

**ALESSANDRO JANSON ANGELINI**

Este exemplar corresponde à versão final da  
Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de  
Pós-Graduação em Cirurgia da FCM/UNICAMP, para  
obtenção do título de MESTRE em Cirurgia do Médico,  
**ALESSANDRO JANSON ANGELINI.**

Campinas, 30 de AGOSTO de 2001.

  
Prof. Dr. WILLIAM DIAS BELANGERO - Orientador

**ENSAIO MECÂNICO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA  
COMPARADA ENTRE PLACAS RETAS E PRÉ-MOLDADAS  
EM ONDA**

**CAMPINAS**

**2001**

**UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE**



**ALESSANDRO JANSON ANGELINI**

**ENSAIO MECÂNICO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA  
COMPARADA ENTRE PLACAS RETAS E PRÉ-MOLDADAS  
EM ONDA**

*Dissertação de Mestrado apresentada à  
Pós-Graduação da Faculdade de  
Ciências Médicas da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do  
título de Mestre em Cirurgia, área de  
Cirurgia.*

**ORIENTADOR: PROF. DR. WILLIAM DIAS BELANGERO**

**CAMPINAS**

**2001**

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
UNICAMP**

An43e

Angelini, Alessandro Janson

Ensaio mecânico de compressão estática comparada entre placas retas e pré-moldadas em onda / Alessandro Janson Angelini. Campinas, SP : [s.n.], 2001.

Orientador : William Dias Belangero

Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Fraturas. 2. Fêmur. 3. Fixação - Ossos. I. William Dias Belangero. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

**BANCA EXAMINADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**ORIENTADOR: PROF. DR. WILLIAM DIAS BELANGERO**

**MEMBROS:**

1. Will Belangero
2. Adriano
3. \_\_\_\_\_
4. \_\_\_\_\_
5. \_\_\_\_\_

**CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS  
MÉDICAS DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS.**

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

DATA: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

## **DEDICATÓRIA**

*A meus pais Carlos e Alda, responsáveis  
pela minha formação, minha gratidão  
eterna pela dedicação e apoio.*

*A meus irmãos Fábio e Marcelo.*

*A meus avós.*

*(in memoriam)*

**UNICAMP**  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

À Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, responsável pela minha formação médica e por me proporcionar um constante ambiente de aprendizado e experiência de vida.

A todos os professores do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas – Unicamp, que muito contribuíram e contribuem na minha formação.

Ao Professor Doutor William Dias Belangero, pela amizade, confiança, pelos ensinamentos contínuos, pela paciência e dedicação para a realização deste estudo.

Ao Engenheiro José Ricardo Lenzi Mariolani, pelo empenho e dedicação na realização e viabilização deste estudo.

Ao Tecnólogo José Ricardo F. Lagoa, pelo empenho e dedicação na realização e viabilização deste estudo.

Ao Laboratório de Materiais do Departamento de Infra-Estrutura do Centro de Tecnologia da UNICAMP, pela viabilização e realização deste estudo.

Ao Professor Doutor Gottfried Köberle, pelos ensinamentos em Ortopedia e Traumatologia e por ter sempre me incentivado à vida acadêmica.

À Dra. Maria Carolina Santos Montenegro, pela ajuda e paciência na realização deste estudo.

À Eliana Sena Giampauli, pelo empenho e auxílio na finalização deste estudo.

À Sonia Rossini, pelo empenho e auxílio na finalização deste estudo.

|                                                                             | <b><i>Pág</i></b> |
|-----------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| <b>RESUMO.....</b>                                                          | <b><i>xxi</i></b> |
| <b>1. INTRODUÇÃO.....</b>                                                   | <b>25</b>         |
| <b>2. OBJETIVOS.....</b>                                                    | <b>33</b>         |
| 2.1 Objetivos gerais.....                                                   | 35                |
| 2.2 Objetivos específicos.....                                              | 35                |
| <b>3. MATERIAL E MÉTODO.....</b>                                            | <b>37</b>         |
| 3.1. Delineamento do estudo.....                                            | 39                |
| 3.2. Confeção dos corpos de prova.....                                      | 39                |
| 3.2.1. Simulação do osso.....                                               | 39                |
| 3.2.2. Placas.....                                                          | 40                |
| 3.2.3. Corpos de prova.....                                                 | 42                |
| 3.2.4. Número de corpos de prova confeccionados.....                        | 43                |
| 3.2.5. Dispositivos de fixação dos corpos de prova à máquina de ensaio..... | 43                |
| 3.2.5.1. Considerações sobre os eixos de carga do fêmur.....                | 44                |
| 3.3. Método.....                                                            | 48                |
| 3.3.1. Teste-piloto.....                                                    | 50                |
| 3.3.2. Aplicação da carga.....                                              | 53                |

|                                                              |           |
|--------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.3.3. Análise estatística.....                              | 55        |
| <b>4. RESULTADOS.....</b>                                    | <b>57</b> |
| 4.1. Ensaio mecânico do bastão de madeira.....               | 59        |
| 4.2. Ensaio mecânico do Modelo Experimental I.....           | 59        |
| 4.3. Ensaio mecânico do Modelo Experimental II.....          | 62        |
| 4.4. Análise estatística.....                                | 67        |
| 4.4.1. Análise dos resultados do Modelo Experimental I.....  | 67        |
| 4.4.2. Análise dos resultados do Modelo Experimental II..... | 68        |
| <b>5. DISCUSSÃO.....</b>                                     | <b>71</b> |
| 5.1. Da escolha do tema.....                                 | 73        |
| 5.2. Do modelo experimental.....                             | 74        |
| 5.3. Do experimento I.....                                   | 76        |
| 5.4. Do experimento II.....                                  | 76        |
| <b>6. CONCLUSÕES.....</b>                                    | <b>81</b> |
| <b>7. SUMMARY.....</b>                                       | <b>85</b> |
| <b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>                    | <b>89</b> |
| <b>9. ANEXOS.....</b>                                        | <b>99</b> |

|                                                                                                                                          | <i>Pág</i> |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>TABELA 1:</b> Resultados para o teste do Modelo Experimental I em N/mm.....                                                           | 60         |
| <b>TABELA 2:</b> Coeficientes de rigidez em N/mm das placas retas antes e após o contato.....                                            | 63         |
| <b>TABELA 3:</b> Coeficientes de rigidez em N/mm das placas em onda antes e após o contato.....                                          | 64         |
| <b>TABELA 4:</b> Resultados da Prova U de MANN-WHITNEY (p), comparando as placas retas duas a duas.....                                  | 68         |
| <b>TABELA 5:</b> Resultados da Prova U de MANN-WHITNEY (p), comparando as placas de mesmo tamanho, retas e em onda.....                  | 68         |
| <b>TABELA 6:</b> Resultado da Prova U de MANN-WHITNEY (p), comparando a rigidez pré-contato e a pós-contato das placas retas.....        | 68         |
| <b>TABELA 7:</b> Resultado da Prova U de MANN-WHITNEY (p) para a comparação da rigidez pré-contato e pós-contato das placas em onda..... | 69         |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | <i><b>Pág</b></i> |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| <b>FIGURA 1:</b> Bastões de madeira de 20 cm de comprimento para o Modelo Experimental I (a) e para o Modelo Experimental II (b).....                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 40                |
| <b>FIGURA 2:</b> Placa reta de 16 furos (226.16), moldada através do moldador de placa de mesa (329.30).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 41                |
| <b>FIGURA 3:</b> Placa vista em perfil, após a moldagem. As setas indicam a direção da força aplicada através do moldador, “a” = força na superfície externa e “b” = força na superfície interna. O comprimento “x” irá variar de acordo com o tamanho da placa                                                                                                                                                            | 42                |
| <b>FIGURA 4:</b> Montagem completa do Modelo Experimental I com placa reta (a) e em onda (b).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 42                |
| <b>FIGURA 5:</b> Montagem completa do Modelo Experimental II com placa reta (a) e em onda (b).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 43                |
| <b>FIGURA 6:</b> Quando a carga é aplicada no centro de uma coluna (A), são geradas somente forças de compressão (setas azuis), quando é aplicada excentricamente (B) é criado um momento fletor (seta verde) que gera forças de compressão (setas azuis) e de tração (setas vermelhas), que podem ser neutralizadas com a colocação de um cabo inextensível no lado oposto, criando um efeito de banda de tensão (C)..... | 44                |
| <b>FIGURA 7:</b> Porção proximal do fêmur.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 45                |

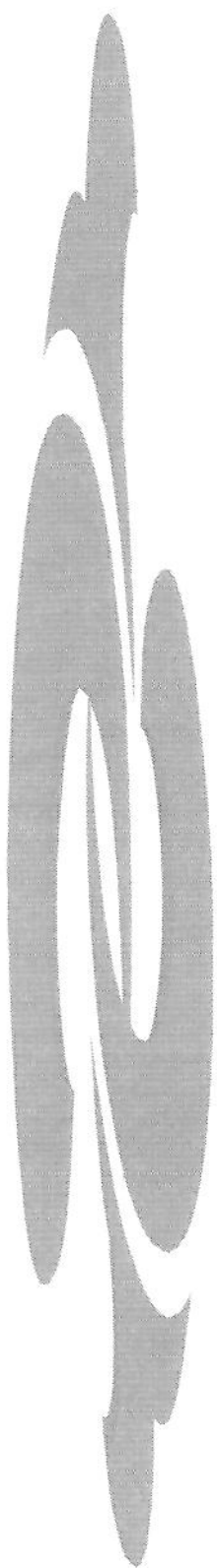
|                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |    |
|-------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>FIGURA 8:</b>  | Exemplificação de dois tipos de aplicação de carga excêntrica, paralela ao eixo longo eixo da coluna (A), gerando forças de compressão e tração homogêneas, já que o braço de alavanca (linha amarela) é mantido inalterado; e convergente ao longo eixo (B), gerando forças de compressão e tração que decrescem à medida que o braço de alavanca fica menor..... | 46 |
| <b>FIGURA 9:</b>  | Distribuição dos eixos fisiológicos no fêmur.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 47 |
| <b>FIGURA 10:</b> | Distribuição dos eixos no modelo, nota-se o mesmo ângulo entre o eixo de carga e o anatômico ( $6^{\circ}$ ).....                                                                                                                                                                                                                                                  | 48 |
| <b>FIGURA 11:</b> | Prolongamento da parte reta da curva na zona elástica e o ponto onde a reta deixa a curva, definindo o limite de proporcionalidade (seta).....                                                                                                                                                                                                                     | 49 |
| <b>FIGURA 12:</b> | Teste-piloto com placa reta de 16 furos, à esquerda, antes de aplicada a carga e, à direita, após aplicada a carga, com deformação atípica do corpo de prova.....                                                                                                                                                                                                  | 51 |
| <b>FIGURA 13:</b> | Componente acetabular de uma prótese bipolar encaixada no bastão, permitindo que a região distal do corpo de prova tenha um movimento livre.....                                                                                                                                                                                                                   | 52 |
| <b>FIGURA 14:</b> | Teste-piloto com placa reta de 16 furos, à esquerda, antes de aplicada a carga e, à direita, após aplicada a carga, observe a deformação semelhante à que ocorre na clínica.....                                                                                                                                                                                   | 52 |
| <b>FIGURA 15:</b> | Ilustração esquemática dos dois tipos de montagens para o teste mecânico do Modelo experimental I, à esquerda, com a placa em onda e, à direita, com a placa reta, sem a representação dos parafusos que fixavam a placa aos corpos de prova.....                                                                                                                  | 53 |
| <b>FIGURA 16:</b> | Painel do programa de controle da máquina de ensaio.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 54 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | <i><b>Pág</b></i> |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| <b>GRÁFICO 1:</b> Gráfico obtido do teste do bastão de madeira de 45cm de comprimento, com um coeficiente de rigidez 12352,9 N/mm.....                                                                                                                                                                            | 59                |
| <b>GRÁFICO 2:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 14 furos. A reta representa coeficiente de rigidez de 87,50 N/mm.....                                                                                                                     | 60                |
| <b>GRÁFICO 3:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 14 furos. A reta representa coeficiente de rigidez de 69,40 N/mm.....                                                                                                      | 61                |
| <b>GRÁFICO 4:</b> Coeficientes médios de rigidez (N/mm), comparando as placas retas e em onda, note que a placa reta é sempre mais rígida que a placa em onda no Modelo Experimental I.....                                                                                                                       | 61                |
| <b>GRÁFICO 5:</b> Coeficientes médios de rigidez (N/mm) das placas retas e em onda. Notar que quanto maior a placa, menor é o coeficiente de rigidez (seta indicando a diminuição do coeficiente de rigidez com o aumento da placa).....                                                                          | 62                |
| <b>GRÁFICO 6:</b> Coeficientes de rigidez (N/mm) dos corpos de prova do grupo das placas retas, note que houve uma diminuição significativa da rigidez após a ocorrência do contato lateral.....                                                                                                                  | 63                |
| <b>GRÁFICO 7:</b> Curva de tensão e deformação do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 2. A seta representa a ocorrência do contato lateral, a reta “A” representa a fase pré-contato com coeficiente de rigidez de 120,0 N/mm e a “B” a fase pós-contato com coeficiente de rigidez de 80,0 N/mm..... | 64                |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |     |
|--------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>GRÁFICO 8:</b>  | Coeficientes de rigidez (N/mm) dos corpos de prova do grupo das placas em onda, note que houve um ganho significativo de rigidez após a ocorrência do contato lateral.....                                                                                                                                     | 65  |
| <b>GRÁFICO 9:</b>  | Curva de tensão e deformação do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 1. A seta representa a ocorrência do contato lateral, a reta “A” representa a fase pré-contato com coeficiente de rigidez de 64,0 N/mm e a “B” a fase pós-contato com coeficiente de rigidez de 240,0 N/mm..... | 66  |
| <b>GRÁFICO 10:</b> | Comparação entre os coeficientes de rigidez (N/mm) médios dos grupos das placas retas e em onda, antes e após a ocorrência do contato lateral.....                                                                                                                                                             | 66  |
| <b>GRÁFICO 11:</b> | Valores do coeficiente de rigidez da placa em onda nas fases de pré e pós-contato à esquerda e da placa reta à direita.....                                                                                                                                                                                    | 67  |
| <b>GRÁFICO 12:</b> | Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 1 de 14 furos.....                                                                                                                                                                                            | 101 |
| <b>GRÁFICO 13:</b> | Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 14 furos.....                                                                                                                                                                                            | 101 |
| <b>GRÁFICO 14:</b> | Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 3 de 14 furos.....                                                                                                                                                                                            | 102 |
| <b>GRÁFICO 15:</b> | Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 14 furos.....                                                                                                                                                                             | 102 |
| <b>GRÁFICO 16:</b> | Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 14 furos.....                                                                                                                                                                             | 103 |

|                                                                                                                                                       |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>GRÁFICO 17:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 14 furos..... | 103 |
| <b>GRÁFICO 18:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 1 de 16 furos.....                | 104 |
| <b>GRÁFICO 19:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 16 furos.....                | 104 |
| <b>GRÁFICO 20:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 3 de 16 furos.....                | 105 |
| <b>GRÁFICO 21:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 16 furos..... | 105 |
| <b>GRÁFICO 22:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 16 furos..... | 106 |
| <b>GRÁFICO 23:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 16 furos..... | 106 |
| <b>GRÁFICO 24:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 1 de 18 furos.....                | 107 |
| <b>GRÁFICO 25:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 18 furos.....                | 107 |
| <b>GRÁFICO 26:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 3 de 18 furos.....                | 108 |

|                                                                                                                                                       |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>GRÁFICO 27:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 18 furos..... | 108 |
| <b>GRÁFICO 28:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 18 furos..... | 109 |
| <b>GRÁFICO 29:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 18 furos..... | 109 |
| <b>GRÁFICO 30:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 1.....                           | 110 |
| <b>GRÁFICO 31:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 2.....                           | 110 |
| <b>GRÁFICO 32:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 3.....                           | 111 |
| <b>GRÁFICO 33:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 1.....            | 111 |
| <b>GRÁFICO 34:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 2.....            | 112 |
| <b>GRÁFICO 35:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 3.....            | 112 |
| <b>GRÁFICO 36:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 4.....            | 113 |
| <b>GRÁFICO 37:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 5.....            | 113 |
| <b>GRÁFICO 38:</b> Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 6.....            | 114 |

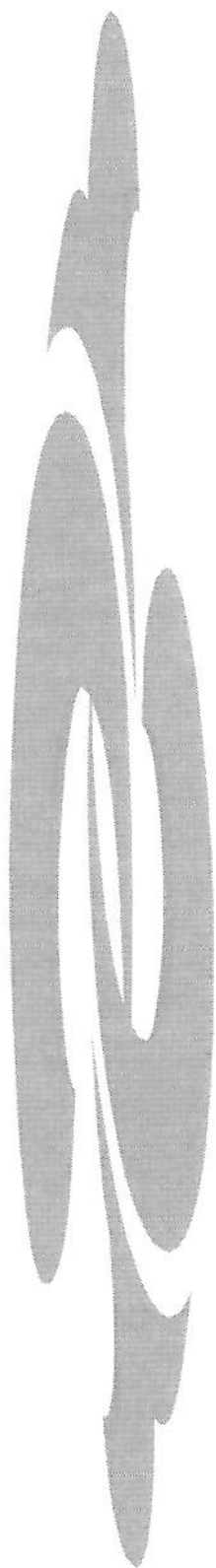


## ***RESUMO***

Dois modelos que simulavam fraturas do tipo C e B da classificação proposta pelo Grupo AO-ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Association for the study of internal fixation) foram submetidos a ensaios de compressão excêntrica, respeitando os eixos de carga do fêmur. No primeiro, foram testadas, comparativamente, placas retas e em onda de 14, 16 e 18 furos, que fixavam uma falha de 50mm. No segundo modelo testaram-se, comparativamente, placas retas e em onda de 14 furos, que fixavam uma falha de 2mm, com ausência da parede medial (oposta à placa).

Concluiu-se, no Modelo Experimental I, que os corpos de prova fixados com placas retas apresentaram coeficiente de rigidez significativamente maior do que os fixados com placas em onda, e que houve redução do coeficiente de rigidez em função do aumento da distância entre os pontos de fixação das placas aos bastões.

No Modelo Experimental II, concluiu-se que os corpos de prova fixados com placas em onda apresentaram coeficiente de rigidez final significativamente maior que os fixados com placas retas.



## ***1. INTRODUÇÃO***

O tratamento cirúrgico das fraturas, com a utilização de placas e parafusos foi padronizado e difundido pelo Grupo AO-ASIF a partir de 1958. Este grupo introduziu novos “conceitos”, baseados principalmente nas idéias de ROBERT DANNIS (1949), sobre a consolidação óssea direta que, posteriormente, foi estudada e difundida por SCHENK & WILLENEGER (1964), por PERREN *et al.* (1969) e RAN *et al.* (1971).

De acordo com os conceitos do Grupo AO-ASIF, as fraturas deveriam ser tratadas com abordagem direta do foco, redução anatômica e estabilização absoluta dos fragmentos ósseos por meio da compressão interfragmentária. Este tipo de osteossíntese não admitia a presença do calo durante o processo de união, já que, quando presente, indicava instabilidade e/ou sobrecarga do implante no foco de fratura (ANDERSON *et al.*, 1973; MAST, JAKOB, GANZ, 1989; GERBER, MAST, GANZ, 1990; MÜLLER *et al.*, 1993; HUNGRIA NETO, 1996). A melhor maneira de se obter este tipo de união era através da redução anatômica e da compressão interfragmentária realizada com parafusos e placas. Este procedimento necessitava de ampla exposição do foco da fratura e dos fragmentos ósseos, com conseqüente redução da vascularização local (LINDAHL, 1967; LAURENCE, FREEMAN, SWANSON, 1969; AMIHOOD, 1973).

Nas duas últimas décadas, a literatura mostrou resultados controversos, quando eram analisadas casuísticas que utilizavam as placas. Por exemplo, nota-se que nos estudos mais antigos, entre 1970 e 1980, existiam dúvidas e restrições para o uso deste tipo de implante nas fraturas da diáfise do fêmur. Os procedimentos cirúrgicos eram extensos, com ampla exposição óssea, que invariavelmente resultava em desvascularização com aumento do risco de infecção, retardo de união e fadiga do implante. Inclusive para alguns autores este tratamento era considerado como de exceção e deveria ser reservado para casos especiais em que a fixação intramedular não pudesse ser utilizada (NICHOLS, 1963; BÖHLER, 1968; GANT, SHAFTAN, HERBSMAN, 1970; SLÄTIS, RYÖPPY, HUTTINEN, 1970; BLICHERT-TOFT & HAMMER, 1970; CLAWSON, SMITH, HANSEN, 1971; SOLHEIM & VAAGE, 1972; AMIHOOD 1973; ROBERTS 1977; LOOMER, MEEK, SOMMER, 1980; CHENG, TSE, CHOW, 1985). No entanto, havia autores que discordavam desta opinião e não viam diferenças entre os dois métodos (JENSEN, JOHANSEN, MORCH, 1976; LAROS & SPIEGEL, 1979; RUEDI & LÜSCHER, 1979).

GEIST & LAROS (1979) publicaram o artigo "Femoral shaft fractures: editorial comments and comparative results", no qual faziam ampla revisão dos métodos até então utilizados para o tratamento das fraturas diafisárias do fêmur. Foram analisados 2.334 casos relatados, sendo 663 tratados conservadoramente e 1.671 cirurgicamente. Esta revisão refletia exatamente as tendências da época que reservavam as hastes para o tratamento das fraturas não cominutivas do terço médio da diáfise do fêmur e o tratamento conservador ou cirúrgico com placas para as fraturas cominutivas do terço distal e proximal. De acordo com os autores, os resultados funcionais obtidos com o uso das placas eram bons, com pouca consolidação viciosa e bom ganho do arco de movimento articular, mas com maior incidência de infecção. Desta forma, concluíram que a comparação dos métodos não era possível e propunham que dali para frente os relatos fossem melhores padronizados para se obter conclusões confiáveis.

