápula.

**Figura 02 – Formação óssea do ombro**



Fonte: Moore, 1992

No entanto, ao contrário da articulação do quadril em que a cabeça do fêmur encontra-se encaixada profundamente no acetábulo, o ombro encaixa-se de forma muito rasa. O movimento livre desta articulação leva a instabilidade. Assim, a estabilidade da articulação do ombro depende dos ligamentos, músculos, nervos e tendões. A resistência da articulação resulta principalmente dos músculos que a circundam.

Três ossos encontram-se para formarem a articulação do ombro: a clavícula, a escápula e a parte superior do úmero. O acrômio é a parte da escápula que forma o teto do ombro.

A articulação do ombro, na realidade, é formada por quatro articulações:

- a) A articulação gleno-umeral, é a principal articulação do ombro.
- b) A articulação entre o acrômio (parte da escápula) e a clavícula é chamada de articulação acrômio-clavicular. Artrites da articulação do ombro geralmente costumam afetar esta articulação.
- c) A junção entre a clavícula e o osso do peito (esterno) é chamada de articulação esterno-clavicular
- d) A quarta articulação do ombro é formada entre a escápula e as cinco costelas superiores e é chamada de articulação escápulo-torácica. Esta articulação aumenta o movimento do ombro para frente e para trás do corpo.

**Figura 03 – Articulações do ombro**



Fonte: Moore, 1992

Devido à sua liberdade de movimento e instabilidade, esta articulação é luxada com maior frequência. A luxação pode resultar de lesão direta ou indireta e é mais comum em adultos jovens, particularmente em atletas. Em geral é causada por extensão excessiva e rotação lateral do úmero. A cabeça do úmero é levada para frente, e comumente a cápsula fibrosa e o lábio glenóideo são arrancados da face anterior da cavidade glenóide.

**Figura 04 – Cavidade do ombro**

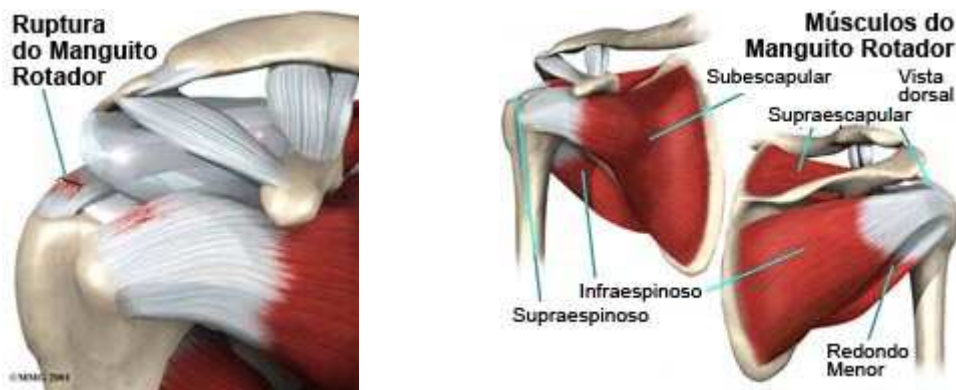


Fonte: Moore, 1992

O termo “manguito rotador” refere-se ao grupo de quatro tendões que fixam os músculos do ombro ao osso da parte superior do úmero. Em um ombro sadio, o

manguito rotador movimenta-se livremente no espaço entre a parte superior do úmero e o acrômio. Em algumas pessoas, por razões não bem conhecidas, este espaço é inadequado para permitir um deslizamento suave do manguito rotador durante os movimentos do braço. Nesta situação, quando levantamos o braço, o manguito rotador poderá ficar apertado entre estes dois ossos.

**Figura 05 – Manguito rotador**



**Fonte: Moore, 1992**

Em um esporte de contato como rugby, futebol e hóquei, não é raro a luxação da articulação acromioclavicular resultar de uma queda violenta sobre o ombro, ou ocorrer quando um jogador é empurrado sobre as laterais. Esta lesão denominada “separação do ombro” é grave se há laceração dos ligamentos acromioclavicular e coracoclavicular. Quando o ligamento coracoclavicular se rompe, o ombro afasta-se da clavícula deviso ao peso do membro superior. A cápsula fibrosa da articulação também se rompe, resultando no posicionamento do acrômio abaixo da extremidade lateral da clavícula. A luxação dessa articulação torna o acrômio mais evidente.

A artroscopia de ombro costuma ser recomendada para os seguintes problemas:

- a) Lesão ou ruptura do labrum ou dos ligamentos (em casos de instabilidade do ombro)
- b) Lesão ou ruptura do tendão do bíceps
- c) Ruptura do manguito rotador
- d) Esporão ósseo ou inflamação crônica ao redor do manguito rotador
- e) Rigidez articular do ombro

- f) Inflamação da articulação
- g) Lesão da cartilagem articular
- h) Artrite no final da clavícula

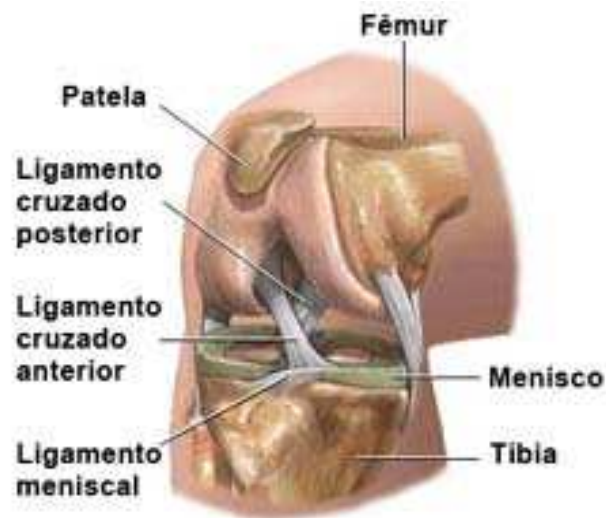
### **2.1.1.2 Joelho**

De acordo com Schereiner, Jorge (2009), o joelho é a maior articulação do corpo humano e uma das mais freqüentemente lesadas. Esta é uma articulação sinovial do tipo gínglimo que permite alguma rotação. Sua estrutura é complexa, pois consiste em três articulações: uma intermediária entre a patela e o fêmur, outra lateral e a terceira medial entre os côndilos femorais e tibiais.

O joelho é formado pela parte inferior do osso da coxa (fêmur), pela parte superior da tíbia e pela patela, que movimenta-se em um sulco existente no final do fêmur. As faces articulares são os grandes côndilos curvos do fêmur, os côndilos achatados da tíbia e as facetas da patela. A articulação do joelho é relativamente fraca, do ponto de vista mecânico, devido as configurações de suas superfícies articulares. Sua resistência depende dos quatro fortes ligamentos, os cruzados anterior e posterior e os colaterais lateral e medial, conectam o fêmur à tíbia e proporcionam estabilidade articular. Os poderosos músculos da coxa proporcionam força e mobilidade ao joelho.

As superfícies onde o fêmur, a tíbia e a patela se tocam são cobertas com uma cartilagem articular, um tecido liso e macio que permite o movimento sem qualquer tipo de atrito ou fricção. Entre a superfície do fêmur e da tíbia existem dois discos semi-circulares feitos de um tecido fibro-cartilaginoso chamados meniscos lateral e medial, que funcionam como amortecedores de choques e estabilizadores.

A forte inserção do ligamento colateral tibial ao menisco medial tem considerável significado clínico, pois a lesão do ligamento colateral tibial resulta em lesão simultânea do menisco medial. A ruptura do ligamento colateral tibial, frequentemente associada à laceração do menisco medial e do ligamento cruzado anterior, é um tipo comum de lesão em jogos de futebol. O dano é muitas vezes causado por trauma na face lateral do joelho. Estiramentos do ligamento colateral tibial resultam em dor nas inserções femoral ou tibial desse ligamento, devido à laceração daquelas partes.

**Figura 06 – Anatomia do joelho**

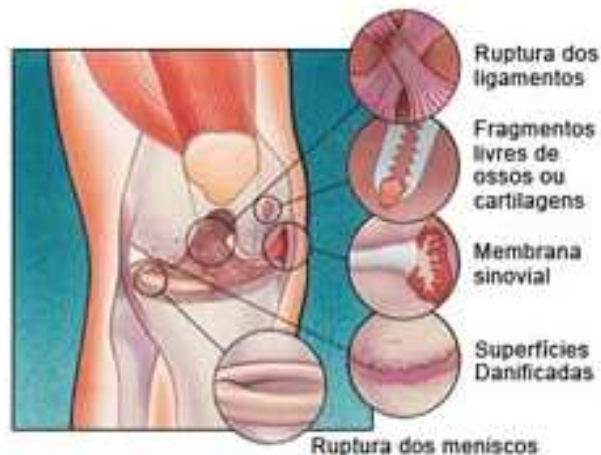
Fonte: Moore, 1992

Normalmente, todas as partes do joelho trabalham em harmonia. Mas os esportes, as lesões do trabalho, as artrites e o enfraquecimento natural dos tecidos que ocorre com o avançar da idade, podem causar desequilíbrios e inflamações que resultam em dor e diminuição da função do joelho.

A artroscopia de joelho costuma ser recomendada para os seguintes problemas:

- a) Rupturas dos meniscos;
- b) Fragmentos livres de ossos ou cartilagens
- c) Lesões ou amolecimentos da cartilagem articular (condromalácia)
- d) Inflamação da membrana sinovial (artrite reumatóide, gota)
- e) Alinhamento anormal ou instabilidade da patela
- f) Rupturas dos ligamentos cruzado anterior e posterior

**Figura 07 – Lesões de joelho**



Fonte: Moore, 1992

### **2.1.2 Método dos elementos finitos (MEF)**

De acordo com Ribeiro (2004), a maioria dos problemas de engenharia pode ser exposta através dos princípios gerais da Mecânica do Contínuo. Esta atividade específica da mecânica trata a matéria como sendo um meio contínuo, sem vazios interiores, desconsiderando sua estrutura molecular, isto é, os efeitos da constituição interna molecular dos materiais são levados em conta de forma macroscópica através das equações construtivas do material. Na mecânica do contínuo os princípios da física são escritos na forma de equações diferenciais.

Segundo Azevedo (2000), antes do aparecimento do MEF, a análise dos meios contínuos era efetuada por resolução direta dos sistemas de equações de derivadas parciais que regem o fenômeno físico, tendo em consideração as devidas condições de contorno. Para facilitar a aplicação desta técnica em problemas não elementares, era comum recorrer a séries de Fourier. Devido à sua complexidade, estes procedimentos só eram aplicáveis a meios contínuos homogêneos e de geometria simples. Para tentar ultrapassar algumas destas limitações, era frequente a substituição de derivadas exatas por derivadas aproximadas, calculadas com base em grelhas de pontos.

É muito difícil definir, com precisão, a data exata em que o conhecimento do MEF foi efetuado. No entanto, é referido por vários autores que a publicação mais antiga em que é utilizada a designação “elemento finito” é o artigo designado a indústria aeronáutica com data de 1960 que tem como autor Ray Clough.

Ao contrário de outros métodos que eram utilizados no passado, o MEF só tem utilidade prática se se dispuser de um computador digital. Este requisito é devido à grande quantidade de cálculos que é necessário realizar. Assim se compreende que o rápido desenvolvimento do MEF tenha praticamente coincidido com a generalização da utilização de computadores nos centros de investigação.

Em 1965, a agência espacial norte-americana NASA financiou um projeto liderado por Dick MacNeal para desenvolver um programa de cálculo pelo MEF de uso geral. Este programa incluía uma grande capacidade de manipulação de dados e permitia análise de tensão e deformação, cálculo de vigas, de problemas de cascas e placas, análise de estruturas complexas como asas de aviões e análise de vibrações em duas e três dimensões. Este software foi batizado com o nome NASTRAN. O programa inicial foi colocado em domínio público, porém continha muitos erros de programação. Logo após o término do projeto, Dick MacNeal e Bruce McCormick criaram uma empresa de *software* que corrigiu a maioria desses erros e comercializaram essa versão depurada com o nome MS-NASTRAN. Na mesma época, John Swanson estava desenvolvendo um programa de MEF na Westinghouse para a análise de reatores nucleares. Em 1969, Swanson deixou a Westinghouse para comercializar o programa ANSYS. O programa tinha capacidade de análise de problemas lineares e não-lineares e essas características tornariam o *software* ANSYS um dos programas de elementos finitos mais utilizados atualmente.

Com a propagação de micro-computadores ocorrida no final da década de 80 e na década de 90, o MEF chega finalmente às mãos dos projetistas de estruturas. Atualmente o MEF encontra aplicação em praticamente todas as áreas de engenharia, como na análise de tensões e deformações, transferência de calor, mecânica dos fluidos, eletromagnetismo, dentre outros.

Antes de iniciar a análise de uma estrutura, é necessário fazer uma classificação quanto à geometria, modelo do material constituinte e forças aplicadas. O modo como o MEF é formulado e aplicado depende, em parte, das simplificações inerentes a cada tipo de problema. Em seguida algumas considerações:

a) Análise Dinâmica e Análise Estática:

As ações sobre as estruturas são dinâmicas se não for desprezível as forças de inércia associadas às acelerações a que cada um dos seus componentes fica sujeito. Contudo, em muitas situações, é razoável considerar que as

ações são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezíveis as forças de inércia. Nestes casos a análise designa-se estática.

b) Análise não Linear e Análise Linear:

Na análise linear de uma estrutura sólida, é habitual considerar que os deslocamentos provocados pelas ações exteriores são muito pequenos, quando comparados com as dimensões dos componentes da estrutura. Nestas circunstâncias, admite-se que não existe influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões. Isto é, todo o estudo é feito com base na geometria inicial indeformada. Quanto a análise não linear, podemos citar três fontes principais de não-linearidades:

- Não-linearidade material: Este tipo de não-linearidade surge quando há uma relação constitutiva não-linear. Isto ocorre, tipicamente, em modelos inelásticos (plasticidade, viscoplasticidade, etc.) e em modelos hiperelásticos.
- Não-linearidade geométrica: Neste caso, a não-linearidade surge devido à modificação da geometria de referência da análise ao longo do processo de deformação do corpo. Pode ocorrer devido a uma grande deformação, a grandes deslocamentos e rotações da configuração de referência, ou dos dois juntos.
- Não-linearidade nas condições de contorno (contato): Neste tipo de problemas, a não-linearidade vem de mudanças nas condições de contorno, como ocorre em problemas de contato.

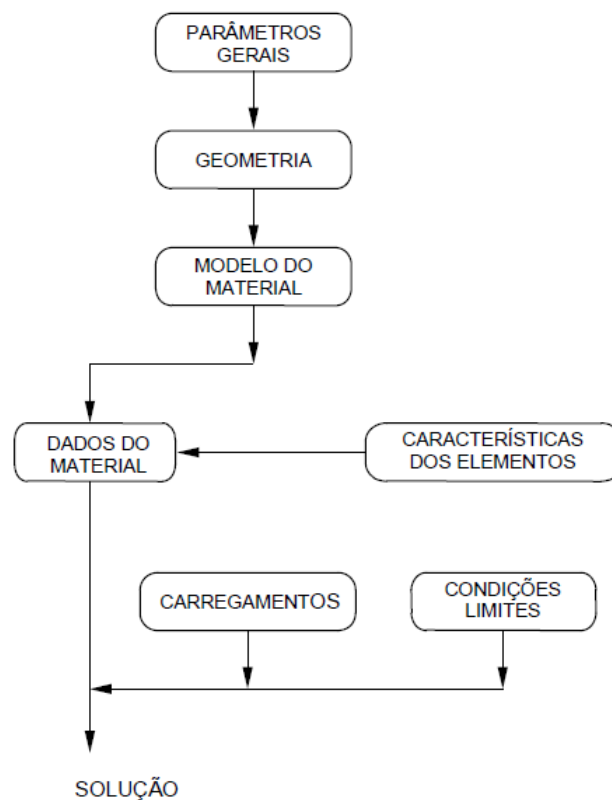
c) Tipo de Estrutura:

As estruturas podem ser classificadas quanto à sua geometria como: reticuladas, laminares ou sólidas. As estruturas laminares são as que se desenvolvem para ambos os lados de uma superfície média, mantendo-se na sua vizinhança. É o caso de uma lâmina cuja espessura é muito inferior às restantes dimensões. Quando a superfície média é plana, a estrutura laminar pode ser classificada como parede, laje ou casca plana. Uma parede apenas se encontra sujeita a ações paralelas ao seu plano médio. Uma laje pode ter aplicadas forças perpendiculares ao plano médio e momentos cujo vector está contido no plano médio. Uma estrutura laminar plana sujeita a outros tipos de ações é designada casca plana. Quando a superfície média não é plana, tem-se uma casca tridimensional.

As estruturas reticuladas são as constituídas por barras prismáticas, cujas dimensões transversais são muito menores do que o comprimento do respectivo eixo. Neste tipo de estruturas é habitual distinguir os pórticos das treliças, conforme é ou não considerada a compatibilidade de rotações nas extremidades de barras adjacentes.

Conforme Bohar e Millard (1992), considerando-se como modelo analítico o conjunto de dados que o usuário deve preparar para descrever completamente as características do problema a ser analisado, no trabalho com elementos finitos, o modelo pode ser construído por meio da rotina mostrada na figura 08.

**Figura 08 – Rotina para definição de um modelo analítico**



**Fonte: Guide d'Utilisation Casteam, 2000**

Segundo Moraes (2001), a definição fundamental do MEF é que qualquer quantidade contínua, como a pressão, temperatura, ou deslocamento, pode ser aproximada por um modelo discreto, constituído por um conjunto de funções contínuas em intervalos do domínio, definida sobre um número finito de

subdomínios. Estas funções são determinadas utilizando os valores da quantidade contínua em um número finito de pontos do domínio.

A situação mais trivial acontece quando a quantidade contínua é desconhecida e deseja-se determinar os valores desta quantidade em certos pontos. A construção do modelo discreto é baseada em uma série de atividades descrita abaixo:

- a) um número finito de pontos do domínio é conhecido - estes pontos são chamados de nós ou pontos nodais;
- b) o valor da quantidade contínua em cada nó é revelado como uma variável que será determinada;
- c) o domínio é dividido em um número finito de subdomínios chamados elementos. Estes elementos são ligados em pontos nodais comuns e, em conjunto para se aproximar da forma do domínio;
- d) a quantidade contínua é aproximada em cada elemento por um polinômio que é definido usando-se os valores nodais da quantidade contínua. Os polinômios são selecionados de modo que a continuidade seja mantida nos nós.

Dentre as principais vantagens do método dos elementos finitos podemos citar:

- a) suas aplicações atuais são amplas e incluem todos os problemas físicos regidos por equações diferenciais;
- b) as propriedades dos materiais de elementos adjacentes não precisam ser as mesmas, isto permite que o método seja aplicado a estruturas constituídas de vários materiais;
- c) contornos irregulares podem ser aproximados utilizando elementos retos ou utilizando elementos com contornos curvos. Desse modo, o MEF não é limitado a contornos "bem definidos";
- d) o número dos elementos pode ser variado, permitindo que a malha de elementos seja expandida ou refinada, conforme necessário;
- e) possibilita a análise de tensões e deformações, frente a diferentes esforços e solicitações, podendo-se determinar situações e locais críticos com possibilidade de levar a falha dos componentes da estrutura quando em serviço.

O estudo de instrumentais cirúrgicos em elementos finitos permite a simulação e análise de tensões com confiabilidade.

Uma análise típica do Ansys, envolve as seguintes etapas:

a) Pré-Processamento:

- Definição do problema e do domínio.
- Discretização ou divisão do domínio em elementos.

b) Processamento:

- Obter as equações dos elementos.
- Escolha da função de aproximação.
- Ajuste ótimo da função de aproximação.
  - Formulação Direta.
  - Método dos Resíduos Ponderados.
    - » Método Colocacional
    - » Método de Subdomínios
    - » Método dos Mínimos Quadrados
    - » Método de Galerkin
  - Técnica Variacional.
    - » Método Rayleigh-Ritz
- Montagem ou colocação das equações dos elementos juntas.
- Acréscimo das condições iniciais e de contorno.
- Solução do sistema linear (ou não linear).

c) Pós-Processamento:

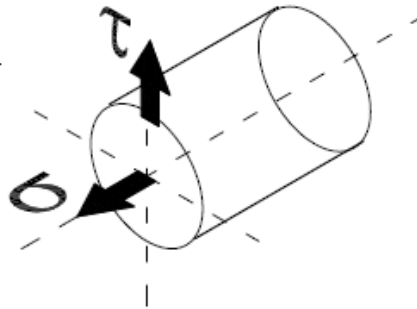
- Apresentação dos resultados ou visualização gráfica.
- Determinação de variáveis secundárias.

### **2.1.3 Análise de tensão e deformação**

Os conceitos mais fundamentais no dimensionamento de elementos de máquinas são a tensão e a deformação. Tensão é o resultado da ação de esforços externos sobre uma área conhecida da seção analisada na peça, componente mecânico ou estrutural submetido à solicitações mecânicas. A direção da tensão depende do tipo de solicitação, ou seja da direção das cargas atuantes. As tensões provocadas por tração, compressão e flexão ocorrem na direção perpendicular à área de seção transversal e por isso são chamadas de tensões normais ( $\sigma$ ). As

tensões provocadas por torção e cisalhamento atuam na direção tangencial à área de seção transversal, e assim chamadas de tensões cisalhantes ( $\tau$ ).

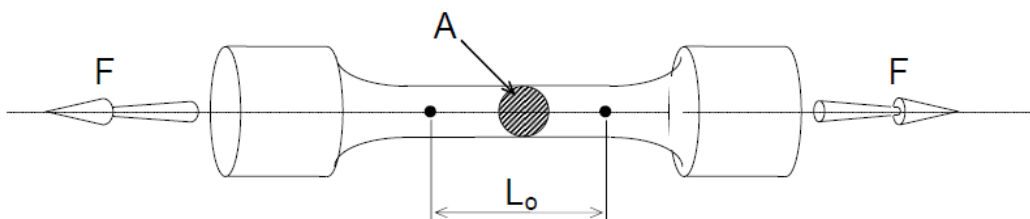
**Figura 09 – Representação das direções de atuação das tensões normais e tangenciais.**



Fonte: Bento, 2003

É importante conhecer o comportamento dos materiais que são submetidos a carregamentos. Para obtermos estas informações, é feito um ensaio mecânico numa amostra do material chamada de corpo de prova. Durante o ensaio, são medidas a área de seção transversal “A” do CP e a distância “ $L_0$ ” entre dois pontos marcados.

**Figura 10 – Corpo de prova para ensaio mecânico de tração.**

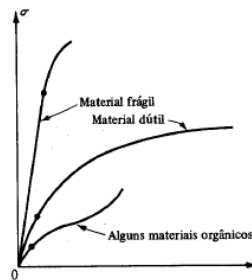


Fonte: Bento, 2003

No ensaio de tração, o CP é submetido a um carga normal “F”. A medida que este carregamento aumenta, pode ser observado um aumento na distância entre os pontos marcados e uma redução na área de seção transversal, até a ruptura do material. A partir da medição da variação destas grandezas, feita pela máquina de ensaio, é obtido o diagrama de tensão x deformação.

O formato da curva no diagrama tensão x deformação varia muito de material para material, podendo, para um mesmo material ocorrer resultados diferentes devido a variação de temperatura do corpo de prova e da velocidade da carga aplicada. Entre os diagramas  $\sigma \times \epsilon$  de vários grupos de materiais é possível distinguir algumas características comuns. Elas nos levam a dividir os materiais em duas importantes categorias, que são os materiais dúteis e frágeis.

**Figura 11 – Comportamento mecânico de materiais dúteis e frágeis.**



Fonte: Bento, 2003

Os materiais dúteis, como o aço, cobre, alumínio e outros, são caracterizados por apresentarem escoamento a temperaturas normais. O corpo de prova é submetido a carregamento crescente, e com isso seu comprimento aumenta, de início lenta e proporcionalmente ao carregamento. Desse modo, a parte inicial do diagrama é uma linha reta com grande coeficiente angular. Entretanto, quando é atingido um valor crítico de tensão  $\sigma_E$ , o corpo de prova sofre uma grande deformação com pouco aumento da carga aplicada. A deformação longitudinal de uma material é definida como:

$$\epsilon = \frac{l_f - l_0}{l_0} \quad (1)$$

onde:

$\epsilon$  - deformação

$l_0$  - comprimento inicial do CP

$l_f$  - comprimento final do CP

Quando o carregamento atinge um certo valor máximo, o diâmetro do CP começa a diminuir, devido a perda de resistência local. A esse fenômeno é dado o nome de estricção.

$$\psi = \frac{A_o - A_f}{A_o} \quad (2)$$

onde:

$\psi$ - estricção

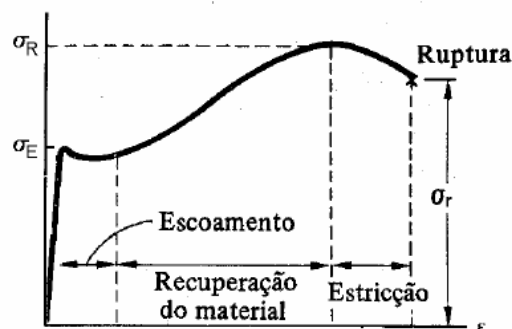
$A_o$  - área de secção transversal inicial

$A_f$  - área da secção transversal final

Segundo Bento (2003), após ter começado a estricção, um carregamento mais baixo é o suficiente para a deformação do corpo de prova, até a sua ruptura. A tensão  $\sigma_E$  correspondente ao início do escoamento é chamada de tensão de escoamento do material. A tensão  $\sigma_R$  correspondente a carga máxima aplicada ao material é conhecida como tensão limite de resistência e a tensão  $\sigma_r$  correspondente ao ponto de ruptura é chamada tensão de ruptura.