MAGERL, WISS, BRUNNER (1979) apresentaram os resultados do tratamento de 86 pacientes com fratura do fêmur através da redução aberta e fixação com placa no período de 1967 a 1974 (63% cominutivas, 13% com fragmento em asa de borboleta, 10% oblíquas curtas, 9% segmentares e 4% transversas). Apesar de terem obtido 97% de bons resultados funcionais, em 67 fraturas acompanhadas, 12 apresentaram complicações. Os autores reconheceram a existência de fraturas tão cominutivas, onde era impossível a redução anatômica e a estabilização rígida, sem extensa desvascularização óssea. Assim, colocaram como proposta que, nesses casos, somente os fragmentos principais deveriam ser fixados com uma placa chamada em ponte, onde seria "sacrificada" a estabilidade da síntese, em função de se preservar a vascularização dos fragmentos ósseos. Enfim, os autores concluíram que o tratamento com as placas era satisfatório e que as hastes deveriam ficar restritas para as fraturas transversas ou oblíquas curtas do terço médio do fêmur. Outro estudo relevante desta fase foi o de RÜEDI & LÜSCHER (1979) que mostraram os resultados do tratamento de 131 fraturas cominutivas em 123 pacientes submetidos à redução aberta e fixação com placas. Cerca de 70% das fraturas foram causadas por traumas de alta energia, 74 pacientes apresentaram mais do que uma fratura, 69 eram politraumatizados (lesões em mais duas cavidades) e 28 eram fraturas expostas. Em 121 casos, as fraturas foram estabilizadas com uma placa e, em 10 casos, foram utilizadas duas placas. Os autores argumentaram que o uso de duas placas deveria ser

abandonado e que o uso de enxerto ósseo abundante deveria ser obrigatório em todas as fraturas da diáfise do fêmur. Ocorreram quatro óbitos no período de pós-operatório precoce, relacionados diretamente à gravidade do trauma, 8 casos de infecção profunda, 9 casos de falha do implante, 9 casos de retardo de união, com consolidação entre 16 e 20 semanas de pós-operatório. Dos 123 pacientes, 110 com 126 fraturas foram reavaliados e foi encontrado que, em 92% dos casos, os resultados funcionais eram bons. Resultados semelhantes foram publicados por THOMPSON *et al.* (1985) com 91% de excelentes e bons resultados funcionais. Até mais recentemente, RIEMER, FOGLESONG, MIRANDA (1994), enfocando o tratamento do paciente politraumatizado, com fratura da diáfise do fêmur, relataram os resultados do tratamento de 150 pacientes nestas condições com a técnica convencional preconizada pelo Grupo AO e reconheceram apenas 5 contra-indicações para a fixação interna imediata da fratura: instabilidade hemodinâmica, coagulopatia, afecções cardíacas agudas, infecções de pele e pressão intracraniana instável. Não consideravam contra-indicada a cirurgia na fratura exposta e, das 49 assim tratadas, apenas uma evoluiu com infecção. Dos 141 pacientes que foram reavaliados, ocorreu falência do implante em 7% dos casos. Os autores concluíram que a redução aberta imediata seguida da fixação rígida com placa era adequada e benéfica para o paciente politraumatizado, com índices de insucesso semelhantes aos das hastes.

Apesar de relatos como os anteriores, a partir da metade da década de 80 começava-se a questionar a necessidade da estabilidade absoluta para o tratamento das fraturas, e as técnicas de redução indireta começavam a substituir as técnicas de redução direta (MAST *et al.*, 1989; GERBER *et al.*, 1990). UTHOFF & FINNEGAN (1984) sugeriram que deveria existir um ponto ótimo entre a estabilidade absoluta e franco movimento no foco de fratura, que permitisse a formação do calo periosteal e endosteal.

Em 1987, HEITEMEYER *et al.*, seguindo as idéias de MAGERL *et al.* (1979), propuseram a utilização da placa em ponte para o tratamento das fraturas cominutivas da diáfise do fêmur, porém utilizando duas incisões, uma proximal e outra distal ao foco de fratura, sem o uso de enxerto ósseo. A introdução desta técnica foi sem dúvida um passo importante na definição dos fundamentos que hoje envolvem e norteiam os princípios básicos da fixação biológica das fraturas.

KINAST *et al.* (1989), abordando o tratamento das fraturas subtrocantericas do fêmur, afirmavam que estas eram causadas normalmente por traumas de alta energia, resultando em fraturas multifragmentárias em uma área do fêmur onde existia enorme concentração de forças. Os autores apresentaram os resultados de 46 pacientes, com 47 fraturas subtrocantericas, tratados entre os anos de 1974 a 1985, divididos em dois grupos. O Grupo I, com 24 pacientes, tratados entre os anos de 1974 e 1981 com técnica convencional AO e uso de enxerto ósseo. O Grupo II, com 23 pacientes, tratados de 1981 a 1985 com a técnica de redução indireta e fixação de uma forma mais biológica. A técnica de redução direta havia sido abandonada em 1981 para ser substituída pela redução indireta, mais tarde descrita por MAST *et al.* (1989). Os pacientes do Grupo II tiveram suas fraturas consolidadas após de 4,2 meses em média, contra 5,4 meses para o grupo da redução aberta, e não houve retardo de união ou infecção. Os autores concluíram que a redução indireta preservava a vascularização dos fragmentos mediais e permitia a consolidação através da formação de calo ósseo.

GERBER *et al.* (1990) afirmavam que os métodos de fixação interna vinham sendo modificados gradualmente ao longo da década de oitenta. Isso resultara em uma nova abordagem para as fraturas multifragmentárias da diáfise dos ossos longos, em que o objetivo não estava na obtenção de uma construção mecanicamente resistente e anatomicamente perfeita, mas sim em uma estabilidade suficiente para permitir a movimentação precoce e a consolidação através da formação de calo ósseo, preservando ao máximo a potencialidade da resposta biológica dos tecidos com dissecções mínimas, sem a abordagem direta do foco de fratura. Esta abordagem mais biológica e conservadora geraria um conflito tanto científico quanto técnico, necessitando da quebra de certas regras anteriormente aceitas como verdadeiras, mas discretamente contestadas até então. A indicação da técnica da osteossíntese biológica seria ditada pelas condições dos tecidos moles: quanto maior a lesão inicial, maior deveria ser o cuidado com esses tecidos. Estes conceitos foram se firmando rapidamente com diversas publicações que reproduziam os bons resultados até então obtidos PERREN *et al.* (1990); PERREN *et al.* (1991); OSÓRIO *et al.* (1994); HUNGRIA NETO *et al.* (1994); RAMOS *et al.* (1995); SCHATZKER & TILE (1996); FALAVINHA (1996); CHRISOVITSINOS *et al.* (1997); SHIMABUKURO *et al.* (1997); MATTOS *et al.* (1997); SCHATZKER (1998); ROZBRUNCH *et al.* (1998),

FERNANDES (2000) inclusive em nível experimental com animais HEITEMEYER *et al.* (1990), e com cadáveres FAROUK *et al.* (1999).

Paralelamente a estas novas abordagens, WEBER & BRUNNER (1982) descreveram a placa em onda, que se originava de uma placa reta, moldada manualmente com o uso de um moldador de placa, de tal modo a produzir uma porção central em onda, de comprimento variado e elevado em 5 a 10 mm. Esta placa foi criada para ser utilizada no tratamento das pseudoartroses hipotróficas (WEBER & BRUNNER, 1981) dos ossos longos, reconhecidamente causada pela circulação sangüínea precária no foco de fratura (MÜLLER & THOMAS, 1979). Seu formato permitia a interposição de enxerto ósseo entre ela e a região da pseudoartrose, produzindo menor dano à circulação periosteal.

Posteriormente BLATTER, GASSER, WEBER (1989) e BLATTER & WEBER (1990) apresentaram estudos sobre as vantagens biológicas e mecânicas desta placa, comparando-a com a placa reta através de ensaios mecânicos e modelos matemáticos. Pode-se depreender destes estudos que a placa em onda tinha desempenho mecânico diferente da placa reta, apresentando maior resistência à compressão. Como nas pseudoartroses a falha óssea é geralmente medial, este tipo de placa, quando colocado na face lateral do fêmur, seria submetida somente a forças de tração e a cortical lateral, à semelhança do que ocorre com a cortical medial, ficaria somente sujeita a forças de compressão.

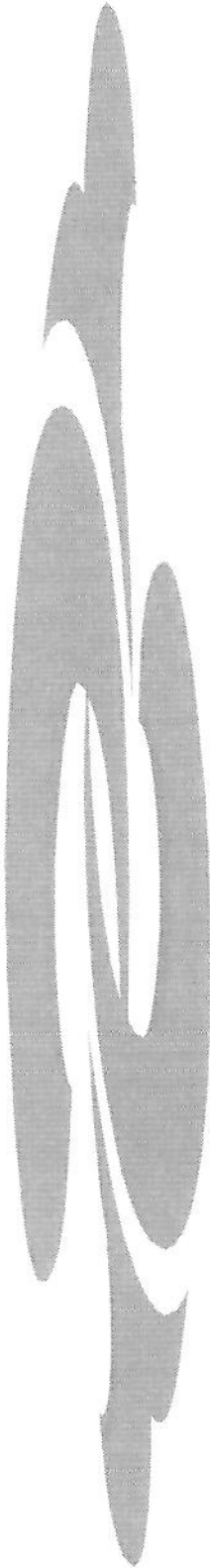
Clinicamente, a placa em onda mostrou ter bom desempenho no tratamento das pseudoartroses complexas do fêmur, de acordo com a publicação apresentada por RING *et al.* (1997). Estes autores, entre 1985 e 1992, trataram 42 pacientes com pseudoartroses da diáfise do fêmur, obtendo a consolidação em 41 pacientes, após 6 meses em média, e concluíram que este tipo de placa apresentaria vantagens sobre as demais técnicas existentes por agregar vantagens mecânicas e biológicas.

Recentemente, KARNEZIS (2000) apresentou um estudo comparando a rigidez de corpos de prova que simulavam fraturas do tipo I, II, III, IV de WINQUIST & HANSEN (1980), distribuídos em 3 grupos de acordo com o método de fixação utilizado: 1) placas retas de 8 furos, simulando a fixação que tinha por objetivo a rigidez absoluta; 2) placas

retas de 18 furos, simulando a fixação com a placa em ponte; 3) placas pré-moldadas em onda de 18 furos, simulando a fixação biológica com a técnica da placa em ponte. As montagens eram realizadas em ossos artificiais com características mecânicas semelhantes às do fêmur humano e foram submetidas a ensaios mecânicos em testes de compressão axial, torções axiais e de resistência à flexão médio-lateral. O autor concluiu que, quando houvesse algum tipo de contato entre os fragmentos principais, tanto a placa reta longa quanto a placa em onda do mesmo tamanho, apresentavam uma resistência semelhante à flexão médio-lateral e ambas apresentavam o mesmo efeito de banda de tensão, sem nenhum tipo de vantagem significativa, do ponto de vista mecânico, para a placa em onda. Na ausência de contato entre os fragmentos principais, a placa em onda perderia o seu efeito de banda de tensão e estaria sujeita somente a forças de flexão, diminuindo significativamente a sua resistência em comparação com a placa reta à compressão axial.

A união de conceitos como o da placa em ponte, que tem como objetivo preservar a biologia do processo de cura, com o da placa em onda, que oferece vantagens mecânicas através do princípio da banda de tensão, pode resultar em um novo método de fixação para as fraturas da diáfise do fêmur. Considerando que os estudos sobre a aplicação da placa em onda para o tratamento das fraturas ainda são escassos e que a sua potencialidade não está completamente conhecida, é pertinente a realização de ensaios experimentais e estudos clínicos a fim de esclarecer os aspectos biomecânicos da aplicação deste implante.

Esta proposta poderia, *a priori*, ser estudada através de ensaios mecânicos, em modelos que simulem diferentes fraturas da diáfise do fêmur, fixadas com este método.



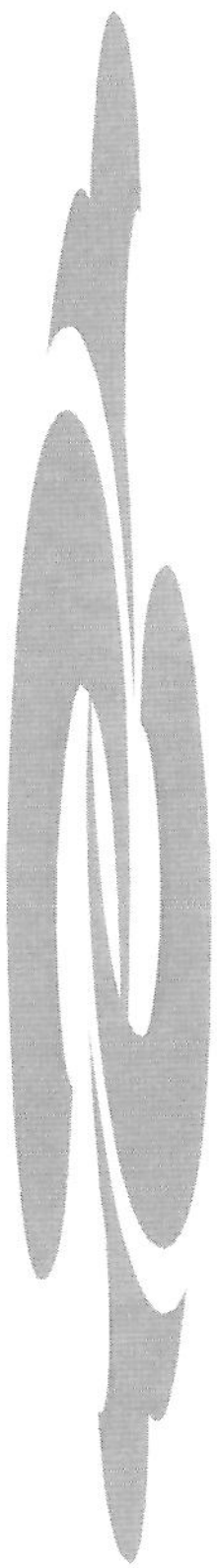
## ***2. OBJETIVOS***

## **2.1. OBJETIVO GERAL**

Avaliar o desempenho mecânico da placa reta e da placa pré-moldada em onda.

## **2.2. OBJETIVO ESPECÍFICO**

Comparar o desempenho da placa reta com o da placa pré-moldada em onda, em dois modelos experimentais que simulem fraturas do tipo C e B da Classificação do Grupo AO-ASIF, sob compressão axial em máquina de ensaio mecânico.



### ***3. MATERIAL E MÉTODOS***

### 3.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO

Para o desenvolvimento deste estudo foram criados quatro tipos de corpos de prova, utilizados em dois modelos experimentais de simulação de fraturas.

O Modelo Experimental I simulava as fraturas da diáfise do fêmur do tipo C da Classificação do Grupo AO-ASIF (MÜLLER *et al.*, 1990). Neste modelo, foram testados os corpos de prova do tipo 1, fixados com placas retas de 14, 16 e 18 furos; e os corpos de prova do tipo 2, fixados com placas pré-moldadas em onda com 14, 16 e 18 furos.

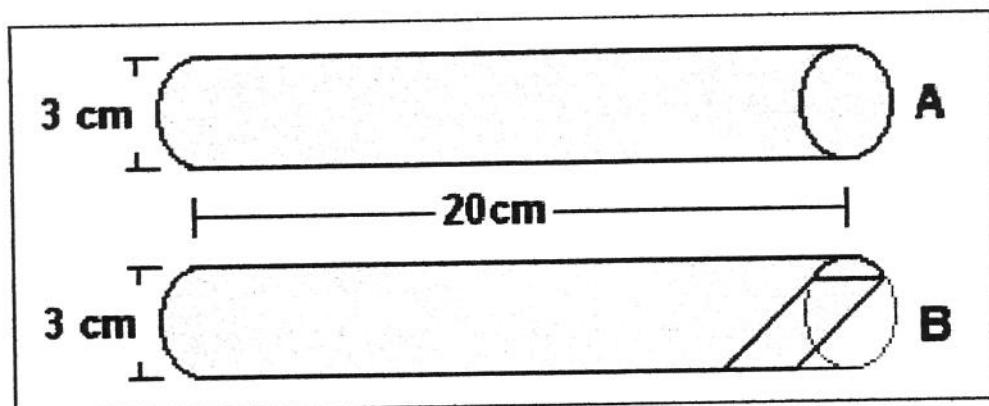
O Modelo Experimental II simulava as fraturas da diáfise do fêmur do tipo B da Classificação do Grupo AO-ASIF (MÜLLER *et al.*, 1990). Neste modelo, testaram-se os corpos de prova do tipo 3, fixados com placas retas e os corpos de prova do tipo 4, fixados com placas pré-moldadas em onda, sendo que o tamanho da placa seria determinado de acordo com a que apresentou melhor desempenho no Modelo Experimental I.

Os corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos de compressão estática, em máquina de ensaios da marca MTS, modelo SINTECH 5G, a fim de determinar os coeficientes de rigidez de cada uma destas montagens.

### 3.2. CONFECCÃO DOS CORPOS DE PROVA

#### 3.2.1 Simulação do osso

Para a simulação do osso foram utilizados bastões de madeira maciça de fabricação comercial (*TRAMONTINA* Ref.: 1533/04), confeccionados com 30 mm de diâmetro e com 150 cm de comprimento, que foram seccionados transversalmente com 20 cm de comprimento, chamados de bastões do tipo A e utilizados no Modelo Experimental I de simulação de fraturas (Fig. 1A). Para o Modelo Experimental II de simulação de fraturas, os bastões do tipo A, eram seccionados obliquamente, de tal forma que foi retirado cerca de 80% do diâmetro original em uma das extremidades e chamados de bastões do tipo B (Fig. 1B).

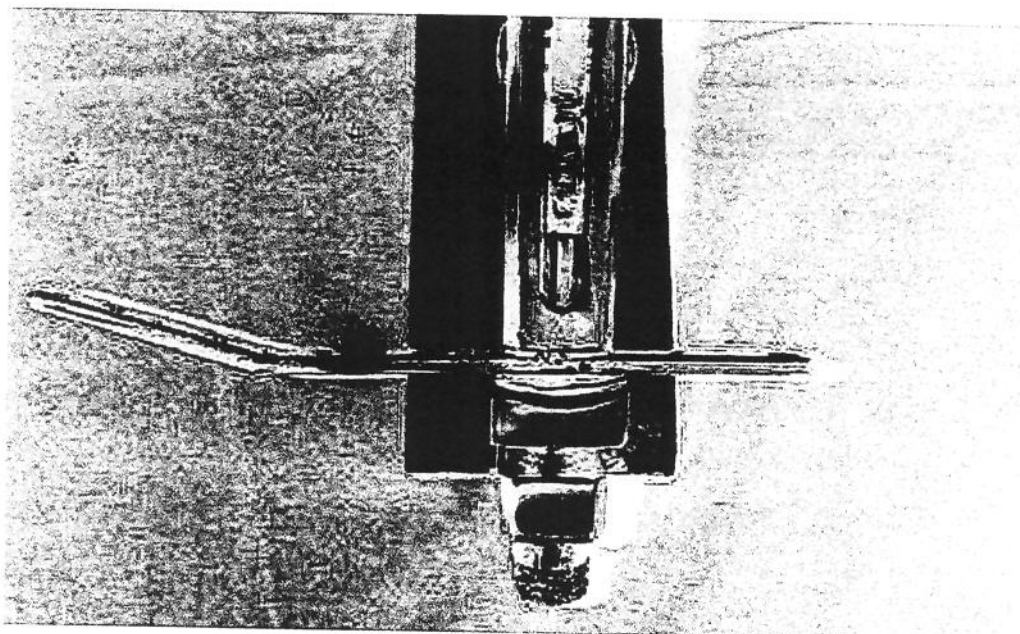


**FIGURA 1:** Bastões de madeira de 20 cm de comprimento, para Modelo Experimental I (a) e para o Modelo Experimental II (b).

### 3.2.2. Placas

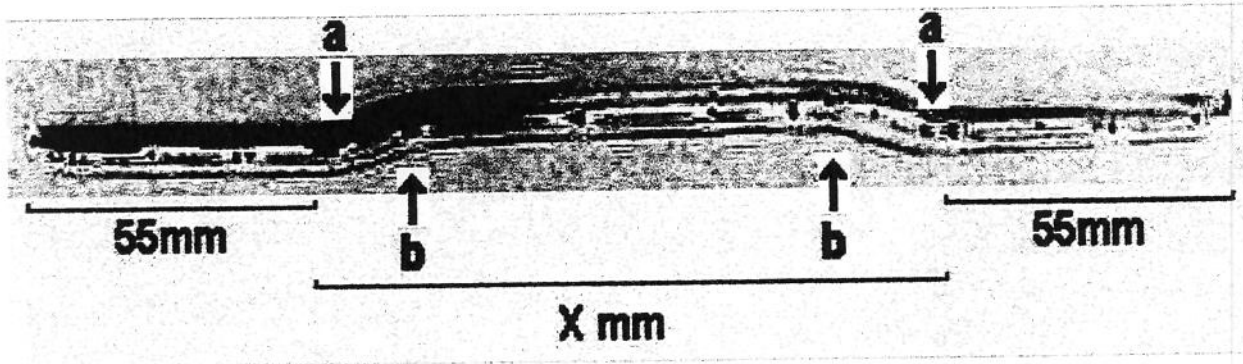
Foram utilizadas placas retas autocompressivas (AC) com espessura de 4,5 mm (grande fragmento), de fabricação comercial pela Synthes Indústria e Comércio Ltda., com 14, 16 e 18 furos (Synthes No. 226.14; 226.16 e 226.18, respectivamente). Eram placas de aço inoxidável, construídas de acordo com a norma internacional ISO 5832-1, com 4,5 mm de espessura, 16,0 mm de largura, furos autocompressivos, com uma distância de 16,0 mm entre eles e uma distância de 25,0 mm no centro da placa, com o comprimento variando de acordo com o número de furos. As placas código 226.14 apresentam 14 furos e um comprimento de 231,0 mm. As placas código 226.16 apresentam 16 furos e um comprimento de 263,0 mm. As placas código 226.18 apresentam 18 furos e um comprimento de 295,0 mm. Todas eram fornecidas retas, sem pré-moldagem.

As placas em onda eram moldadas (Fig. 2) com um moldador de placa de mesa, fabricado pela Synthes Indústria e Comércio Ltda (No. 329.30), através de deformação plástica do material, de acordo com a técnica descrita por BLATTER *et al.* (1989).



**FIGURA 2:** Placa reta de 16 furos (226.16), sendo moldada através do moldador de placa de mesa (329.30).

A onda era obtida pelo dobramento das placas retas entre o 4º e 5º furos das extremidades para o centro, através de uma força aplicada em sua superfície externa, e no 6º furo das extremidades para o centro, com uma força aplicada em sua superfície interna. Assim, as placas em onda sempre apresentavam quatro orifícios em cada uma de suas extremidades, o que representava um comprimento de cerca de 55 mm, e uma área central elevada que variava de acordo com o tamanho da placa. Desta forma, a área central elevada tinha cerca de 12 cm na placa de 14 furos, 15 cm na placa de 16 furos e 18 cm na placa de 18 furos (Fig. 3). Os valores eram sempre aproximados, uma vez que se tratava de uma moldagem realizada manualmente, após a fabricação da placa.

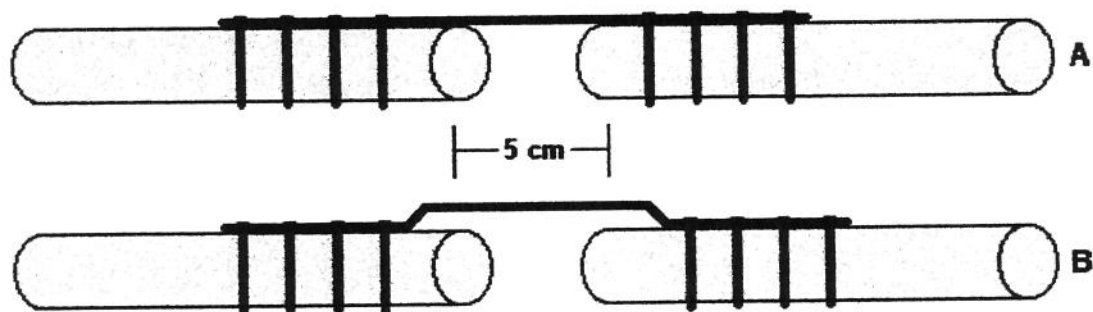


**FIGURA 3:** Placa vista em perfil após a moldagem. As setas indicam a direção da força aplicada através do moldador, “a” = força na superfície externa e “b” = força na superfície interna. O comprimento “x” irá variar de acordo com o tamanho da placa.

### 3.2.3. Corpos de prova

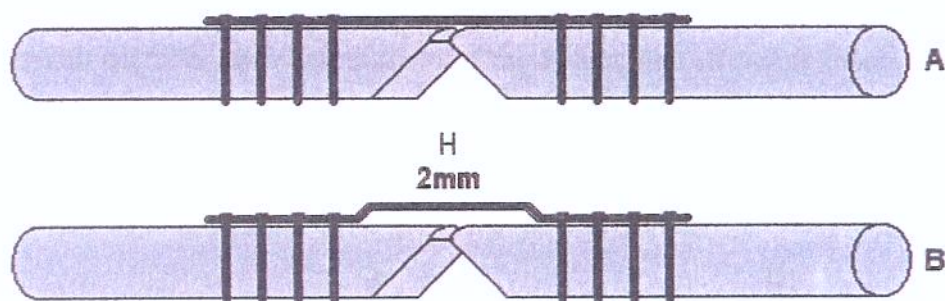
Aos bastões de madeira, fixou-se uma placa, por meio de parafusos corticais com 34 mm de comprimento por 4,5 mm de diâmetro, utilizando-se a técnica convencional preconizada pelo Grupo AO-ASIF (MÜLLER *et al.*, 1993).

No Modelo Experimental I de simulação de fraturas, utilizaram-se os corpos de prova do tipo 1 e 2. No tipo 1, a placa era reta e fixada com quatro parafusos em cada uma das extremidades, mantendo um espaço de 50 mm entre os bastões do tipo “A”. No tipo 2, a placa era em onda e fixada de forma semelhante, após sua moldagem (Fig. 4).



**FIGURA 4:** Montagem completa do Modelo Experimental I com placa reta (a) e em onda (b).

No Modelo Experimental II de simulação de fraturas, foram utilizados os corpos de prova do tipo 3 e 4. No tipo 3, a placa era reta, fixada com quatro parafusos em cada extremidade, mantendo um espaço de 2 mm entre os bastões do tipo “B”. No tipo 4, a placa era em onda, fixada de forma semelhante após a sua moldagem (Fig. 5).



**FIGURA 5:** Montagem completa do Modelo Experimental II com placa reta (a) e em onda (b).

### 3.2.4. Número de corpos de prova confeccionados

Para o ensaio mecânico do Modelo Experimental I de simulação de fraturas, foram confeccionados 18 corpos de prova sendo: 3 fixados com placas retas de 14 furos, 3 fixados com placas retas de 16 furos, 3 fixados com placas retas de 18 furos; 3 fixados com placa em onda de 14 furos; 3 fixados com placa em onda de 16 furos; 3 fixados com placa em onda de 18 furos.

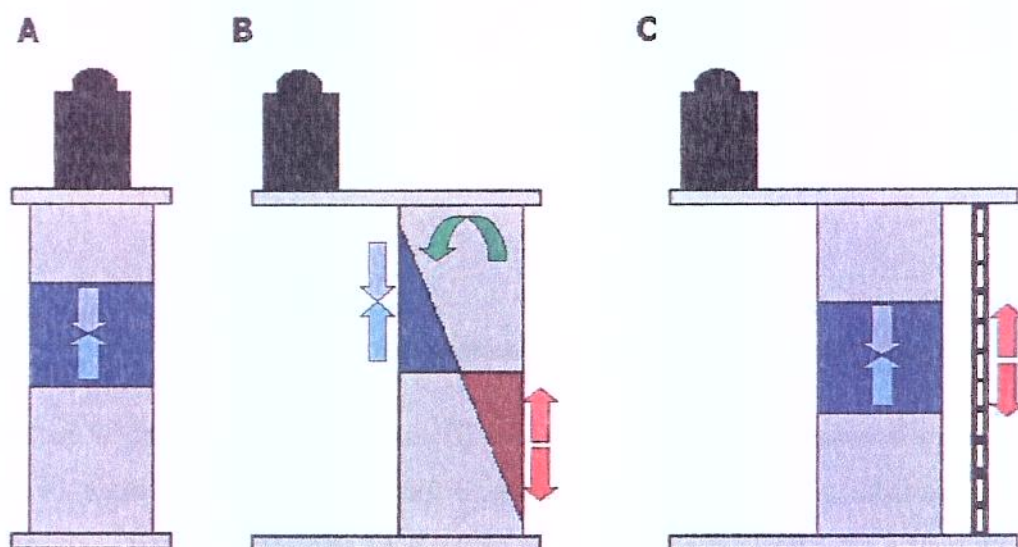
Para o ensaio mecânico do Modelo Experimental II de simulação de fraturas, foram confeccionados 9 corpos de prova sendo: 3 fixados com placa reta de 14 furos e 6 fixados com placa em onda de 14 furos.

### 3.2.5 Dispositivos de fixação dos corpos de prova à máquina de ensaio mecânico

Foram confeccionados, pelo Centro de Tecnologia da UNICAMP, dispositivos de fixação em aço que permitiam a aplicação de cargas excêntricas ao corpo de provas, similares às que ocorrem no fêmur, de acordo com os seus eixos de carga fisiológicos.

### 3.2.5.1. Considerações sobre os eixos de carga do fêmur

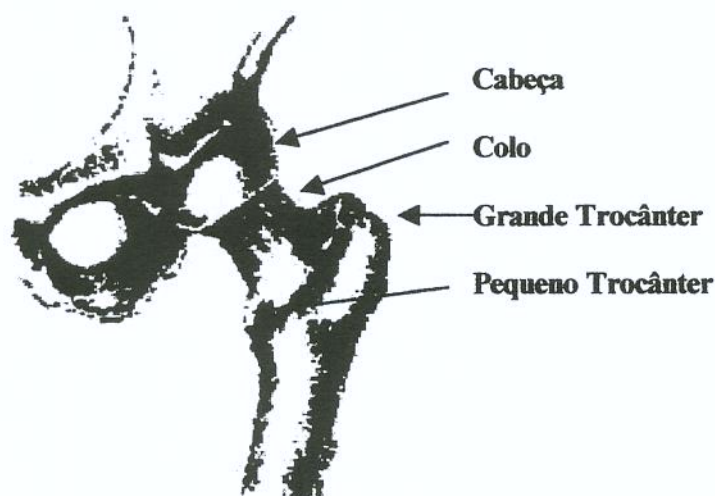
De acordo com os estudos de PAWELS (1980), quando uma carga fosse aplicada no centro de uma coluna, seriam geradas somente forças de compressão, que seriam inversamente proporcionais à sua secção transversal (Fig. 6). Quando a força fosse aplicada excêntrica à coluna, haveria a tendência do seu dobramento (momento fletor) e seriam geradas forças de compressão no lado em foi aplicada, e forças de tração no lado oposto. Se por acaso neste lado fosse aplicada uma corrente inextensível da parte superior à base, ela atuaria como uma banda de tensão, neutralizando o momento fletor.



**FIGURA 6:** Quando a carga é aplicada no centro de uma coluna (A), são geradas somente forças de compressão (setas azuis), quando é aplicada excêntrica (B) é criado um momento fletor (seta verde) que gera forças de compressão (setas azuis) e de tração (setas vermelhas), que podem ser neutralizadas com a colocação de um cabo inextensível no lado oposto, criando um efeito de banda de tensão (C). (Adaptado de PAWELS, 1980)

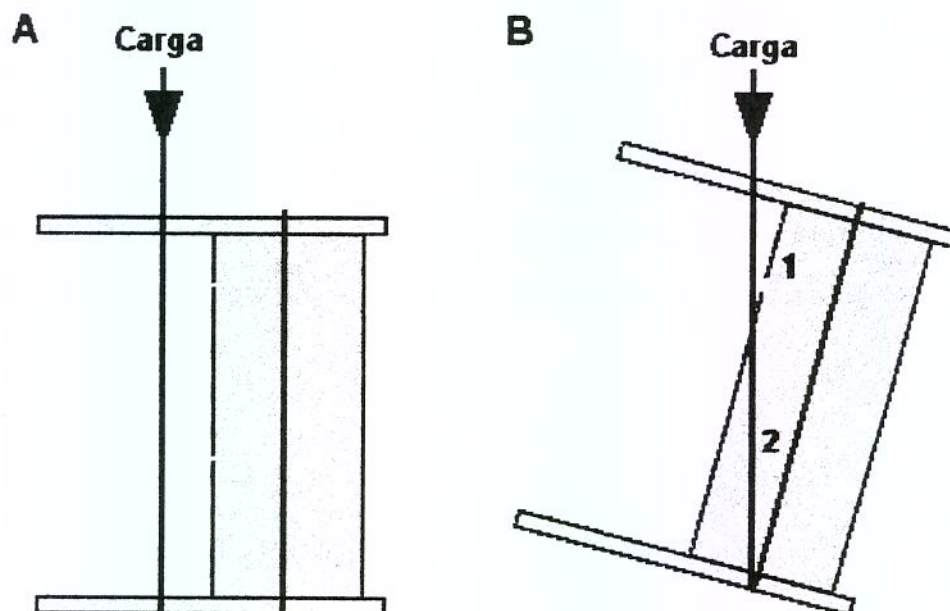
O fêmur é o maior, mais pesado e resistente osso do corpo humano, podendo ser dividido em três partes distintas, a diáfise e as duas porções metafisárias proximal e distal. A porção proximal (Fig. 7) é formada pela cabeça, pelo colo e pelo pequeno e grande trocânteres (FERNER & STAUBESAND, 1984). Conseqüente às características anatômicas, durante a marcha, o ponto de aplicação do peso corporal fica localizado

excentricamente ao longo eixo da diáfise, gerando um momento flexor na extremidade proximal do fêmur. A cabeça do fêmur sofre compressão e o grande trocânter tração, pela ação da musculatura abduzora, que atua através da banda iliotibial reduzindo o momento fletor sobre a diáfise do fêmur, gerando forças de compressão na região medial e forças de tração na região lateral. Essas forças serão tanto maiores quanto mais distante estiver o eixo de aplicação da carga do eixo anatômico do fêmur (PAWELS, 1980; MAQUET, 1985).



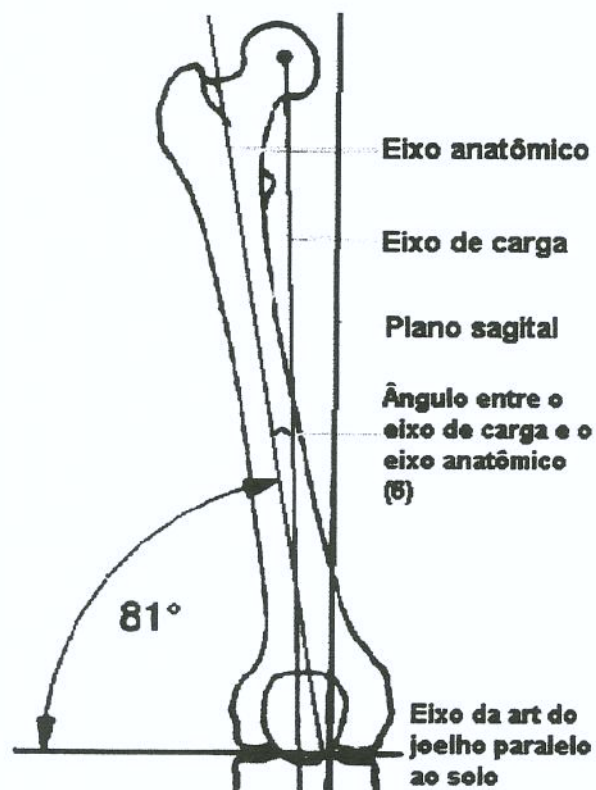
**FIGURA 7:** Porção proximal do fêmur (Adaptado de CALLAGHAN, J.J.; ROSENBERG, A.G.; RUBASH, H.E. - The adult hip. Lippicott, 1998)

De acordo com PAWELS (1980), CORDEY & GAUTIER (1999) e CORDEY *et al.* (1999) ensaios biomecânicos que tenham como finalidade reproduzir as forças geradas na região da diáfise do fêmur devem respeitar os eixos de carga fisiológicos para que se possa simular de forma mais precisa a ocorrência destas forças. Em condições normais, a região medial da diáfise está submetida a esforços de compressão e a lateral, a esforços de tração, que são máximos na região proximal, devido ao maior braço de alavanca (Fig. 8).



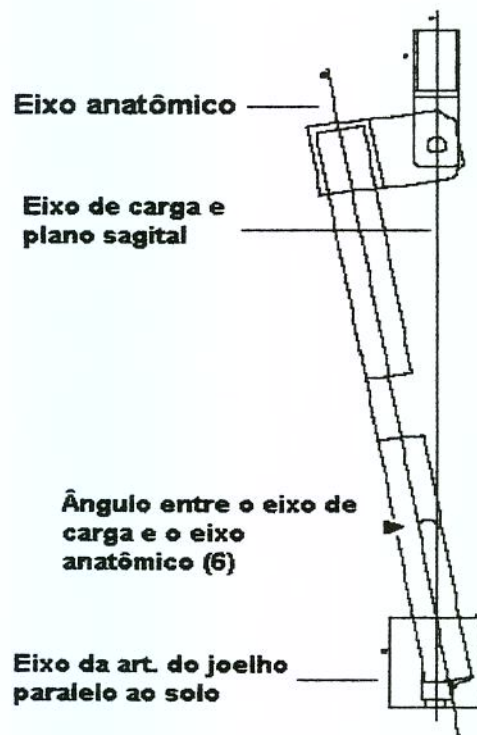
**FIGURA 8:** Exemplificação de dois tipos de aplicação de carga excêntrica, paralela ao eixo longo da coluna (A), gerando forças de compressão e tração homogêneas, já que os braços de alavanca (linhas cinzas) são mantidos inalterados; e convergente ao longo eixo (B), gerando forças de compressão e tração que decrescem à medida que o braço de alavanca fica menor (1 e 2).

O eixo anatômico do fêmur é definido por uma linha traçada no centro de sua diáfise que forma com a articulação do joelho um ângulo de  $81^\circ$ . O eixo mecânico ou eixo de carga é definido por uma linha traçada do centro da cabeça do fêmur em direção ao centro da articulação do joelho formando com esta um ângulo de  $87^\circ$  (PAWELS, 1980; MAQUET, 1983; MÜLLER et al., 1993; SCHATZKER & TILE, 1996). Deste modo, pode-se definir um ângulo de  $6^\circ$  entre o eixo anatômico e o eixo de carga do fêmur (Fig. 9).



**FIGURA 9:** Distribuição dos eixos fisiológicos no fêmur. (Adaptado de Schatzker, J. - Supracondylar fractures of the femur. In: Schatzker, J.; Tile, M. - The rationale of operative fracture care. Berlin, Springer Verlag, 1996)

Como a máquina de ensaios utilizada permite somente a aplicação da carga no plano sagital foram confeccionados dispositivos para fixar os corpos de prova à máquina de ensaio para que fosse possível simular a aplicação de carga, de acordo com os eixos fisiológicos encontrados no fêmur. Assim, o encaixe distal proporcionou a colocação do corpo de prova a 6° em relação ao plano sagital, que foi coincidente com o eixo de aplicação da carga. O encaixe proximal foi confeccionado a fim de permitir a aplicação de carga no plano sagital, excêntrica ao corpo de prova (Fig. 10) para que gerasse forças de compressão no lado de aplicação da carga e de tração no lado oposto ao da aplicação da carga (PAWELS, 1980).



**FIGURA 10:** Distribuição dos eixos no modelo, nota-se o mesmo ângulo entre o eixo de carga e o anatômico (6°).

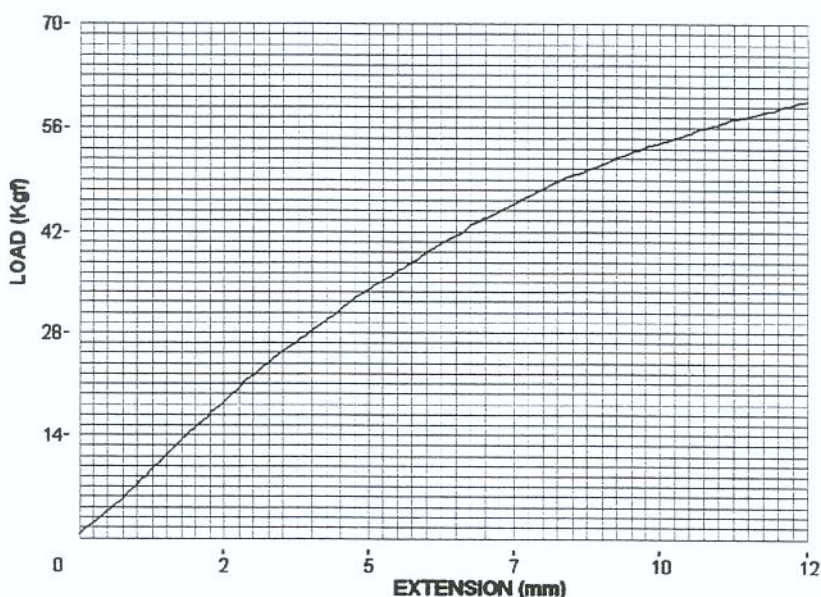
### 3.3. MÉTODO

Os ensaios mecânicos são utilizados na engenharia para se determinar as propriedades mecânicas de um material, assim, amostras do material estudado são submetidas a diferentes esforços com o objetivo de avaliar as suas reações. Estes ensaios são realizados em máquinas especiais para este fim, que submetem o corpo de prova a cargas ou deformações conhecidas, com velocidade de aplicação controlada e registrada em computador acoplado ao sistema.

Durante a realização do ensaio são registradas duas variáveis: a força aplicada e a deformação correspondente, sobre o corpo de prova. Pode-se, a partir desses dados, construir um gráfico com o valor da tensão (força aplicada dividida pela área da secção transversal do corpo de prova) na ordenada e a deformação resultante (relação entre o tamanho inicial e final do corpo de prova) na abscissa, após a aplicação da carga (SOUSA, 1974).

Quando se analisa este gráfico pode-se perceber na fase inicial, a existência de uma zona denominada elástica, onde existe a proporcionalidade entre a tensão e a deformação. A tangente do ângulo formado entre a porção da curva elástica e a abscissa corresponde ao módulo de elasticidade do material (E) ou módulo de Young, que está relacionado com a rigidez do material ou do corpo de prova estudado. Nesta fase, as deformações são reversíveis e caso a carga seja retirada, o material retorna às suas dimensões originais (FROST, 1973; SOUSA, 1974).

Com o avanço do ensaio, a curva deixa de ser linear, perdendo-se a proporcionalidade entre as variáveis. O ponto em que ocorre esta perda é chamado de limite da proporcionalidade, muitas vezes difícil de ser detectado. Nesta circunstância deve-se identificar o trecho reto da curva obtida (Fig. 11).



**FIGURA 11:** Prolongamento da parte reta da curva na zona elástica e o ponto onde a reta deixa a curva, definindo o limite de proporcionalidade (seta).

Após o limite de proporcionalidade, a relação entre a tensão e a deformação deixa de ser linear e logo a seguir atinge-se o limite de escoamento, quando então o material começa a sofrer deformação permanente, iniciando a fase seguinte que recebe o nome de zona plástica, podendo ocorrer com a progressão do ensaio, a ruptura do corpo de

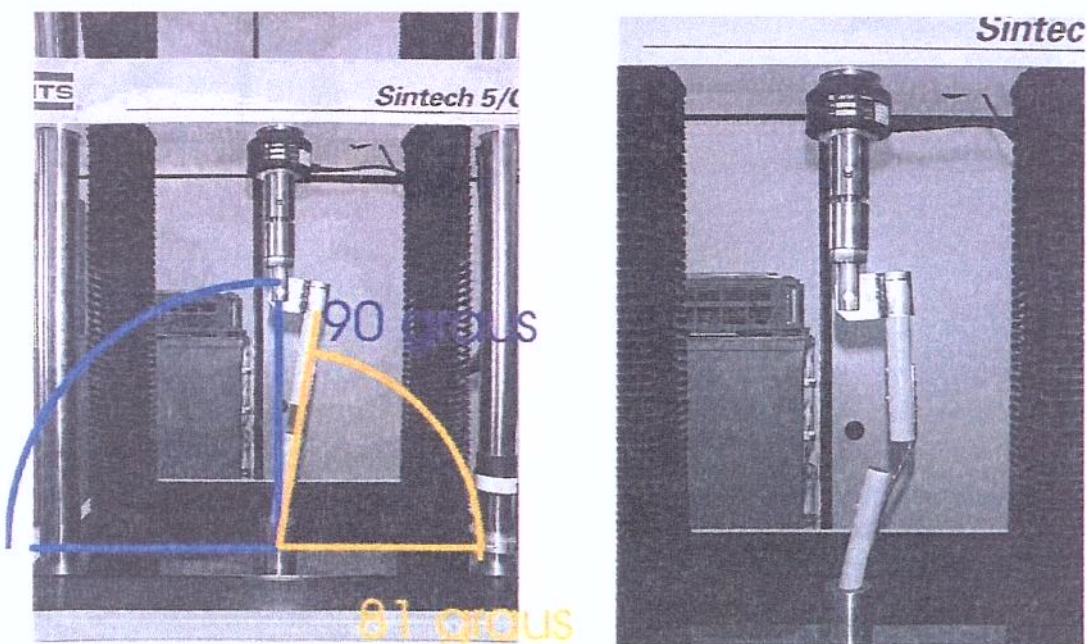
prova. A tensão máxima registrada durante o ensaio é chamada de limite da resistência e a tensão, no ponto de ruptura, de limite da ruptura. A partir deste gráfico pode ser definida a resistência mecânica, a rigidez, a tenacidade e a resiliência do material (SOUSA, 1974).

O limite de escoamento, o limite de resistência, o limite de ruptura, a resiliência e a tenacidade são propriedades mecânicas obtidas nesse tipo de ensaio que definem a resistência e a ductilidade de um material. A ductilidade representa a quantidade de energia gasta para romper o material, já a resiliência seria a energia gasta para se atingir o limite de escoamento do material. Essas propriedades indicam se um material é rígido, deformando-se pouco e absorvendo pouca energia em sua deformação, ou tenaz. Em certas circunstâncias, as grandezas tensão e deformação devem ser substituídas por outras, como por exemplo, no caso dos ensaios de flexão-compressão em que o momento fletor é representado em Newtons multiplicado por metro (SOUSA, 1974). No estudo em questão, a variável estudada será a rigidez da montagem, definida pela inclinação do trecho reto da curva tensão por deformação obtida, conforme citado anteriormente.

### **3.3.1. Teste-piloto**

O Modelo Experimental I foi testado através de dois corpos de prova, com placas retas de 14 furos, que foram submetidas à compressão estática, nas mesmas condições acima determinadas.

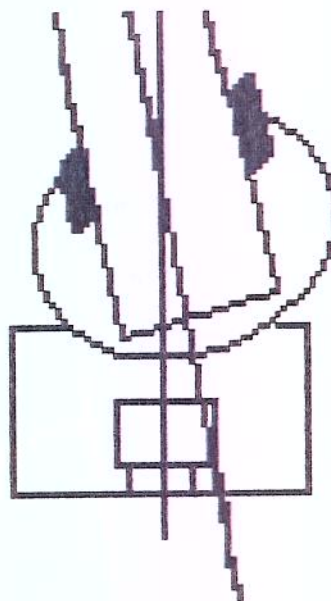
As duas montagens testadas, inicialmente, apresentaram um ângulo entre o eixo de carga e o anatômico de 9° e, dessa forma, a aplicação do ensaio mecânico apresentou deformação atípica da placa (Fig. 12) sem correspondência com a que ocorre na clínica. Atribuiu-se isso ao fato do bastão distal estar rigidamente fixado à base, impedindo que acompanhasse a deformação que estava sendo induzida.