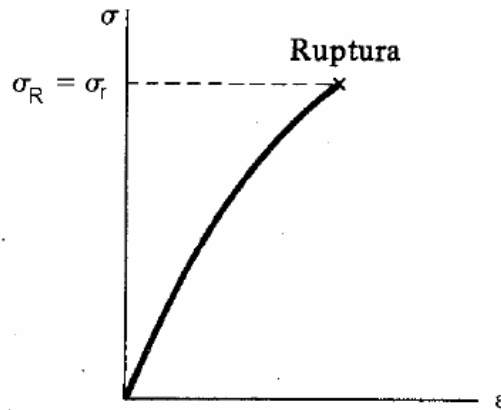
Os materiais frágeis, como ferro fundido, vidro e pedra, são caracterizados por uma ruptura que ocorre sem nenhuma mudança sensível no modo de deformação do material. Logo, para os materiais frágeis não existe diferença entre tensão de resistência e tensão de ruptura. Além disso, a deformação até a ruptura é muito pequena nos materiais frágeis em relação aos materiais dúcteis. Não há estricção nos materiais frágeis e a ruptura se dá em uma superfície perpendicular ao carregamento.

**Figura 12 –  $\sigma \times \epsilon$  de um material dúctil**



Fonte: Bento, 2003

**Figura 13 –  $\sigma$  x  $\epsilon$  de um material frágil**



Fonte: Bento, 2003

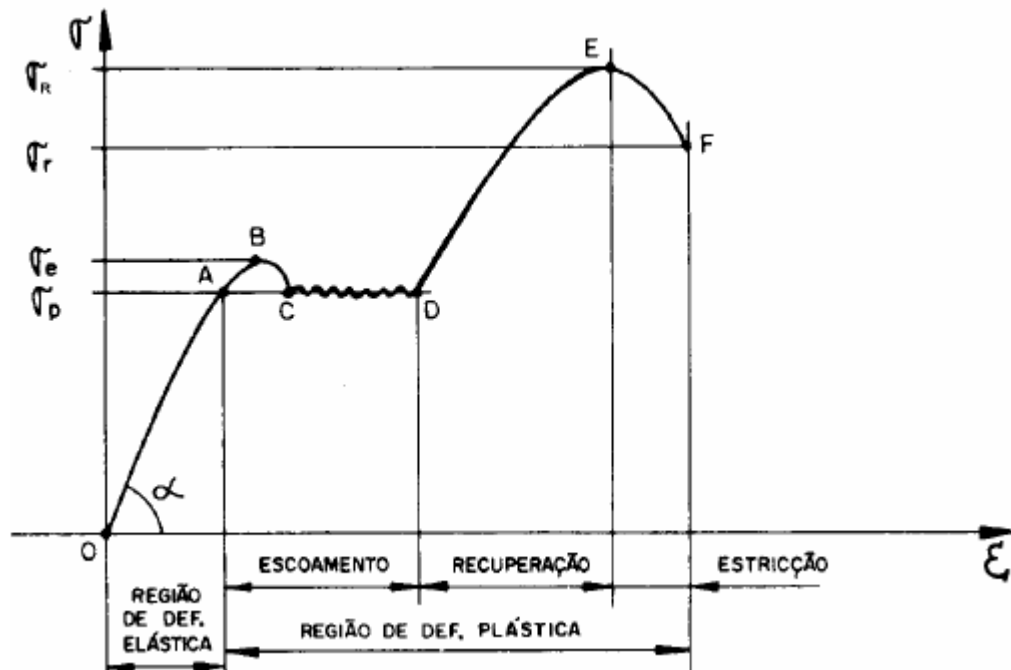
### 2.1.3.1 Lei de Hooke

A tensão  $\sigma$  é diretamente proporcional à deformação  $\epsilon$  e pode-se escrever:

$$\sigma = E \epsilon \quad (3)$$

A equação 3 é conhecida como Lei de Hooke, devido ao matemático inglês Robert Hooke (1635-1703). O coeficiente  $E$  é chamado módulo de elasticidade, que é determinado pela força de atração entre átomos dos materiais, ou seja, quanto maior a atração entre átomos, maior o seu módulo de elasticidade. Exemplos:  $E_{\text{(aço)}} = 210 \text{ GPa}$ ;  $E_{\text{(alumínio)}} = 70 \text{ GPa}$ ;  $E_{\text{(liga Ti)}} = 52 \text{ GPa}$ ;  $E_{\text{(inóx 455)}} = 210 \text{ GPa}$ .

Figura 14 – Pontos importantes do diagrama.



Fonte: Bento, 2003

( $\sigma_p$ ) - Tensão de proporcionalidade: Representa o valor máximo da tensão, abaixo do qual o material obedece a lei de Hooke.

( $\sigma_E$ ) - Tensão de escoamento: A partir deste ponto aumentam as deformações sem que se altere, praticamente, o valor da tensão. Quando se atinge o limite de escoamento, diz-se que o material passa a escoar-se.

( $\sigma_R$ ) – Tensão limite de resistência A tensão correspondente a este ponto recebe o nome de limite de resistência ou resistência a tração, pois corresponde a máxima tensão atingida no ensaio de tração.

( $\sigma_r$ ) – Tensão de ruptura: A tensão correspondente a este ponto recebe o nome de limite de ruptura; é a que corresponde a ruptura do corpo de prova.

( $\epsilon_e$ ) - Deformação Elástica: O trecho da curva tensão - deformação, compreendido entre a origem e o limite de proporcionalidade, recebe o nome de região elástica.

( $\epsilon_p$ ) - Deformação Plástica: O trecho compreendido entre o limite de proporcionalidade e o ponto correspondente a ruptura do material.

#### **2.1.4 Extensometria**

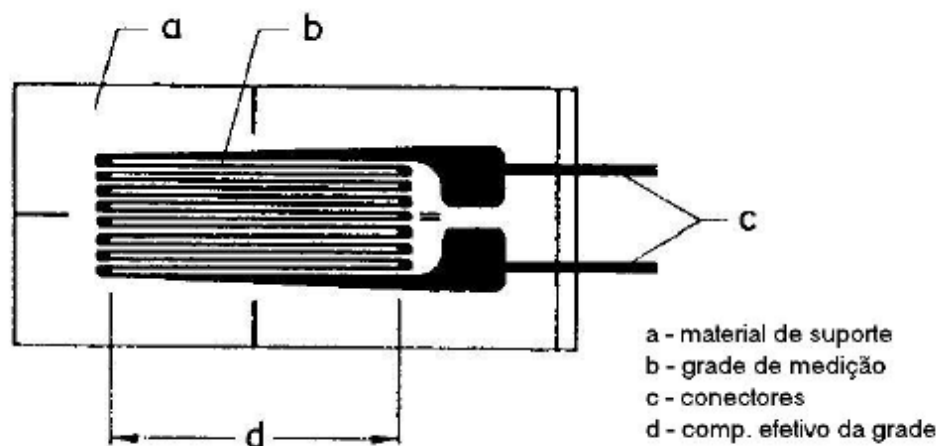
A extensometria é uma técnica utilizada para analisar experimentalmente as tensões e deformações em estruturas mecânicas e de alvenaria. Estas estruturas apresentam deformações sob carregamento ou sob efeito da temperatura. É importante conhecer a extensão destas deformações pois, muitas vezes precisam ser monitoradas constantemente.

Os projetos e análises estruturais utilizam métodos de cálculo que avaliam a resistência do material comparada aos carregamentos aplicados. Estes carregamentos muitas vezes são estimados. Sendo assim, falhas por sobrecarga ou desgaste durante a vida podem ocorrer nas peças, devido a uma má avaliação das forças existentes e, por consequência, a errônea determinação de parâmetros de projeto. O competitivo mercado atual exige que os projetos reduzam seus custos primando pela qualidade. Assim, surgiu a necessidade de uma avaliação mais elaborada das reais condições de carregamento a que peça está submetida.

Conforme descrito pelo Grupo de Análise e Projeto Mecânico em 2004, diversos procedimentos e equipamentos foram criados com o intuito de medir as deformações. Os primeiros aparelhos eram essencialmente mecânicos, apresentando limitações e erros de medição. Com a evolução da eletroeletrônica, Charles Wheatstone em 1843, descobriu-se que os efeitos da variação da resistência elétrica causada pela aplicação de uma tensão mecânica poderiam ser utilizados para esse fim. Depois Willian Thomson em 1856 conseguiu medir esse efeito. Com os estudos e protótipos realizados por Eduard E. Simons e Artur Claude Ruge, desenvolveu-se os primeiros extensômetros de resistência elétrica ou Strain Gages (sg). Desde então, esses extensômetros têm contribuído muito nos avanços dos estudos nos campos de metrologia, análise de tensões e projeto mecânico.

### 2.1.4.1 Princípio de funcionamento dos extensômetros de resistência variável

**Figura 15 – Representação da parte de um extensômetro simples.**



Fonte: GRANTE, 2004

O extensômetro elétrico é um resistor composto de uma fina camada de material condutor, depositado então sobre um composto isolante. Este é então colado sobre a peça em teste com auxílio de adesivos como epóxi ou cianoacrilatos.

Pequenas variações de dimensões da estrutura são então transmitidas mecanicamente ao extensômetro, que transforma essas variações de deslocamento em variações equivalentes de sua resistência elétrica. A seleção do extensômetro apropriado para determinada aplicação é influenciada pelo material da grade metálica e sua construção, pelo material do suporte isolante, pelo material do adesivo, pelo tratamento e proteção do medidor e pela configuração. O design dos extensômetros incorpora várias funcionalidades como alto fator de medição, alta resistividade, insensibilidade à temperatura, alta estabilidade elétrica, alta resistência mecânica, facilidade de manipulação, baixa histerese, baixa troca termal com outros materiais e durabilidade.

Vários materiais foram testados e as suas curvas apresentam a relação deformação x resistência elétrica, como mostrado na figura 16. Um dado importante é a inclinação das curvas, ela indica a sensibilidade do material.

$$S = \frac{dR}{R0\varepsilon} \quad (4)$$

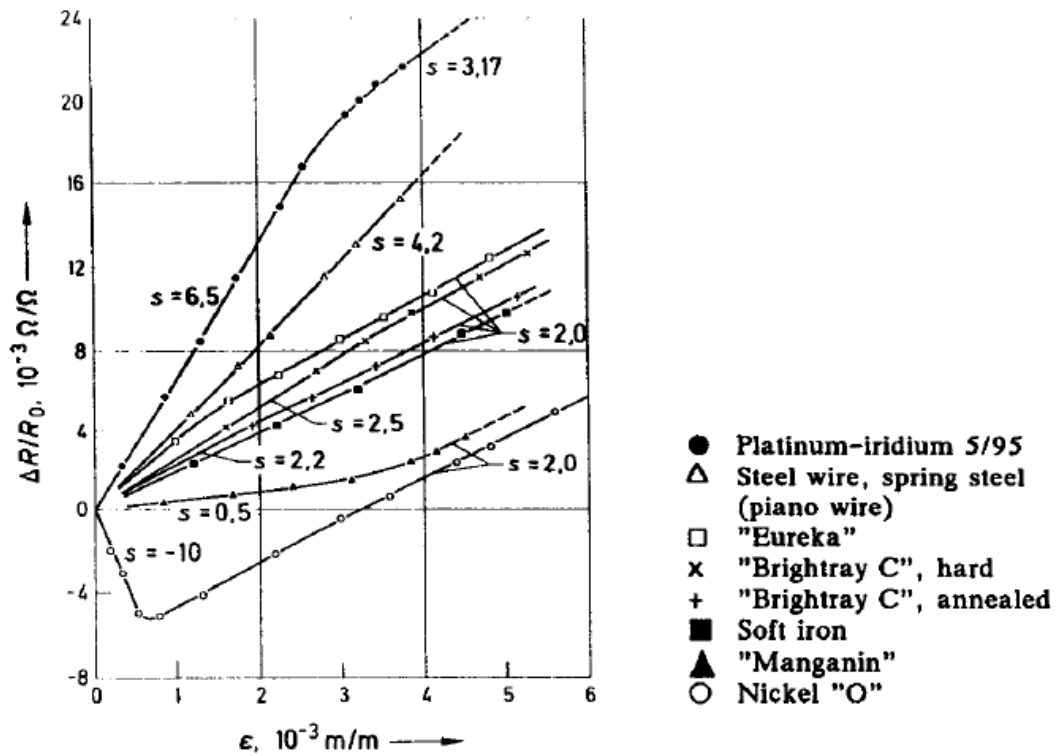
A sensibilidade à temperatura é um ponto fundamental no uso de extensômetros, e freqüentemente o circuito de medição contém um compensador de temperatura. Da mesma forma, o tipo de adesivo usado para fixar o extensômetro à estrutura a ser monitorada é de suma importância. O adesivo deve transmitir as variações mecânicas com o mínimo de interferência possível, por isso deve ter alta resistência mecânica, alta resistência ao cisalhamento, resistência dielétrica e capacidade de adesão, baixas restrições de temperatura e facilidade de aplicação. A relação básica entre deformação e a variação na resistência do extensômetro elétrico pode ser expressa como:

$$\varepsilon = \frac{dR}{SR0} \quad (5)$$

onde  $\varepsilon$  é a deformação, S é o fator do medidor e R0 é a resistência do medidor. Para um medidor típico, F é 2.0 e R0 é 120 ohm.

$$2\varepsilon = \frac{dR}{R0} \quad (6)$$

Figura 16 – Resistência / Deformação característica para arames tracionados.



Fonte: GRANTE, 2004

### 3 ESTADO DA ARTE

De acordo com Rosa (2002), o termo Engenharia está relacionado com a criação de algum produto de utilidade, o que em geral envolve toda uma seqüência de atividades, desde a concepção do produto, até a sua venda propriamente dita, passando pelo projeto preliminar, detalhamento, análise, planejamento da produção, produção, controle de qualidade e assistência ao usuário.

No caso específico de produtos industriais, que são solicitados por cargas e esforços durante a operação, ou mesmo quando da armazenagem, um dos pontos mais críticos do projeto é o correto dimensionamento para suportar as cargas que irão se desenvolver. Assim, este trabalho preocupa-se com os vários aspectos de resistência mecânica que estão habitualmente acoplados com o projeto e a análise de sistemas de Engenharia. De uma forma geral o termo projeto é empregado no sentido de sintetizar um sistema que venha a produzir uma resposta específica, quando solicitado. Este sistema, no que diz respeito ao seu desempenho, deve satisfazer uma série de restrições e especificações, com um projeto que visa, na maioria dos casos, a minimizar o custo total ao longo do período de vida útil. Praticamente em qualquer tipo de sistema que venha a ser projetado existem componentes cuja função é suportar e transmitir cargas mecânicas. Estes componentes devem ser dimensionados de modo a resistir às cargas previstas, constituindo-se, logo, em componentes estruturais do sistema. (ROSA, 2002, p. 03).

O desenvolvimento de um certo produto começa quando é criada uma necessidade, em relação ao mercado consumidor, para aquele tipo de produto. A partir daí começa toda uma seqüência de ações, que tem como ponto inicial o estabelecimento dos chamados requisitos de projeto que procuram definir, o que é o produto, qual a sua função e vida útil. Estes requisitos devem ser bem elaborados, pois irão orientar o desenvolvimento do mesmo.

No caso de um projeto estrutural, este deve estar baseado em requisitos de operação do sistema, ou em um conjunto de condições satisfatórias, que formam os requisitos de projeto do equipamento. Normalmente a definição dos requisitos de um dado equipamento ou sistema de engenharia, é obtido após discussões entre os stakeholders deste sistema. Os requisitos baseiam-se em condições de operação, bem como previsões de sobrecargas devidas a falhas nos componentes, ou mesmo falhas humanas na operação, em condições normais de uso ou em condições de emergência. Isto é relevante quando se trata de equipamentos de alto custo ou que

trabalham em instalações de responsabilidade, cujas falhas tenham elevados custos econômicos ou sociais.

Para o engenheiro de projeto, o projeto fica mais fácil se os requisitos do equipamento tiver sido elaborado de forma criteriosa, por um conjunto de normas coerentes, pois, sendo assim, pode-se apenas seguir um roteiro pré-estabelecido. O problema é quando o equipamento não possui os requisitos de projeto. O ensaio de protótipos em condições próximas a real ou a simulação matemática, para que se tenham informações confiáveis sobre a intensidade do carregamento, temperatura de operação e ciclos de trabalho são necessários quando os equipamentos e sistemas de engenharia exige grande responsabilidade. O engenheiro de projeto trabalha com muitos número de variáveis, que formam o chamado espaço de projeto, ou seja, o conjunto de todos os fatores que influem a configuração do projeto, seu custo de fabricação e operação e seu desempenho em serviço.

Algumas das mais importantes variáveis de projeto são:

- a) Valores nominais de carga, como forças, momentos e pressão;
- b) Valores máximos de carregamento;
- c) Variação de temperatura durante a operação;
- d) Propriedades dos materiais usados;
- e) Tipos de vínculos e restrições;
- f) Nível de segurança.

Das variáveis citadas acima, muitas são incógnitas durante a etapa de projeto preliminar, embora em muitos casos conheça-se ao menos a ordem de grandeza que os valores numéricos devem assumir.

Um dos grandes problemas na engenharia de projeto é a incerteza que existe na quantificação das variáveis necessárias para o projeto e análise do sistema em questão. Esta quantificação pode ser estimada por uma análise aproximada, baseada em experiência anterior, ou pode ser feita uma determinação experimental através de ensaios, das variáveis de interesse.

Existem três fontes bastante distintas de incertezas, tratando-se de sistemas estruturais. São elas:

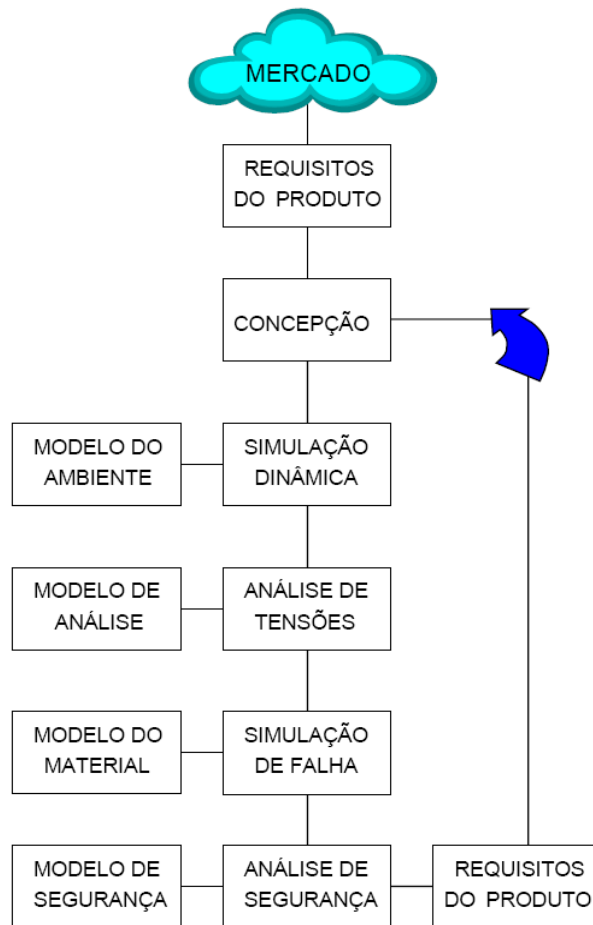
1) Conhecimento apenas orientativo da magnitude das cargas e esforços que agem sobre o equipamento. Quando a carga é estática, pode-se estimá-la razoavelmente. No caso de cargas dinâmicas, a sua definição exige um maior envolvimento, já que um tratamento mais objetivo fica prejudicado, pela complexidade do problema. Se a carga for de natureza aleatória, o problema torna-se ainda mais difícil, sendo necessária a obtenção de dados de campo em muitos casos.

2) Uma análise de tensões feita com base nos conceitos da Mecânica dos Sólidos clássica apresenta bons resultados apenas quando o componente estrutural se enquadra adequadamente no modelo usado na análise. Quando, no entanto, o componente possui uma geometria mais complexa, a precisão dos valores de tensões calculados pelos métodos simplificados da Mecânica dos Sólidos é motivo de preocupação, exigindo maior atenção.

3) Finalmente, a resistência do material que forma o componente é fundamental, pois ela é o termo de comparação para se definir o nível de segurança do componente. Esta resistência deve ser compatível com o modo pelo qual o material irá falhar, cuidando-se explicitamente como são definidos os modos de falha do componente, já que para cada um destes modos o material terá uma propriedade específica. (ROSA, 2002, p. 05).

A figura 17 ilustra esquematicamente as diferentes etapas em um processo genérico de projeto estrutural, partindo de uma necessidade do mercado, que estabelece os requisitos de projeto.

**Figura 17 – Esquema das etapas durante o desenvolvimento de um produto.**

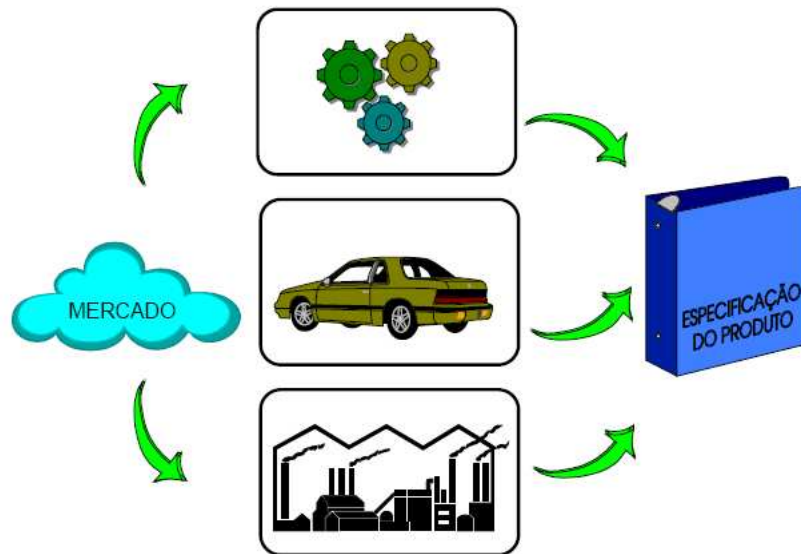


**Fonte: ROSA, 2002**

A partir deste ponto inicia a etapa de concepção do produto, que é a primeira aproximação do que deverá ser o produto. Esta etapa pode gerar várias alternativas de configuração para o novo produto, bem como, diferentes princípios operacionais. Um estudo de viabilidade, custo e eficiência, limita as muitas tentativas e alternativas a umas poucas opções, que passam para uma etapa de um maior detalhamento, a ser realizado ao longo do projeto de engenharia.

A figura 18 mostra como uma solicitação do mercado gera os requisitos de projeto do produto, que tem como forma final um documento.

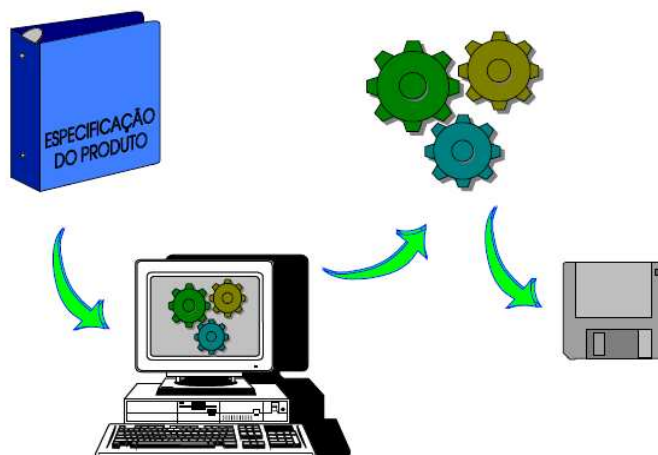
**Figura 18 – Solicitação do mercado gerando os requisitos de projeto do produto.**



Fonte: ROSA, 2002

A figura 19 mostra que a partir dos requisitos de projeto do produto é desenvolvido um modelo sobre o que deverá ser o produto, através da criação de um modelo geométrico.

**Figura 19 – Solicitação do mercado gerando os requisitos de projeto**



Fonte: ROSA, 2002

Pode ocorrer a situação onde já existe um produto em fabricação, ou no estágio de protótipo, e deseja-se criar um modelo geométrico deste produto. Para

isso, é necessário um processo de digitalização do produto, através de um equipamento adequado, como uma máquina de medida de coordenadas, seja em 2D ou em 3D. Uma vez definido o modelo geométrico do produto, ao menos de uma forma preliminar, passa-se para o detalhamento do projeto de engenharia. Em um ambiente de projeto centrado sobre um sistema computacional, o modelo geométrico passa a ficar residente em um banco de dados. A partir deste banco de dados, é que o projeto tem continuidade. Este projeto deve procurar quantificar as variáveis que estão relacionadas com o produto final.

Com uma estimativa inicial das cargas que agem sobre a estrutura e das tensões de falha do material, pode-se fazer um pré-dimensionamento dos principais componentes estruturais do equipamento. Este projeto preliminar não mostra um grau de segurança uniforme, pecando por falta ou por excesso. Desta forma, é necessário realizar um estudo detalhado, tomando por base o projeto preliminar. A primeira necessidade é a determinação mais certa das cargas que agem, tanto estáticas como dinâmicas. Isto pode ser feito utilizando-se métodos mais precisos de análise, com o uso de modelos matemáticos ou através da medida e monitoração das cargas durante a operação do equipamento, ou de um protótipo, por meio de uma simulação em laboratório, ou mesmo de um ensaio em campo.

Se as cargas que atuam na estrutura já estiverem determinadas, é possível realizar o dimensionamento da estrutura e a verificação do projeto preliminar. Apenas em estruturas simples o número de variáveis envolvidas é pequeno, de forma a permitir um projeto rápido, obtido apenas com o dimensionamento. Em geral, é feito um pré-dimensionamento da estrutura, usando um modelo simplificado de análise. Em seguida torna-se necessária uma verificação do pré-dimensionamento, usando a estrutura real definida na etapa anterior.

O processo de verificação consome a maior parte do tempo de projeto, já que envolve um número bastante grande de detalhes a ser verificado e calculado, devendo em muitas situações ser refeito várias vezes, de uma forma iterativa e muitas vezes ininterrupta. A verificação é necessária porque durante a fase do projeto preliminar foram feitas várias simplificações, como o uso de modelos que podem não representar a realidade. Em geral, para sistemas mais complexos, desenvolve-se um processo iterativo de projeto e verificação, de forma a aperfeiçoar o projeto final e eliminar desta forma qualquer erro eventual.

Para o desenvolvimento criterioso de todo o projeto, é necessário que tenha-se uma idealização do sistema estrutural, através da elaboração de um conjunto de modelos, que devem descrever de forma adequada os pontos relevantes quanto ao meio ambiente onde o sistema deve operar, quanto à geometria deste sistema e também quanto ao material que será utilizado na fabricação das várias partes que formam o sistema. O modelo do meio ambiente, em conjunto com a idealização do sistema, permite a determinação, via simulação, dos níveis de carga nos pontos de interesse. O modelo da geometria visa fornecer uma idealização simplificada da configuração dos componentes, para permitir uma análise de tensões nestes componentes. O modelo do material procura caracterizar o seu comportamento, quanto à curva tensão-deformação e quanto aos níveis admissíveis de resistência mecânica. Desta forma, somando o modelo do sistema com o modelo do meio ambiente, tem-se informações adequadas para enxergar o desempenho em operação do sistema.

Para a determinação dos esforços, o equacionamento das condições de equilíbrio levará a um sistema de equações diferenciais de segunda ordem, que pode ser resolvido analiticamente no caso de modelos simples.

Outra possibilidade para essa determinação é o uso de um ensaio experimental, onde busca-se cruzar informações entre o modelo numérico e o modelo físico ensaiado, seja em laboratório ou em campo. Com o cruzamento dessas informações é possível um ganho significativo do conhecimento sobre o sistema, o que de uma forma isolada, trabalhando só com o modelo numérico ou só com o modelo físico, não seria possível de ser obtido.

A análise experimental exige o uso de equipamentos adequadamente especificados para a medida a realização do experimento. A determinação experimental das cargas sobre a estrutura é feita normalmente utilizando os transdutores de força nos pontos de interesse. A forma mais atual e difundida de transdutores de força são dinamômetros com extensômetros de resistência. O registro obtido experimentalmente fornece informações valiosas o projeto.

Os principais métodos utilizados para análise de tensão são classificados como: MÉTODOS ANALÍTICOS, MÉTODOS NUMÉRICOS e MÉTODOS EXPERIMENTAIS .

O método analítico está baseado na metodologia da Mecânica dos Sólidos. No entanto, apresenta uma desvantagem: A distribuição de tensões ou de

deformações pré-concebida, não necessariamente verdadeira, o que leva a erros. Apenas em casos particulares é que as soluções são corretas. Quando as estruturas são complexas e não for possível tolerar imprecisões na análise, o uso de Métodos Numéricos torna-se uma exigência.

Devido à limitação dos métodos analíticos é que se desenvolveram os Métodos Numéricos de Análise Estrutural, que estão baseados na Mecânica do Contínuo, como a Teoria da Elasticidade e a Teoria da Plasticidade. Estes métodos possibilitam a análise para geometrias quaisquer, dando assim grande flexibilidade na solução de problemas. Os principais Métodos Numéricos em uso são o de diferenças finitas, o de elementos finitos e o de elementos de contorno. Pela relativa facilidade de uso, o Método de Elementos Finitos tem uma aplicação cada vez mais abrangente e generalizada, seguido de perto, ultimamente, pelo Método de Elementos de Contorno. O Método de Elementos Finitos é um processo numérico que usa a solução de um "elemento" de forma geométrica relativamente simples, solução esta normalmente obtida com auxílio da Mecânica do Contínuo, para então obter o comportamento de toda uma estrutura, com forma qualquer. A estrutura sob análise é dividida em um conjunto de elementos com dimensões finitas. Assim, a partir do comportamento de um elemento, é obtida a solução da estrutura. O método exige, para ser utilizado de maneira eficiente, pessoal especializado para preparar o modelo a ser analisado. Mesmo em casos mais simples estes processos podem se tornar atrativos, desde que disponível o programa de cálculo, pois alguns minutos de computador fornecem todos os resultados, com maior exatidão do que se fosse feita uma análise usual, consumindo dezenas ou mesmo centenas de horas. (ROSA, 2002, p. 12).

Outra forma para determinar as tensões no produto é utilizar uma análise efetuada diretamente sobre o produto. Normalmente, o interesse é deformação da estrutura, quando carregada e deformações nos pontos críticos.

Abaixo uma lista de algumas formas para proceder com a análise experimental:

- a) Extensômetros de resistência;
- b) Método de Moiré;
- c) Fotoelasticidade;

O extensômetro de resistência é um transdutor capaz de medir as deformações em pontos específicos onde foram instalados no corpo. Apresentam como vantagem uma aplicação direta sobre a peça e interpretação bastante fácil dos resultados obtidos. Exigem, no entanto, um conhecimento prévio de quais são os pontos mais solicitados, assim como uma expectativa das direções principais das tensões. Uma vez conhecido o estado de deformações pode-se obter o estado de tensões no ponto pelo uso da lei de Hooke, se, e somente se, o material estiver dentro do regime elástico.

O Método de moiré utiliza um conjunto de técnicas versáteis baseadas no fenômeno de moiré, usados para medição de deformação no plano e fora do plano, contornos topográficos, inclinação, curvatura e formas dos objetos. O método de Moiré exige que a peça a ser ensaiada seja previamente gravada com uma malha e, a menos que as deformações sejam grandes, torna-se necessário o uso de malhas de alta precisão, com espaçamento entre linha da ordem de 10 a 50  $\mu\text{m}$ .

A análise por fotoelasticidade exige a confecção de um modelo da peça em plástico birefringente. Este modelo será carregado e submetido a luz polarizada, que tem o seu plano de polarização alterado, conforme a solicitação no ponto. Este efeito cria franjas de interferência, que são as linhas de igual tensão cisalhante, ou de igual direção das tensões principais. Esta análise é bastante trabalhosa, porém permite obter todo o campo de tensões sobre o modelo.

Em problemas complexos, um fator importante é o estabelecimento das condições de validade dos resultados encontrados pela análise de tensões, seja uma análise numérica ou seja uma análise experimental. Em ambos os casos tem-se vários aspectos que podem fazer com que o modelo idealizado não represente bem à realidade física, como por exemplo a definição das condições de contorno, a região e a intensidade com que a carga externa atua, o efeito de folgas e atrito.

Assim, o cruzamento de resultados, obtidos com o modelo numérico, com os resultados obtidos com o modelo experimental, permite um refino da solução, pela melhor correspondência entre os modelos de análise e a realidade. Com a verificação experimental das tensões nos pontos críticos é possível determinar, de uma forma mais precisa, qual a margem de segurança existente, ou qual a confiabilidade do projeto, dentro do prazo estabelecido para a vida do componente. (ROSA, 2002, p. 14).

A resistência do material do componente do produto é fundamental, pois é o termo de comparação para se definir o nível de segurança do componente.

Esta etapa atenta-se a determinar a tensão nominal que solicita o material, sem provocar falhas, para o período de vida previsto para o componente. Assim, usa-se os métodos mais recentes para a Análise de Fadiga, bem como os conceitos da Mecânica da Fratura, para a análise do efeito nocivo de fissuras e eventuais defeitos internos do material. É possível prever a vida útil de um componente sujeito à fadiga, dentro de uma faixa estreita, mesmo para solicitações aleatórias.

A última etapa é a análise de segurança. Na análise de segurança o objetivo é verificar se o nível de resistência é adequado, comparativamente com as

flutuações de carga induzidas pelo uso do sistema. Esta análise une os resultados das anteriores com as informações referentes ao grau de segurança necessário, para definir o coeficiente de segurança ou o fator de projeto adequado. Nesta etapa aparece o conceito de Confiabilidade Estrutural, onde o aspecto aleatório das variáveis de projeto é considerado.

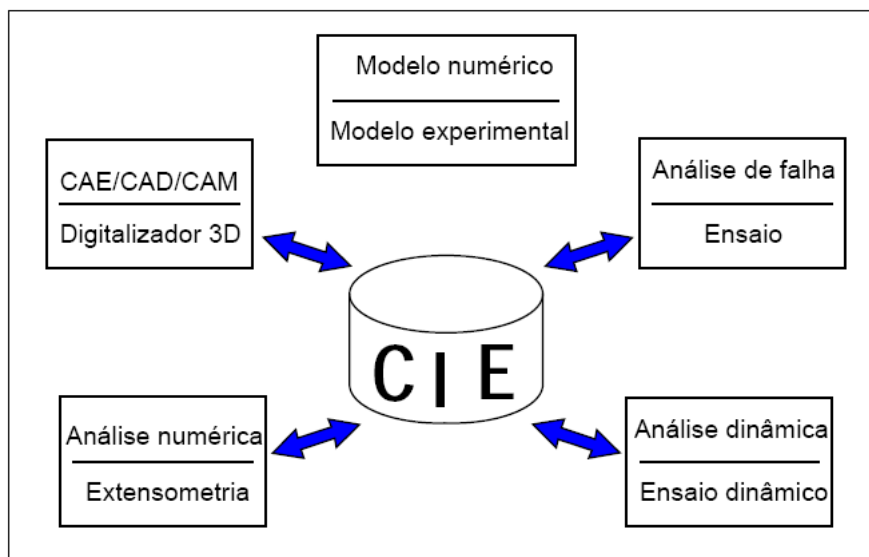
As tolerâncias dimensionais são outra fonte de aleatoriedade e apenas quando todo o conjunto de informações relacionadas com o produto está disponível, de uma forma coerente, é possível desenvolver o projeto com um nível de confiabilidade adequado, sem onerar ou aumentar de forma excessiva os custos.

Dentro do contexto atual de projeto, as diferentes fases que são seguidas durante o desenvolvimento estão sustentadas por sistemas computacionais, onde as informações geradas em uma fase formam um grande banco de dados que vai sendo complementado conforme novas informações vão sendo somadas pelas novas etapas.

Assim, não só as atividades baseadas em um modelo computacional estão conectadas ao banco de dados, mas também as atividades experimentais, baseadas em um modelo físico, estão conectadas ao sistema computacional e logo ao banco de dados.

A figura 20 ilustra a situação descrita. Esta integração forma então o conceito do CIE, *Computer Integrated Engineering*.

**Figura 20 – Integração dos sistemas CAE / CAM / CAD com análises e modelos.**



**Fonte: ROSA, 2002**

Portanto, há uma inclinação natural para o uso de uma integração entre as técnicas analítico-numéricas e as técnicas experimentais, com o objetivo final de obter um conhecimento mais profundo e detalhado do comportamento do equipamento, otimizando o seu projeto e aumentando a confiabilidade em operação.

A integração entre as técnicas de análise estrutural, experimental e numérica, permite a re-alimentação dos resultados experimentais sobre o modelo numérico, admitindo um avanço deste e melhorando o conhecimento do modelo experimental, com indicações sobre o real valor esperado.

O objetivo final é ter a integração entre todos os sistemas de Engenharia, onde os dados e informações são igualmente acessados por qualquer sistema. Isto permite uma análise integrada de todo e qualquer aspecto do projeto mecânico, seja numérico-computacional, seja experimento-computacional, no qual os dados e informações podem ser compartilhados e transmitidos entre os vários sistemas.

Exemplificando, o acoplamento entre os analisadores digitais de tensões e o sistema CAD/CAM, com um software de CAE, permite uma verificação experimental dos resultados numéricos obtidos. Por outro lado, um sistema de atuadores servocontrolados, para a aplicação de esforços sobre um componente mecânico, pode ser controlado digitalmente e ser usado para simular condições típicas de uso, ou mesmo condições extremas de operação do equipamento.

A análise experimental, sobre um produto propriamente dito, pode ser quanto ao comportamento estático, para obtenção dos campos de tensões sob diversas condições de carregamento, mas, também, quanto ao comportamento dinâmico, para obtenção dos modos de vibração, resposta dinâmica a excitações controladas, identificação de parâmetros e demais aplicações.

Após o encerramento dos testes não destrutivos. Isto é, após esgotar os dados possíveis de serem obtidos com a peça, a mesma pode passar a sofrer a ação de um ensaio destrutivo, para por em evidência o comportamento da resistência mecânica do sistema geometria-material-carregamento, sob condições de carga estática ou dinâmica, bem como ainda a simulação das condições de serviço em testes de durabilidade, de modo a estabelecer a vida de fadiga da peça. Assim sendo, o máximo de informações é obtido a partir de uma peça ou de um protótipo desta.

Deve-se finalmente lembrar que mesmo com o grande desenvolvimento dos sistemas computacionais, quanto aos softwares de simulação, a confiabilidade do sistema está ligada aos dados de entrada para o software. É necessário ter senso crítico aguçado sobre os resultados obtidos, pois dados de entrada incorretos, trarão resultados incorretos.

Podemos dizer que todo problema de projeto, quanto à capacidade de carga das diferentes peças e componentes, necessita dos passos:

- a) Definição do carregamento atuante;
- b) Determinação dos modos de falha prováveis;
- c) Caracterização do material para cada modo de falha;
- d) Cálculo da solicitação no material, função do carregamento;
- e) Verificação da segurança do projeto, pelo cálculo da confiabilidade.

Estando executados estes cinco passos, seja de uma forma sequencial, seja de uma forma iterativa, no caso de grandes projetos, esta sequência é o que pode-se caracterizar como sendo a metodologia recomendada para o desenvolvimento do projeto. (ROSA, 2002, p. 20).

Durante a pesquisa para execução deste trabalho, não foram encontradas publicações de análise de tensão de instrumentais de artroscopia. No entanto, têm-se muitos artigos sobre análise, utilizando os métodos dos elementos finitos, em joelho, ombro e quadril, além de uma quantidade significativa de publicações em projetos de elementos de máquinas e análise estrutural em geral.

Yoon, Kin e Park (2010), desenvolveu um modelo em elementos finitos tridimensional de uma extremidade inferior, incluindo o fêmur, a tíbia, cartilagem, menisco, fibras colágenas e ligamentos. O objetivo era avaliar a reconstrução do

ligamento cruzado posterior com relação as características biomecânicas, tais como estabilidade e estresse nos ligamentos.

A estabilidade do ligamento posterior e sub linha depois do aumento do pacote duplo foram superiores aos das de reconstrução com feixe simples e duplo, especialmente depois de deficiência na reconstrução de enxertos, apesar de pouca diferença em termos de estabilidade entre a reconstrução do feixe duplo. Da mesma forma, o aumento do pacote duplo teve a maior estabilidade rotacional, enquanto houve pequena vantagem em estresse ligamentar comparado aos do método de reconstrução de outros.

Pena e outros (2004), muitos autores têm sugerido que os elevados níveis de deformação e tensões de tração que aparecem na cartilagem articular após meniscectomia são parcialmente responsáveis por patologias de cartilagem, como a osteoartrose. Foi investigado o efeito do menisco e meniscectomias na articulação do joelho humano. Os modelos sólidos de a tíbia, o fêmur, meniscos, cartilagem e foram gerados a partir de imagens de ressonância magnética. Um modelo de elementos finitos tridimensional foi desenvolvido. O fêmur e a tíbia foram considerados rígidas, a cartilagem e meniscos foram considerados linearmente elástico, isotrópico e homogêneo, os ligamentos foram modeladas como hiperelásticos. Três diferentes situações foram comparadas: uma articulação saudável articulação tíbio-femural, uma articulação tíbio-femoral, com lágrimas em um dos menisco e uma articulação tíbio-femural após meniscectomia.

Sob uma carga de compressão axial do fêmur, a máxima tensão de contato na cartilagem articular após meniscectomia foi cerca do dobro de uma articulação saudável. Este fato pode explicar parte do dano à cartilagem e degeneração que têm sido observadas após a meniscectomia.

Judith e outros (2002), desenvolveram um modelo de elementos finitos do menisco do joelho com intuito de investigar os efeitos de várias geometrias e das propriedades dos materiais sobre o comportamento do menisco sob carga de compressão. Inicialmente verificou-se que as tensões no menisco foram mais sensíveis às geometrias (largura do menisco e raio de curvatura da superfície femoral do menisco) do que as propriedades dos materiais. O modelo, também foi usado para investigar o efeito de incongruência entre o raio de curvatura do fêmur e da superfície femoral do menisco. Concluiu-se que o desencontro entre as curvaturas do fêmur e menisco tem um grande efeito sobre a tensão.

Ferguson e outros (2000), o objetivo do estudo foi investigar a influência do acetábulo na consolidação e, portanto, a matriz sólida tensões e pressões, das camadas de cartilagem da articulação do quadril. Um modelo de elementos finitos foi desenvolvido, o que representou um corte coronal através das camadas da cartilagem acetabular e femoral. Elementos com propriedades poroelástico foram utilizados. A resposta da junta durante um período prolongado de carga (10.000 s) foi examinado para simular a carga nominal de compressão que a articulação é submetida ao longo do dia. O modelo demonstrou que a cartilagem de consolidação da camada foi de até 40% mais rápido na ausência do labrum. Após a remoção do labrum do modelo, o contato sólido-sólido em tensões entre as camadas da cartilagem do fêmur e do acetábulo foram aumentadaS (até 92% superior), o que aumentaria o atrito entre as superfícies articulares. Na ausência do labrum, o centro de contato deslocou para a borda acetabular. Cepas de subsuperfície e tensões foram muito maiores, sem o labrum, o que poderia contribuir para a fadiga de danos das camadas de cartilagem. Finalmente, o labrum desde alguma resistência estrutural para o movimento lateral da cabeça do fêmur no acetábulo, melhorando a estabilidade articular e preservando a congruência articular.

Chunjun (2009), neste trabalho o autor fez a análise estática de um rolamento de esferas de contato angular utilizando o Método dos Elementos Finitos. A análise foi feita no software Ansys e trouxe um ganho científico no que diz respeito ao refinamento da malha. O objetivo principal foi encontrar os parâmetros mais importantes que influenciam a rigidez radial do rolamento sob uma carga axial.

O parâmetro mais importante que afeta a força de reação é a curvatura da bola e da calha de anel interior e exterior. Um aumento do diâmetro da esfera de 1,3% leva ao aumento da força de reação em 27%. Uma diminuição de diâmetro bola de 1,3% leva a diminuição da força de reação em 9,3%. No que diz respeito à formulação de Elementos Finitos, os parâmetros importantes são a densidade da malha e rigidez de contato. A densidade da malha afeta a rigidez de contato e toda a força de reação principalmente na região de contato. Após o programa verifica uma área de contato adequado a densidade da malha que afeta pouco a força de reação.

Lima (2008), neste trabalho foi realizado a análise de tensões atuantes nos elementos de contraventamento de um edifício de alvenaria estrutural cerâmica não armada, com oito pavimentos, segundo as considerações das Normas Brasileiras e Britânicas e pela modelagem numérica por meio do MEF.

A partir dos resultados obtidos pode-se constatar que são significativas as variações nos resultados de tensão, obtidos a partir das considerações normativas e os obtidos na simulação. Os métodos numéricos consideram um universo muito maior de fatores que permitem uma análise mais criteriosa do estado de tensões que a estrutura é submetida. A análise dos conceitos de segurança estrutural no cálculo da alvenaria é de fundamental importância para o dimensionamento da estrutura.

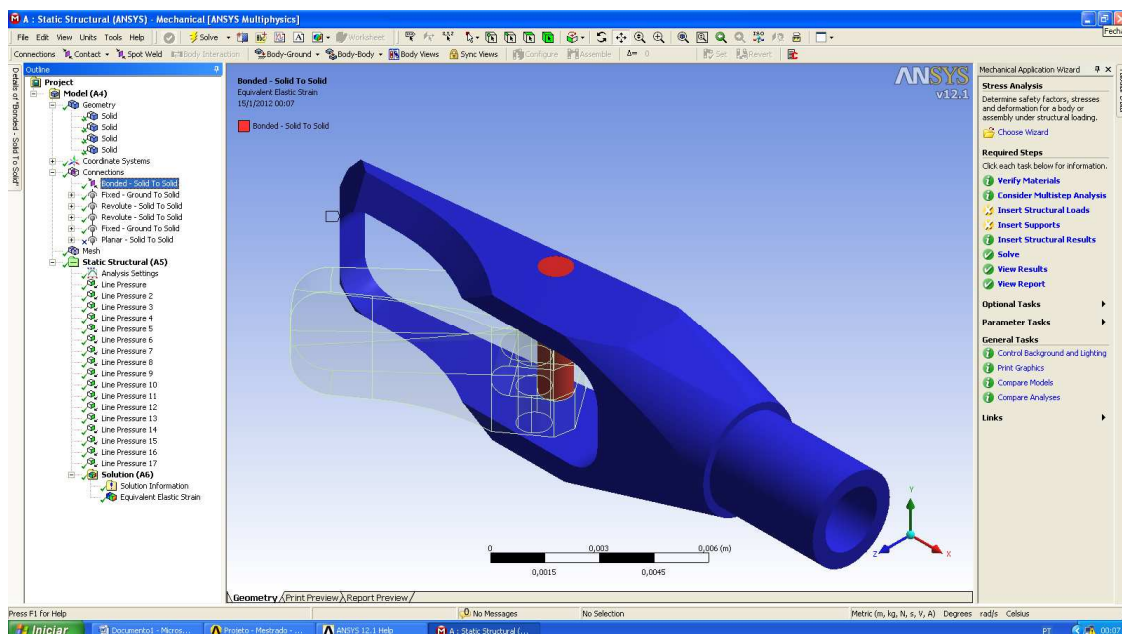
## 4 METODOLOGIA

O trabalho foi desenvolvido em duas fases. Fase de simulação e fase experimental.

### 4.1 Simulação

O primeiro passo foi migrar as quatro peças (macho, fêmea, pino maior e pino menor) para o SolidWorks. Para essa migração foi necessário salvar as peças na extensão .igs. Utilizando o SolidWorks, as peças foram montadas e migradas, também com a extensão .igs para o Ansys Workbench. Após a migração para o Ansys, foi importante conferir se cada peça era um corpo distinto. Isso foi necessário, pois na primeira tentativa de migrar peça por peça direto para o Ansys, as peças se uniam formando um único corpo. Depois do sucesso da migração os contatos estabelecidos conforme apresentado abaixo:

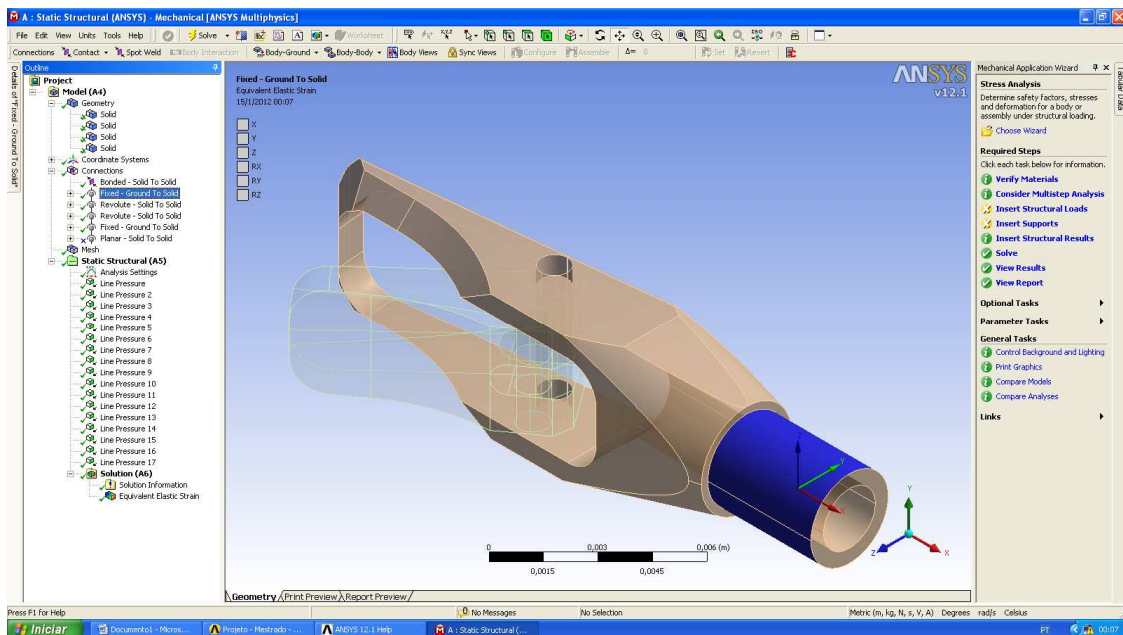
Figura 21 – Contato bonded solid to solid entre pino maior e fêmea



Fonte: Simulação Ansys

O primeiro contato estabelecido foi entre o pino maior e a fêmea. É um contato fixo. Isto é, as duas peças estão unidas e a fêmea não gira em torno do pino. Esse contato está ilustrado na figura 21.