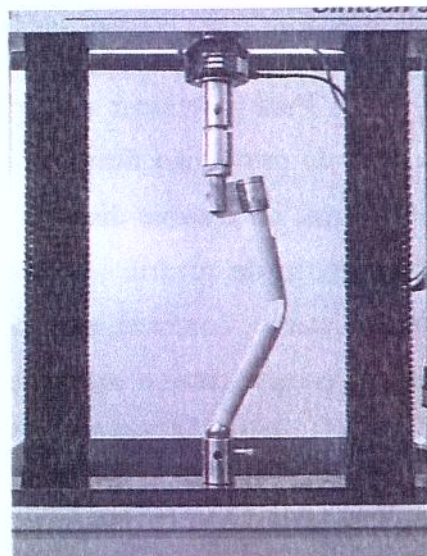
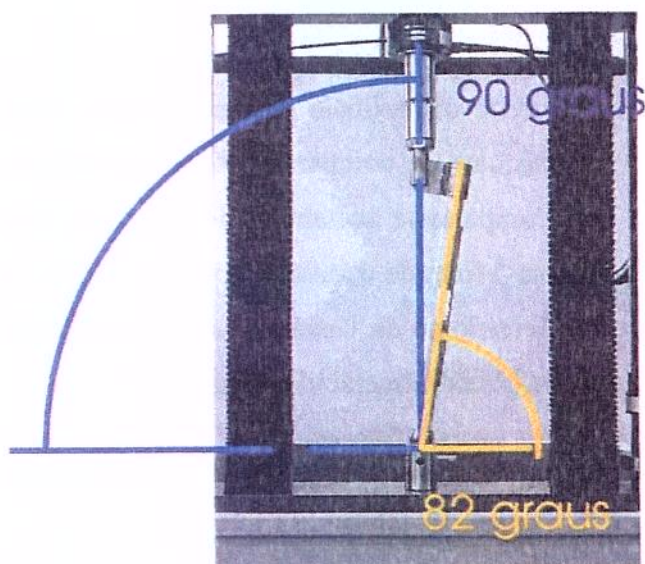
**FIGURA 12:** Teste-piloto com placa reta de 16 furos, à esquerda, antes de aplicada a carga e, à direita, após aplicada a carga, com deformação atípica do corpo de prova.

Para solucionar este problema, foi utilizado um artifício em que a região distal do corpo de prova não ficava fixada à base da máquina de compressão e sim, articulada. Desta forma, no encaixe distal foi inserido um componente acetabular de 34mm de uma prótese bipolar de quadril, com um anel de aço, com 34mm de diâmetro externo e 30mm de diâmetro interno, confeccionado pelo Centro de Tecnologia da Unicamp, a fim de permitir o perfeito encaixe entre o bastão de madeira e o componente acetabular (Fig. 13).

Testaram-se corpos de prova com esse novo dispositivo de fixação distal, que apresentaram um tipo de deformação similar à que ocorre na clínica (Fig. 14).



**FIGURA 13:** Componente acetabular de uma prótese bipolar encaixada no bastão, permitindo que a região distal do corpo de prova tenha um movimento livre.



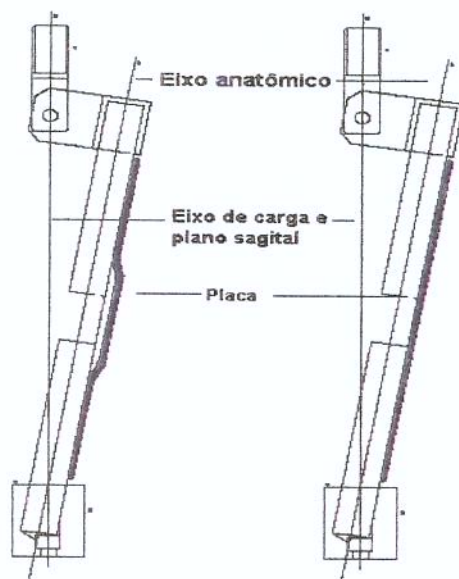
**FIGURA 14:** Teste-piloto com placa reta de 16 furos, à esquerda, antes de aplicada a carga e, à direita, após aplicada a carga, observe a deformação semelhante à que ocorre na clínica

### 3.3.2. Aplicação da carga

Foram realizados 28 ensaios de compressão estática: 18 nos corpos de prova referentes ao Modelo Experimental I, 9 nos corpos de prova referente ao Modelo Experimental II e 1 em bastão de madeira de 45 cm.

Antes do início de cada ensaio, aplicava-se uma pré-carga de acomodação com cerca de 0,5 Kgf.

As montagens (Fig. 15) foram submetidas à carga de compressão aplicada pela máquina de ensaios, equipada com uma célula de carga de 30 KN. A montagem utilizada permitia a aplicação concomitante de compressão e flexão ao corpo de prova, gerando um momento fletor. O ensaio foi realizado no modo de velocidade de deformação constante, ajustada para 0,5mm/s, até que houvesse deformação plástica evidente, associada à perda de resistência à compressão. A carga era uma resultante da resistência à deformação do material. Toda a deformação tanto da fase elástica quanto plástica era registrada em um microcomputador diretamente acoplado à máquina de ensaio, através de um programa chamado de Test Works na versão 3.06, que controlava a máquina (Fig. 16) e gerava um gráfico de tensão por deformação para cada ensaio realizado (Fig. 11).



**FIGURA 15:** Ilustração esquemática dos dois tipos de montagens para o teste mecânico do Modelo experimental I, à esquerda, com a placa em onda e, à direita, com a placa reta, sem a representação dos parafusos que fixavam a placa aos corpos de prova.

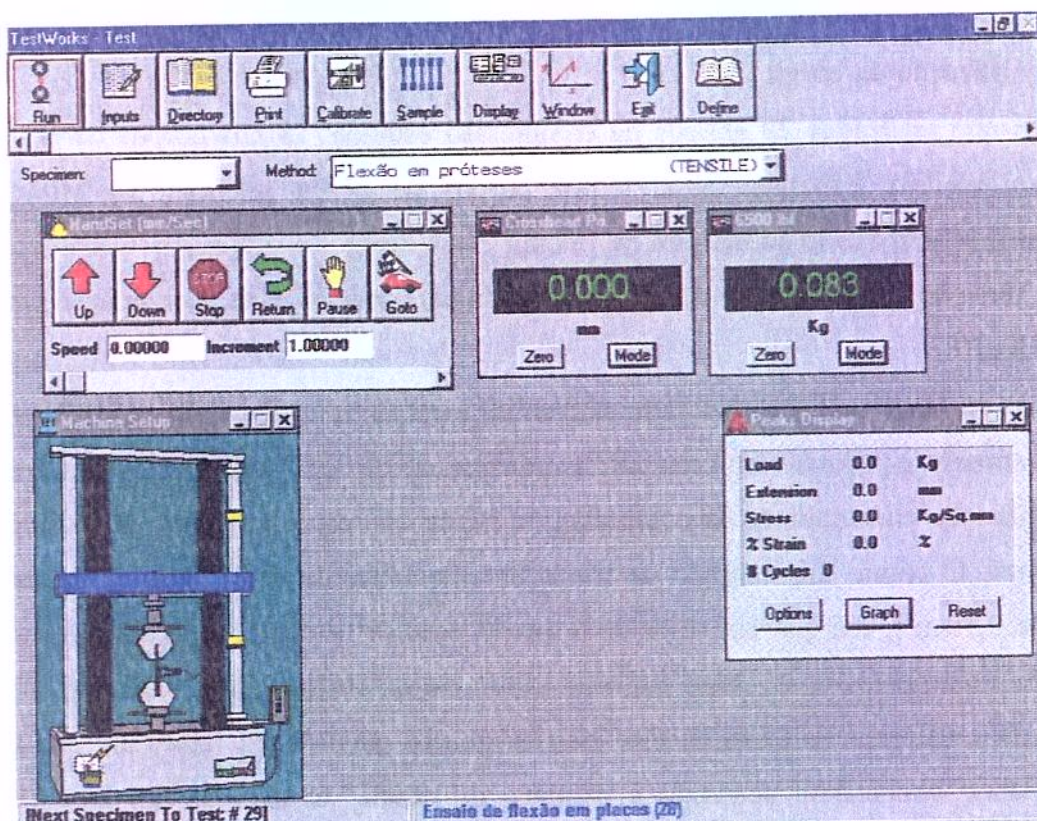


FIGURA 16: Painel do programa de controle da máquina de ensaio

Através dos gráficos obtidos em todos os ensaios, podia-se evidenciar uma porção inicial da curva que correspondia à fase de deformação elástica, seguida da fase de deformação plástica. A inclinação da curva em relação ao eixo das abscissas definia o coeficiente de rigidez do corpo de prova e este valor foi utilizado como parâmetro para a comparação da rigidez dos diversos corpos de prova estudados.

A deformação obtida representava a deformação total do corpo de prova, ou seja, a aproximação dos segmentos de madeira e sua própria deformação. A fim de determinar a relevância da deformação da madeira nos resultados, foi realizado um ensaio, nas mesmas condições, com o bastão de madeira inteiriço, com 45 cm de comprimento.

### 3.3.3 Análise estatística

Os resultados obtidos nos testes do Modelo Experimental I foram analisados, comparando-se os coeficientes de rigidez em função do tipo de placa (reta ou em onda com o mesmo tamanho) e em função do tamanho das placas (14,16 e 18 furos). Para isso utilizaram-se testes estatísticos não paramétricos do tipo Prova U de MANN-WHITNEY e Teste de KRUSKALL-WALLIS, respectivamente.

Os resultados obtidos nos testes do Modelo Experimental II foram analisados, comparando-se os coeficientes de rigidez em função do tipo de placa (reta ou em onda). Para isso, foi utilizada a Prova U de MANN-WHITNEY.

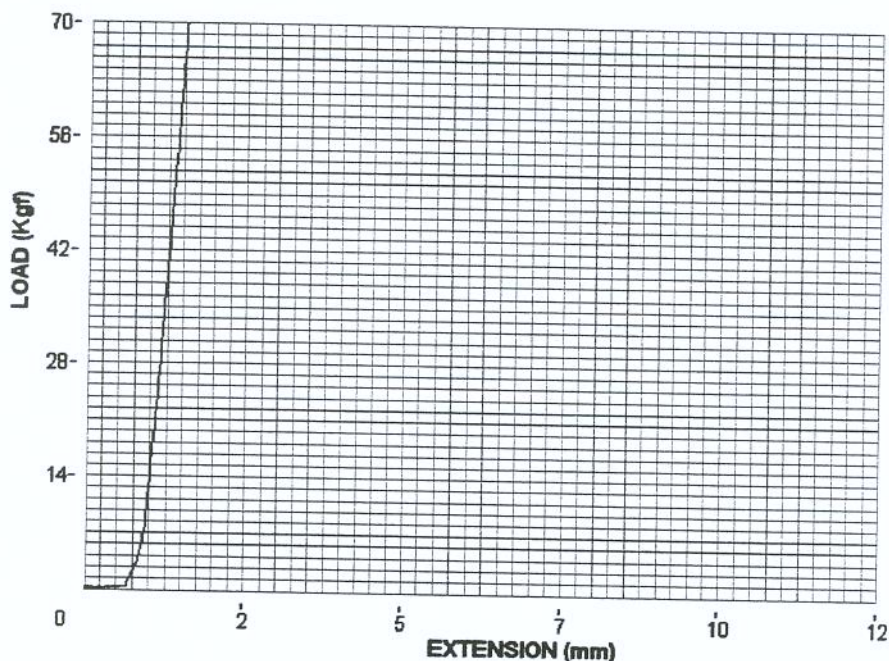
Em todos os testes, o valor de alfa considerado foi de 0,05.



## ***4. RESULTADOS***

#### 4.1. ENSAIO MECÂNICO DO BASTÃO DE MADEIRA

Um bastão de madeira submetido ao ensaio mecânico apresentou coeficiente de rigidez de 12352,9 N/mm (Gráfico 1).



**GRÁFICO 1:** Curva de tensão e deformação do bastão de madeira de 45cm de comprimento, com um coeficiente de rigidez 12352,9 N/mm

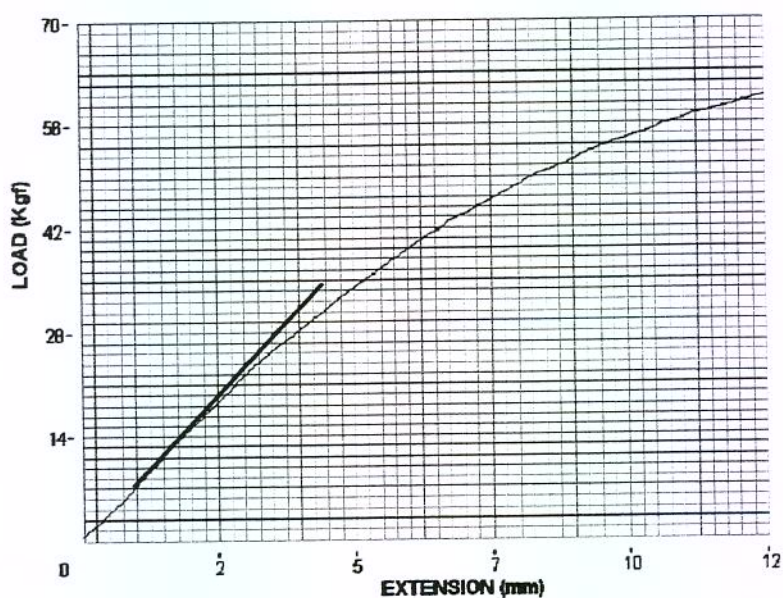
#### 4.2. ENSAIO MECÂNICO DO MODELO EXPERIMENTAL I

Neste modelo foram ensaiados os corpos de prova tipo 1 e 2 (placas de 14, 16 e 18 furos, retas e em onda, com falha central de 5 cm de comprimento).

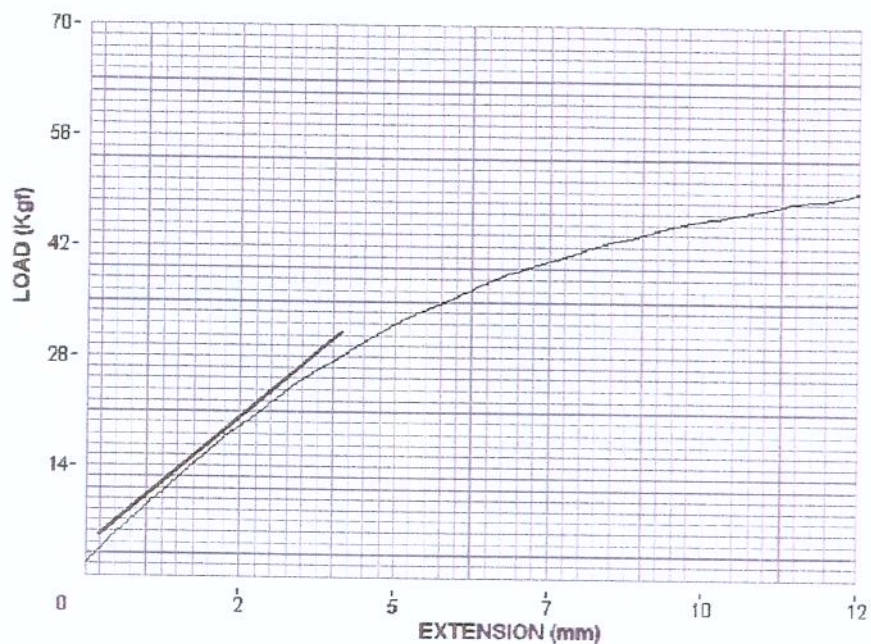
Na Tabela 1 são apresentados os valores do coeficiente de rigidez do Modelo Experimental I. Pode-se observar que as placas retas (Gráfico 2) apresentaram coeficiente de rigidez significativamente maior do que os das placas em onda (Gráfico 3) na mesma montagem, e que houve diminuição do coeficiente de rigidez à medida que se elevava o tamanho das placas, de tal forma que o coeficiente rigidez médio das placas de 14 furos foi maior que o das placas de 16 furos e este maior que os das placas de 18 furos (Gráficos 4 e 5). Em anexo são apresentados os gráficos dos ensaios.

**TABELA 1:** Resultados para o teste do Modelo Experimental I em N/mm.

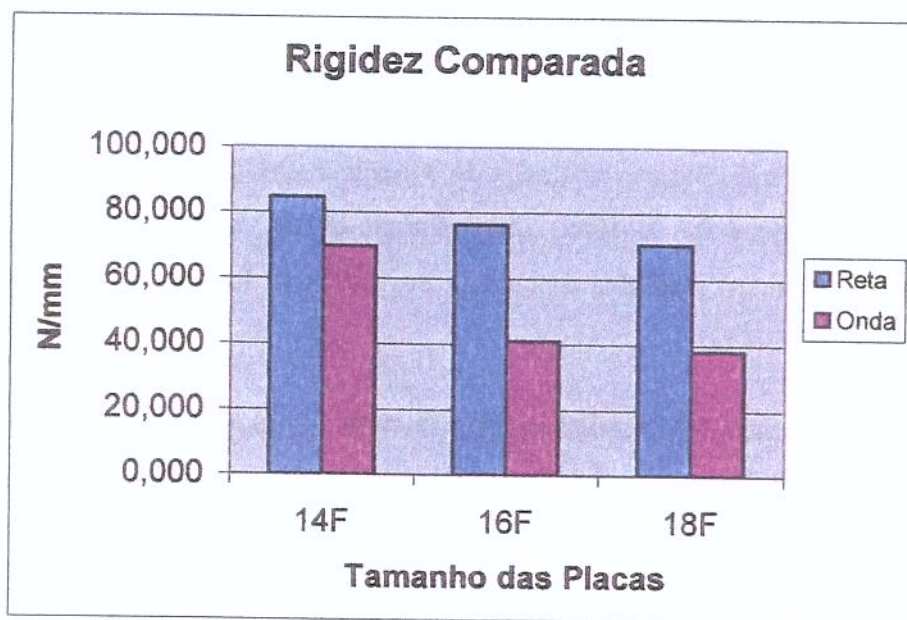
|         | 14 Furos |       | 16 Furos |       | 18 Furos |       |
|---------|----------|-------|----------|-------|----------|-------|
|         | RETA     | ONDA  | RETA     | ONDA  | RETA     | ONDA  |
| I       | 83,33    | 69,44 | 77,78    | 41,67 | 70,00    | 39,22 |
| II      | 87,50    | 69,44 | 76,28    | 41,67 | 71,29    | 37,50 |
| III     | 82,86    | 70,00 | 75,00    | 40,00 | 70,00    | 37,50 |
| Média   | 84,56    | 69,63 | 76,35    | 41,11 | 70,43    | 38,07 |
| DP      | 2,55     | 0,32  | 1,39     | 0,96  | 0,74     | 0,99  |
| Mediana | 83,33    | 69,44 | 76,28    | 41,67 | 70,00    | 37,50 |



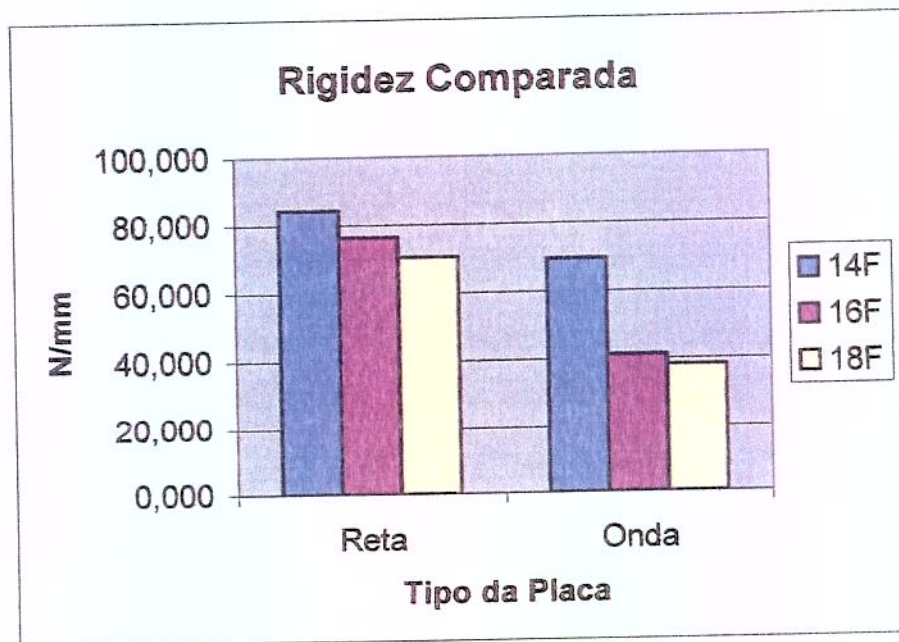
**GRÁFICO 2:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 14 furos. A reta representa coeficiente de rigidez de 87,50 N/mm.



**GRÁFICO 3:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 14 furos. A reta representa coeficiente de rigidez de 69,40 N/mm.



**GRÁFICO 4:** Coeficientes médios de rigidez (N/mm), comparando as placas retas e em onda, note que a placa reta é sempre mais rígida que a placa em onda.



**GRÁFICO 5:** Coeficientes médios de rigidez (N/mm) das placas retas e em onda. Notar que quanto maior a placa, menor é o coeficiente de rigidez (seta indicando a diminuição do coeficiente de rigidez com o aumento da placa).

#### 4.3. ENSAIO MECÂNICO DO MODELO EXPERIMENTAL II

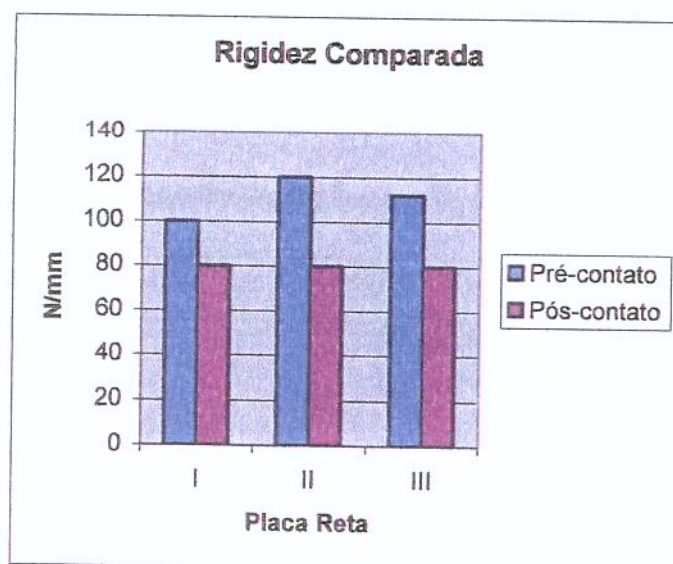
De acordo com os resultados do Modelo Experimental I, os corpos de prova 1 e 2 fixados com placas de 14 furos apresentaram maior rigidez em comparação com os demais, sendo portanto escolhida a placa de 14, para fixação dos corpos de prova 3 e 4 do Modelo Experimental II.

Neste modelo, simulou-se uma fratura do tipo B, da classificação do Grupo AO-ASIF (MÜLLER *et al.*, 1993). Os bastões eram fixados, mantendo-se 2 mm de distância entre eles em sua porção central. Logo após o início do teste, após a aplicação da deformação, observou-se contato entre os bastões de madeira, sob a placa, definindo-se uma fase pré-contato e pós-contato.