**Figura 22 – Contato fixed ground to solid na rosca da fêmea**

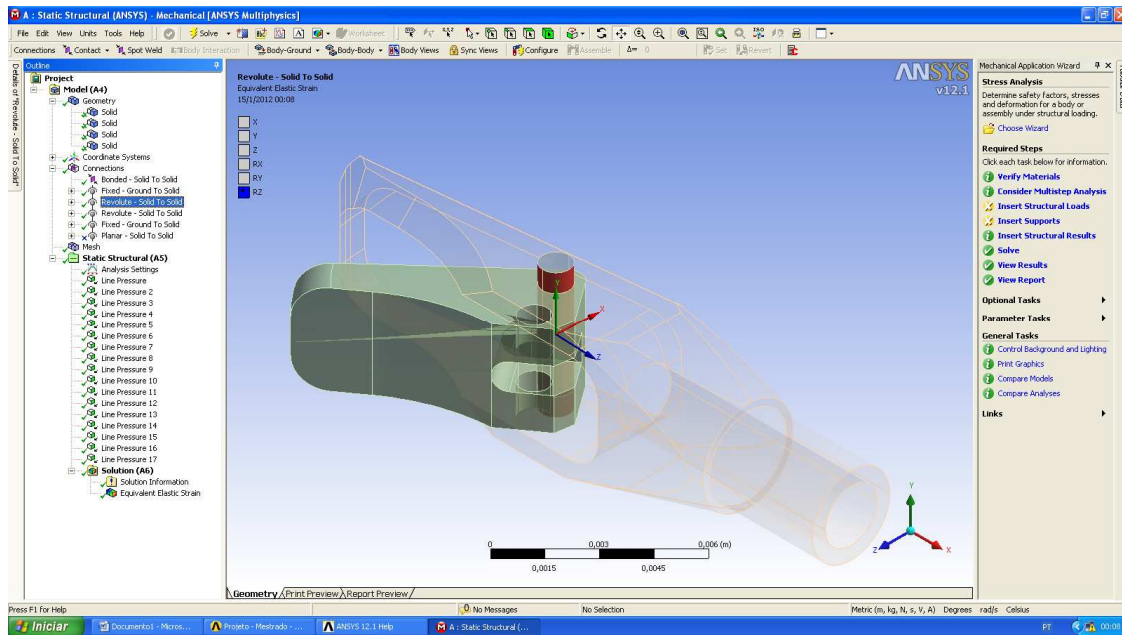


**Fonte: Simulação Ansys**

O segundo contato estabelecido foi o *fixed ground to solid* na rosca da fêmea, apresentado na figura 22. Essa parte da fêmea fica rosqueada no tubo da pinça. A haste que transmite o movimento passa dentro do tubo.

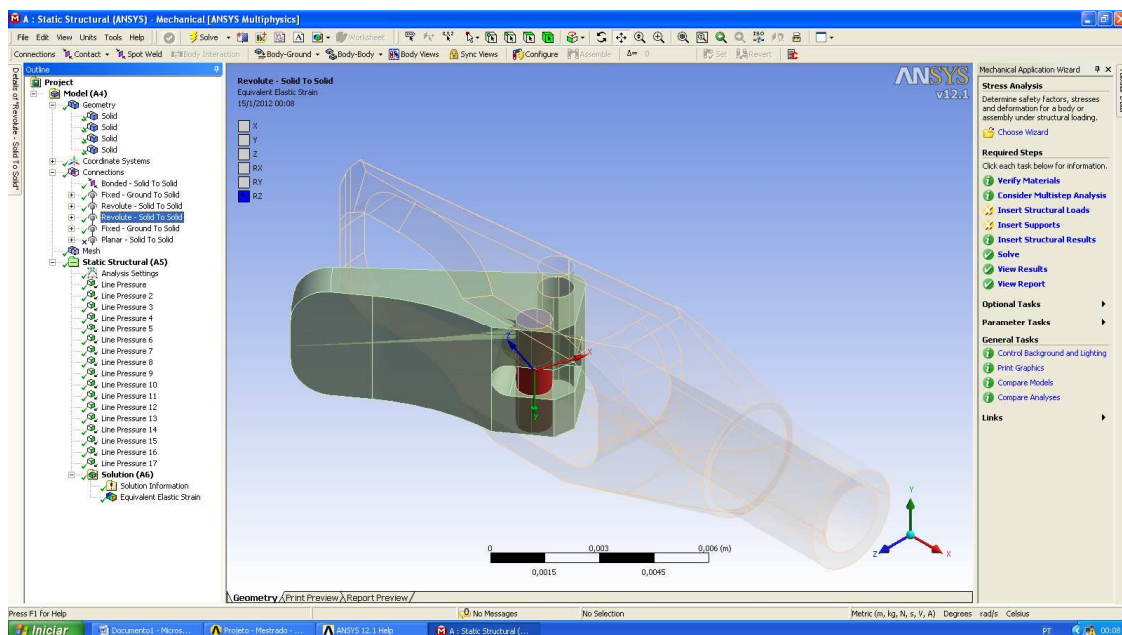
As figuras 23 e 24 mostram o contato *revolute solid to solid*. Ou seja, a fêmea gira em torno do pino maior e em torno do pino menor. Na realidade, a haste transmite a força da manopla para o pino menor e o mesmo não tem rotação com relação ao macho. No entanto, o contato mostrado na figura 24 foi colocado para eliminar um torque que não existe, visto que a haste não foi desenhada e a força está simulada na linha de corte. Se este contato não for estabelecido, ao aplicar a força apareceria um torque inexistente no pino menor.

**Figura 23 – Contato revolute solid to solid entre pino maior e macho**



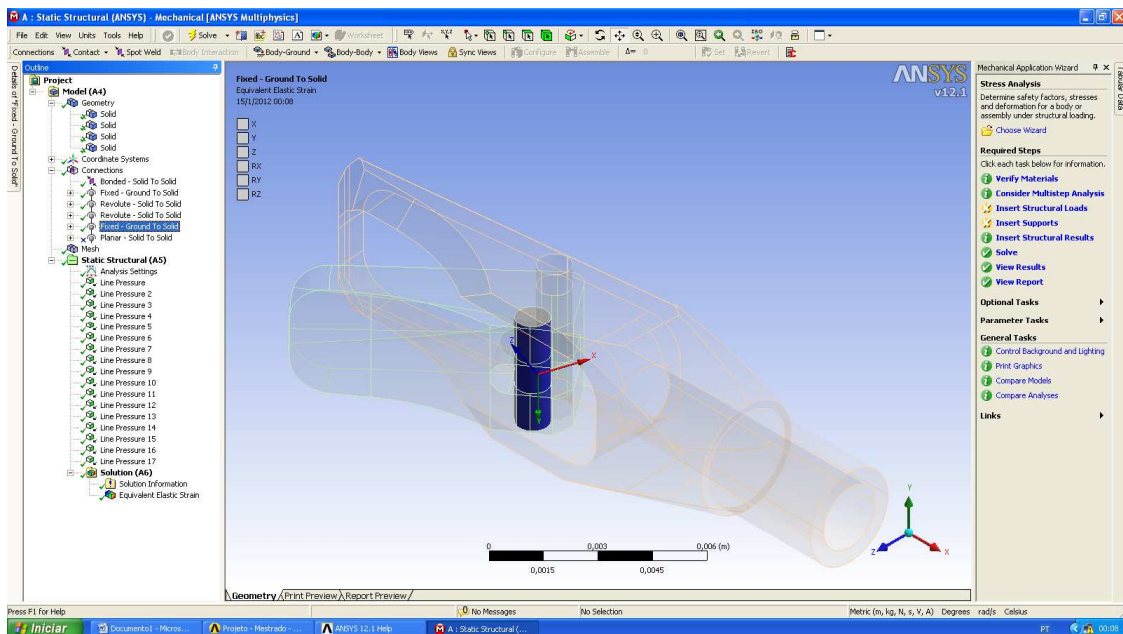
Fonte: Simulação Ansys

**Figura 24 – Contato revolute solid to solid entre pino menor e macho**



Fonte: Simulação Ansys

Figura 25 – Contato fixed ground to solid



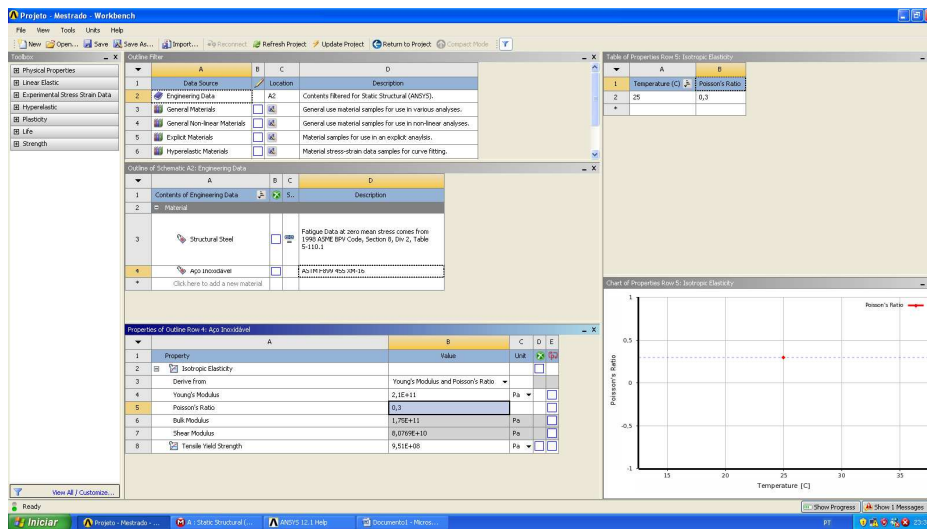
Fonte: Simulação Ansys

A figura 25 apresenta outro contato *fixed ground to solid* foi estabelecido na superfície do pino menor. Como citado anteriormente, como a haste não foi desenhada, o pino está fixo e a força aplicada está simulada na linha de corte da fêmea e do macho.

Após estabelecer os contatos foi feito o setup do material. Para o setup foram utilizados os dados do fornecedor do aço inox 455 ASTM F899 XM-16, apresentados no Anexo A.

O aço inóx recozido, retificado de  $\varnothing 7,94\text{mm}$  de diâmetro, com 287HB de dureza e 951MPa de resistência a tração não é fabricado no Brasil. Por isso há necessidade de importar o material. O setup feito no Ansys está ilustrado na figura 26.

Figura 26 – Setup do material

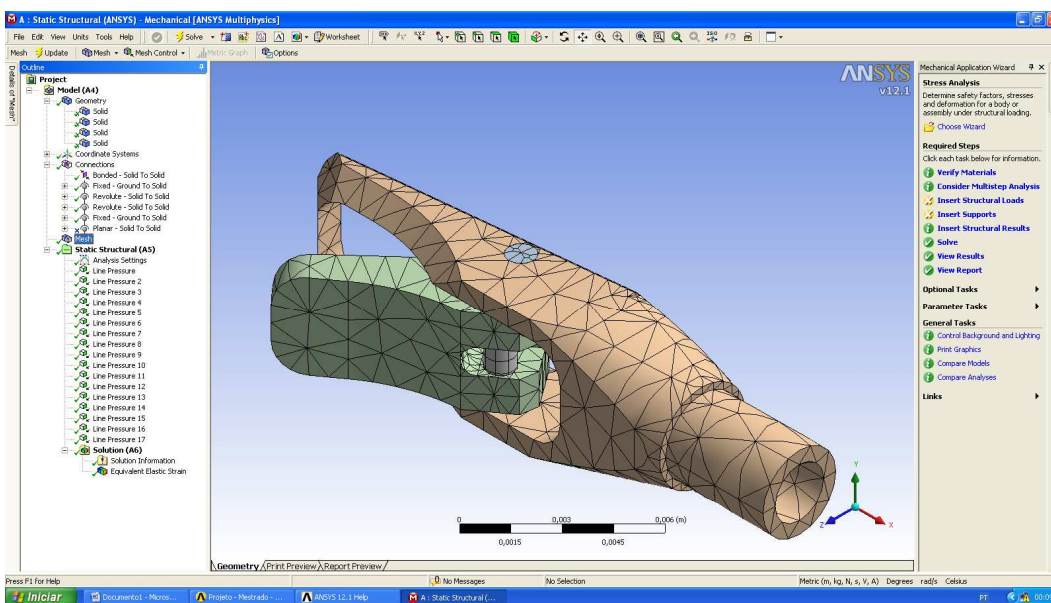


Fonte: Simulação Ansys

A malha utilizada na simulação foi a Tetraédrica. Normalmente, o Ansys Workbench gera automaticamente a malha. No entanto foi necessário refiná-la para evitar que as peças se unissem, apresentando, assim, um resultado não coerente.

Para a simulação, foi utilizado os conhecimentos do CHUNJUN (2009) que em sua tese defende que é bom os corpos em contato apresentarem o mesmo elemento de malha. A criação da malha está demonstrada na figura 27.

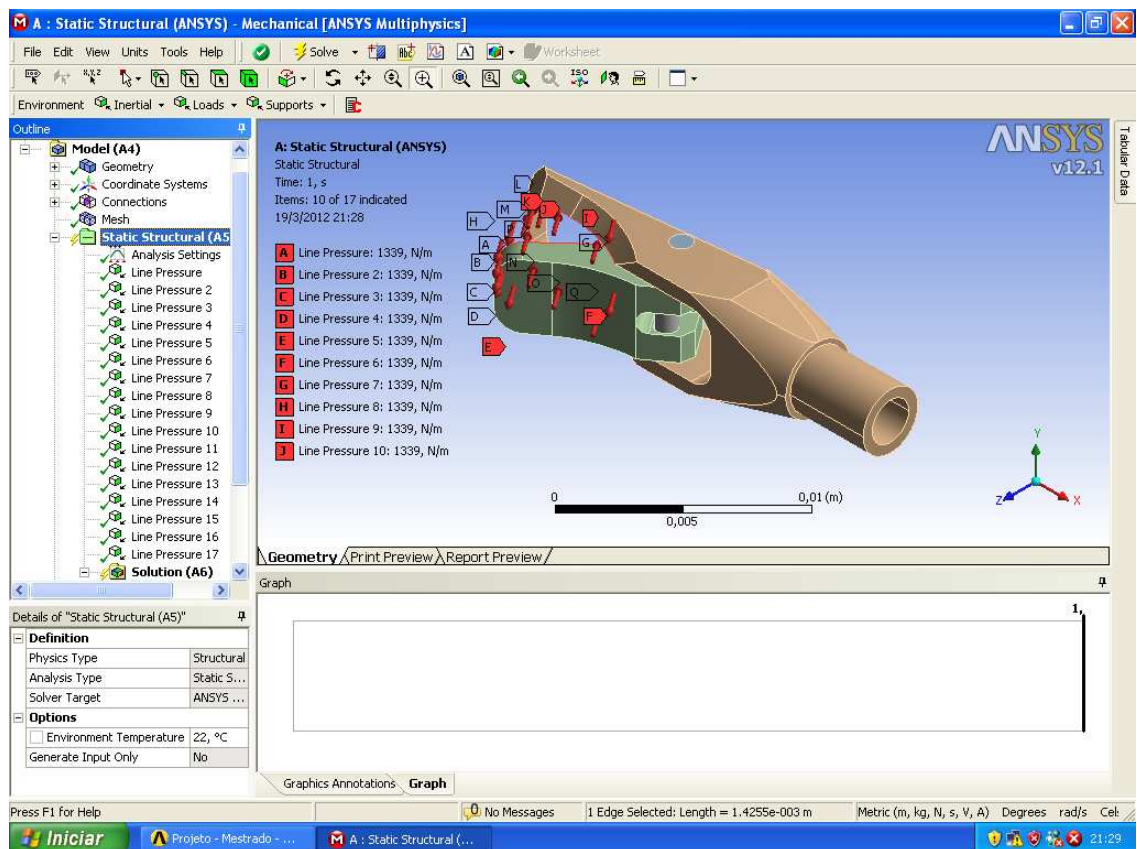
Figura 27 – Malha gerada automaticamente e refinada



Fonte: Simulação Ansys

Como mostrado na figura 28, aplicou-se uma carga de 1339 N em forma de linha de pressão ao longo da linha de corte tanto do macho quanto da fêmea. Isto foi definido, pois, durante o corte, o menisco exerce uma força nessas duas peças. Essa força é zerada assim que o corte ocorre. O valor 1339 N utilizado na simulação veio do primeiro experimento realizado para achar a força exercida na manopla. Para este trabalho, utilizou-se a maior força encontrada nos 12 cortes realizados. A maior medida foi 21 Kg na manopla o que converge para 1339 N na boca da pinça, visto que a transferencia é de 1:6,5. Essa razão foi fornecida pelo fabricante. Maiores detalhes dessa força será descrito abaixo no tópico 4.2 Experimento.

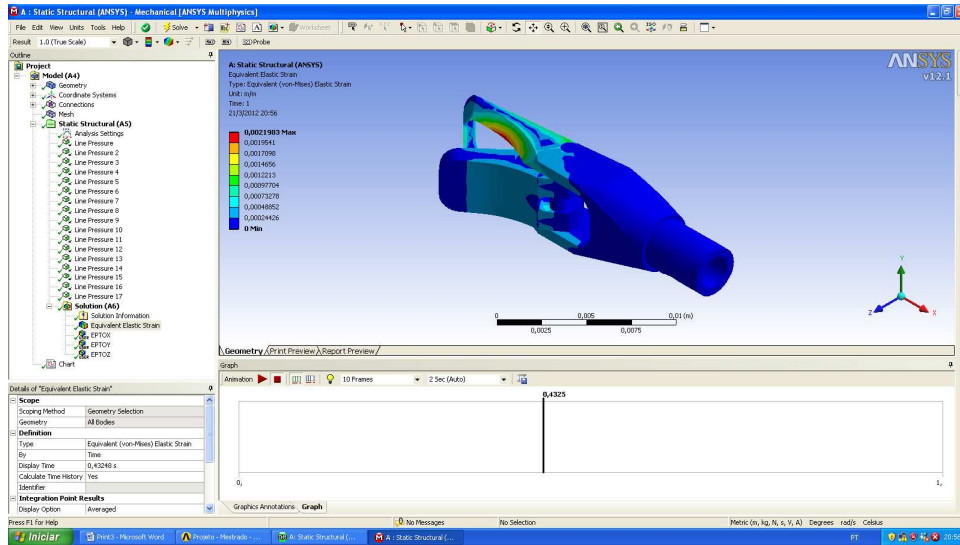
**Figura 28 – Aplicação da carga**



**Fonte: Simulação Ansys**

Em uma primeira análise, os resultados obtidos na simulação foram coerentes. Isso é, apareceram tensões em locais esperados. A figura 29 apresenta o resultado da simulação.

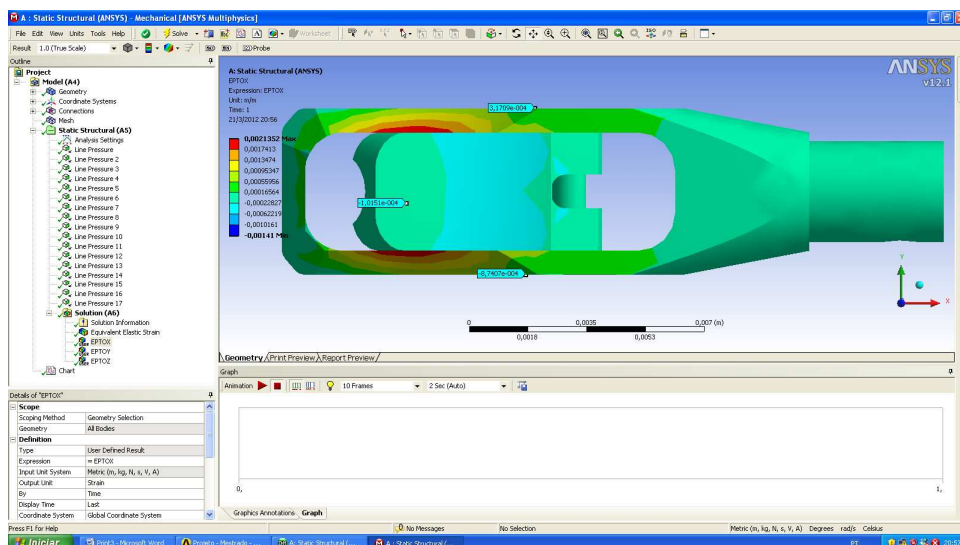
**Figura 29 – Resultado da Simulação (deformação)**



Fonte: Simulação Ansys

A deformação total máxima apresentada na simulação foi de  $2,1983e^{-3}$ . Com essa deformação máxima o instrumento apresenta uma tensão máxima de 461,6 MPa. A figura 30 apresenta o resultado da deformação no eixo X, visto que esse será o resultado comparado com a simulação. Pois, conforme explicado, o extensômetro utilizado faz a leitura somente em uma direção. No caso deste tabalho foi a direção X.

**Figura 30 – Resultado da Simulação (deformação em X)**



Fonte: Simulação Ansys

## 4.2 Experimento

As figuras 31 e 32 retratam a primeira parte do experimento que foi a verificação do dinamômetro. Um peso padrão de 2 kg foi pesado na balança do Laboratório de Análise Estrutural. Certificado o peso, foi feita a verificação do dinamômetro.

**Figura 31 – Foto da verificação do dinamômetro**



Fonte: Foto da autora

**Figura 32 – Foto da verificação do dinamômetro**



Fonte: Foto da autora

O dinamômetro foi utilizado para medir a força necessária na manopla para cortar o menisco, tanto do porco, quanto de humano.

Para essa medida, a pinça foi presa em uma morsa em uma extremidade da manopla. Na outra extremidade, o dinamômetro foi encaixado em forma de gancho e se puxava a manopla para execução do corte através do dinamômetro. Abaixo, a Tabela 01 apresenta as medidas encontradas durante o experimento:

**Tabela 01 – Medidas Experimentais Encontradas**

<b>Medida</b>	<b>Menisco Porco</b>	<b>Menisco Humano</b>
<b>1</b>	6 Kg	10 Kg
<b>2</b>	15 Kg	10 Kg
<b>3</b>	19 Kg	14 Kg
<b>4</b>	12 Kg	20 Kg
<b>5</b>	11 Kg	15 Kg
<b>6</b>	14Kg	17 Kg
<b>Valor considerado p/ simulação</b>		21 Kg

**Fonte: Dados da Pesquisa**

Como o dinamômetro utilizado para o experimento não registrava a maior medida encontrada, foi considerado o número inteiro subsequente ao inteiro medido. E para a simulação foi considerada a maior medida para se considerar o pior caso.

A transferência de força da manopla para a boquinha da pinça se dá através de uma haste. A mesma funciona como um braço de alavanca. A força na boquinha da pinça é 6,5 vezes maior que a força aplicada na manopla. Com isso, pode-se concluir que a força exercida na linha de corte é de 1339 N ( $21 \times 9,81 \times 6,5$ ).

O teste descrito acima foi realizado na oficina mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Os demais testes foram realizados no laboratório do CDTN da UFMG.

A segunda parte do experimento foi a colagem dos extensômetros na pinça. O procedimento descrito abaixo foi seguido durante a colagem dos extensômetros.

- a) Lixar a boquinha da pinça com lixa 320;
- b) Limpar a superfície com acetona PA e Álcool isopropílico PA;
- c) Colar o extensômetro no durex para mobilidade e alinhamento;
- d) Pingar cola Lactite 495 adesivo instantâneo no extensômetro e posicioná-lo na região marcada da pinça;

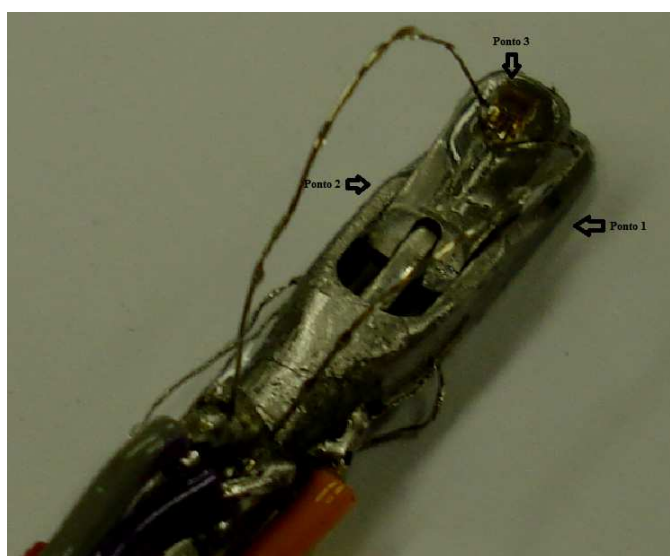
- e) Apertar o extensômetro na pinça durante 1 minuto;
- f) Deixar a pinça em repouso para garantir a secagem.

Esse procedimento foi utilizado para colar os três extensômetros. Como a pinça tem tamanho reduzido, os pontos foram escolhidos baseados na facilidade para a colagem dos mesmos.

Pontos escolhidos:

- a) Lateral direita da fêmea – 9mm da ponta da fêmea e a 1.5mm da parte mais alta da fêmea;
- b) Lateral esquerda da fêmea – 10mm da ponta da fêmea e a 1.5mm da parte mais alta da fêmea;
- c) Parte superior do macho – 2mm da ponta do macho e a 2mm da lateral direita do macho;

**Figura 33 – Foto de identificação dos pontos escolhidos para colagem**



Fonte: Foto da autora

Para esse experimento foi utilizado o extensômetro 1-LY11-0.3/120 da HBM. Este extensômetro foi importado da Alemanha, pois não há fabricação nacional. O prazo de entrega foi 2 meses o que atrasou o início do experimento. A especificação do extensômetro foi cuidadosamente conferida e será apresentada no Anexo B. Os testes só foram realizados uma semana depois da colagem dos extensômetros. Isso garantiu que a secagem do material.

**Figura 34 – Foto da preparação da pinça para a colagem**



Fonte: Foto da autora

**Figura 35 – Foto da preparação da pinça para a colagem**



Fonte: Foto da autora

As figuras 34 e 35 ilustram a fase de lixamento da pinça e posicionamento dos extensômetros. Nestas figuras fica fácil perceber as dificuldades durante a colagem dos extensômetros. A pinça é frágil e pequena. Prendê-la na morsa exigiu um cuidado para não danificá-la, mas ao mesmo tempo precisava estar firme para aplicação da força na colagem dos strain gages.

As figuras 36 e 37 abaixo mostram o produto final. Os extensômetros foram colados em locais de fácil acesso, não necessariamente em pontos críticos. Os

extensômetros colados nas laterais tiveram que ser deslocados do pino maior, pois o mesmo interferiria nos resultados.

A figura 38 apresenta o sistema de aquisição de dados Agilent 3497A do laboratório do CDTN da UFMG utilizado para a leitura de variação da resistência dos strain gages. Para o teste foram usados 3 canais do sistema de aquisição de dados.

**Figura 36 – Foto do estado final da pinça**



Fonte: Foto da autora

**Figura 37 – Foto do estado final da pinça**



**Fonte: Foto da autora**

**Figura 38 – Foto Agilent 3497A (sistema de aquisição de dados)**



**Fonte: Foto da autora**

As figuras 39 e 40 ilustram o desenvolvimento dos testes. Foram feitas 10 medidas.

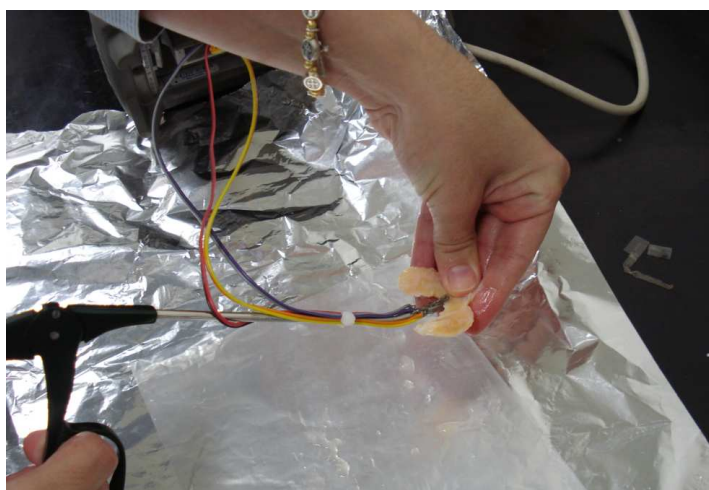
As cinco primeiras medidas foram feitas com menisco de porco e as cinco últimas medidas foram feitas com menisco humano, no hospital São Bento, pelo Dr. Carlos Antônio Garrido com a autorização da paciente durante a colocação de uma prótese de joelho.

Para execução dos cortes, foi seguido o seguinte procedimento:

- a) Posicionar a pinça em frente ao ponto de corte;
- b) Abrir totalmente a pinça;
- c) Aguardar a estabilização do sinal no sistema de aquisição de dados;
- d) Fechar lentamente a pinça até a mesma precionar o menisco;
- e) Cortar o menisco;
- f) Abrir a pinça;
- g) Aguardar a estabilização do sinal no sistema de aquisição de dados.

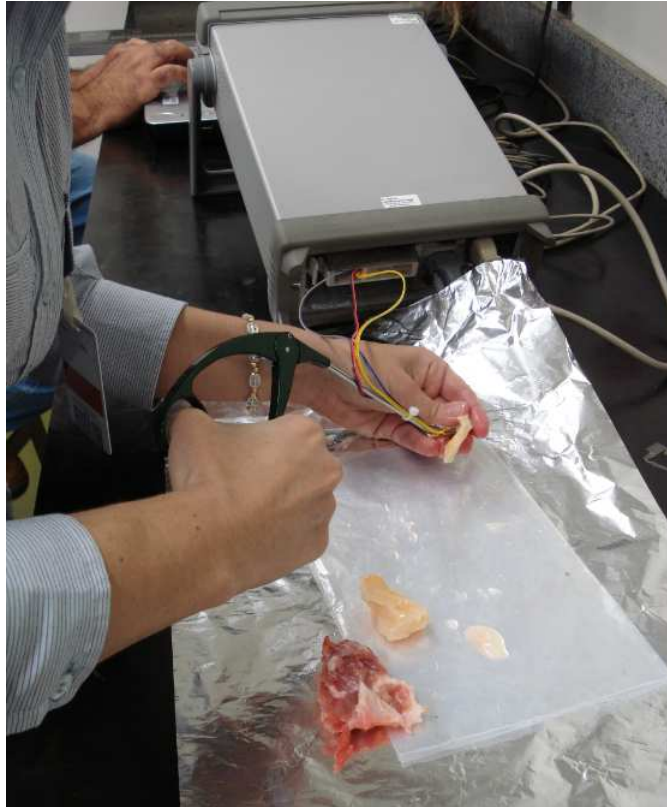
Durante o experimento fica claro que tanto o menisco humano quanto o do porco apresentam alguns pontos mais duros, principalmente nas pontas, exigindo mais do instrumental. Ou seja, o corte difere em alguns pontos em um mesmo menisco. A parte central do menisco é menos dura.

**Figura 39 – Foto durante as medições**



**Fonte: Foto da autora**

**Figura 40 – Foto durante as medições**



**Fonte: Foto da autora**

## 5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

O sistema de aquisição de dados apresentou a leitura da resistência dos extensômetros colados na pinça. Conforme citado anteriormente o canal 101 representa o extensômetro colado na lateral direita da fêmea, o canal 102 representa o extensômetro colado na lateral esquerda da fêmea e o canal 103 representa o extensômetro colado na parte superior do macho.

Os resultados obtidos foram tabelados e com essas informações foram calculadas as deformações correspondentes. A deformação foi calculada usando a equação 7:

$$\varepsilon = \frac{dR}{SR0} \quad (7)$$

Onde:

$\varepsilon$ : deformação;

S: constante = 1,68 (dados do fabricante);

R0: média da resistência;

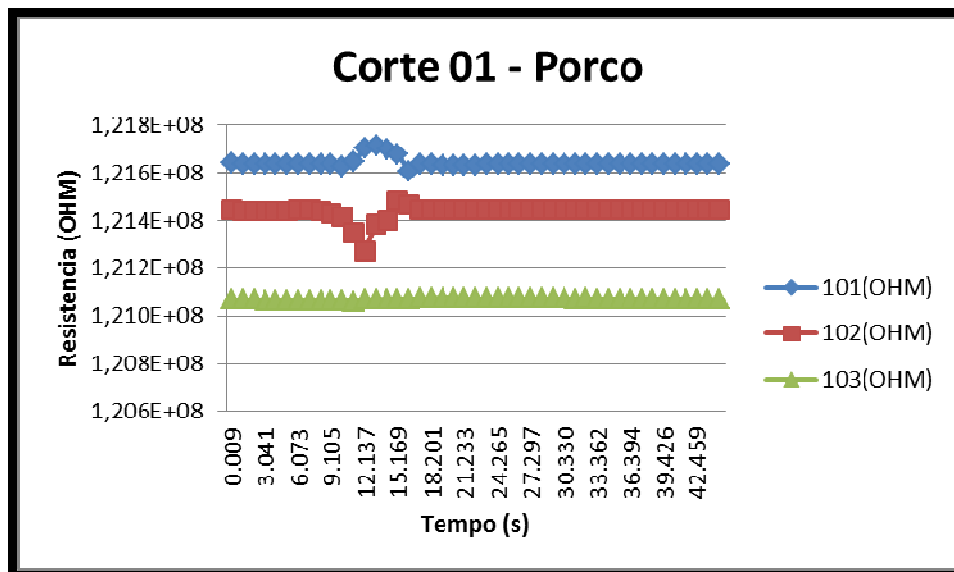
dR: resistência lida menos a média;

Neste trabalho a média da resistência considerada foi a média das resistências antes do início do pico. Ou seja, considerou-se a média do período estável.

Os gráficos a seguir apresentarão sempre a resistência dos extensômetros e a deformação de cada corte. Isto é, serão apresentados dois gráficos por corte. As planilhas de dados serão anexadas no Apêndice A.

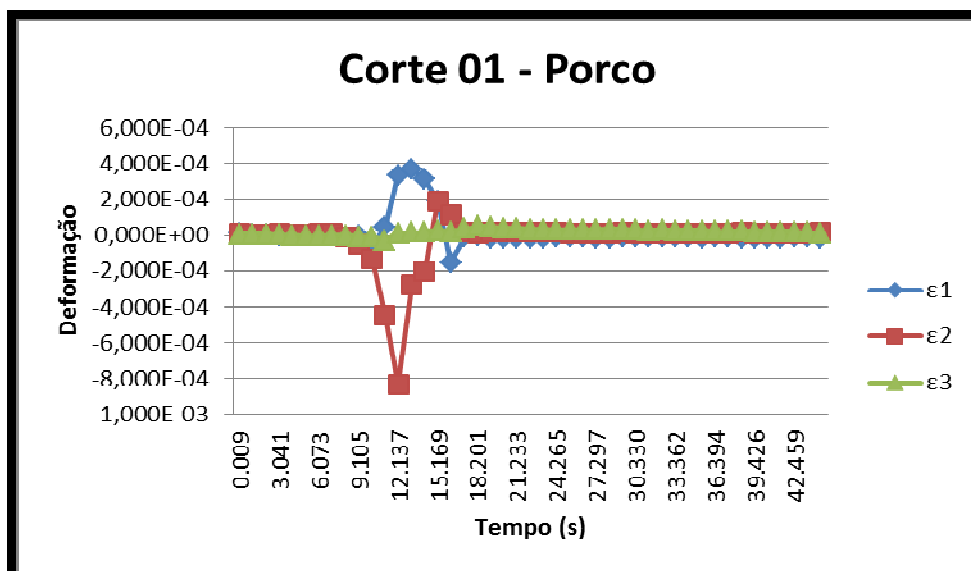
O gráfico 01 ilustra os resultados do primeiro corte feito no menisco de porco, a média da resistência do canal 101 foi 1,216E8 OHM, a média da resistência do canal 102 foi 1,214E8 OHM e a média da resistência do canal 103 foi 1,210E8 OHM. O valor de pico atingiu 1,217E8 OHM no canal 101, 1,214E8 OHM no canal 102 e 1,210E8 OHM no canal 103. O gráfico 02 mostra as deformações. As deformações nos picos foram 3,337E-4, -8,313E-4 e 1,243E-5 nos canais 101, 102 e 103 respectivamente. Pode-se perceber que a deformação retornou ao estágio inicial após o fim do corte.

Gráfico 01 – Medidas das resistência do primeiro corte



Fonte: Dados da pesquisa

Gráfico 02 – Medidas das deformações do primeiro corte

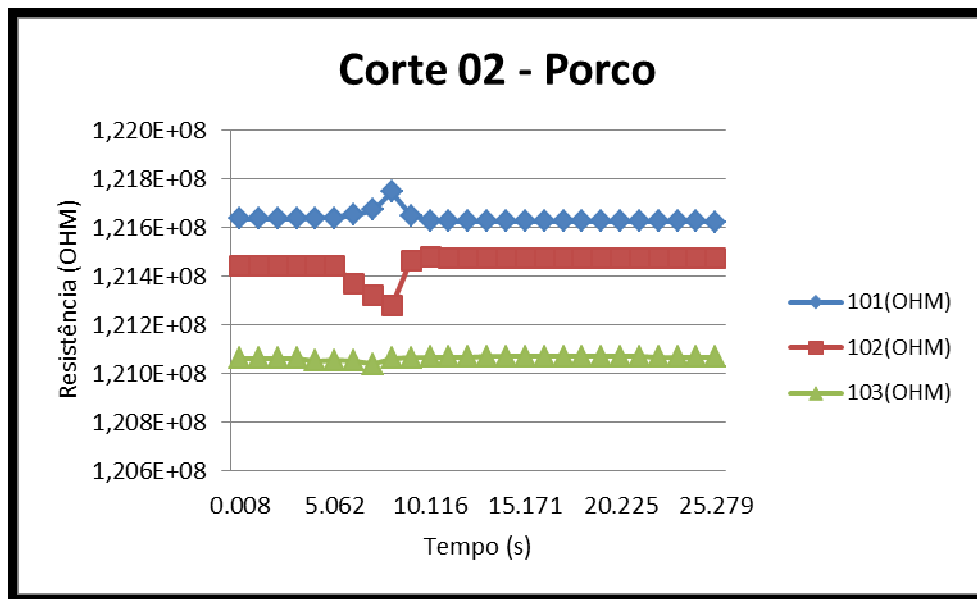


Fonte: Dados da pesquisa

O gráfico 03 ilustra os resultados do segundo corte feito no menisco de porco, a média da resistência do canal 101 foi 1,216E8 OHM, a média da resistência do canal 102 foi 1,214E8 OHM e a média da resistência do canal 103 foi 1,210E8 OHM.

O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,212E8$  OHM no canal 102 e  $1,210E8$  OHM no canal 103. O gráfico 04 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $5,404E-4$ ,  $-8,105E-4$  e  $1,221E-4$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

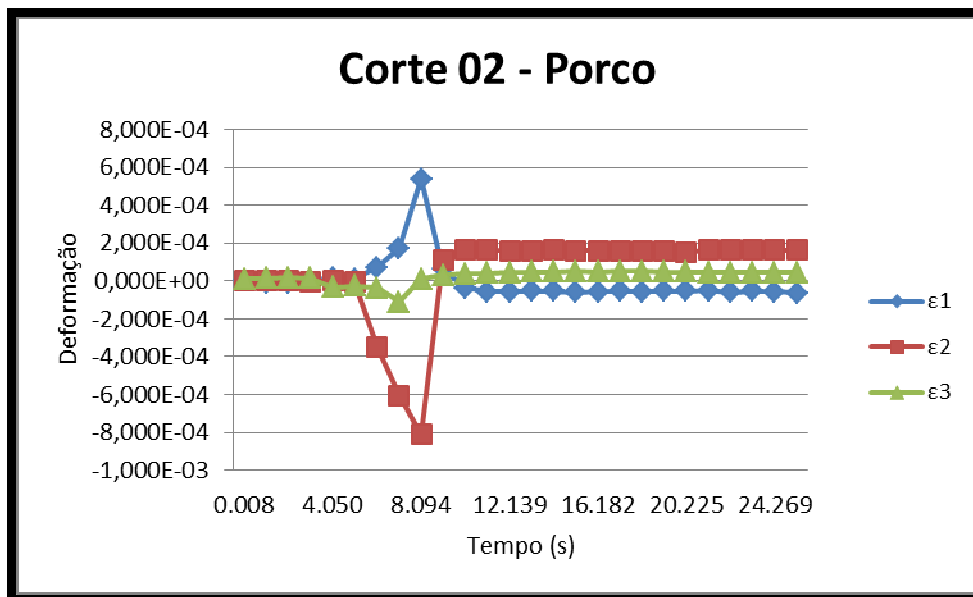
**Gráfico 03 – Medidas das resistências do segundo corte**



**Fonte: Dados da pesquisa**

Comparando os gráficos 02 e 04, pode-se perceber que o formato do sinal é similar, mas no segundo corte houve uma maior deformação nos canais 101 e 103. O canal 102 apresentou praticamente o mesmo resultado. Além disso, após o corte a resistência lida não estabilizou com o mesmo valor inicial. Há a suspeita que algum material tenha ficado agarrado na pinça.

**Gráfico 04 – Medidas das deformações do segundo corte**

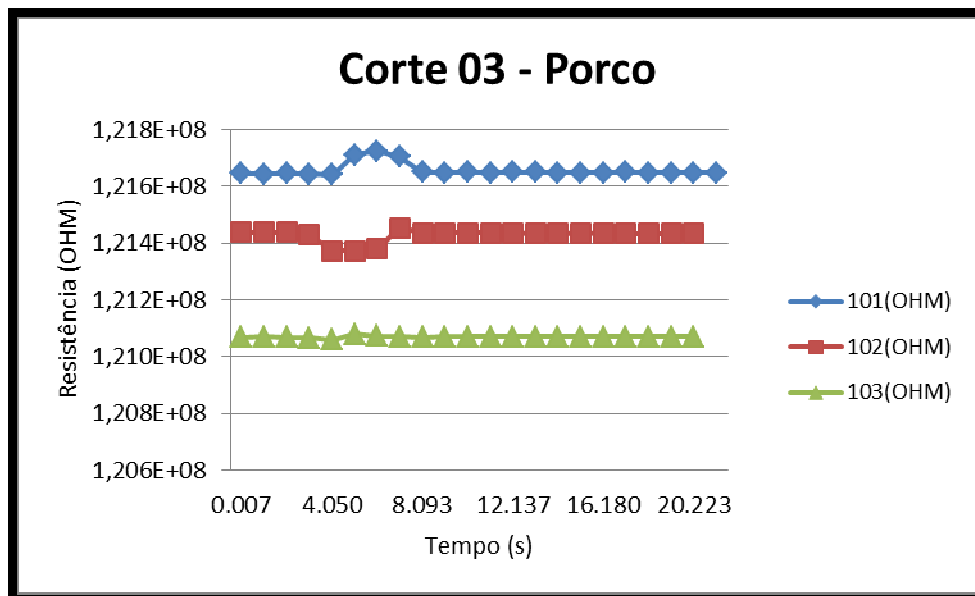


Fonte: Dados da pesquisa

O gráfico 05 ilustra os resultados do terceiro corte feito, também, no menisco de porco, a média da resistência do canal 101 foi  $1,216E8$  OHM, a média da resistência do canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,210E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,213E8$  OHM no canal 102 e  $1,210E8$  OHM no canal 103. O gráfico 06 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $3,953E-4$ ,  $-2,114E-4$  e  $3,067E-5$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

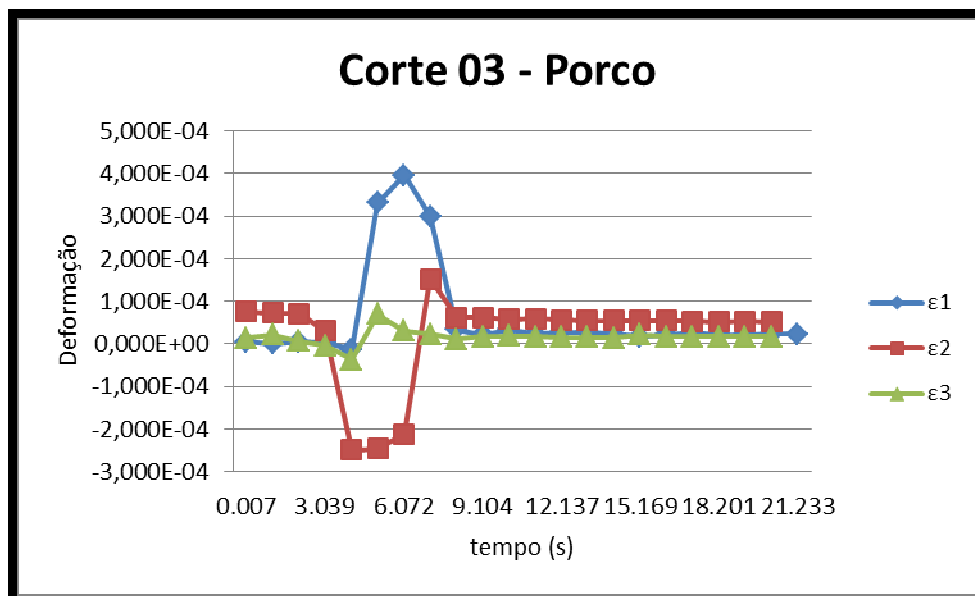
Observa-se que o sinal foi mais abaulado e que os canais 102 e 103 apresentaram valores divergentes dos medidos no primeiro e segundo corte. Sendo que o valor do canal 102 foi menor que nos cortes anteriores e o canal 103 apresentou uma maior deformação, comparada com os cortes anteriores.

Gráfico 05 – Medidas das resistência do terceiro corte



Fonte: Dados da pesquisa

Gráfico 06 – Medidas das deformações do terceiro corte

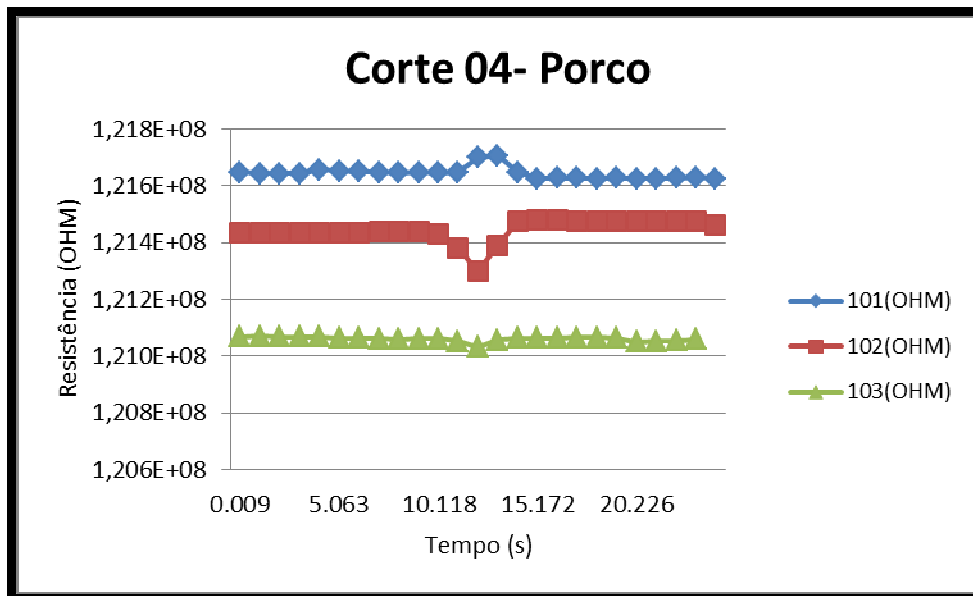


Fonte: Dados da pesquisa

O gráfico 07 ilustra os resultados do quarto corte feito no menisco de porco, a média da resistência do canal 101 foi 1,216E8 OHM, a média da resistência do canal

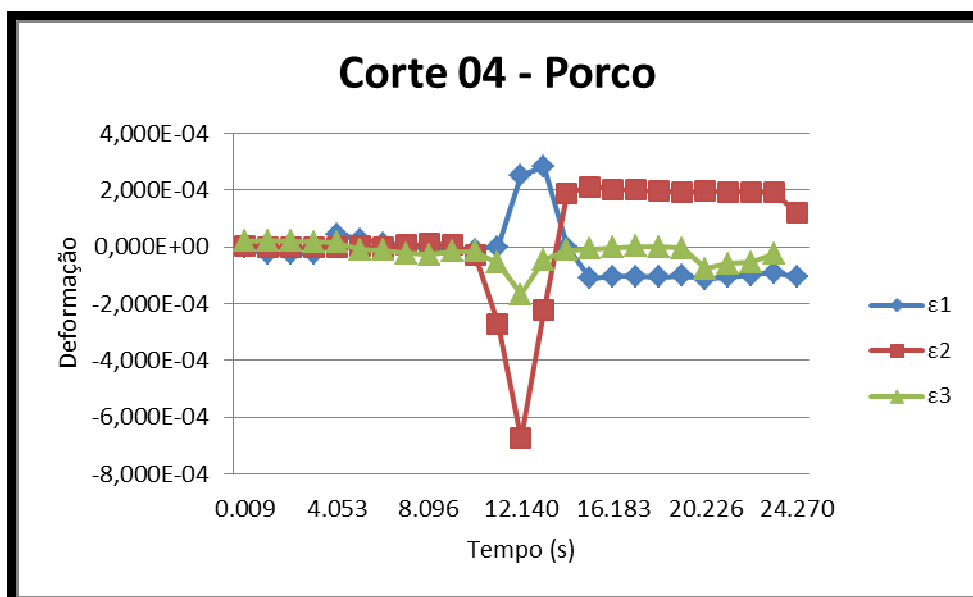
102 foi 1,214E8 OHM e a média da resistência do canal 103 foi 1,210E8 OHM. O valor de pico atingiu 1,217E8 OHM no canal 101, 1,212E8 OHM no canal 102 e 1,210E8 OHM no canal 103. O gráfico 08 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram 2,519E-4, -6,744E-4 e -1,664E-4 nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

**Gráfico 07 – Medidas das resistências do quarto corte**



Fonte: Dados da pesquisa

**Gráfico 08 – Medidas das deformações do quarto corte**

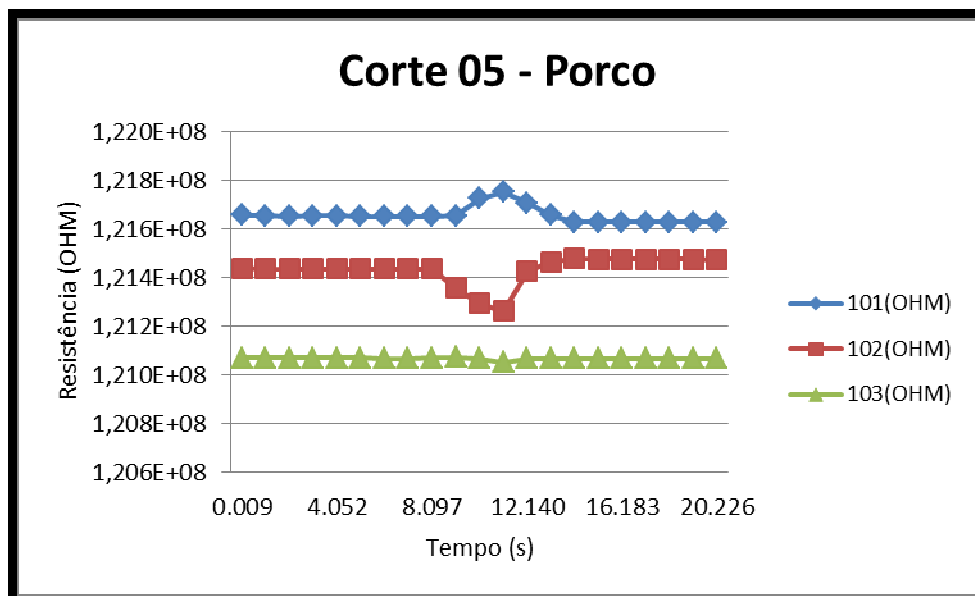


Fonte: Dados da pesquisa

Também, no quarto corte, pode-se notar que a estabilização dos canais não retornou para os valores iniciais que era o esperado.