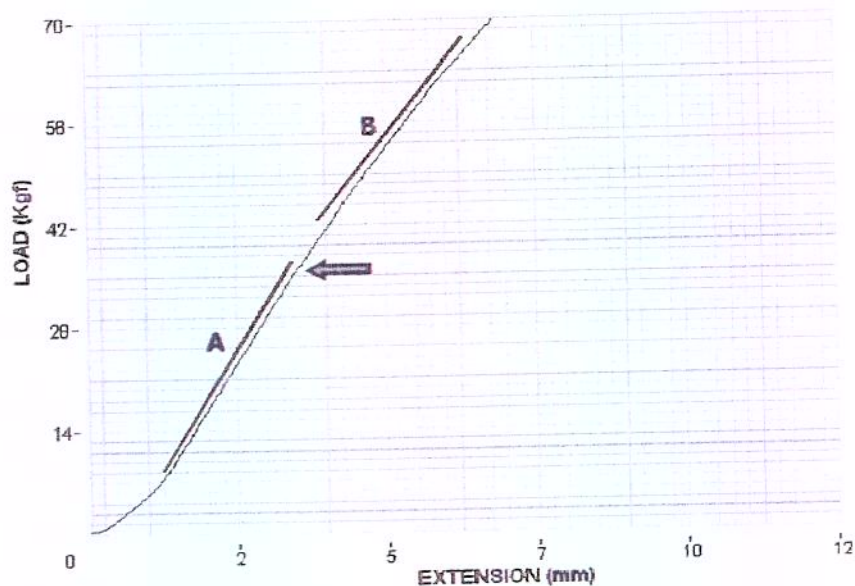
Na Tabela 2 são apresentados os valores dos coeficientes de rigidez da placa reta, antes e depois do contato lateral. Pode-se notar que ocorreu uma perda de rigidez, após o contato lateral (Gráficos 6 e 7).

**TABELA 2:** Coeficientes de rigidez em N/mm das placas retas antes e após o contato.

|         | Pré-contato | Pós-contato |
|---------|-------------|-------------|
| I       | 100,00      | 80,00       |
| II      | 120,00      | 80,00       |
| III     | 112,00      | 80,00       |
| Média   | 110,66      | 80,00       |
| DP      | 10,07       | 0           |
| Mediana | 112,00      | 80,00       |



**GRÁFICO 6:** Coeficientes de rigidez (N/mm) dos corpos de prova do grupo das placas retas, notar que houve uma diminuição significativa da rigidez após a ocorrência do contato lateral.



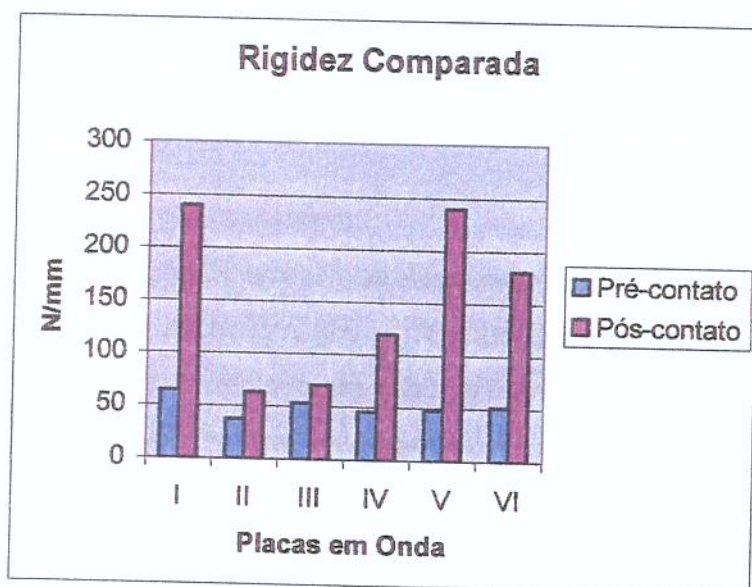
**GRÁFICO 7:** Curva de tensão e deformação do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 2. A seta representa a ocorrência do contato lateral, a reta “A” representa a fase pré-contato com coeficiente de rigidez de 120,0 N/mm e a “B” a fase pós-contato com coeficiente de rigidez de 80,0 N/mm.

Na Tabela 3 apresentam-se os coeficientes de rigidez das placas em onda. Pode-se observar que houve um ganho significativo de rigidez após o contato lateral (Gráficos 8 e 9). Em anexo são apresentados os gráficos dos ensaios deste modelo.

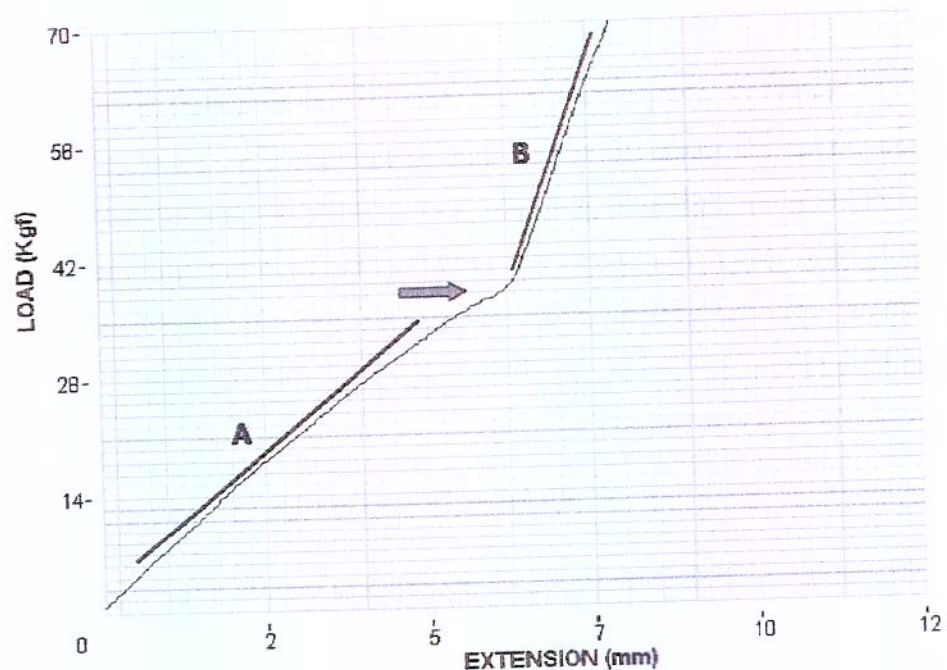
**TABELA 3:** Coeficientes de Rigidez em N/mm das placas em onda antes e após o contato.

|         | Pré-contato | Pós-contato |
|---------|-------------|-------------|
| I       | 64,00       | 240,00      |
| II      | 37,50       | 62,86       |
| III     | 53,30       | 70,00       |
| IV      | 45,71       | 120,00      |
| V       | 48,00       | 240,00      |
| VI      | 51,42       | 180,00      |
| Média   | 54,98       | 148,81      |
| DP      | 8,80        | 79,96       |
| Mediana | 49,71       | 150,00      |

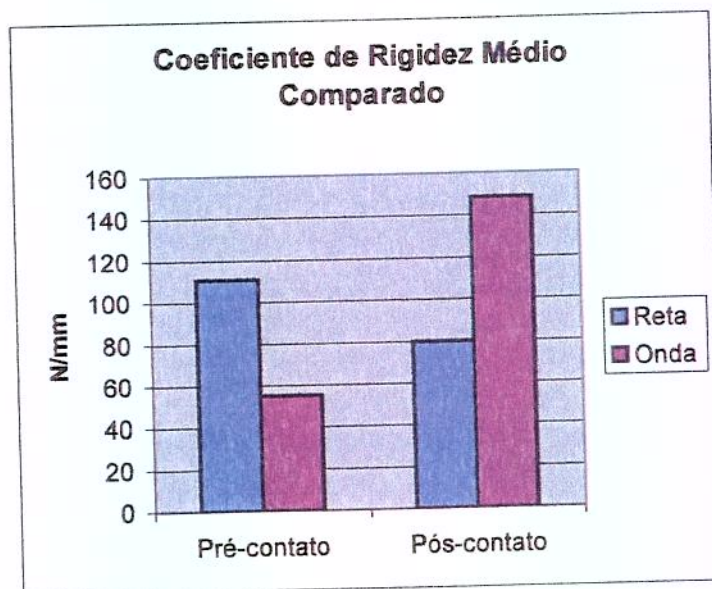
Quando se comparou o coeficiente de rigidez médio do grupo das placas retas com o das placas em onda, notava-se que, inicialmente, as placas retas apresentavam um maior coeficientes de rigidez e que após a ocorrência do contato lateral havia uma queda significativa, já o grupo das placas em onda, apresentava um coeficiente de rigidez médio inicial menor, que aumentava significativamente após a ocorrência do contato lateral (Gráficos 10 e 11).



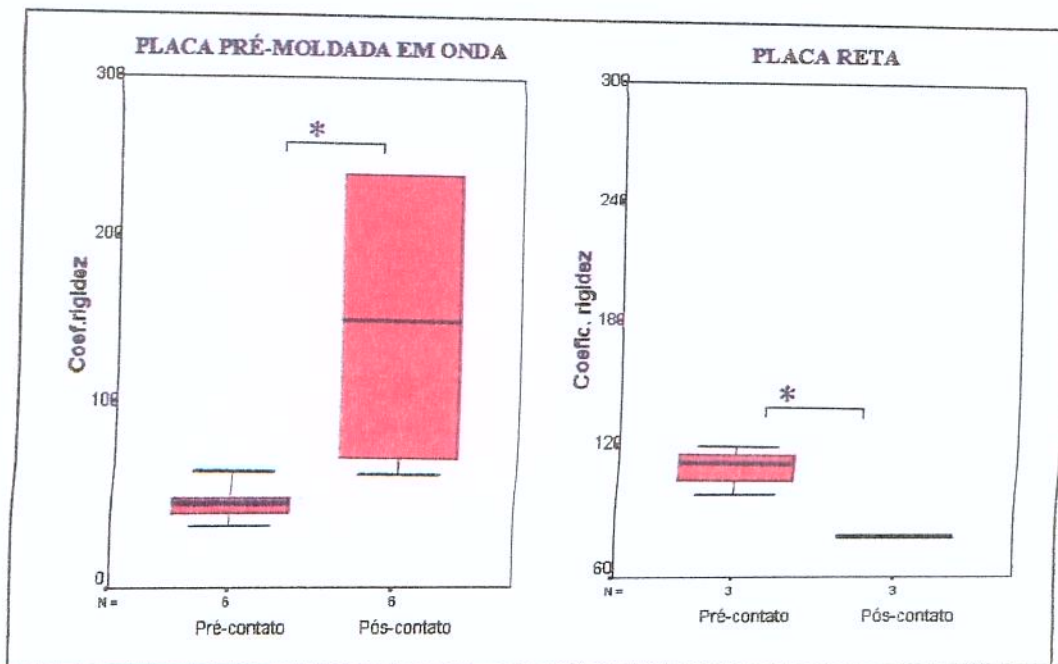
**GRÁFICO 8:** Coeficientes de rigidez (N/mm) dos corpos de prova do grupo das placas em onda, notar que houve um ganho significativo de rigidez após a ocorrência do contato lateral.



**GRÁFICO 9:** Curva de tensão e deformação do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 1. A seta representa a ocorrência do contato lateral, a reta “A” representa a fase pré-contato com coeficiente de rigidez de 64,0 N/mm e a “B” a fase pós-contato com coeficiente de rigidez de 240,0 N/mm.



**GRÁFICO 10:** Comparação entre os coeficientes de rigidez médios (N/mm) dos grupos das placas retas e em onda, antes e após a ocorrência do contato lateral.



**GRÁFICO 11:** Valores do coeficiente de rigidez da placa em onda nas fases de pré e pós-contato à esquerda e da placa reta à direita.

\*  $p < 0,05$  pela Prova de MANN-WHITNEY.

#### 4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

##### 4.4.1. Análise dos resultados do Modelo Experimental I

Na análise dos resultados do Modelo Experimental I foram realizadas as seguintes comparações:

1) Foram comparados os valores de rigidez da montagem com placas retas, em relação ao número de furos das placas (14, 16 e 18). No teste de KRUSKAL-WALLIS, houve diferença significativa da rigidez em função do número de furos das placas retas ( $p = 0.027$ ). Na Tabela 4 são apresentados os resultados do teste U de MANN-WHITNEY para a comparação das placas retas duas a duas, mostrando que houve diferença significativa em todas as comparações.

**TABELA 4:** Resultados da Prova U de MANN-WHITNEY (p), comparando as placas retas duas a duas.

| Número de Furos             | 14 e 16 | 14 e 18 | 16 e 18 |
|-----------------------------|---------|---------|---------|
| Prova U de MANN-WHITNEY (p) | 0,05    | 0,046   | 0,046   |

2) Foram comparados os valores da rigidez das montagens com placas retas em relação àquelas com placas em onda, com o mesmo número de furos. A comparação geral entre placas retas e em onda mostrou diferença significativa no teste de KRUSKAL-WALLIS ( $p=0,027$ ). A comparação entre as placas retas e em onda com a prova U de MANN-WHITNEY, de acordo com o número de furos é apresentada na Tabela 5.

**TABELA 5:** Resultados da Prova U de MANN-WHITNEY (p), comparando as placas de mesmo tamanho, retas e em onda.

|                             | Reta 14 e Onda 14 | Reta 16 e Onda 16 | Reta 18 e Onda 18 |
|-----------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Prova U de MANN-WHITNEY (p) | 0,046             | 0,046             | 0,043             |

#### 4.4.2. Análise dos resultados do modelo experimental II

Na análise dos resultados do Modelo Experimental II foram realizadas as seguintes comparações:

1) Comparação entre a rigidez da montagem antes e após o contato lateral, para as placas retas, com a prova U de MANN-WHITNEY (Tab. 6).

**TABELA 6:** Resultado da Prova U de MANN-WHITNEY (p) para a comparação da rigidez pré-contato e pós-contato das placas retas.

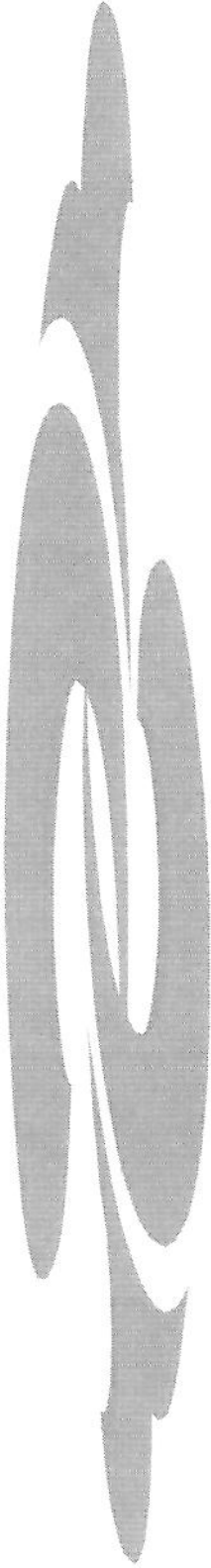
|   | Rigidez pré X pós-contato |
|---|---------------------------|
| P | 0,037                     |

2) Comparação entre a rigidez da montagem antes e após o contacto lateral, para as placas em onda, com a Prova U de MANN-WHITNEY (Tab. 7).

**TABELA 7:** Resultado da Prova U de MANN-WHITNEY (p) para a comparação da rigidez pré-contato e pós-contato das placas em onda.

|   | Rigidez pré X pós-contato |
|---|---------------------------|
| P | 0,006                     |

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE



## ***5. DISCUSSÃO***

## 5.1. DA ESCOLHA DO TEMA

O tratamento cirúrgico das fraturas da diáfise do fêmur sempre foi considerado um problema de difícil solução. Neste tipo de fratura, já foram utilizadas diversas formas de tratamento, como por exemplo, tração esquelética, seguida de aparelho gessado (CHARNLEY, 1961), osteossíntese intramedular (KÜNTSHER, 1958; KÜNTSHER, 1968) e placas (WENGER, 1944; DANIS, 1949), sendo esta última, definitivamente padronizada no final da década de 50, pelo Grupo AO-ASIF (ALLGÖWER & SPIEGEL).

Apesar da osteossíntese com placa ser a única alternativa de tratamento para as fraturas da diáfise do fêmur que não podem ser tratadas com hastes intramedulares convencionais, poucos são os estudos na literatura que comparam estes dois métodos e que analisam, criticamente, as vantagens da placa (JENSEN *et al.*, 1976; GEIST & LAROS, 1979). Mesmo após o advento da AO, responsável não só pelo desenvolvimento e padronização das placas, como também bem pela introdução dos princípios para a sua utilização, percebe-se, após análise da literatura, que os resultados funcionais nas fraturas da diáfise do fêmur melhoraram, mas que havia ainda restrição para o uso deste implante, de forma generalizada, nestas fraturas. (ALLGÖWER & SPIEGEL, 1979).

As falhas observadas estavam quase sempre relacionadas às fraturas que apresentavam perda ou diminuição da parede medial da diáfise, ou a pacientes portadores de graves lesões associadas a partes moles, onde a agressão cirúrgica produzida pelo levantamento da massa muscular e da desperiostização acabava levando a uma taxa significativamente maior de infecção e de retardo de união. Por outro lado, no final da década de 80, os cirurgiões passaram a tomar consciência da preservação da irrigação óssea no foco de fratura, o que acabou levando os mesmos a terem uma conduta menos mecanicista e perfeccionista com relação à redução da fratura, para uma conduta mais de preservação da vascularização do foco. Apenas a mudança destes conceitos foi suficiente para que as placas ressurgissem e se transformassem em um implante extremamente eficiente, o que pode ser demonstrado pelo grande número de publicações, como citado anteriormente, que passaram a mostrar a eficiência da chamada osteossíntese biológica com placas. É interessante notar que o implante, ou seja, a placa, continua sendo o mesmo que foi criado em 1958, porém agora este é utilizado sob uma nova óptica, apresentando

desempenho completamente diferente e promissor. Calçado nesta revisão histórica e, principalmente, pelo fato de existirem poucos trabalhos voltados para o entendimento dos fenômenos biomecânicos, relacionados com o uso das placas, é que surgiu o projeto deste estudo.

## 5.2. Do modelo experimental

Durante a marcha, na fase de apoio monopodálico, o peso corporal é transmitido para a cabeça femoral, e desta para a diáfise, até o centro dos côndilos femorais, seguindo o eixo de carga do fêmur. Esta particularidade anatômica gera na região da diáfise, segundo PAWELS (1980), forças de tração e de compressão, que devem ser neutralizadas pelo implante utilizado para o tratamento de uma fratura desta região. No caso da placa, por ser esta de material metálico, que é mais resistente à tração, o local ideal para a sua colocação é a face anterolateral do fêmur, a fim de neutralizar os esforços de tração e transformar estes em compressão, no foco de fratura. Este efeito produzido pela placa nesta posição foi muito bem demonstrado por PAWELS (1980), quando discorre sobre a teoria da banda de tensão. Portanto, no desenvolvimento de um modelo experimental que vise testar o desempenho da placa, no tratamento da fratura da diáfise do fêmur, é importante que a relação anatômica da suposta cabeça e diáfise do fêmur sejam respeitadas e que o eixo de carga seja devidamente simulado.

Nesse estudo ficou evidente, no ensaio-piloto, a importância da obediência destas relações, já que a deformidade obtida no implante, inicialmente, não era aquela encontrada na prática clínica. O modelo só passou a mimetizar a situação clínica de fadiga do implante, quando a porção distal do corpo de prova ficou incluída em um dispositivo que permitia a sua movimentação, simulando a articulação do joelho. Modelo semelhante a esse foi utilizado por PACCOLA *et al.* (1995) em ensaios mecânicos para a comparação de hastes intramedulares bloqueadas implantadas em fêmures humanos e HARDER *et al.* (1999) que analisaram o desempenho de uma placa condiliana na extremidade distal de fêmures de cadáver.

Na literatura encontram-se ainda corpos de provas feitos a partir de tubos de plástico com núcleos de aço (BLATTER *et al.*, 1989) e fêmures de polímeros (KARNEZIS, 2000).

Neste estudo, optou-se pelo uso de bastões de madeira, para a simulação da diáfise do fêmur, pela pequena variabilidade dos mesmos e pela homogeneidade da sua estrutura, com coeficiente de rigidez muito superior aos obtidos durante os ensaios. Pode-se questionar esta opção em vez de fêmures de cadáver que, teoricamente poderiam simular de forma mais adequada a situação clínica. No entanto, a obtenção, a preservação e a confecção do corpo de prova a partir de ossos de cadáver, além de ser muito mais complexa, adicionaria outras variáveis ao estudo, que teriam que levar em consideração fatores como a densidade, o volume, a idade do osso, possibilitando o aparecimento de resultados que não representariam somente o desempenho dos implantes. Além disso, o estudo não tinha como objetivo avaliar a influência da capacidade de fixação dos implantes nos bastões de madeira que, apesar de não ter sido especificamente testada previamente, já mostrou ser eficiente nos ensaios do teste-piloto e durante todos os ensaios.

Com relação às placas utilizadas, estas eram de fabricação comercial, disponíveis no mercado e modeladas manualmente, resultando em implantes com forma semelhante, já que os resultados do Experimento I, do grupo das placas em onda, foram semelhantes, com desvio-padrão médio de 1,56, nos grupos com placas retas e de 0,76, nos com placas em onda.

A opção pelos dois modelos experimentais teve a finalidade de duas situações clínicas completamente distintas, a falha de 5 cm, que simula a fratura cominutiva (com grande perda de substância) e a falha medial, que simula as fraturas em asa de borboleta, com contato da cortical lateral. É óbvio que, neste segundo modelo, estaria incluído o grupo das fraturas do tipo A, que são mais estáveis e que tem tanto a cortical lateral quanto a medial íntegras.

Na prática clínica, as osteossínteses com placa, realizadas em situações em que exista falha da cortical medial, são potencialmente de risco, pois o momento fletor gerado no foco de fratura pela carga, produz micromovimentos que geram instabilidade no foco,

podendo inibir ou estimular a formação do calo ou ainda como consequência pior, a fratura por fadiga do implante (MÜLLER *et al.*, 1993). Nestas circunstâncias, as hastes intramedulares são implantes que, do ponto de vista biomecânico, levam vantagem sobre a placa, pois o braço de alavanca (distância entre o centro da haste e o ponto de aplicação da carga na cabeça do fêmur) é menor do que aquele gerado pela placa (MÜLLER *et al.*, 1993; FRANKLE *et al.*, 1999). Considerando este raciocínio, seria esperado que a placa em onda em ponte, por estar mais afastada da cortical lateral, produzisse maior braço de alavanca e, portanto, desempenho mecânico inferior ao da placa reta em ponte.

### 5.3. Do Experimento I

Os resultados obtidos no Modelo Experimental I confirmam esta hipótese, já que os corpos de prova com a placa em onda tiveram coeficiente de rigidez significativamente menor do que os que foram fixados com placa reta. Por outro lado, com o aumento da distância entre os pontos de fixação das placas, ocorreu a redução dessa rigidez, provavelmente, pelo aumento do momento fletor que é função da distância dos pontos de fixação da placa ao bastão de madeira. Além disso, o desvio-padrão em todos os grupos foi muito pequeno, refletindo a reprodutibilidade dos ensaios.

Do ponto de vista mecânico, estes achados demonstram que as placas em onda, e o aumento da distância entre os pontos de fixação da placa no bastão tornam as montagens mais flexíveis, o que permite maior amplitude de movimento no foco da fratura.

### 5.4. Do Experimento II

Neste modelo foram utilizadas as placas de 14 furos, tanto retas quanto em onda por terem apresentado melhor desempenho nos ensaios do Experimento I. Os resultados obtidos no Modelo Experimental II foram surpreendentes, já que os corpos de prova com as placas em onda mostraram coeficiente final de rigidez significativamente

maior do que os das montagens com as placas retas, contrariando a hipótese definida anteriormente. Este experimento foi analisado em duas fases, a partir do tipo de curva obtida nos gráficos, durante o ensaio. Os gráficos foram diferentes dos do experimento I, pois, mostraram duas curvas, a primeira, que foi denominada de pré-contato, e a segunda, denominada de pós-contato. Na fase pré-contato, os resultados mostraram que o coeficiente de rigidez das montagens com as placas em onda eram significativamente menores do que os com a placa reta. Este achado está de acordo com os resultados obtidos no Experimento I e com a hipótese já mencionada, que justifica esta redução pelo aumento do braço de alavanca nas montagens fixadas com a placa em onda.

Na fase pós-contato, ocorreu maior variabilidade dos resultados, motivo pelo qual, aumentou-se a casuística e apesar do desvio-padrão, os valores finais do coeficiente de rigidez com a placa em onda, foram sempre significativamente maiores do que os com a placa reta. Para se explicar o comportamento diferenciado da placa em onda, há que se reportar ao conceito da banda de tensão, descrito por PAWELS (1980) e por BLATTER *et al.* (1989). Após o contato entre os bastões, a placa reta, como está muito próxima do fulcro de movimento gerado pelo momento fletor, produz pouca resistência à deformação imposta. No caso da placa em onda, como esta se encontra afastada da região de contato e do fulcro do movimento, ela passa a exercer o efeito da banda de tensão sobre a montagem. Assim como descrito por WEBER & BRUNNER (1982) e mais tarde por BLATTER *et al.* (1989), a placa simula a cortical lateral, enquanto que a região de contato dos bastões simula a cortical medial ausente. Pode-se inferir que, nestas circunstâncias, a resistência do corpo de prova à deformação dependa da área, do tipo de material que sofre contato e da modelagem da placa. Provavelmente, quanto maior a área, a rigidez do material e a distância da placa com o foco, maior seria a resistência à deformação conseguida nesta montagem. O estudo teórico realizado por BLATTER *et al.* (1989) mostrou resultados semelhantes, no entanto com valores do coeficiente de rigidez maiores. Esta diferença pode ter ocorrido pelas características do modelo adotado que não consideravam os eixos de carga fisiológicos do fêmur, além de simular a placa como uma estrutura afastada completamente do fêmur simulado, sem nenhum ponto de fixação com este.

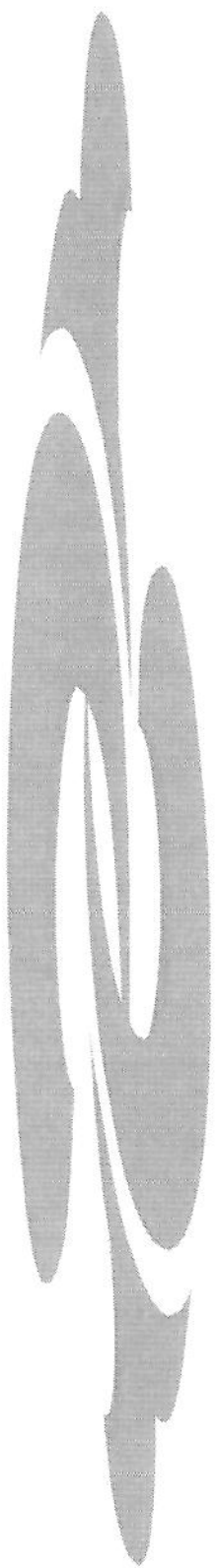
KARNEZIS (2000) estudou o desempenho comparativo da placa em onda com placas retas, longas e curtas, para a fixação de fraturas produzidas em fêmures de plástico, simulando os tipos I, II, III e IV de WINQUIST & HANSEN (1980). No estudo, não há referências da forma como a carga foi aplicada e do posicionamento dos corpos de prova na máquina de ensaio, o que impede a comparação destes resultados com os deste estudo. De qualquer modo, os autores concluíram que não havia vantagem mecânica da placa em onda com relação à placa reta de mesmo tamanho (18 furos).

Do ponto de vista clínico, sabe-se que a deformação produzida no foco de fratura é fator fundamental na diferenciação dos tecidos para a formação e maturação do calo ósseo (CARTER, BLENMAN, BEAUPRÉ, 1988; PERREN *et al.*, 1990; PERREN, 1991). Esta deformação, induzida pela carga, é conferida pela elasticidade da montagem que, experimentalmente em animais, tem demonstrado influenciar o volume e a rigidez do calo e reduzir, inclusive, o tempo de consolidação óssea (GOODSHIP & KENWRIGHT, 1985; GILBERT, DAHNERS, ATKINSON, 1989). Ensaios clínicos têm mostrado em fixadores externos, que a rigidez da montagem tem influência na formação e diferenciação do calo ósseo (KENWRIGHT & GARDNER, 1998). Por outro lado, quando a deformação permitida é gerada precocemente ou excessivamente, o efeito inverso pode ocorrer com inibição ou redução da formação do calo ósseo (AUGAT *et al.*, 1996). Fica, portanto, aberta a questão de quanto tem que ser flexível a montagem para uma determinada fratura, a fim de que a deformação produzida seja um estímulo favorável para o processo de consolidação óssea.

Os resultados analisados, em nível experimental, são importantes, mas tem que se levar em consideração que não podem ser extrapolados para a clínica, já que a magnitude dos valores obtidos não tem correspondência real, mas sim uma correspondência proporcional. No paciente, a presença do tônus muscular, do tirante de tensão produzido pelo trato iliotibial e a resistência viscoelástica dos tecidos que estão se diferenciando, podem interferir no valor final da deformação produzida no foco de fratura. Recentemente ANGELINI, BELANGER, LIVANI (2000) apresentaram os resultados do tratamento de fraturas da diáfise do fêmur, dos tipos A e B, da Classificação da AO, com a placa em onda e em ponte, obtendo a consolidação, sem a mudança do método, em 21 das 22 fraturas

tratadas, com 14 semanas em média (8 a 24 semanas). Os autores relatam uma quebra do implante após 18 meses de acompanhamento, que foi resolvida com nova osteossíntese com placa.

Diante destes resultados, pode-se sugerir que a placa reta em ponte estaria mais indicada, do ponto de vista mecânico, para tratar as fraturas do tipo C da classificação do Grupo AO-ASIF, enquanto que as placas em onda em ponte estariam mais indicadas para tratar as fraturas do tipo A e B.



## ***6. CONCLUSÕES***

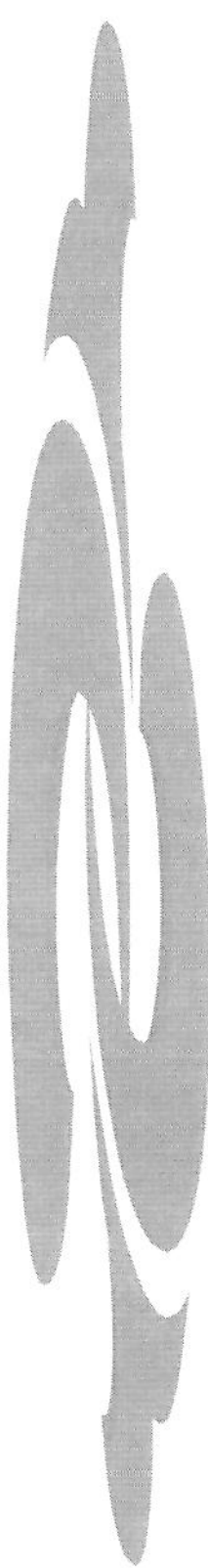
No Modelo Experimental I, após ensaios mecânicos, comparando-se o desempenho dos corpos de prova fixados com placas retas e em onda em ponte, simulando a fratura do tipo C da Classificação do Grupo AO-ASIF, pode-se concluir que:

Os corpos de prova fixados com a placa reta apresentaram coeficiente de rigidez significativamente maior do que os fixados com placas em onda.

Houve redução do coeficiente de rigidez, em função do aumento da distância entre os pontos de fixação das placas aos bastões.

No Modelo Experimental II, após ensaios mecânicos, comparando-se o desempenho dos corpos de prova fixados com placas retas e em onda em ponte, simulando a fratura do tipo B da Classificação do Grupo AO-ASIF, pode-se concluir que:

Os corpos de prova fixados com placas em onda apresentaram coeficiente de rigidez final significativamente maior que os fixados com placas retas.

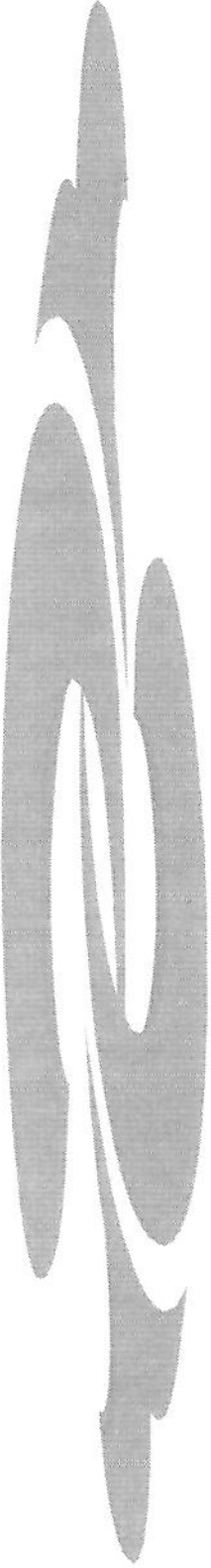


## ***7. SUMMARY***

Two models simulating fractures type C and B of the classification proposed by AO-ASIF Group (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Association for the study of internal fixation) were submitted to eccentric compression, taking into account the femoral load axes. In the first experimental model (fracture type C) straight and wave plates with 14, 16 and 18 holes, fixing a 50mm gap were tested comparatively. In the second experimental model (fracture type B), straight and wave plates with 14 holes, fixing a 2mm, with a defect on the medial wall (opposed to the plate), were tested comparatively.

Experimental Model I showed that bodies fixed with straight plates presented rigidity coefficients significantly larger than the ones fixed with wave plates, and that there was reduction of the rigidity coefficients in function of the increase of the distance between the fixation points of the plates to the sticks.

Experimental Model II showed that the bodies fixed with wave plates presented coefficients of rigidity significantly larger than the ones fixed with straight plates.



## ***8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

- ALLGÖWER, M. & SPIEGEL, P.G. - Internal fixation of fractures. **Clin. Orthop.**, 138: 26-9, 1979.
- AMIHOOD, S. - Anaysis of 200 fractures of the femoral shaft treated at Groote Schurr Hospital. **Injury**, 5: 35-40, 1973.
- ANDERSON, L.D.; SISK, D.; TOOMS, R.; PARK III, W. - Compression-plate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna. **J. Bone Joint Surg. [Am.]**, 57(A): 287-97, 1973.
- ANGELINI, A.J.; BELANGERO, W.D.; LIVANI, B. - Placa em ponte e em onda para o tratamento das fraturas diafisárias do fêmur classificadas nos tipos A e B/AO. In: XXXII CONGRESSO BRASILEIRO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA, 2000. **Anais**. Rio de Janeiro, p: 150, 2000.
- AUGAT, P.; MERK, J.; IGNATIUS, A.; MARGEVICIUS, K.; BAUER, G.; ROSENBAUM, D.; CLAES, L. - Early full weightbearing wuth flexible fixaion delays fracture healing. **Clin. Orthop.**, 328: 194-202, 1996.
- Blatter, G. & Weber, B.G. – Wave plate osteosynthesis as a salvage procedure. **Arch. Orthop. Surg.**, 109:330-3, 1990.
- BLATTER, G.; GASSER, B.; WEBER, B.G. - Die Wellenplatte. **Munuskript für AO-Bulletin**, version 29, 1989.
- BLICHERT-TOFT, M. & HAMMER, A. - Treatment of the femoral shaft. **Acta Orthop. Scandinav.**, 41: 341-53, 1970.
- BÖHLER, J. - Cosed intramedullary nailing of the femur. **Clin. Orthop.**, 60: 51-67, 1968.
- CALLAGHAN, J.J.; ROSENBERG, A.G.; RUBASH, H.E. - **The adult hip**. Lippicott, 1998.

- CARTER, D.R.; BLENMAN, P.R.; BEAUPRÉ, G.S. - Correlations between mechanical stress history and tissue differentiation in initial fracture healing. **J. Orthop. Res.**, 6: 736-48, 1988.
- CHARNLEY, J. - Fractures of the shaft of the femur. *In*: Charnley, J. - **The closed treatment of common fractures**. Edinburgo e Londres, Churchill Livingstone, p:166-196, 1961.
- CHRISOVITSINOS, J.P.; XENAKIS, T.; PAPAKOSTIDES, K.G; SKALTSOYANNIS, N.; GRESTATAS, A.; SOUCACOS, P.N. - Bridge plating osteosynthesis of 20 comminuted fractures of the femur. **Acta Orthop. Scand.**, (suppl. 275): 72-6, 1997.
- CLAWSON, D.K.; SMITH, R.F.; HANSEN, S.T. - Closed intramedullary nailing of the femur. **J. Bone Joint Surg. [Am]**, 53(A): 681-92, 1971.
- CORDEY, J.; BERGEAUD, M.; FRANKLE, M.; HARDER, Y.; MARTINET, O. - Loading model for the human femur taking the tension band effect of the ilio-tibial tract into account. **Injury**, 30 (suppl. 1): S26-30, 1999.
- CORDEY, J. & GAUTIER, E. - Strain gauges used in the mechanical testing of the bones, part III: strain analysis, graphic determination of the neutral axis. **Injury**, 30 (suppl. 1): S21-5, 1999.
- DANIS, R. - The classic: The aims of internal fixation. Traduzido por PERREN, S.M. de DANIS, R. - **Theorie et Pratique de L'Osteosyntheses**. Paris, Librarie de L'Academie de Medicine, 1949. **Clin. Orthop.**, 138: 23-25, 1979.
- FALAVINHA, R.S. - Fixação biológica das fraturas multifragmentárias do fêmur. **Rev. Bras. Ortop.**, 31: 449-56, 1996.
- FAROUK, O.; KRETTEK, C.; MICLAU, T.; SCHANDELMAIER, P.; GUY, P.; TSCHERNE, H. - Minimally invasive plating osteosynthesis: does percutaneous plating disrupt femoral blood supply less than the traditional technique? **J. Orthop. Trauma**, 13: 401-6, 1999.

- FERNANDES, H.J.A. - Placa em ponte e haste intramedular bloqueada: estudo comparativo no tratamento de fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur. São Paulo, 2000 (Tese – Doutorado – Universidade Federal de São Paulo).
- FERNER, H. & STAUBESAND, J. - **Sobotta – atlas de anatomia humana**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1984.
- FRANKLE, M.; CORDEY, J.; SANDERS, R.W.; KOVAL, K.; PERREN, S.M. - A biomechanical comparison of the antegrade inserted universal femoral nail with the retrograde inserted universal tibial nail for use in femoral shaft fractures. **Injury**, 30 (supl. 1): S40-3, 1999.
- FROST, H.M.: **Orthopaedic biomechanics**. Springfield, Charles Thomas, p:8-67, 1973.
- GANT, G.C.; SHAFTAN, G.W.; HERBSMAN, H. - Experience with the ASIF compression plate in the management of femoral shaft fractures. **J. Trauma**, 10: 458-71, 1970.
- GEIST, R.W. & LAROS, G.S. - Femoral shaft fractures: Editorial comment and comparative results. **Clin. Orthop.**, 138: 5-9, 1979.
- GERBER, C.; MAST, J.W.; GANZ, R. - Biological internal fixation of fractures. **Arch. Orthop. Surg.**, 109: 295-303, 1990.
- GILBERT, J.A.; DAHNERS, L.E.; ATKINSON, M.A. - The effect of external fixation stiffness on early healing of transverse osteotomies. **J. Orthop. Res.**, 7: 389-97, 1989.
- GOODSHIP, A.E. & KENWRIGHT, J. - The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. **J. Bone Joint Surg. [Br]**, 67(B): 650-5, 1985.
- HARDER, Y.; MARTINET, O.; BARRAUD, G.E.; CORDEY, J.; REGAZZONI, P. - The mechanics of internal fixation of fractures of the distal femur: a comparison of the condylar screw (DCS) with the condylar plate (CP). **Injury**, 30 (supl. 1): 31-9, 1999.

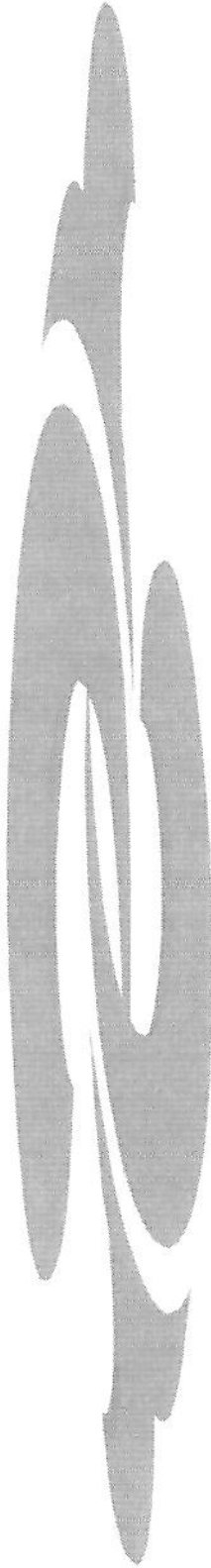
- HEITEMEYER, U.; CLAES, L.; HIERHOLZER, G.; KÖRBER, M. – Significance of postoperative stability for bony reparation of comminuted fractures. **Arch. Orthop. Surg.**, **109**: 144-9, 1990.
- HEITEMEYER, U.; KEMPER, F.; HIERHOZER, G.; HAINES, J. - Severely comminuted femoral shaft fractures: treatment by bridging-plate osteosynthesis. **Arch. Orthop. Surg.**, **106**: 327-30, 1987.
- HUNGRIA NETO, J.S. – Fraturas diafisárias do fêmur. Ainda há indicação para o uso de placas? **Ver. Bras. Ortop.**, **31**: 444-8, 1996.
- HUNGRIA NETO, J.S.; YONEDA, T.; MERCADANTE, M.T.; TEIXEIRA, VERVERVER; PEREZ, VERM.G.; POLESELLO, G.; CHIH, L.Y. – Fraturas subtrocantericas do fêmur tratadas com placa condilar 95° AO. **Ver. Bras. Ortop.**, **29**: 745-50, 1994.
- JENSEN, S.J.; JOHANSEN, J.; MORCH, A. – Midle third femoral fractures treated with medullary nailing or AO compression plates. **Injury**, **8**: 174-81, 1976.
- KARNEZIS, I.A. – Biomechanical considerations in ‘biological’ femoral osteosynthesis: an experimental study of the ‘bridging’ and ‘wave’ plating techniques. **Arch. Orthop. Surg.**, **120**: 272-5, 2000.
- KENWRIGHT, J. & GARDNER, T. – Mechanical influences on tibial fracture healing. **Clin. Orthop.**, **355**: 179-190, 1998.
- KINAST, C.; BOLHOFNER, B.R.; MAST, J.W.; GANZ, R. – Subtrochanteric fractures of the femur. **Clin. Orthop.**, **238**: 122-30, 1989.
- KÜNTSCHER, G. – The classic: The intramedullary nailing of the fractures. Traduzido por ANDREN, C de KÜNTSCHER, G. – Die marknagelung von knochenbrüchen. **Arch. Klin. Chir.**, **200**: 443, 1940. **Clin. Orthop.**, **60**: 5-12, 1968.

- KÜNTSCHER, G. - The Küntscher method of intramedullary fixation. **J. Bone Joint Surg. [Am]**, **40(A)**: 1958: 17-26.
- LAROS, G.S. & SPIEGEL, P.G. - Editorial Coments – Rigid Internal Fixation of Fractures. **Clin. Orthop.**, **138**: 2-3, 1979.
- LAURENCE, M.; FREEMAN, M.A.R.; SWANSON, S.A. - Engeneering considerations in the internal fixation of fractures of the tibial shaft. **J. Bone Joint Surg. [Br]**, **51(B)**: 754-68, 1969.
- LINDAHL, O. - The rigidity of fracture immobilization with plates. **Acta Orthop. Scand.**, **38**: 101-14, 1967.
- LOOMER, R.L.; MEEK, R.; SOMMER, F. - Plating the femoral shaft fractures: The Vancouver Experience. **J. Trauma**: 1038-42, 1980.
- MAGERL, F.; WISS, A.; BRUNNER, C.; BINDER, W. - Plate osteossynthesis of femoral shaft fractures in adults. **Clin. Orthop.**, **138**: 62-73, 1979.
- MAQUET, P.G.J.: **Biomechanics of the hip**. Berlin Heidelberg New York Toquio, Springer-Verlag, p: 1-40, 1985.
- MAQUET, P.G.J.: **Biomechanics of the knee**. Berlin Heidelberg New York Toquio, Springer-Verlag, p: 15-27, 1983.
- MAST, J.; JAKOB, R.; GANZ, R. **Planning and reduction technique in fracture surgery**. New York, Springer-Verlag, 1989.
- MATTOS, C.A.; ZUPPI, G.N.; KÖBERLE, G.; BELANGERO, W.D. - Tratamento das fraturas do fêmur pelo método de fixação biológica: placa em ponte e haste intramedular bloqueada. **Rev. Bras. Ortop.**, **32**: 425-430, 1997.
- MÜLLER, M.E.; ALGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. - **Manual de osteossíntese**. São Paulo, Manole, 1993.

- MÜLLER, M.E.; NAZARIAN, S.; KOCH, P.; SCHATZKER, J. - **The comprehensive classification of fractures of long bones**. Berlin Heidelberg New York Toquio, Springer-Verlag, 1990.
- MÜLLER, M.E. & THOMAS, R.J. - Treatment of nonunion in fractures of long bones. **Clin. Orthop.**, **138**: 141-53, 1979.
- NICHOLS, P.J.R. - Rehabilitation after fractures of the shaf of the femur. **J. Bone Joint Surg. [Br]**, **45(B)**: 96-102, 1963.
- OSÓRIO, L.; OSÓRIO, E.G.; AMARAL, F.G.; CHAMBRIARD, C.; COUTO, P. - Tratamento das fraturas cominutivas do fêmur pelo método de placa em ponte. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**: 855-860, 1994.
- PACCOLA, C.A.J.; KRETTEK, C.; SCHANDELMEIER, P.; MANNS, J.M. - Comparação das propriedades mecânicas das hastes femorais bloqueadas AO-ASIF e FMRP; Parte II – Hastes implantadas em fêmures humanos “in vitro”. **Rev. Bras. Ortop.**, **30**: 869-77, 1995.
- PAWELS, F. - **Biomechanics of locomotor apparatus**. Berlin Heidelberg New York Toquio, Springer-Verlag, 1980.
- PERREN, S.M. - The concept pf biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). **Injury**, **22** (suppl. 1): 1-41, 1991.
- PERREN, S.M.; KLANE, K.; POHLER, M.; PREDIERI, M.; STEINEMANN, S.; GAUTIER, E. - The limited contact dynamic compression plate. **Arch. Orthop. Surg.**, **109**: 304-10, 1990.
- PERREN, S.M.; HUGGLER, A.; RUSSENBERGER, M.; STRAUMANN, F.; MÜLLER, S.M.; ALLGÖWER, M. - Cortical bone healing. A method of mensuring the change in compression applied to living cortical bone. **Acta Orthop. Scand.**, (suppl. 125): 5-16, 1969.