O gráfico 09 ilustra os resultados do quinto e último corte feito no menisco de porco, a média da resistência do canal 101 foi  $1,216E8$  OHM, a média da resistência do canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,210E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,212E8$  OHM no canal 102 e  $1,210E8$  OHM no canal 103. O gráfico 10 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $4,849E-4$ ,  $-8,580E-4$  e  $-8,789E-5$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

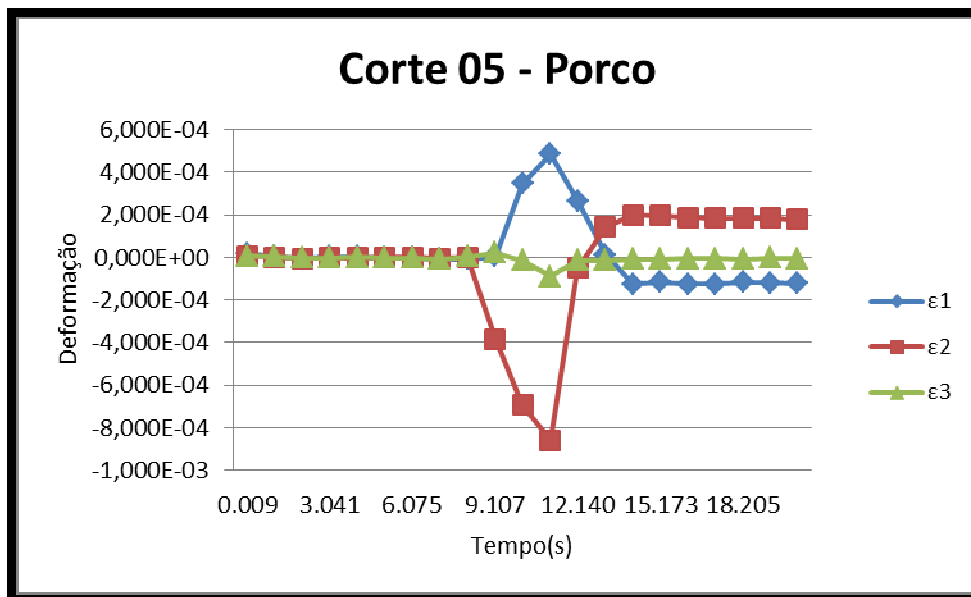
**Gráfico 09 – Medidas das resistência do quinto corte**



**Fonte: Dados da pesquisa**

No quinto corte, também se observa que a estabilização do sinal não voltou para a média inicial. E os valores de deformação nos canais 101 e 102 voltaram a ficar próximos dos cortes iniciais. Já o canal 103 apresentou uma deformação totalmente diferente das deformações anteriores.

**Gráfico 10 – Medidas das deformações do quinto corte**



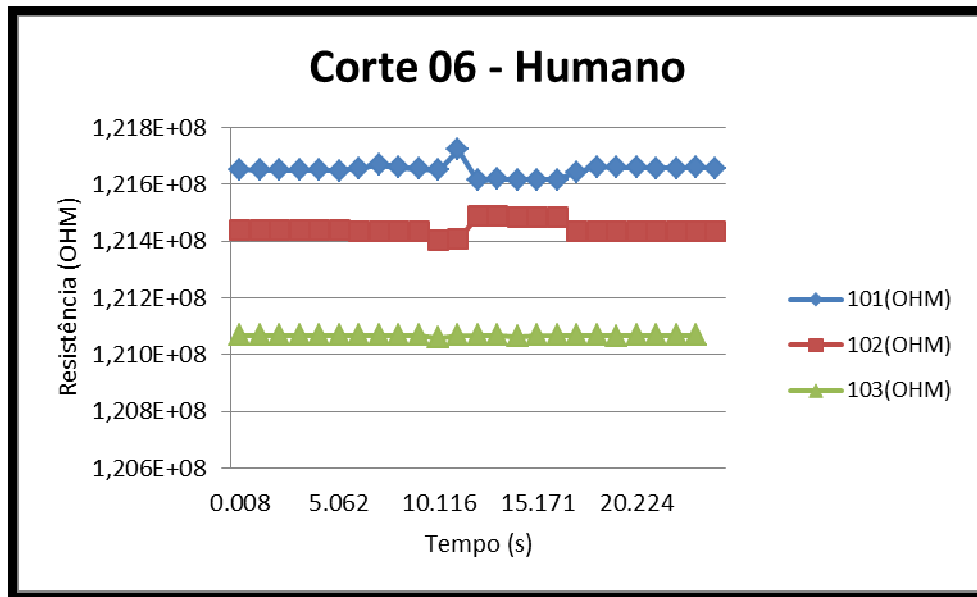
**Fonte: Dados da pesquisa**

Os resultados apresentados até o momento têm um formato de gráfico definido. Analisando a deformação encontrada em cada canal separadamente temos que os cortes 1 e 3 foram similares no canal 101, os cortes 1, 2 e 5 foram similares para o canal 102 e os cortes 1 e 2 foram similares para o canal 103.

A média e desvio padrão da deformação para cada canal utilizando o menisco de porco foi:  $4,012E-4 / 1,032E-4$  (101),  $-6,771E-4 / 2,413E-4$  (102) e  $-3,981E-5 / 7,585E-5$  (103).

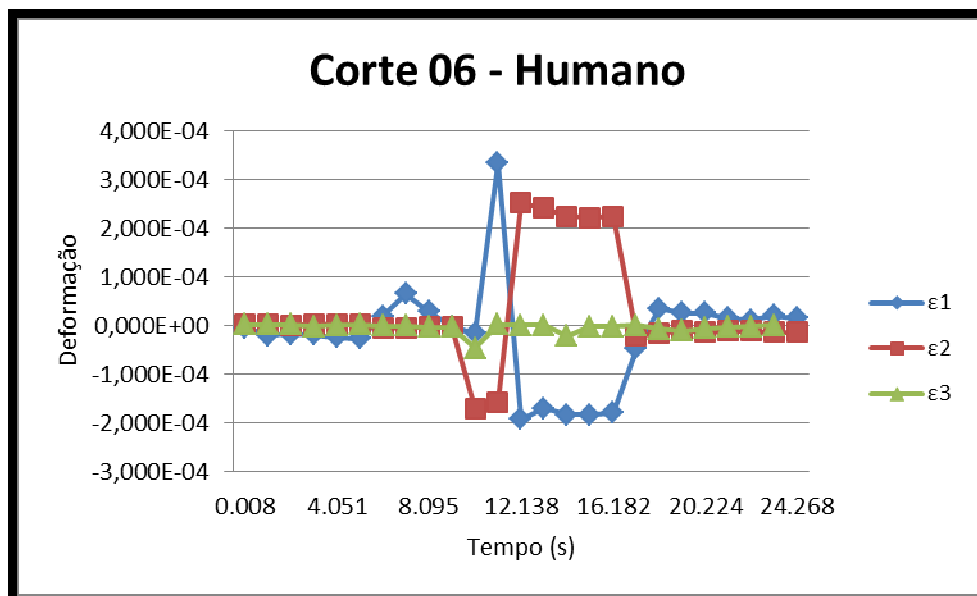
O gráfico 11 ilustra os resultados do sexto corte feito no menisco de humano, a média da resistência do canal 101 foi  $1,216E8$  OHM, a média da resistência do canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,210E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,214E8$  OHM no canal 102 e  $1,210E8$  OHM no canal 103. O gráfico 12 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $3,338E-4$ ,  $-1,565E-4$  e  $1,917E-6$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

Gráfico 11 – Medidas das resistências do sexto corte



Fonte: Dados da pesquisa

Gráfico 12 – Medidas das deformações do sexto corte

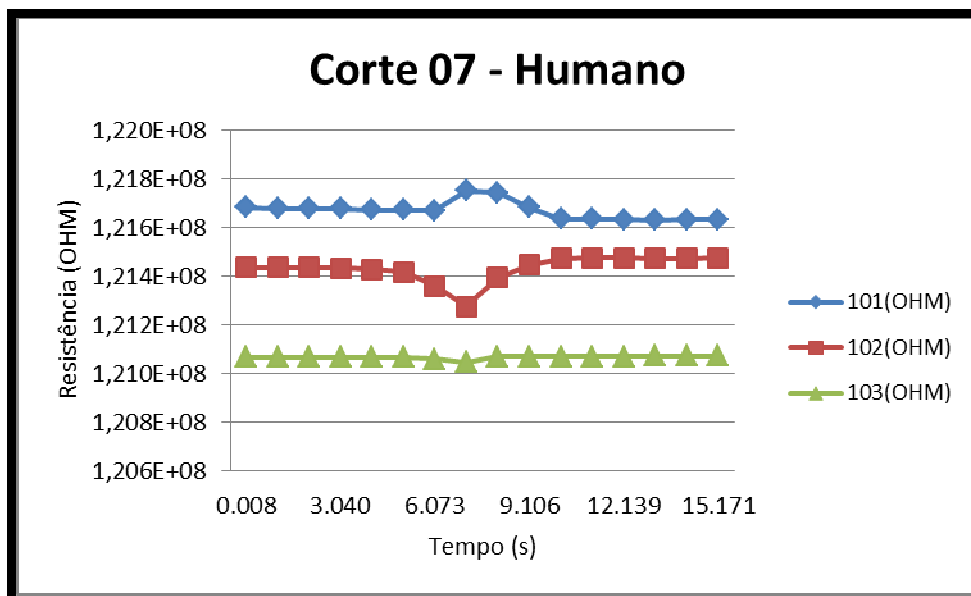


Fonte: Dados da pesquisa

Observa-se claramente no gráfico 12 dois momentos bem definidos. Não houve esse tipo de curva nos cortes anteriores com menisco de porco.

O gráfico 13 ilustra os resultados do sétimo corte feito no menisco de humano, a média da resistência do canal 101 foi  $1,216E8$  OHM, a média da resistência do canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,210E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,214E8$  OHM no canal 102 e  $1,210E8$  OHM no canal 103. O gráfico 14 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $3,672E-4$ ,  $-7,693E-4$  e  $-1,021E8$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

**Gráfico 13 – Medidas das resistências do sétimo corte**

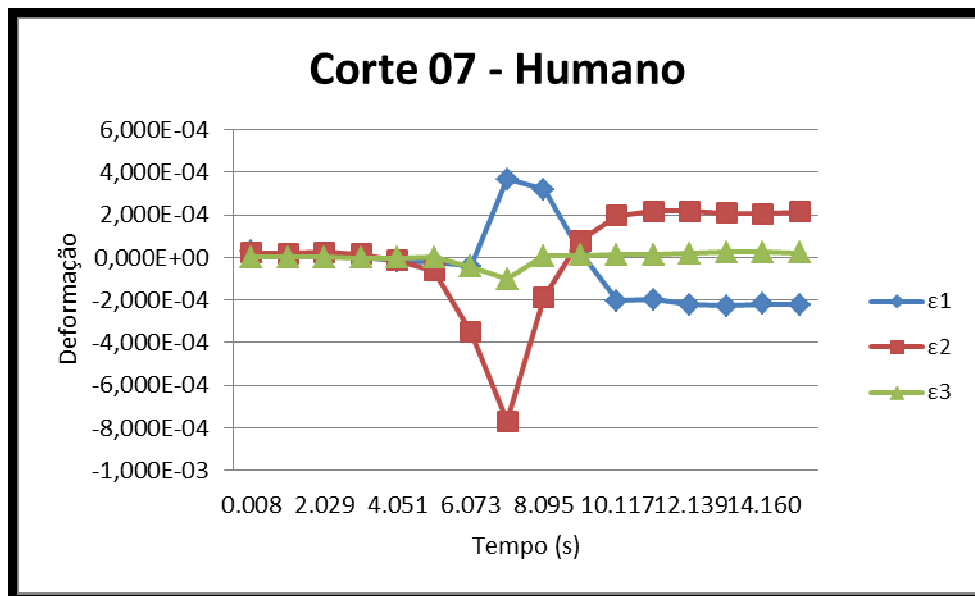


**Fonte: Dados da pesquisa**

Fazendo-se uma comparação com o corte 06 e 07, pois ambos utilizam menisco humano, as deformações calculadas para o corte 07 foram similares somente no canal 101.

As curvas do corte 07 apresentaram um formato similar as curvas dos cortes utilizando o menisco de porco, mas após o corte nota-se que os canais 101 e 102 não estabilizaram na média inicial.

**Gráfico 14 – Medidas das deformações do sétimo corte**



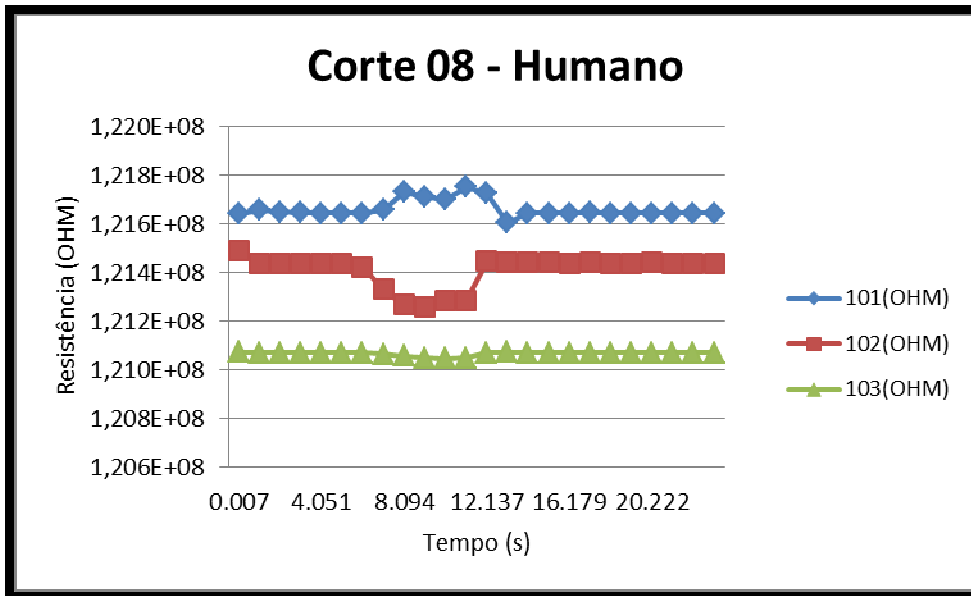
**Fonte: Dados da pesquisa**

O gráfico 15 ilustra os resultados do oitavo corte feito no menisco de humano, a média da resistência do canal 101 foi 1,216E8 OHM, a média da resistência do canal 102 foi 1,214E8 OHM e a média da resistência do canal 103 foi 1,211E8 OHM. O valor de pico atingiu 1,217E8 OHM no canal 101, 1,213E8 OHM no canal 102 e 1,210E8 OHM no canal 103. O gráfico 16 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram 3,236E-4, -8,951E-4 e -1,020E-4 nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

Assim como no sexto corte, o oitavo corte apresentou dois momentos distintos. É como se o menisco não tivesse rompido com a carga inicial e precisasse aplicar mais carga para obter a ruptura total.

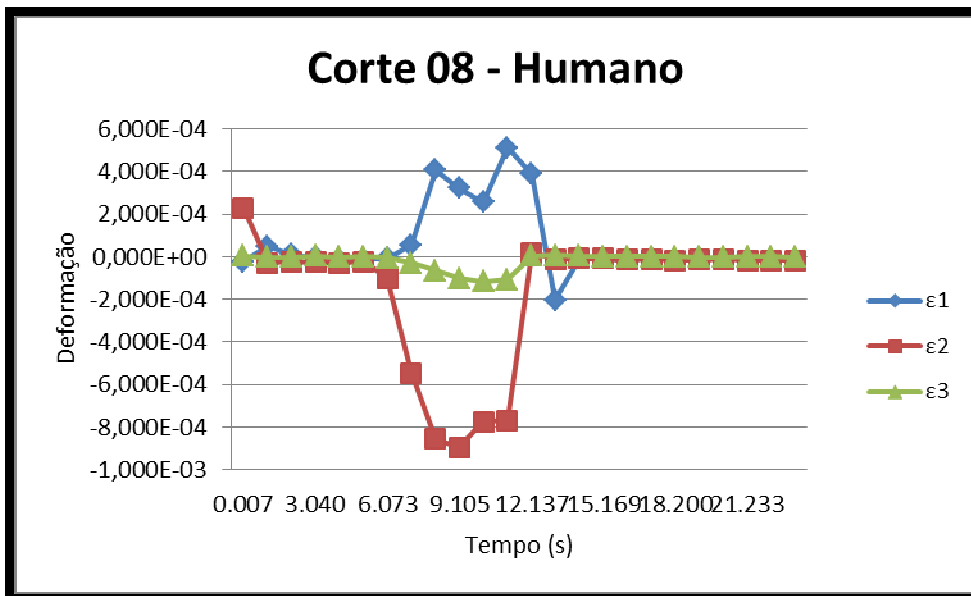
Os valores de deformação obtidos no corte 08 foram similares aos cortes 1, 3, 6 e 7 para o canal 101. Aos cortes 1, 2, 5 e 7 para o canal 102 e ao corte 7 para o canal 103.

**Gráfico 15 – Medidas das resistência do oitavo corte**



Fonte: Dados da pesquisa

**Gráfico 16 – Medidas das deformações do oitavo corte**

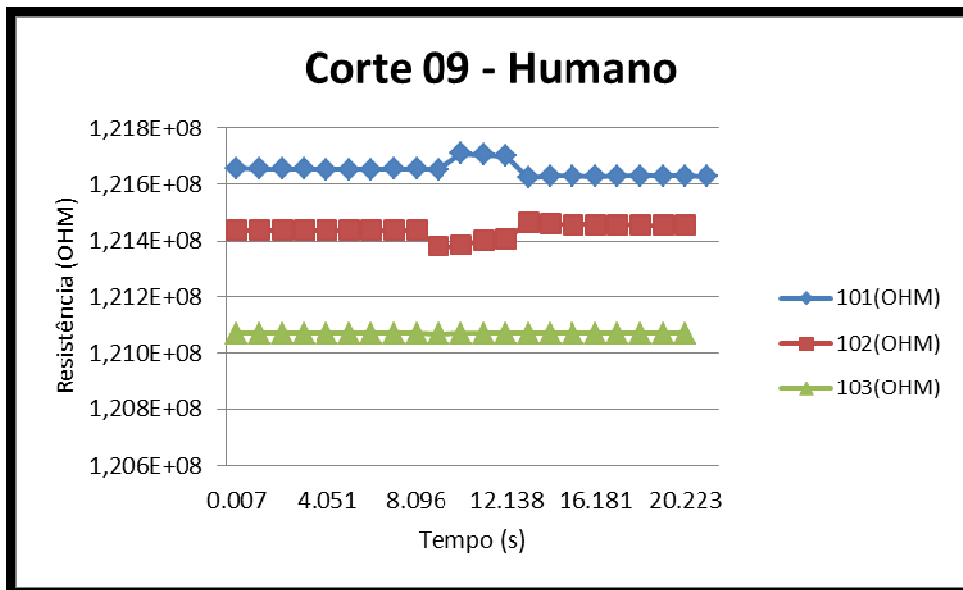


Fonte: Dados da pesquisa

O gráfico 17 ilustra os resultados do nono corte feito no menisco de humano, a média da resistência do canal 101 foi 1,216E8 OHM, a média da resistência do

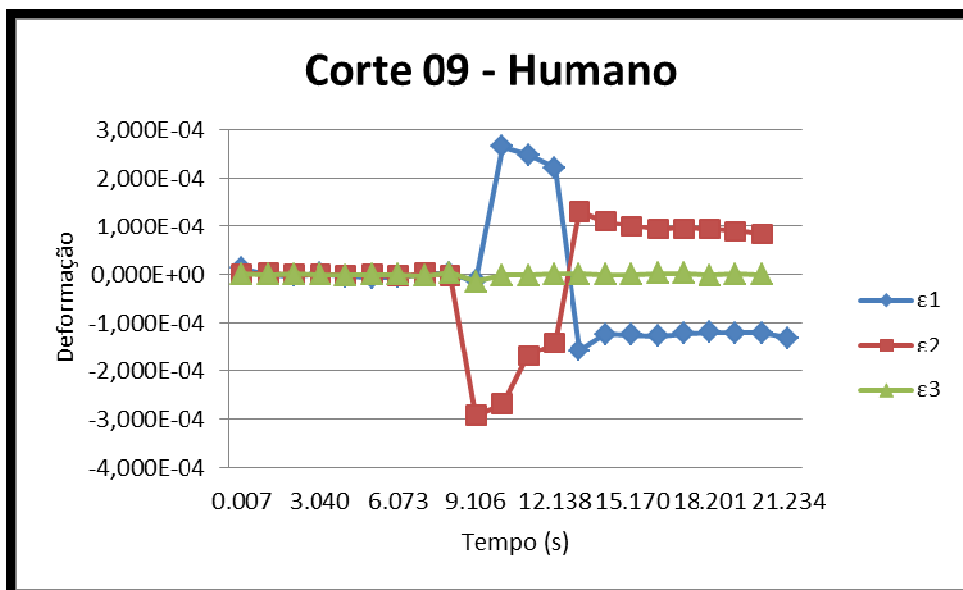
canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,211E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,213E8$  OHM no canal 102 e  $1,211E8$  OHM no canal 103. O gráfico 18 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $2,657E-4$ ,  $-2,692E-4$  e  $-1,529E-6$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

**Gráfico 17 – Medidas das resistências do nono corte**



Fonte: Dados da pesquisa

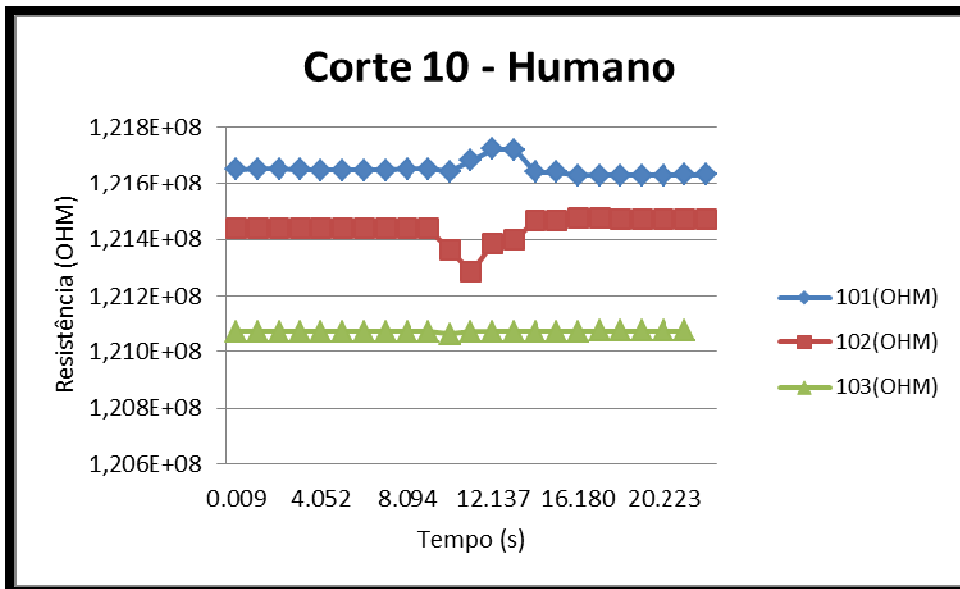
**Gráfico 18 – Medidas das deformações do nono corte**



Fonte: Dados da pesquisa

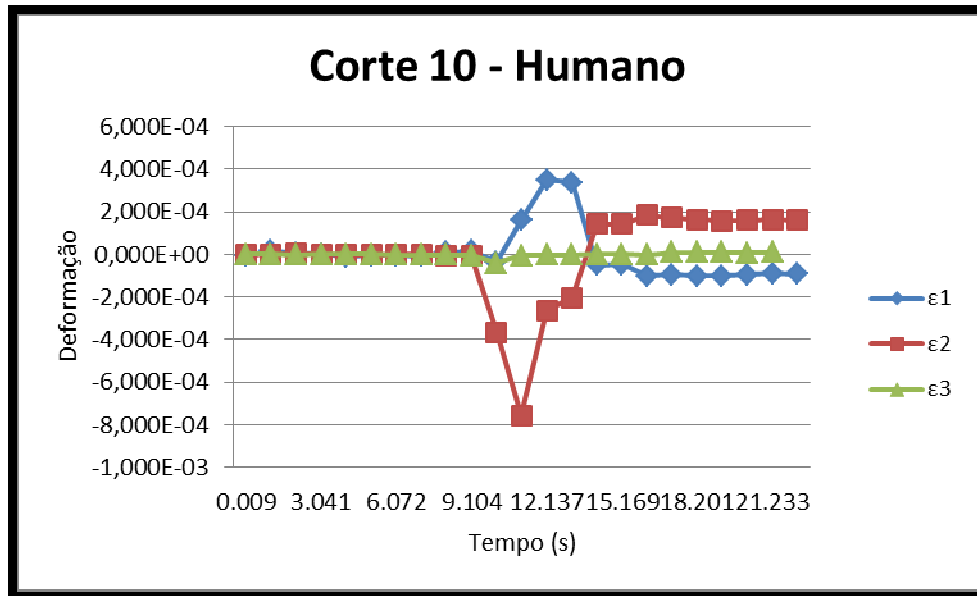
O gráfico 19 ilustra os resultados do décimo corte feito no menisco de humano, a média da resistência do canal 101 foi  $1,216E8$  OHM, a média da resistência do canal 102 foi  $1,214E8$  OHM e a média da resistência do canal 103 foi  $1,211E8$  OHM. O valor de pico atingiu  $1,217E8$  OHM no canal 101,  $1,213E8$  OHM no canal 102 e  $1,211E8$  OHM no canal 103. O gráfico 20 mostra as deformações. As deformações nos pontos de pico foram  $1,600E-4$ ,  $-7,558E-4$  e  $-5,681E-6$  nos canais 101, 102 e 103 respectivamente.

**Gráfico 19 – Medidas das resistências do décimo corte**



Fonte: Dados da pesquisa

**Gráfico 20 – Medidas das deformações do décimo corte**



**Fonte: Dados da pesquisa**

A média e desvio padrão da deformação para cada canal utilizando o menisco humano foi:  $2,901E-4 / 7,279E-5$  (101),  $-5,692E-4 / 2,971E-4$  (102) e  $-4,190E-5 / 4,922E-5$  (103).