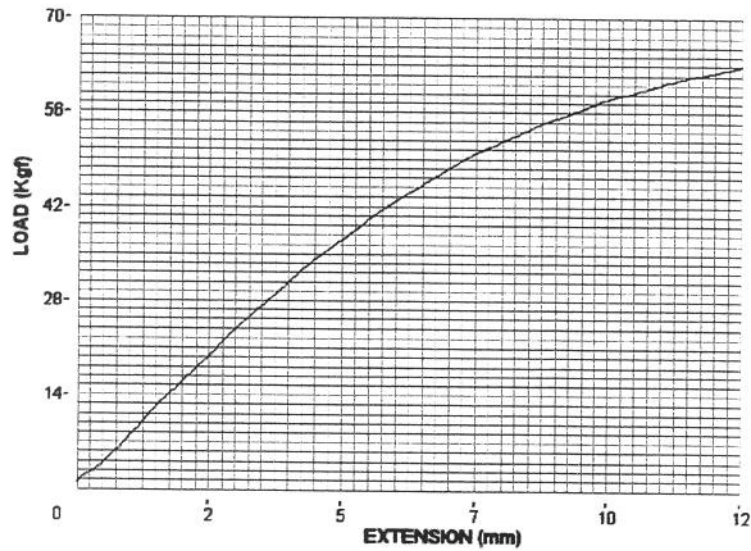
- RAHN, B. A.; GALLINARO, P.; BALTENSBERGER, A.; PERREN, S.M. - Primary bone healing – an experimental study in the rabbit. **J. Bone Joint Surg. [Am]** 53(A): 783-6, 1971.
- RAMOS, M.R.F.; RAMOS, M.V.M.; HASHIMOTO, R.; ROTBANDE, I.S.; GIESTA, C. - Tratamento das fraturas cominutivas da diáfise do fêmur pela técnica de placa em ponte. **Rev. Bras. Ortop.**, 30: 497-502, 1995.
- RIEMER, B.L.; FOGLESONG, M.E.; MIRANDA, M.A. - Femoral Plating. **Orthop. Clin. North Am.**, 25:625-33, 1984.
- RING, D.; JUPITER, J.B.; QUINTERO, J.; SANDERS, R.A.; MARTI, R.K. - Atrophic ununited fractures of the humerus with a bony defect: treatment by wave-plate osteosynthesis. **J. Bone Joint Surg. [Br]**, 82(B): 867-71, 2000.
- RING, D.; JUPITER, J.B.; SANDERS, R.A.; QUINTERO, J.; SANTORO, V.M.; GANZ, R.; MARTI, R.K. - Complex nonunion of fractures of the femoral shaft treated by wave-plate osteosynthesis. **J. Bone Joint Surg. [Br]**, 79(B): 289-94, 1997.
- ROBERTS, J.B. - Management of fractures and fracture complications of the femoral shaft using the ASIF compression plate. **J. Trauma**, 17: 20-8, 1977.
- ROZBRUNCH, S.; MÜLLER, U; GAUTIER, E.; GANZ, R. - The evolution of femoral shaft plating technique. **Clin. Orthop.**, 354: 195-208, 1998.
- RÜEDI, P. & LÜSCHER, J.N. - Results after internal fixation of comminuted fractures of the femoral shaft with DC plates. **Clin. Orthop.**, 138: 74-6, 1979.
- SCHATZKER, J. - Fractures of the distal femur revisited. **Clin. Orthop.**, 347: 43-56, 1998.
- SCHATZKER, J. & TILE, M.: **The rationale of operative fracture care**. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1996.
- SEINSHEIMER, F. - Concerning the proper length of femoral side plates. **J. Trauma**, 21: 42-45, 1981.

- SHENK, R.K.; WILLENEGGER, H. - Histologie der primären knochenheilung. **Arch. Klin. Chir.**, **308**: 440-452, 1964.
- SHIMABUKURO, E.H.; TUCCI NETO, P.F.; CHOHFI, M.; REIS, F.B.; GIOVANNI, J.F.  
- Estudo comparativo do emprego da placa-ponte e da haste intramedular bloqueada nas fraturas diafisárias cominutivas do fêmur. **Rev. Bras. Ortop.**, **32**: 221-8, 1997.
- SLÄTIS, P.; RYÖPPY, S.; HUITTINEN, V.M. - AOI Osteosynthesis os fractures os the distal third of the femur. **Acta Orthop. Scand.**, **42**: 162-172, 1971.
- SOLHEIM, K. & VAAGE, S. - Operative treatment of femoral fractures with the AO method. **Injury**, **4**: 54-60, 1972.
- SOUSA, S.A.: **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. São Paulo, Editora da Universidade de São Paulo, 1974.
- THOMPSON, F.; O'BERIRNE, J.; GALLAGNER, J.; SHEEHAN, J.; QUINLAN, W. - Fractures of the femoral shaft treated by plating. **Injury**, **16**: 535-538, 1985.
- UHTHOFF, H.K. & FINNEGAN, M.A. - The role of rigidity in fracture fixation. **Arch. Orthop. Surg.**, **102**: 163-166, 1984.
- WEBER, B.G. & BRUNNER, C.F. - **Special tecniques in internal fixation**. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1982.
- WEBER, B.G. & BRUNNER, C.F. - The treatment of nonunions without electrical stimulation. **Clin. Orthop.**, **161**: 24-32, 1981.
- WENGER, H.L. - Shaft fracture immobilization without plaster. **Am. J. Surg.**: 382-3, 1944.
- WINQUIST, R.A. & HANSEN, S.T. - Comminuted fractures of the femoral shaft treated by intramedullary nailing. **Orthop. Clin. North. Am.**, **11**: 633-48, 1980.



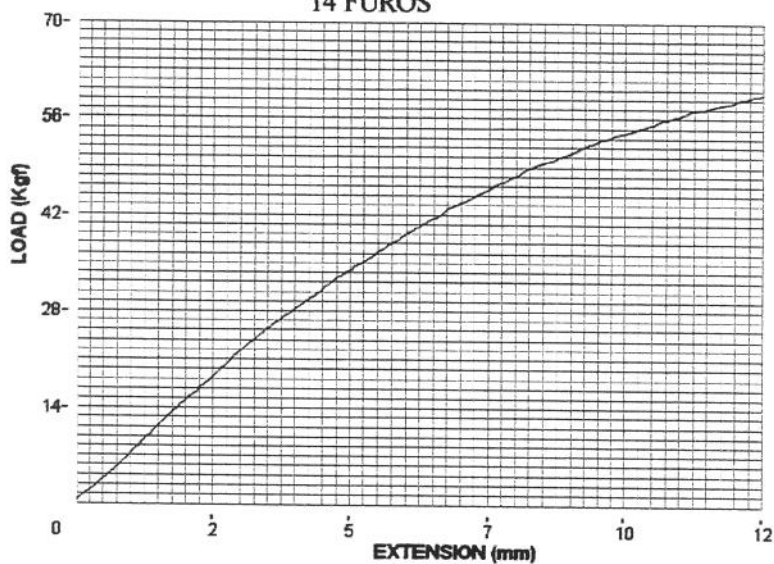
## **9. *ANEXOS***

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 1  
14 FUROS



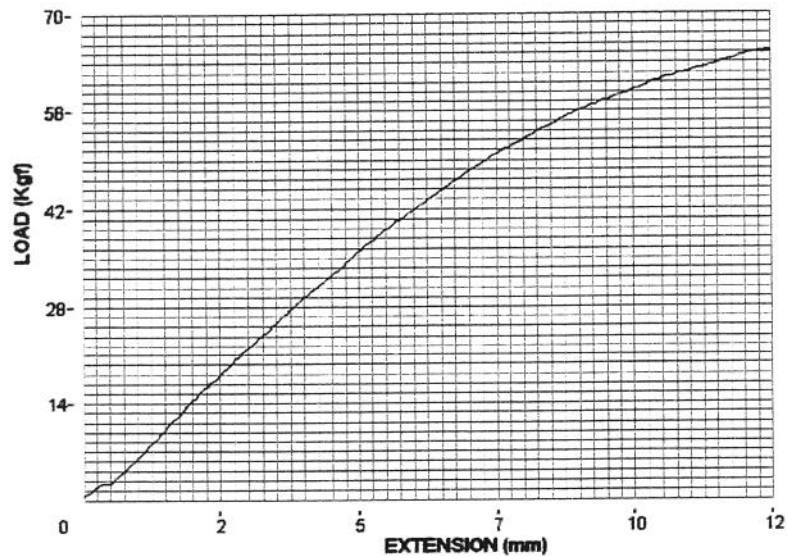
**GRÁFICO 12:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 1 de 14 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 2  
14 FUROS



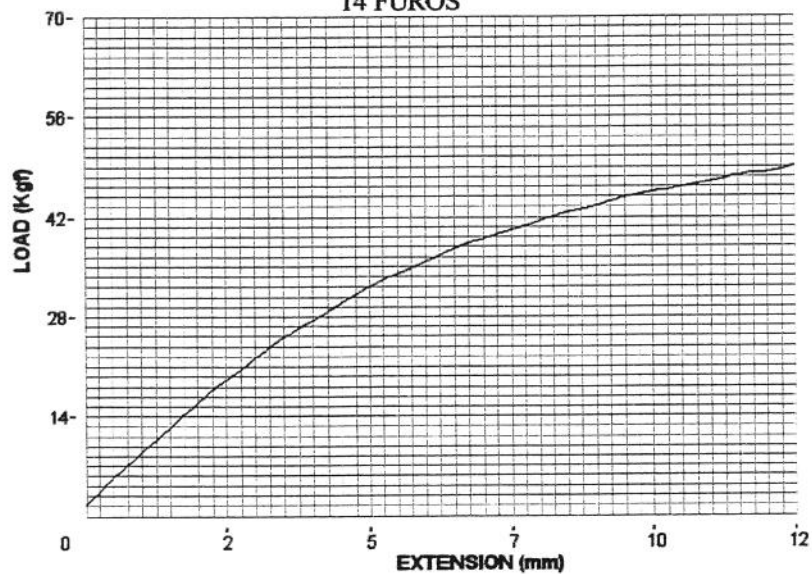
**GRÁFICO 13:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 14 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 3  
14 FUROS

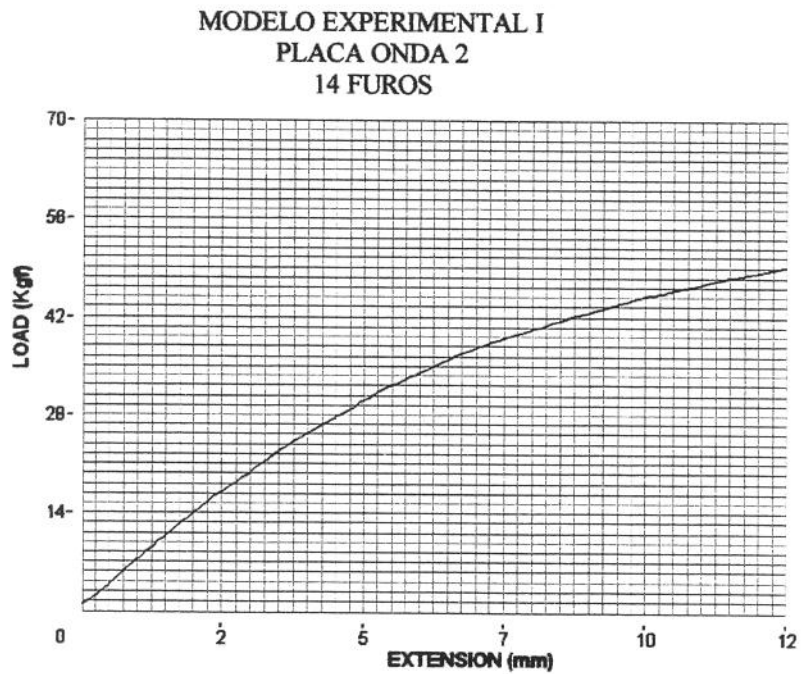


**GRÁFICO 14:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 14 furos.

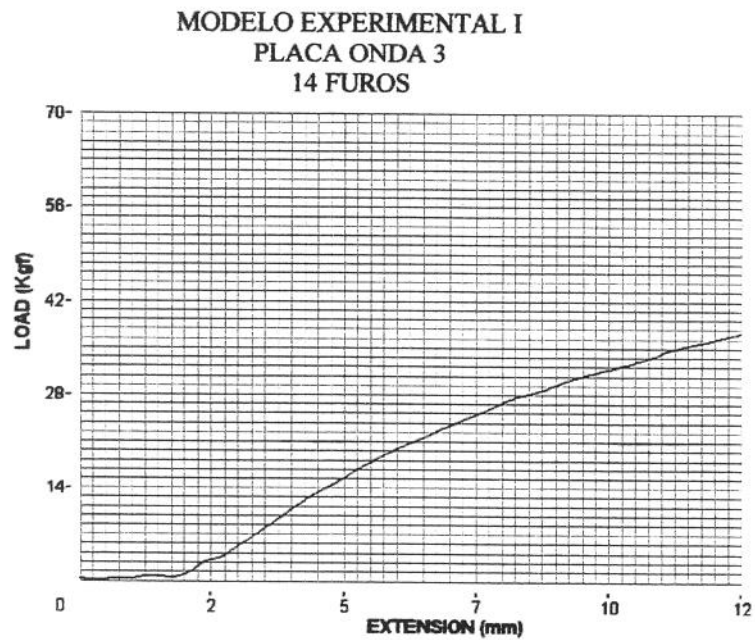
MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 1  
14 FUROS



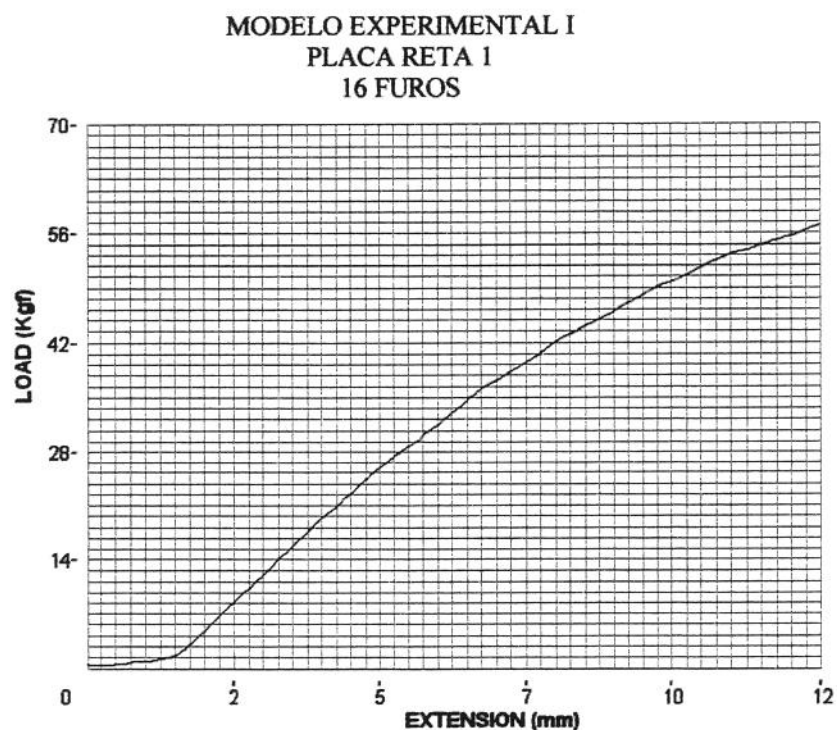
**GRÁFICO 15:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 14 furos.



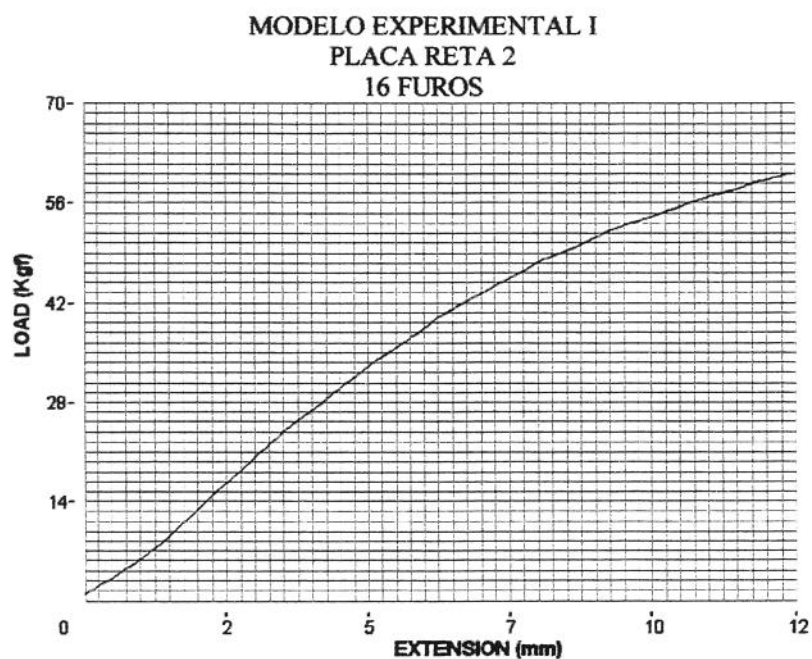
**GRÁFICO 16:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 14 furos.



**GRÁFICO 17:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 14 furos



**GRÁFICO 18:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalI, formado pela placa reta 1 de 16 furos.

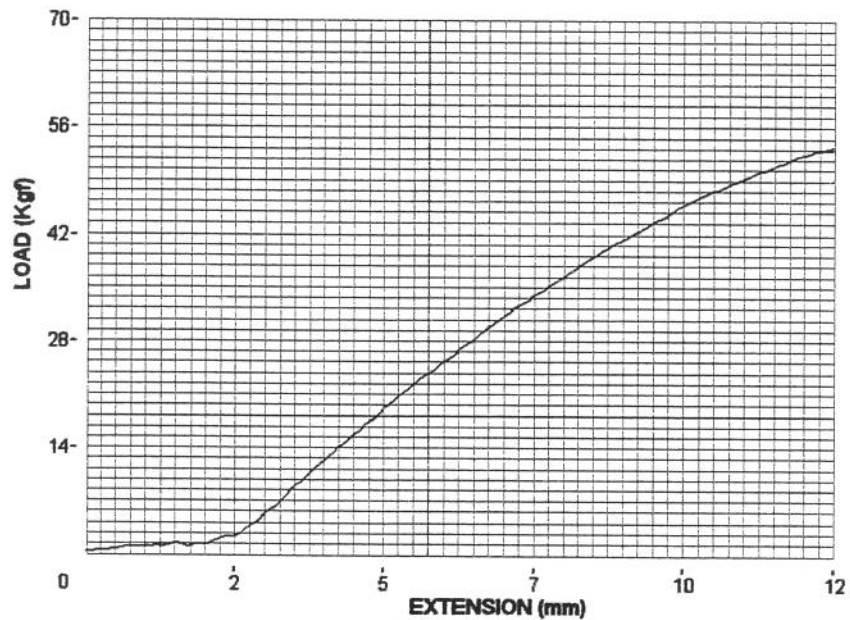


**GRÁFICO 19:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalI, formado pela placa reta 2 de 16 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I

PLACA RETA 3

16 FUROS

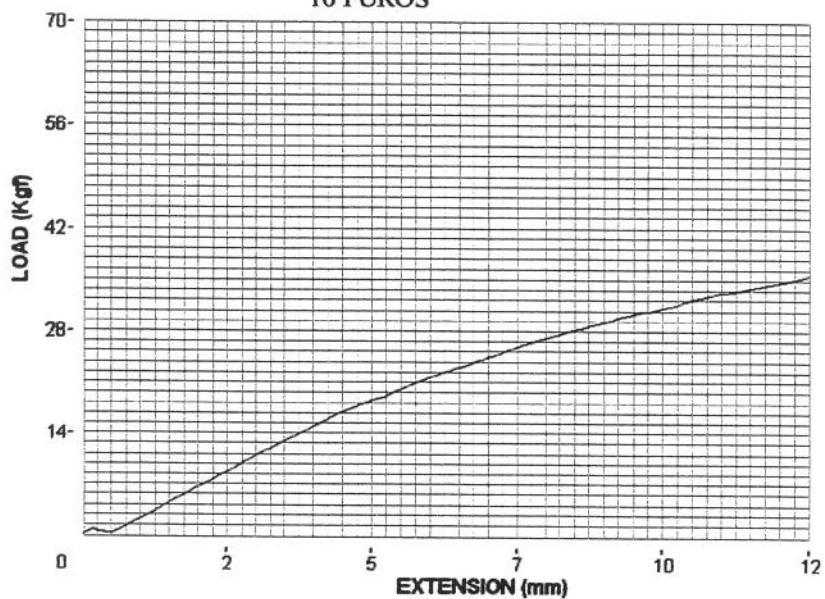


**GRÁFICO 20:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 3 de 16 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I