Fazendo uma análise dos cortes 06 a 10, pode-se perceber que a estabilização do sinal após o corte não foi a média inicial, com exceção dos cortes 06 e 08. Os cortes 06 e 08 também se diferenciaram pelo formato da curva. O formato cortes 01, 02, 03, 04, 05, 07, 09 e 10 são parecidos. Já os 06 e 08 apresentam dois picos distintos. Suspeita que a força exercida inicialmente não tenha sido suficiente para romper o material e foi necessário aplicar uma força maior.

A tabela 02 mostra um resumo dos valores das deformações encontrados nos pontos de pico:

**Tabela 02 – Medidas Experimentais Encontradas**

<b>Corte</b>	Canal 101		Canal 102		Canal 103	
	Porco	Humano	Porco	Humano	Porco	Humano
<b>1 e 6</b>	3,338E-04	3,339E-04	-8,313E-04	-1,565E-04	1,244E-05	1,917E-06
<b>2 e 7</b>	5,404E-04	3,672E-04	-8,105E-04	-7,693E-04	1,221E-05	-1,022E-04
<b>3 e 8</b>	3,954E-04	3,236E-04	-2,115E-04	-8,951E-04	3,068E-05	-1,021E-04
<b>4 e 9</b>	2,519E-04	2,657E-04	-6,744E-04	-2,693E-04	-1,665E-04	-1,530E-06
<b>5 e 10</b>	4,849E-04	1,601E-04	-8,581E-04	-7,558E-04	-8,790E-05	-5,681E-06
<b>media</b>	4,013E-04	2,901E-04	-6,772E-04	-5,692E-04	-3,981E-05	-4,191E-05
<b>Desvio</b>	1,032E-04	7,279E-05	2,413E-04	2,971E-04	7,585E-05	4,922E-05

**Fonte: Dados da pesquisa**

Analisando os valores das deformações, tem-se que os cortes 01, 03, 06, 07 e 08 foram similares no canal 101. Os cortes 01, 02, 05, 07 e 08 foram similares no canal 102. Já no canal 103, 01 e 02 foram similares, mas também 04, 07 e 08.

Os corte 01, 07 e 08 foram similares aos três canais. Mas, somente os cortes 07 e 08 foram similares a simulação. Voltando a figura 26, pode-se perceber que a deformação simulada para o extensômetro ligado ao canal 101 foi de 3,171E-4, a deformação simulada para o extensômetro ligado ao canal 102 foi de -8,741E-4 e a deformação simulada para o extensômetro ligado ao canal 103 foi de -1,015E-4. Ou seja, são valores parecidos com os encontrados nos cortes 07 e 08.

## 6 CONCLUSÃO

No presente trabalho, os esforços medidos apresentaram uma grande variação nos valores, o que, de certa forma, dificultou a análise dos resultados.

A tensão máxima encontrada foi de 461,6 MPa. Considerando que a tensão de escoamento do material é de 951 MPa, a pinça é considerada segura e bem dimensionada para a carga aplicada.

Comparar os resultados da simulação com os resultados experimentais foi considerada uma tarefa árdua, pois eram muitas as variáveis de interferência: Foram utilizados meniscos de porco e humano; a força exercida na manopla para cortar os meniscos varia muito, inclusive considerando o mesmo menisco; a simulação não considera partes de menisco grudadas na pinça. Mesmo com todas essas variáveis, os resultados foram correspondentes, principalmente se forem considerados os pontos 07 e 08.

Sugere-se para trabalhos futuros que seja feita uma simulação para cada corte e que seja aplicada na simulação a força real medida para o corte específico. Além disso, sugere-se uma simulação mais completa. Isto é, a haste, rosca e manopla deverão ser modeladas.

Sugere-se, também, que seja feita uma análise dinâmica e uma otimização deste mesmo instrumental.

O extensômetro utilizado na fase experimental se mostrou útil e adequado ao teste, podendo ser utilizado em outros experimentos similares, pois tem o tamanho reduzido e um custo acessível.

Alguns estudos alegam que o exame anatômico, radiográfico, artroscópico e a sensação palpatória do menisco porcino é muito similar ao humano. Mas, não foi encontrado nenhum trabalho que comparasse a resistência ao corte desses dois meniscos. O presente trabalho mostra que o menisco humano, estatisticamente, apresenta uma maior resistência ao corte comparado com o menisco porcino.

O menisco humano apresentou uma média de 14,33 Kg e um desvio padrão de 3,5 e o menisco de porco apresentou uma média de 12,83 Kg e desvio padrão de 3,9. Lembrando que os meniscos não eram frescos e sofreram diferentes tempos de armazenamento.

Durante a fase de revisão bibliográfica, foram encontrados muitos artigos sobre análise estrutural de prótese. Mas, não foram encontrados trabalhos de

análise estrutural em instrumental cirúrgico. Portanto, espera-se estimular uma linha de pesquisa nesta área, pois o instrumental cirúrgico é importante para o sucesso da cirurgia.

## REFERÊNCIAS

ADRIAN, Marlene; Cooper, John. **Biomechanics of Human Movement**. 1. Ed. Boston, McGraw-Hill, 1995.

AMADIO, Alberto Carlos, **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano**. 1996. Tese (Doutorado), Universidade de São Paulo, São Paulo.

ANSYS, INC. **ANSYS Trademark Usage Guidelines**, disponível em <<http://www.ansys.com>>. Acesso em 12 de Jan de 2011.

ARRIVABENE, Vladimir. **Resistência dos materiais**. 3. Ed. São Paulo, Makron Books do Brasil, 1994. ISBN: 853460195X.

AZEVEDO, Alvaro, **Método dos Elementos Finitos**. 1. Ed. Portugal, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2003.

BENTO, Daniela, **Fundamentos da Resistência dos Materiais: Curso Técnico de Mecânica**, 1. Ed. Florianópolis, 2003.

BOHAR, Niels; Millard, Alan. **Castem 2000: Guide d'Utilisation**. 2. Ed. França: CEA, 1992. 133p.

BURDEN, R. L.; Faires, J. D. **Análise numérica**. 5. Ed. São Paulo, Thomson, 2003.

CARNEIRO, L. F. **Análise dimensional e teoria da semelhança e dos modelos físicos**. 2. ed. Rio de Janeiro, Ed.UFRJ, 1996.

CHAPRA, Steven; Canale, Raymond. **Numerical methods for engineers**. 2. ed. New York, McGraw-Hill, 1988. 839 p. ISBN 0079099440.

CHUNJUN, Peng; **Static Analysis of Rollin Bearings Using Finite Element**. 2009, Tese (Doutorado), Method.Universitat Stuttgart.

DALLY, James; Riley, William. **Experimental stress analysis**. 3rd. ed. New York: McGraw-Hill, (Schaum's outline series in mechanical engineering), 2002.

FERGUSON, S.J., Bryant, J.T., R. Ganz, K. Ito; **The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model**. Journal of Biomechanics 33 (2000) 953}960

GUSMÃO, D. Paulo; American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago, v. 12, n.134, p. 06-46, março 1996.

HOFFMAN, Joe. **Numerical methods for engineers and scientists**. 2. ed. rev. New York: Marcel Dekker, 2001. 823 p. ISBN 0824704436.

JUDITH, R.Meakin, Nigel G.Shrive, Cyril B.Frank, David A.Hart; **Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its**

behavior. Joint Injury and Arthritis Research Group, University of Calgary, Calgary, Alta., Canada. Received 4 April 2002; received in revised form 5 August 2002; accepted 10 September 2002.

JUVINALL, Robert. **Engineering considerations of stress, strain, and strength**. New York: McGraw-Hill, 2004.

KYOUNG, Ho Yoon, Yoon Hyuk Kim, Jeong Han Ha, Kyungsoo Kim, Won Man Park; **Biomechanical evaluation of double bundle augmentation of posterior cruciate ligament using finite element analysis**. *Clinical Biomechanics* 252, 1042–1046, 2010.

LAJTAI, Georg; Aitzetmüller, Gernot. **Shouder Arthroscopy and MRI Techniques**. 1 ed. Linz, Austria – 2003. ISBN: 978-3-540-43112-1

LAWRENCE, K. L; **ANSYS Tutorial Release 9.0** – SDC Publications – 1997 – ISBN: 1-58503-254-9

LIMA, José Ricardo, **Análise das Tensões em Elementos de Contraventamento de Edifícios em Alvenaria Estrutural**. 2008, Tese (Mestrado), Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

MOORE, Keith, **Anatomia Orientada para a Clínica**, 3. Ed. São Paulo, 1992.

MORAES, Maria Cecília, **Análise de Tensões em Implantes Dentários por Elementos Finitos**. 2001, Tese (Doutorado), IME, Rio de Janeiro.

PENA, E, B et al. **Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics**. 3rd. Ed. **New York**: Clinical Biomechanics, 2005, p. 498–507.

PEREIRA, D.B. **Complicação durante artroscopia do joelho usando bomba de infusão: relato de caso**. *Revista Brasileira de Ortopedia*. São Paulo: [s.n.], nov. 2002, v. 37, n. 08, p. 366 – 367.

QUEIROZ, Alexandre. **Apostila de Introdução a Bioinformática**. 2002, Tese (Doutorado), Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande do Norte.

REDDY, J. N. . **An Introduction to the Finite Element Method**. 3rd. Ed. New York: McGraw-Hill, 2005.

RIBEIRO, J.L.D., **Projeto de Experimentos na Otimização de Produtos e Processos**. 1996, Tese (Mestrado), Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

RIBEIRO, Fernando, **Introdução ao Método dos Elementos Finitos**. 1. Ed. Rio de Janeiro, COPPE, 2004.

RODRIGUES, M. U. **Desenvolvimento de Célula de Carga para Medir Força Aplicada em Escova Dental Durante a Escovação**. 1990, Tese (Doutorado), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

ROJAS, Paulo André. **Análise Não Linear Geométrica e Material de Treliças Espaciais**, 2001, Tese (Mestrado), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

ROSA, Edson d, **Análise de Resistência Mecânica - Mecânica da Fratura e Fadiga**, 2. Ed. Santa Catarina, Universidade Federal de Santa Catarina, 2002.

SADD, M. H; **Elasticity Theory, Applications and Numerics**. 2. Ed. New York: TLF e Book, 2002.

SMITH, Perrin. **Fundamentos Para o Projeto de Componentes de Máquinas**. 1. Ed. Belo Horizonte: Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, 2005.

TIMOSHENJO, S, P., Goodier, J, N. **Teoria da Elasticidade** 3. Ed. Tradução de Sérgio Fernandes Villaça, S, F. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Dois, 1980.

TROTTER, G. W.; MCILWRAITH, C. W. **Advances in Equine Arthroscopy**: Veterinary Clinics of North America - Equine Practice. Colorado: [s.n.], aug. 1996, v. 12, n. 2, p.261 – 281.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA (SC). **Apostila de Extensometria**: GRANTE (Grupo de Análise e Projeto Mecânico). 2004. 33 p.

VIANA, Alberto, **Teoria Artroscopia de Ombro e Joelho**, disponível em <<http://www.clinicaprotrauma.com.br/artmain.htm>> Acesso em 13 de Abr de 2011.

## APÊNDICE A

TABELA A.1 – Dados captados do corte 01 com menisco de porco.

CORTE 01 - MENISCO PORCO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	€1	102(s)	102(OHM)	€2	103(s)	103(OHM)	€3
0.009	121639700,00	0,0000142403	0.346	121443500,00	0,0000092637	0.682	121068800,00	0,0000070307
1.020	121637100,00	0,0000015170	1.356	121442900,00	0,0000063229	1.692	121068300,00	0,0000045724
2.030	121638200,00	0,0000068999	2.367	121442900,00	0,0000063229	2.703	121068300,00	0,0000045724
3.041	121636000,00	-0,0000038659	3.377	121443300,00	0,0000082834	3.714	121067700,00	0,0000016225
4.052	121636600,00	-0,0000009298	4.389	121443000,00	0,0000068130	4.725	121067400,00	0,0000001475
5.063	121636600,00	-0,0000009298	5.399	121443000,00	0,0000068130	5.735	121066800,00	-0,0000028025
6.073	121636000,00	-0,0000038659	6.410	121443400,00	0,0000087736	6.746	121066800,00	-0,0000028025
7.084	121635900,00	-0,0000043553	7.420	121443600,00	0,0000097539	7.756	121066900,00	-0,0000023108
8.094	121635000,00	-0,0000087595	8.430	121439400,00	-0,0000108322	8.767	121067000,00	-0,0000018191
9.105	121636800,00	0,0000000489	9.441	121431100,00	-0,0000515141	9.778	121065700,00	-0,0000082107
10.115	121625300,00	-0,0000562271	10.452	121414200,00	-0,0001343483	10.789	121066000,00	-0,0000067357
11.126	121646000,00	0,0000450698	11.463	121350300,00	-0,0004475500	11.799	121061700,00	-0,0000278770
12.137	121705000,00	0,0003337904	12.473	121272000,00	-0,0008313323	12.810	121069900,00	0,0000124390
13.148	121711400,00	0,0003651092	13.485	121385700,00	-0,0002740392	13.821	121070600,00	0,0000158806
14.159	121700100,00	0,0003098119	14.495	121400700,00	-0,0002005177	14.831	121071300,00	0,0000193222
15.169	121675700,00	0,0001904088	15.506	121480600,00	0,0001911069	15.842	121073000,00	0,0000276804
16.180	121606000,00	-0,0001506730	16.517	121464400,00	0,0001117037	16.853	121071300,00	0,0000193222
17.191	121634900,00	-0,0000092488	17.527	121444900,00	0,0000161257	17.863	121075200,00	0,0000384969
18.201	121636700,00	-0,0000004404	18.537	121444500,00	0,0000141651	18.874	121077500,00	0,0000498050
19.212	121633600,00	-0,0000156105	19.548	121445700,00	0,0000200469	19.885	121076700,00	0,0000458717
20.222	121633100,00	-0,0000180573	20.559	121445200,00	0,0000175961	20.895	121075700,00	0,0000409552
21.233	121632900,00	-0,0000190360	21.570	121445200,00	0,0000175961	21.906	121075300,00	0,0000389885
22.244	121633300,00	-0,0000170786	22.580	121444900,00	0,0000161257	22.917	121074100,00	0,0000330886
23.254	121634100,00	-0,0000131637	23.591	121444700,00	0,0000151454	23.928	121074300,00	0,0000340719
24.265	121634300,00	-0,0000121850	24.602	121445200,00	0,0000175961	24.938	121073800,00	0,0000316136
25.276	121635600,00	-0,0000058233	25.612	121444400,00	0,0000136750	25.949	121073900,00	0,0000321053
26.286	121634500,00	-0,0000112063	26.623	121444300,00	0,0000131849	26.959	121073500,00	0,0000301387
27.297	121633800,00	-0,0000146318	27.633	121444400,00	0,0000136750	27.970	121074000,00	0,0000325970
28.308	121634200,00	-0,0000126743	28.645	121444100,00	0,0000122046	28.981	121074400,00	0,0000345636
29.319	121634900,00	-0,0000092488	29.655	121444700,00	0,0000151454	29.992	121074000,00	0,0000325970
30.330	121634300,00	-0,0000121850	30.666	121443900,00	0,0000112243	31.003	121073400,00	0,0000296470
31.340	121634600,00	-0,0000107169	31.677	121444400,00	0,0000136750	32.013	121072700,00	0,0000262054
32.351	121634500,00	-0,0000112063	32.688	121444400,00	0,0000136750	33.025	121073400,00	0,0000296470
33.362	121634900,00	-0,0000092488	33.699	121444400,00	0,0000136750	34.035	121072600,00	0,0000257137
34.373	121634700,00	-0,0000102276	34.709	121444000,00	0,0000117144	35.046	121072600,00	0,0000257137
35.383	121634200,00	-0,0000126743	35.720	121444400,00	0,0000136750	36.056	121072700,00	0,0000262054
36.394	121634600,00	-0,0000107169	36.731	121443800,00	0,0000107341	37.067	121072200,00	0,0000237471

37.405	121634300,00	-0,0000121850	37.741	121444300,00	0,0000131849	38.078	121071900,00	0,0000222721
38.416	121633700,00	-0,0000151211	38.752	121444700,00	0,0000151454	39.088	121072200,00	0,0000237471
39.426	121634100,00	-0,0000131637	39.763	121444500,00	0,0000141651	40.099	121071600,00	0,0000207972
40.438	121634200,00	-0,0000126743	40.774	121444500,00	0,0000141651	41.111	121071300,00	0,0000193222
41.449	121633800,00	-0,0000146318	41.785	121443900,00	0,0000112243	42.122	121071400,00	0,0000198138
42.459	121634600,00	-0,0000107169	42.795	121444000,00	0,0000117144	43.132	121071300,00	0,0000193222
43.469	121634500,00	-0,0000112063	43.806	121444300,00	0,0000131849	44.142	121071000,00	0,0000178472
44.480	121634200,00	-0,0000126743	44.817	121444900,00	0,0000161257	45.153	121070300,00	0,0000144056

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.2 – Dados captados do corte 02 com menisco de porco.**

CORTE 02 - MENISCO PORCO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.008	121636900,00	-0,0000008156	0.344	121444300,00	0,0000045746	0.680	121062000,00	0,0000107352
1.018	121635300,00	-0,0000086453	1.355	121443800,00	0,0000021239	1.691	121063000,00	0,0000156521
2.029	121635100,00	-0,0000096240	2.365	121443600,00	0,0000011437	2.702	121063300,00	0,0000171272
3.039	121635600,00	-0,0000071772	3.376	121443000,00	-0,0000017972	3.713	121063000,00	0,0000156521
4.050	121640100,00	0,0000148438	4.387	121443500,00	0,0000006535	4.723	121053000,00	-0,0000335168
5.062	121639400,00	0,0000114183	5.398	121442000,00	-0,0000066985	5.735	121054600,00	-0,0000256498
6.072	121651900,00	0,0000725878	6.409	121371600,00	-0,0003517545	6.746	121052400,00	-0,0000364670
7.083	121672700,00	0,0001743738	7.420	121320000,00	-0,0006046649	7.757	121037600,00	-0,0001092370
8.094	121747500,00	0,0005404120	8.431	121278000,00	-0,0008105222	8.768	121062300,00	0,0000122103
9.105	121649400,00	0,0000603539	9.442	121466400,00	0,0001128947	9.778	121066100,00	0,0000308945
10.116	121629400,00	-0,0000375173	10.453	121477300,00	0,0001663196	10.789	121067300,00	0,0000367947
11.127	121625500,00	-0,0000566022	11.464	121476700,00	0,0001633788	11.801	121068400,00	0,0000422033
12.139	121625400,00	-0,0000570915	12.475	121476300,00	0,0001614182	12.812	121068800,00	0,0000441701
13.150	121626100,00	-0,0000536660	13.486	121475800,00	0,0001589676	13.823	121069900,00	0,0000495787
14.160	121625900,00	-0,0000546447	14.497	121476400,00	0,0001619084	14.834	121069500,00	0,0000476119
15.171	121625100,00	-0,0000585596	15.508	121475900,00	0,0001594577	15.844	121070100,00	0,0000505620
16.182	121625500,00	-0,0000566022	16.519	121475700,00	0,0001584774	16.855	121069900,00	0,0000495787
17.194	121625900,00	-0,0000546447	17.530	121475500,00	0,0001574971	17.866	121070000,00	0,0000500704
18.204	121625400,00	-0,0000570915	18.540	121475300,00	0,0001565169	18.877	121070000,00	0,0000500704
19.215	121625900,00	-0,0000546447	19.551	121475400,00	0,0001570070	19.888	121069900,00	0,0000495787
20.225	121626300,00	-0,0000526873	20.562	121474800,00	0,0001540662	20.898	121069600,00	0,0000481036
21.236	121626900,00	-0,0000497512	21.573	121476800,00	0,0001638689	21.909	121069200,00	0,0000461368
22.247	121624900,00	-0,0000595383	22.583	121476800,00	0,0001638689	22.920	121068800,00	0,0000441701
23.258	121625900,00	-0,0000546447	23.594	121476400,00	0,0001619084	23.931	121068700,00	0,0000436784
24.269	121625400,00	-0,0000570915	24.605	121476400,00	0,0001619084	24.942	121069000,00	0,0000451535
25.279	121624200,00	-0,0000629638	25.616	121476600,00	0,0001628886	25.952	121068800,00	0,0000441701

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.3 – Dados captados do corte 03 com menisco de porco.**

CORTE 03 - MENISCO PORCO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.007	121645100,00	0,0000044039	0.344	121439400,00	0,0000752969	0.680	121069700,00	0,0000134715
1.018	121644300,00	0,0000004893	1.354	121438800,00	0,0000723556	1.691	121071400,00	0,0000218297
2.029	121645100,00	0,0000044039	2.365	121438600,00	0,0000713752	2.701	121068200,00	0,0000060966
3.039	121644900,00	0,0000034253	3.376	121430200,00	0,0000301972	3.712	121066000,00	-0,0000047199
4.050	121641600,00	-0,0000127225	4.386	121373200,00	-0,0002492250	4.723	121059500,00	-0,0000366779
5.061	121711900,00	0,0003312745	5.397	121373900,00	-0,0002457935	5.734	121081000,00	0,0000690291
6.072	121725000,00	0,0003953763	6.408	121380900,00	-0,0002114785	6.745	121073200,00	0,0000306796
7.083	121705300,00	0,0002989789	7.419	121455000,00	0,0001517704	7.756	121071600,00	0,0000228130
8.093	121650900,00	0,0000327849	8.430	121436800,00	0,0000625514	8.767	121069100,00	0,0000105215
9.104	121648700,00	0,0000220197	9.441	121436600,00	0,0000615709	9.777	121070500,00	0,0000174048
10.115	121650900,00	0,0000327849	10.451	121435700,00	0,0000571590	10.788	121070600,00	0,0000178964
11.126	121649000,00	0,0000234877	11.463	121436100,00	0,0000591199	11.799	121070300,00	0,0000164215
12.137	121649800,00	0,0000274023	12.473	121435600,00	0,0000566688	12.810	121070000,00	0,0000149465
13.148	121649800,00	0,0000274023	13.484	121435100,00	0,0000542177	13.821	121070000,00	0,0000149465
14.159	121648900,00	0,0000229984	14.495	121435100,00	0,0000542177	14.832	121069900,00	0,0000144548
15.169	121647600,00	0,0000166371	15.506	121435300,00	0,0000551981	15.842	121071200,00	0,0000208464
16.180	121648500,00	0,0000210411	16.516	121435200,00	0,0000547079	16.853	121070400,00	0,0000169131
17.191	121649600,00	0,0000264237	17.528	121434800,00	0,0000527471	17.864	121070500,00	0,0000174048
18.201	121648700,00	0,0000220197	18.538	121434600,00	0,0000517666	18.874	121070500,00	0,0000174048
19.212	121648500,00	0,0000210411	19.549	121435000,00	0,0000537275	19.885	121070500,00	0,0000174048
20.223	121648900,00	0,0000229984	20.559	121434700,00	0,0000522569	20.896	121070300,00	0,0000164215
21.233	121649000,00	0,0000234877						

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.4 – Dados captados do corte 04 com menisco de porco.**

CORTE 04 - MENISCO PORCO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.009	121648200,00	-0,0000010676	0.345	121437200,00	0,0000024954	0.682	121069500,00	0,0000198454
1.020	121643900,00	-0,0000221079	1.356	121436900,00	0,0000010249	1.693	121070000,00	0,0000223038
2.031	121643200,00	-0,0000255331	2.367	121436200,00	-0,0000024063	2.704	121069600,00	0,0000203371
3.041	121643800,00	-0,0000225972	3.378	121436100,00	-0,0000028964	3.715	121069200,00	0,0000183704
4.053	121657600,00	0,0000449276	4.389	121436200,00	-0,0000024063	4.726	121068700,00	0,0000159121
5.063	121653800,00	0,0000263338	5.400	121437200,00	0,0000024954	5.736	121063900,00	-0,0000076879
6.074	121651200,00	0,0000136117	6.411	121436500,00	-0,0000009358	6.748	121063400,00	-0,0000101462

7.085	121649400,00	0,0000048041	7.422	121438100,00	0,0000069068	7.759	121060900,00	-0,0000224379
8.096	121646900,00	-0,0000074286	8.433	121439200,00	0,0000122986	8.770	121060100,00	-0,0000263712
9.107	121647800,00	-0,0000030248	9.444	121438800,00	0,0000103380	9.780	121062300,00	-0,0000155545
10.118	121646800,00	-0,0000079179	10.454	121431200,00	-0,0000269144	10.791	121062500,00	-0,0000145712
11.128	121648700,00	0,0000013790	11.465	121381400,00	-0,0002710157	11.802	121053900,00	-0,0000568545
12.140	121699900,00	0,0002519058	12.476	121299100,00	-0,0006744201	12.813	121031600,00	-0,0001664961
13.150	121706300,00	0,0002832216	13.487	121391700,00	-0,0002205289	13.823	121056400,00	-0,0000445628
14.161	121648500,00	0,0000004003	14.498	121475400,00	0,0001897378	14.834	121063300,00	-0,0000106379
15.172	121626100,00	-0,0001092051	15.508	121479900,00	0,0002117951	15.845	121064200,00	-0,0000062129
16.183	121627200,00	-0,0001038227	16.520	121478400,00	0,0002044427	16.856	121065200,00	-0,0000012962
17.194	121627500,00	-0,0001023548	17.530	121477600,00	0,0002005214	17.866	121065900,00	0,0000021455
18.204	121626600,00	-0,0001067586	18.541	121476800,00	0,0001966000	18.877	121065500,00	0,0000001788
19.215	121627900,00	-0,0001003976	19.551	121476100,00	0,0001931689	19.888	121064600,00	-0,0000042462
20.226	121625300,00	-0,0001131196	20.563	121476600,00	0,0001956197	20.899	121049900,00	-0,0000765212
21.238	121626800,00	-0,0001057800	21.574	121476300,00	0,0001941492	21.911	121053700,00	-0,0000578378
22.249	121628400,00	-0,0000979510	22.586	121476200,00	0,0001936591	22.922	121054700,00	-0,0000529212
23.260	121630100,00	-0,0000896327	23.596	121475700,00	0,0001912082	23.933	121060700,00	-0,0000234212
24.270	121626600,00	-0,0001067586	24.607	121461400,00	0,0001211149			

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.5 – Dados captados do corte 05 com menisco de porco.**

CORTE 05 - MENISCO PORCO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.009	121657300,00	0,0000181581	0.345	121438100,00	0,0000056096	0.681	121070900,00	0,0000060090
1.019	121654100,00	0,0000025008	1.355	121437000,00	0,0000002178	1.692	121070300,00	0,0000030592
2.030	121652500,00	-0,0000053278	2.367	121436200,00	-0,0000037034	2.703	121069500,00	-0,0000008740
3.041	121654200,00	0,0000029901	3.378	121436800,00	-0,0000007625	3.714	121069500,00	-0,0000008740
4.052	121654300,00	0,0000034794	4.388	121436500,00	-0,0000022330	4.725	121069600,00	-0,0000003824
5.063	121652900,00	-0,0000033707	5.400	121437300,00	0,0000016883	5.737	121069500,00	-0,0000008740
6.075	121653400,00	-0,0000009242	6.411	121437300,00	0,0000016883	6.748	121069000,00	-0,0000033323
7.086	121651900,00	-0,0000082636	7.423	121436000,00	-0,0000046838	7.759	121068300,00	-0,0000067738
8.097	121651700,00	-0,0000092421	8.433	121437400,00	0,0000021785	8.770	121070500,00	0,0000040424
9.107	121654600,00	0,0000049473	9.444	121358500,00	-0,0003845595	9.781	121074100,00	0,0000217418
10.118	121724700,00	0,0003479391	10.455	121295500,00	-0,0006933617	10.792	121066900,00	-0,0000136569
11.129	121752700,00	0,0004849401	11.466	121261900,00	-0,0008580562	11.803	121051800,00	-0,0000878960
12.140	121707700,00	0,0002647599	12.477	121426500,00	-0,0000512492	12.813	121066900,00	-0,0000136569
13.151	121656300,00	0,0000132652	13.488	121465900,00	0,0001418747	13.824	121067000,00	-0,0000131653
14.162	121628100,00	-0,0001247144	14.498	121477600,00	0,0001992237	14.835	121067900,00	-0,0000087404
15.173	121629700,00	-0,0001168858	15.509	121477100,00	0,0001967729	15.845	121068300,00	-0,0000067738

16.183	121628200,00	-0,0001242251	16.520	121475100,00	0,0001869697	16.857	121068400,00	-0,0000062822
17.195	121628000,00	-0,0001252037	17.531	121474800,00	0,0001854992	17.867	121068400,00	-0,0000062822
18.205	121629500,00	-0,0001178644	18.541	121474500,00	0,0001840287	18.878	121067900,00	-0,0000087404
19.216	121629200,00	-0,0001193322	19.552	121474500,00	0,0001840287	19.889	121069100,00	-0,0000028406
20.226	121628500,00	-0,0001227573	20.563	121473600,00	0,0001796172	20.899	121068700,00	-0,0000048072

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.6 – Dados captados do corte 06 com menisco humano.**

CORTE 06 - MENISCO HUMANO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	€1	102(s)	102(OHM)	€2	103(s)	103(OHM)	€3
0.008	121653700,00	-0,0000042079	0.344	121438500,00	0,0000027939	0.681	121069500,00	0,0000019174
1.018	121650600,00	-0,0000193757	1.355	121438500,00	0,0000027939	1.691	121069500,00	0,0000019174
2.029	121650900,00	-0,0000179078	2.366	121438200,00	0,0000013234	2.702	121069500,00	0,0000019174
3.040	121650800,00	-0,0000183971	3.377	121438500,00	0,0000027939	3.714	121068700,00	-0,0000020158
4.051	121649600,00	-0,0000242686	4.388	121438600,00	0,0000032841	4.724	121069200,00	0,0000004425
5.062	121649000,00	-0,0000272043	5.398	121438300,00	0,0000018136	5.735	121069500,00	0,0000019174
6.073	121658500,00	0,0000192778	6.409	121436800,00	-0,0000055388	6.746	121069000,00	-0,0000005408
7.084	121667900,00	0,0000652707	7.421	121437200,00	-0,0000035782	7.757	121069000,00	-0,0000005408
8.095	121660500,00	0,0000290636	8.431	121437300,00	-0,0000030880	8.768	121068600,00	-0,0000025074
9.105	121654100,00	-0,0000022507	9.441	121437400,00	-0,0000025978	9.778	121068600,00	-0,0000025074
10.116	121651300,00	-0,0000159507	10.452	121403300,00	-0,0001697418	10.789	121059600,00	-0,0000467561
11.126	121722800,00	0,0003338884	11.463	121406000,00	-0,0001565075	11.800	121069500,00	0,0000019174
12.138	121615300,00	-0,0001920935	12.475	121489300,00	0,0002517943	12.811	121069200,00	0,0000004425
13.149	121619800,00	-0,0001700756	13.485	121487200,00	0,0002415010	13.822	121069400,00	0,0000014258
14.159	121617000,00	-0,0001837756	14.496	121483700,00	0,0002243455	14.833	121064800,00	-0,0000211902
15.171	121617100,00	-0,0001832863	15.507	121483300,00	0,0002223848	15.844	121068700,00	-0,0000020158
16.182	121617800,00	-0,0001798613	16.518	121483700,00	0,0002243455	16.855	121068700,00	-0,0000020158
17.193	121644900,00	-0,0000472650	17.529	121433900,00	-0,0000197534	17.866	121069400,00	0,0000014258
18.203	121661800,00	0,0000354243	18.540	121434600,00	-0,0000163223	18.876	121067700,00	-0,0000069323
19.214	121659900,00	0,0000261278	19.550	121436000,00	-0,0000094601	19.887	121067000,00	-0,0000103738
20.224	121660000,00	0,0000266171	20.561	121435200,00	-0,0000133813	20.897	121067900,00	-0,0000059490
21.235	121657800,00	0,0000158528	21.572	121435700,00	-0,0000109305	21.908	121068400,00	-0,0000034907
22.246	121656900,00	0,0000114493	22.582	121435600,00	-0,0000114207	22.919	121068800,00	-0,0000015241
23.257	121658700,00	0,0000202564	23.593	121435300,00	-0,0000128912	23.930	121069200,00	0,0000004425
24.268	121657700,00	0,0000153636	24.604	121435300,00	-0,0000128912			

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.7 – Dados captados do corte 07 com menisco humano.**

CORTE 07 - MENISCO HUMANO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.008	121683900,00	0,0000286992	0.345	121436000,00	0,0000213230	0.681	121067900,00	-0,0000004097
1.019	121678800,00	0,0000037505	1.355	121435300,00	0,0000178917	1.692	121068400,00	0,0000020486
2.029	121679100,00	0,0000052180	2.366	121436600,00	0,0000242641	2.703	121067900,00	-0,0000004097
3.040	121678000,00	-0,0000001631	3.377	121434800,00	0,0000154408	3.713	121067800,00	-0,0000009014
4.051	121674400,00	-0,0000177739	4.388	121428500,00	-0,0000154408	4.724	121067800,00	-0,0000009014
5.063	121674000,00	-0,0000197307	5.399	121418700,00	-0,0000634788	5.736	121068100,00	0,0000005736
6.073	121669700,00	-0,0000407659	6.410	121359900,00	-0,0003517068	6.747	121059200,00	-0,0000431838
7.084	121753100,00	0,0003672194	7.421	121274700,00	-0,0007693432	7.758	121047200,00	-0,0001021825
8.095	121743500,00	0,0003202571	8.432	121393700,00	-0,0001860247	8.768	121069400,00	0,0000069651
9.106	121683600,00	0,0000272316	9.443	121448000,00	0,0000801450	9.779	121070000,00	0,0000099151
10.117	121636200,00	-0,0002046449	10.454	121471900,00	0,0001972989	10.790	121070500,00	0,0000123733
11.128	121637500,00	-0,0001982855	11.465	121475900,00	0,0002169063	11.801	121070800,00	0,0000138483
12.139	121632500,00	-0,0002227450	12.476	121475800,00	0,0002164161	12.812	121071700,00	0,0000182732
13.150	121631600,00	-0,0002271477	13.487	121474100,00	0,0002080830	13.823	121073100,00	0,0000251564
14.160	121633300,00	-0,0002188315	14.497	121473500,00	0,0002051419	14.833	121072900,00	0,0000241731
15.171	121632900,00	-0,0002207882	15.507	121475500,00	0,0002149455	15.844	121072500,00	0,0000222065

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.8 – Dados captados do corte 08 com menisco humano.**

CORTE 08 - MENISCO HUMANO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.007	121641700,00	-0,0000227883	0.344	121489900,00	0,0002307152	0.680	121071900,00	0,0000046355
1.018	121656400,00	0,0000491416	1.355	121437000,00	-0,0000285681	1.692	121070600,00	-0,0000017559
2.029	121648200,00	0,0000090174	2.366	121438300,00	-0,0000221963	2.703	121070600,00	-0,0000017559
3.040	121645900,00	-0,0000022369	3.377	121437700,00	-0,0000251371	3.713	121071600,00	0,0000031606
4.051	121643900,00	-0,0000120233	4.387	121436900,00	-0,0000290582	4.724	121070600,00	-0,0000017559
5.062	121643900,00	-0,0000120233	5.398	121437900,00	-0,0000241568	5.735	121071300,00	0,0000016856
6.073	121644500,00	-0,0000090873	6.409	121422100,00	-0,0001015987	6.746	121070100,00	-0,0000042141
7.084	121657700,00	0,0000555027	7.420	121331100,00	-0,0005476248	7.757	121065100,00	-0,0000287963
8.094	121729800,00	0,0004083013	8.431	121268400,00	-0,0008549416	8.767	121057400,00	-0,0000666529
9.105	121712500,00	0,0003236492	9.441	121260200,00	-0,0008951330	9.778	121050200,00	-0,0001020512
10.115	121698900,00	0,0002571019	10.452	121284800,00	-0,0007745589	10.788	121047200,00	-0,0001168006
11.126	121751200,00	0,0005130155	11.463	121285700,00	-0,0007701477	11.799	121049100,00	-0,0001074593
12.137	121725900,00	0,0003892179	12.474	121446400,00	0,0000175049	12.810	121071700,00	0,0000036522
13.147	121604900,00	-0,0002028575	13.484	121440500,00	-0,0000114132	13.820	121072300,00	0,0000066021
14.158	121644700,00	-0,0000081087	14.495	121441200,00	-0,0000079823	14.832	121071600,00	0,0000031606

15.169	121645000,00	-0,0000066408	15.506	121440900,00	-0,0000094527	15.842	121071300,00	0,0000016856
16.179	121643700,00	-0,0000130019	16.516	121440100,00	-0,0000133738	16.852	121071200,00	0,0000011940
17.190	121645600,00	-0,0000037048	17.527	121440500,00	-0,0000114132	17.863	121071000,00	0,0000002107
18.200	121643900,00	-0,0000120233	18.537	121439100,00	-0,0000182752	18.874	121071200,00	0,0000011940
19.211	121644600,00	-0,0000085980	19.548	121440100,00	-0,0000133738	19.885	121070800,00	-0,0000007726
20.222	121644100,00	-0,0000110446	20.559	121440300,00	-0,0000123935	20.895	121070800,00	-0,0000007726
21.233	121643900,00	-0,0000120233	21.569	121439500,00	-0,0000163146	21.906	121070900,00	-0,0000002809
22.244	121643900,00	-0,0000120233	22.580	121439400,00	-0,0000168047	22.917	121070900,00	-0,0000002809
23.254	121643300,00	-0,0000149592	23.590	121439200,00	-0,0000177850	23.927	121070800,00	-0,0000007726

Fonte: Resultados da pesquisa.

**TABELA A.9 – Dados captados do corte 09 com menisco humano.**

CORTE 09 - MENISCO HUMANO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.007	121657400,00	0,0000127758	0.344	121438800,00	0,0000008169	0.680	121071000,00	0,0000004370
1.018	121654800,00	0,0000000544	1.355	121439100,00	0,0000022874	1.691	121070900,00	-0,0000000546
2.029	121654300,00	-0,0000023921	2.366	121438600,00	-0,0000001634	2.702	121071200,00	0,0000014203
3.040	121655400,00	0,0000029901	3.377	121438700,00	0,0000003268	3.713	121070900,00	-0,0000000546
4.051	121653800,00	-0,0000048385	4.388	121438300,00	-0,0000016339	4.724	121070500,00	-0,0000020212
5.063	121653300,00	-0,0000072849	5.399	121438700,00	0,0000003268	5.735	121070900,00	-0,0000000546
6.073	121653700,00	-0,0000053278	6.410	121438100,00	-0,0000026142	6.747	121070800,00	-0,0000005463
7.085	121655000,00	0,0000010329	7.421	121439100,00	0,0000022874	7.758	121070300,00	-0,0000030045
8.096	121655400,00	0,0000029901	8.432	121438300,00	-0,0000016339	8.769	121071700,00	0,0000038785
9.106	121652100,00	-0,0000131563	9.443	121379100,00	-0,0002918059	9.779	121067900,00	-0,0000148040
10.117	121709100,00	0,0002657359	10.453	121383700,00	-0,0002692587	10.790	121070600,00	-0,0000015296
11.128	121705700,00	0,0002491002	11.464	121404600,00	-0,0001668162	11.801	121070500,00	-0,0000020212
12.138	121700100,00	0,0002217003	12.475	121409500,00	-0,0001427986	12.812	121071000,00	0,0000004370
13.149	121622800,00	-0,0001565167	13.486	121465700,00	0,0001326687	13.822	121071000,00	0,0000004370
14.160	121629700,00	-0,0001227561	14.496	121461100,00	0,0001101216	14.832	121070900,00	-0,0000000546
15.170	121629500,00	-0,0001237346	15.507	121459300,00	0,0001012988	15.843	121070900,00	-0,0000000546
16.181	121629000,00	-0,0001261811	16.517	121458000,00	0,0000949268	16.854	121071300,00	0,0000019119
17.191	121630100,00	-0,0001207989	17.528	121458300,00	0,0000963972	17.864	121071300,00	0,0000019119
18.201	121630600,00	-0,0001183525	18.538	121457800,00	0,0000939465	18.875	121070600,00	-0,0000015296
19.212	121630200,00	-0,0001203096	19.549	121457000,00	0,0000900252	19.885	121071000,00	0,0000004370
20.223	121630200,00	-0,0001203096	20.560	121455800,00	0,0000841434	20.896	121070800,00	-0,0000005463
21.234	121628100,00	-0,0001305846						

Fonte: Resultados da pesquisa.

TABELA A.10 – Dados captados do corte 10 com menisco humano.

CORTE 10 - MENISCO HUMANO								
LATERAL DIREITA			LATERAL ESQUERDA			MACHO		
101(s)	101(OHM)	ε1	102(s)	102(OHM)	ε2	103(s)	103(OHM)	ε3
0.009	121649800,00	-0,0000043493	0.346	121439400,00	-0,0000014705	0.682	121071900,00	0,0000016934
1.020	121653800,00	0,0000152227	1.356	121439900,00	0,0000009803	1.693	121071700,00	0,0000007101
2.031	121652400,00	0,0000083725	2.367	121440700,00	0,0000049015	2.704	121071400,00	-0,0000007648
3.041	121650900,00	0,0000010330	3.378	121439900,00	0,0000009803	3.715	121071600,00	0,0000002185
4.052	121648600,00	-0,0000102210	4.389	121439500,00	-0,0000009803	4.725	121071800,00	0,0000012018
5.061	121649500,00	-0,0000058172	5.398	121439500,00	-0,0000009803	5.734	121071600,00	0,0000002185
6.072	121649400,00	-0,0000063065	6.408	121440100,00	0,0000019606	6.745	121071400,00	-0,0000007648
7.083	121649200,00	-0,0000072851	7.419	121439700,00	0,0000000000	7.756	121071300,00	-0,0000012564
8.094	121652600,00	0,0000093511	8.430	121438600,00	-0,0000053917	8.767	121071300,00	-0,0000012564
9.104	121653800,00	0,0000152227	9.440	121438700,00	-0,0000049015	9.777	121070600,00	-0,0000046979
10.115	121643300,00	-0,0000361539	10.451	121364900,00	-0,0003666331	10.788	121063000,00	-0,0000420627
11.126	121683400,00	0,0001600558	11.463	121285500,00	-0,0007558131	11.799	121070400,00	-0,0000056812
12.137	121721900,00	0,0003484367	12.473	121386100,00	-0,0002627210	12.810	121071000,00	-0,0000027313
13.148	121719700,00	0,0003376721	13.484	121398100,00	-0,0002039029	13.821	121071300,00	-0,0000012564
14.159	121640700,00	-0,0000488757	14.495	121468900,00	0,0001431241	14.831	121071600,00	0,0000002185
15.169	121641200,00	-0,0000464292	15.506	121468700,00	0,0001421438	15.842	121071800,00	0,0000012018
16.180	121629700,00	-0,0001026989	16.516	121477100,00	0,0001833165	16.853	121071400,00	-0,0000007648
17.191	121631500,00	-0,0000938914	17.527	121475000,00	0,0001730234	17.863	121073500,00	0,0000095597
18.201	121629800,00	-0,0001022096	18.538	121473100,00	0,0001637105	18.874	121073800,00	0,0000110346
19.212	121630100,00	-0,0001007416	19.549	121472000,00	0,0001583188	19.885	121073400,00	0,0000090681
20.223	121631400,00	-0,0000943807	20.559	121472700,00	0,0001617499	20.896	121073200,00	0,0000080848
21.233	121632300,00	-0,0000899770	21.570	121472800,00	0,0001622400	21.906	121073800,00	0,0000110346
22.244	121631900,00	-0,0000919342	22.580	121472600,00	0,0001612597			

Fonte: Resultados da pesquisa.

## ANEXO A



### Certificado de Qualidade Nº.: 15632/11

**Cliente :** Artrocorp Instrumentos de Precisão

**Pedido Cliente :** Daniel

**Referências Internas:** SANDINOX

**Nota Fiscal Nº.:** 3.577

**Certificado de Origem Nº.:** 608714 -

<b>Liga / Material:</b> Aço inoxidável	<b>Especificações:</b> 455 (conf. ASTM F899 XM-16)	<b>Tratamento Térmico:</b> Recozido	
<b>Acabamento:</b> Retificado	<b>Produto ( Estado Físico ):</b> Barra redonda	<b>Dimensões (mm):</b> Ø 7,94	<b>Tolerância:</b> + 0,0 / - 0,036
<b>Comprimento (mm):</b> 3500 a 3700	<b>Peso:</b> 1.40 KG	<b>Quantidade:</b> 3.63 metros	
<b>Composição Química (%)</b> <b>Corrida : 211185</b>			
<b>C</b>	<b>Mn</b>	<b>Si</b>	<b>P</b>
0,005	0,07	0,06	0,005
<b>N</b>	<b>Ti</b>	<b>Cb</b>	<b>Cb+Ta</b>
0,004	1,20	0,25	0,26
<b>S</b>	<b>Cr</b>	<b>Ni</b>	<b>Mo</b>
0,004	11,40	8,37	0,03
			<b>Cu</b>
			2,13
<b>Propriedades Mecânicas</b>			
<b>Resistência a Tração:</b> 951,0 MPa			
<b>Dureza:</b> 287 HB			
<b>Obs :</b> Alguns dados foram extraídos do certificado de origem do fabricante da matéria prima.			

**Data** 24/11/2011 14:32:14

**Depto. de Qualidade**

**Vinicius M. Pieroto**  
Garantia da Qualidade  
Sandinox Com. Imp. e Exp. Ltda.



ANEXO B



**Dehnungsmessstreifen  
Strain gages  
Jauges d'extensométrie**

Bestellnummer  
Order No.  
No. de référence **1-LY11-0.3/120**

Typ  
Type  
Type **0.3/120 LY11**

Stückzahl  
Contents  
Quantité **10**

Temperaturkoeffizient  
des k-Faktors  
Temperature coefficient  
of gage factor  
Coefficient de température  
du facteur k **93 ±10 [10<sup>-6</sup> / °C]  
(-10°C ... +45°C)**

Folienlos  
Lot  
Lot de la feuille **A901/12**

Herstellungslas  
Batch  
Lot de fabrication **812051106**

Widerstand  
Resistance  
Résistance **120 Ω ±0,35 %**

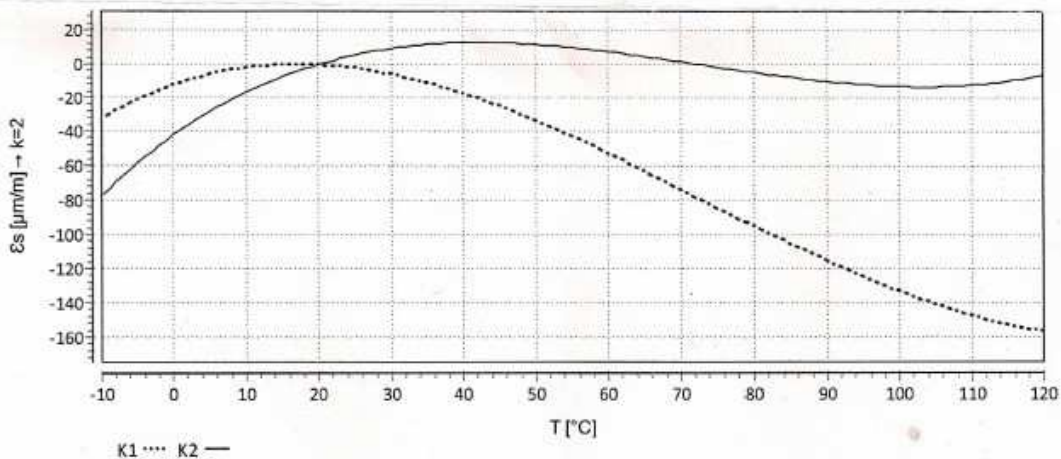
k-Faktor  
Gage factor  
Facteur k **1,68 ±1,5 %**

Querempfindlichkeit  
Transverse sensitivity  
Sensibilité transverse **0,8 %**



Temperaturkompensation: Angepasst für  
Temperature compensation: Compensated for  
Compensation de température: Compensation pour  
Ferrtischen Stahl mit  
steel with  
acier avec

$\alpha = 10,8 [10^{-6} / ^\circ\text{C}]$



$$\epsilon_s(T) = -12,08 + 1,50 \cdot T - 5,00E-02 \cdot T^2 + 2,29E-04 \cdot T^3 + 0,05000 \cdot L \cdot (T-20) [\mu\text{m/m}] \pm 0,30 [\mu\text{m/m}/^\circ\text{C}]$$

Alle technischen Daten nach OIML IR 62, bei Beachtung der abweichenden Toleranzangaben auch nach VDI/VDE 2635. Geben Sie bei Rückfragen bitte Bestellnummer und Herstellungs-Los an.

All specifications in accordance with OIML IR 62, also compliant with VDI/VDE 2635 if deviating tolerances are observed. In case of further inquiries please indicate order no. and batch number.

Toutes caractéristiques techniques selon OIML IR 62 et VDI/VDE 2635 pour les indications différentes de tolérance. Pour toutes questions, indiquer le no. de référence ainsi que le lot de fabrication.

Réponse en température des jauges d'extensométrie appliquées sur des matériaux dont les coefficients de dilatation thermique  $\alpha$  sont indiqués au verso. Mesurée au d'une variation continue de la température.

**Courbe 1:** Jauges sans pattes de raccordement.

**Courbe 2:** Jauges avec pattes de raccordement (longueur unitaire de la patte de 30 mm). Lorsque les pattes sont plus courtes, la réponse en température se trouvera entre les deux courbes 1 et 2. La représentation numérique permet de calculer exactement la réponse en température pour chaque longueur de patte. T = température en °C. L = longueur unitaire de la patte en mm

Temperaturgang der Dehnungsmessstreifen bei Applikationen mit unseitig angegebenen Wärmeausdehnungskoeffizienten  $\alpha$ . Gemessen bei kontinuierlicher Temperaturänderung.

**Kennlinie 1:** DMS ohne Anschlussbändchen.

**Kennlinie 2:** DMS mit Anschlussbändchen (30mm einfache Bändchenlänge). Bei gekürzten Bändchen liegt der Temperaturgang zwischen Kennlinie 1 und 2. Die numerische Darstellung erlaubt, den Temperaturgang für jede Bändchenlänge exakt zu errechnen. T = Temperatur in °C. L = einfache Bändchenlänge in mm

The temperature response refers to strain gages bonded to materials with the coefficient of thermal expansion  $\alpha$  given overleaf. Values are measured with continuous temperature variation.

**Curve 1:** Strain gages without leads.

**Curve 2:** Strain gages with leads (simple lead length of 30 mm). If the leads are shorter, the temperature response lies between curve 1 and 2. The numeric representation allows exact calculation of the temperature response for any lead length. T = temperature in °C. L = simple lead length in mm

Kopfdaten / Header / Titre



## GLOSSÁRIO

**Ansys** – Software para solução de problemas de engenharia pelo método dos elementos finitos.

**Associação Brasileira de Normas Técnicas** – Órgão responsável pela normalização técnica no país, fornecendo a base necessária ao desenvolvimento tecnológico brasileiro.

**Erro** – Resultado de uma medição menos o valor verdadeiro do mensurando.

**Incerteza de medição** – Parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser fundamentadamente atribuídos a um mensurando.

**Menisco** – cartilagem presente na articulação fêmurotibial (joelho), entre os côndilos do fêmur e da tíbia. Os meniscos têm a função de diminuir o impacto e promover a adaptação (melhorar o encaixe) entre as faces articulares do fêmur e da tíbia.

**Stakeholders** – Todos os envolvidos num projeto (projetistas, clientes, consultores, etc).

**Setup do material** – Configuração do material.