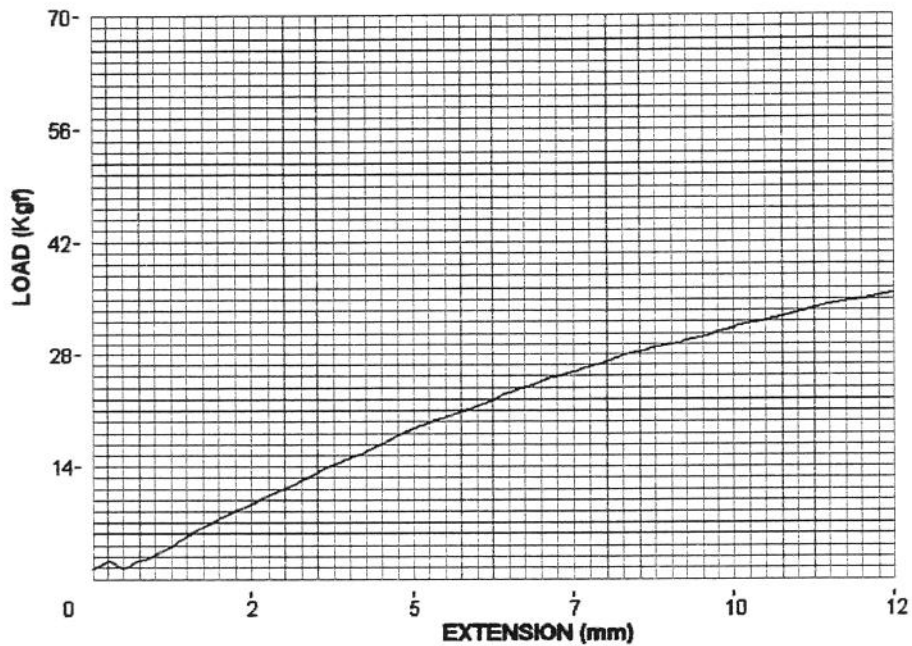
PLACA ONDA 1

16 FUROS



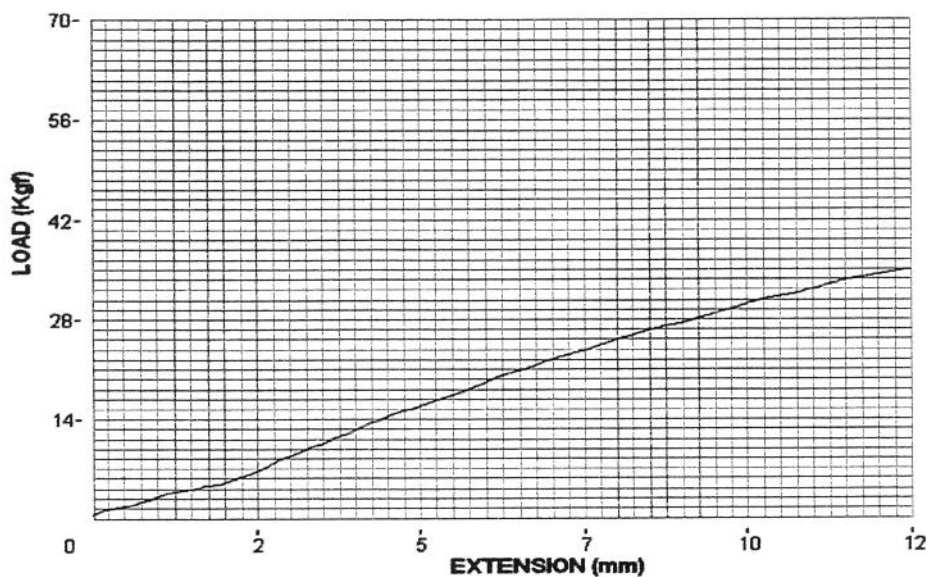
**GRÁFICO 21:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 16 furos

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 2  
16 FUROS



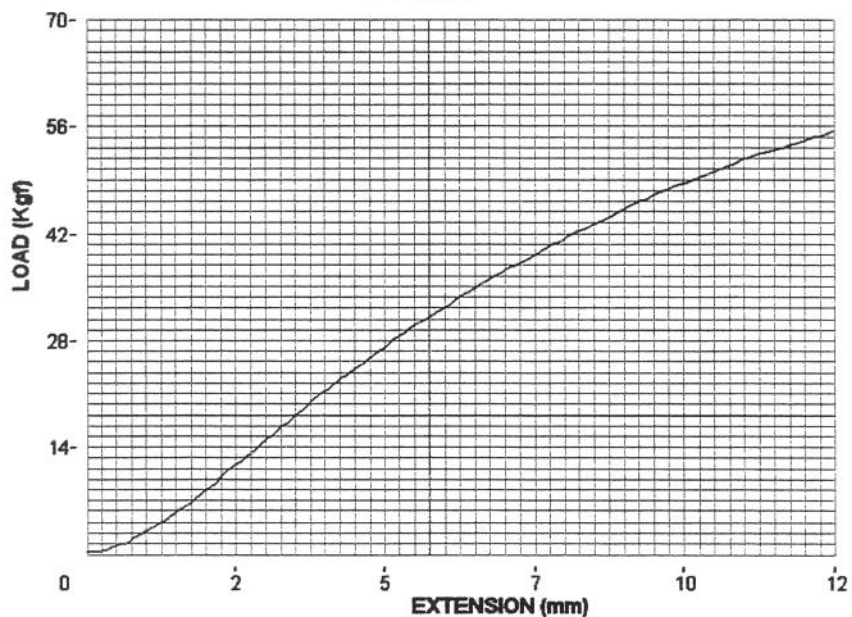
**GRÁFICO 22:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 16 furos

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 3  
16 FUROS



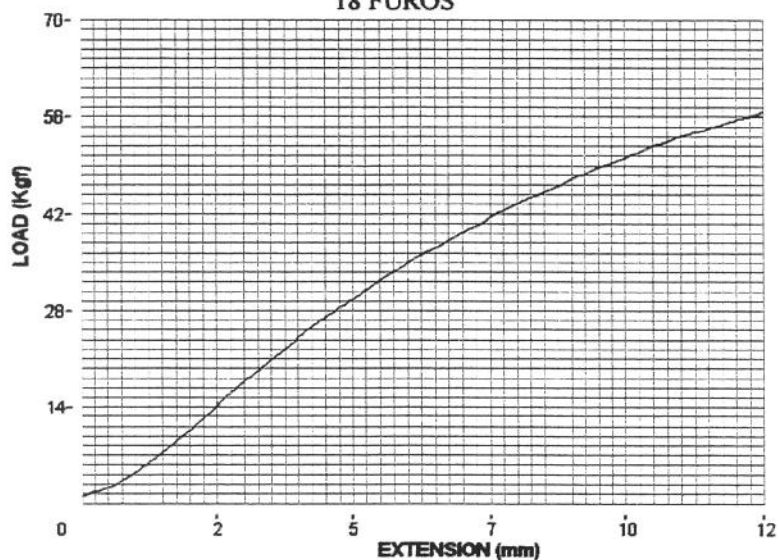
**GRÁFICO 23:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 16 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 1  
18 FUROS



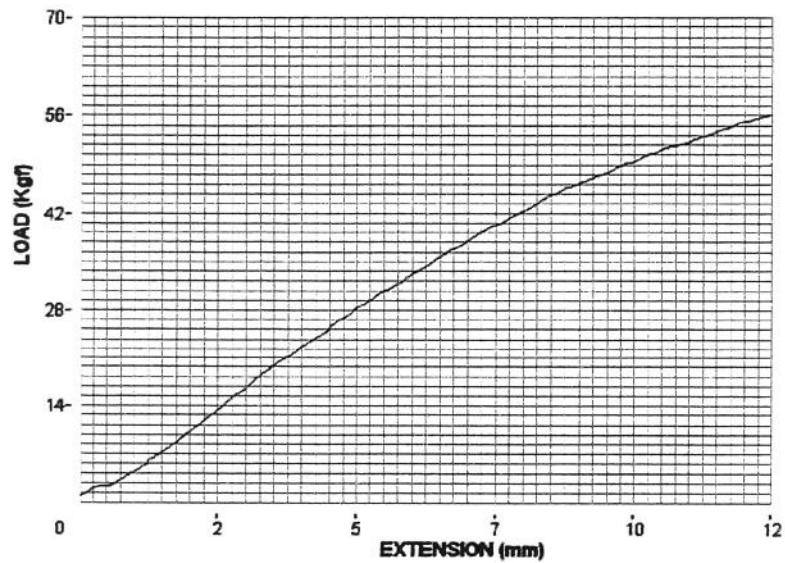
**GRÁFICO 24:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 1 de 18 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 2  
18 FUROS



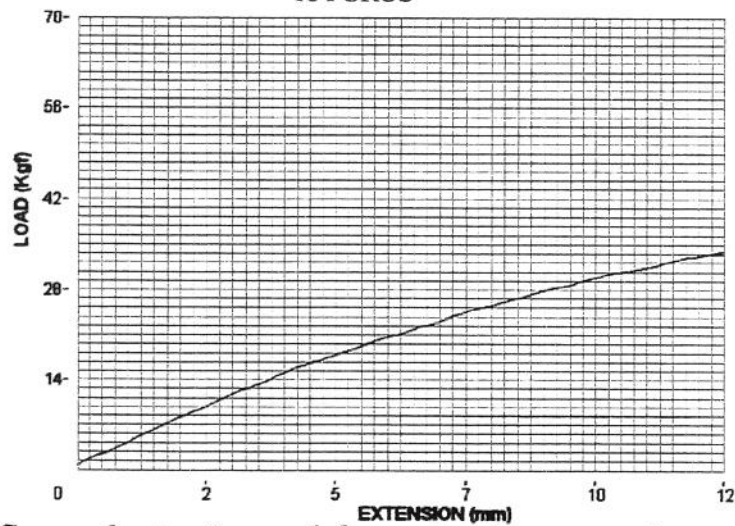
**GRÁFICO 25:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 2 de 18 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA RETA 3  
18 FUROS



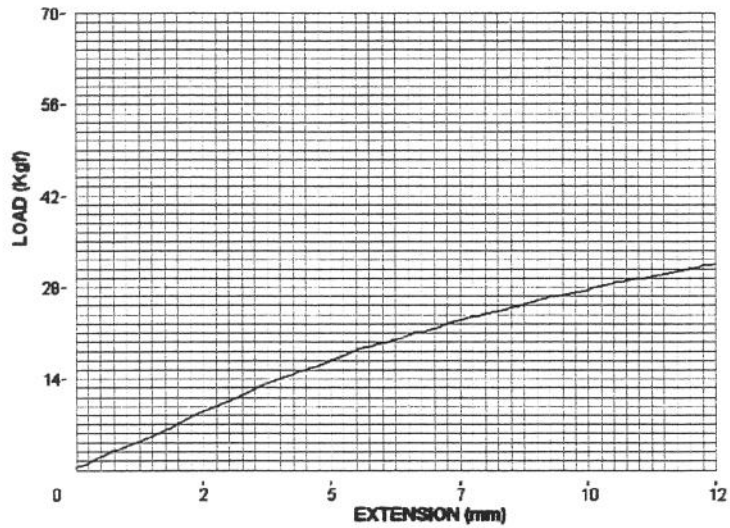
**GRÁFICO 26:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa reta 3 de 18 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 1  
18 FUROS



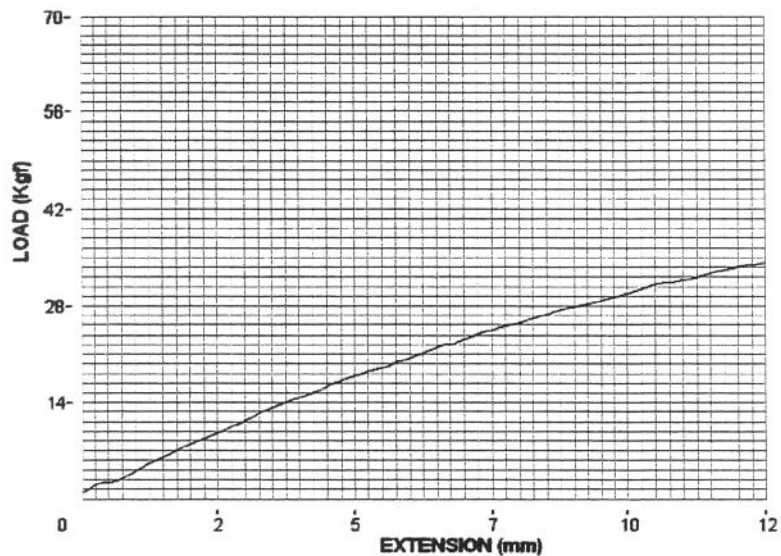
**GRÁFICO 27:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental I, formado pela placa pré-moldada em onda 1 de 18 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 2  
18 FUROS



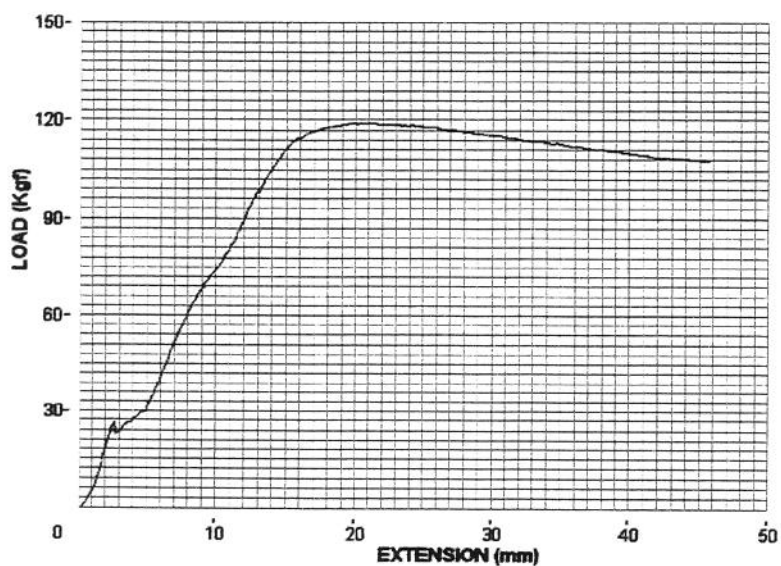
**GRÁFICO 28:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalI, formado pela placa pré-moldada em onda 2 de 18 furos.

MODELO EXPERIMENTAL I  
PLACA ONDA 3  
18 FUROS



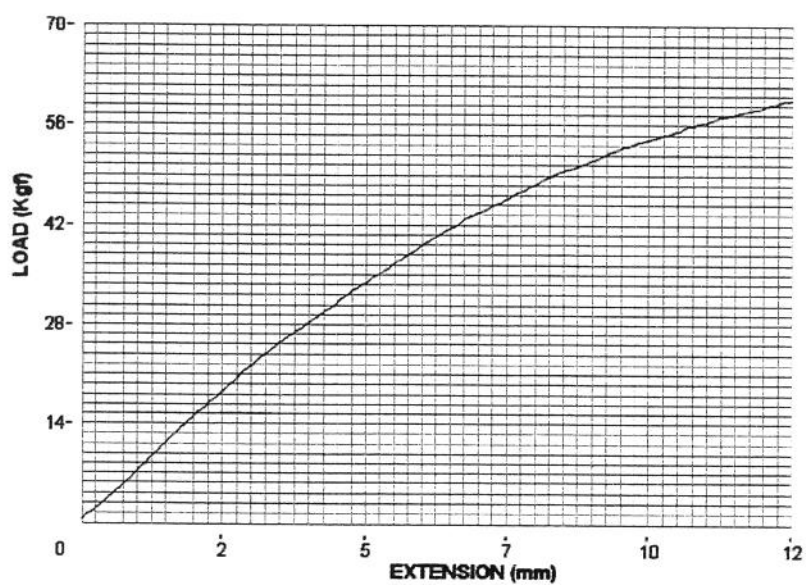
**GRÁFICO 29:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalI, formado pela placa pré-moldada em onda 3 de 18 furos

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA RETA 1



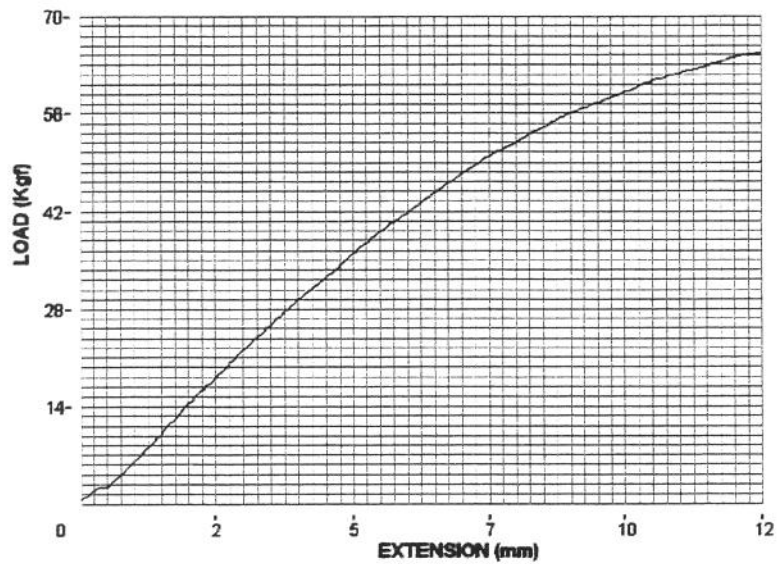
**GRÁFICO 30:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalII, formado pela placa reta 1.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA RETA 2



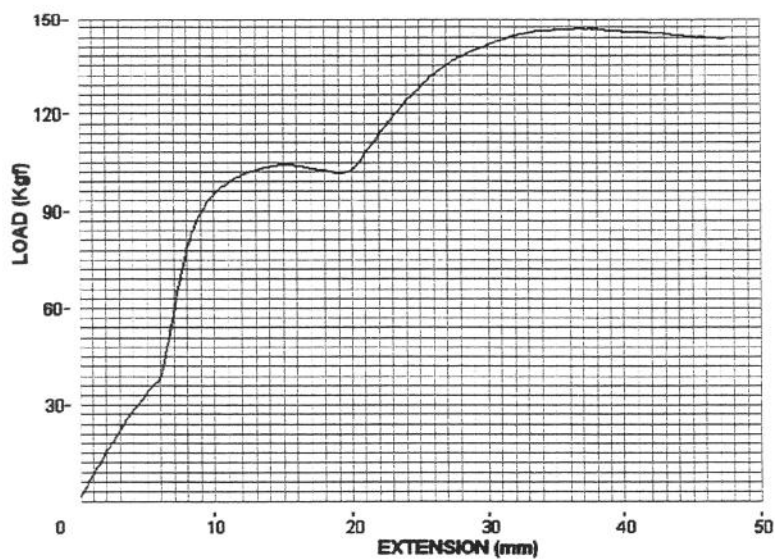
**GRÁFICO 31:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalII, formado pela placa reta 2.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA RETA 04



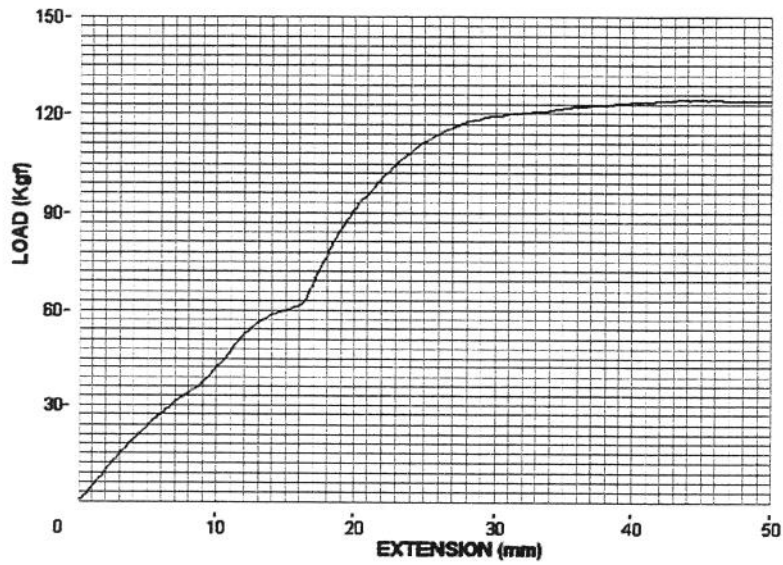
**GRÁFICO 32:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa reta 3.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 1



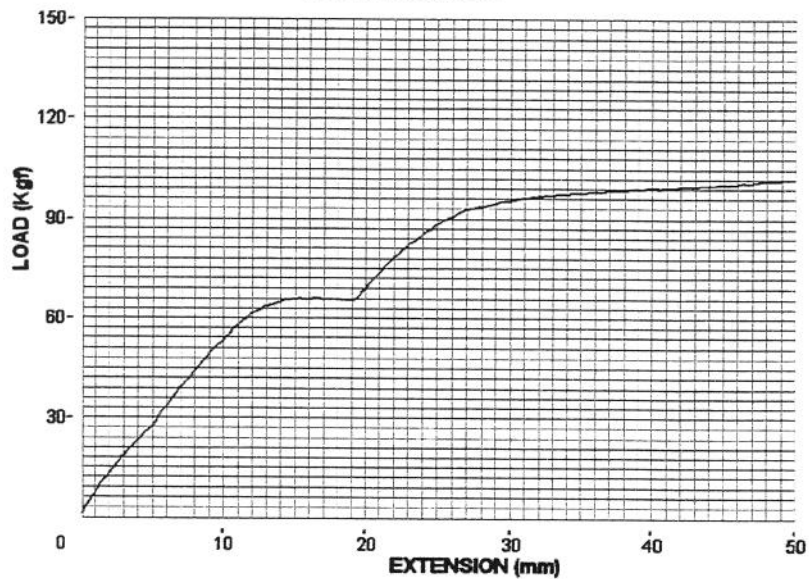
**GRÁFICO 33:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 1.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 2



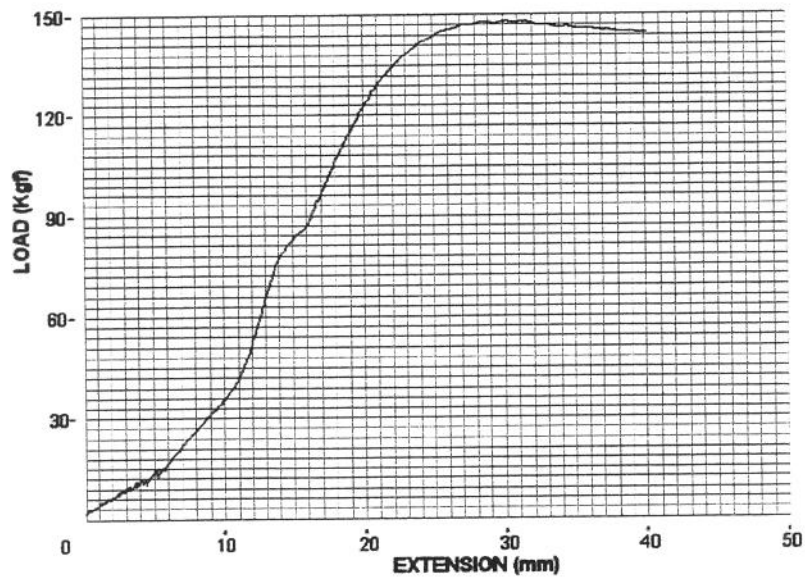
**GRÁFICO 34:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 2.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 3



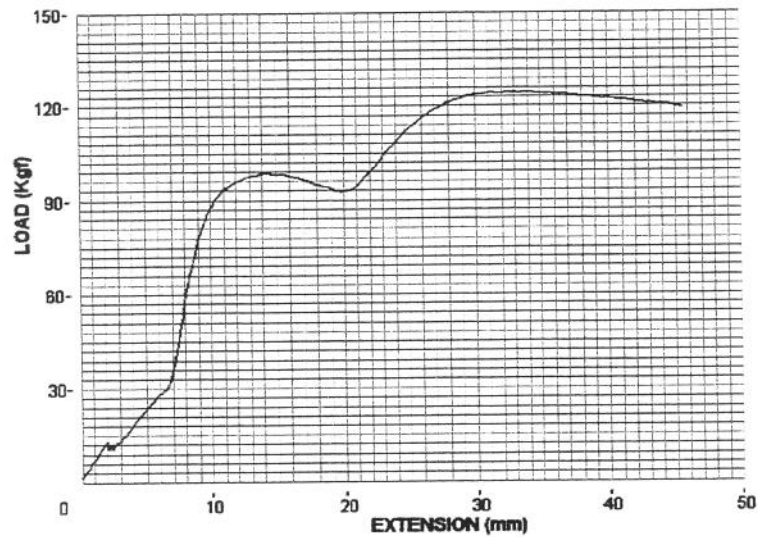
**GRÁFICO 35:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 3.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 4



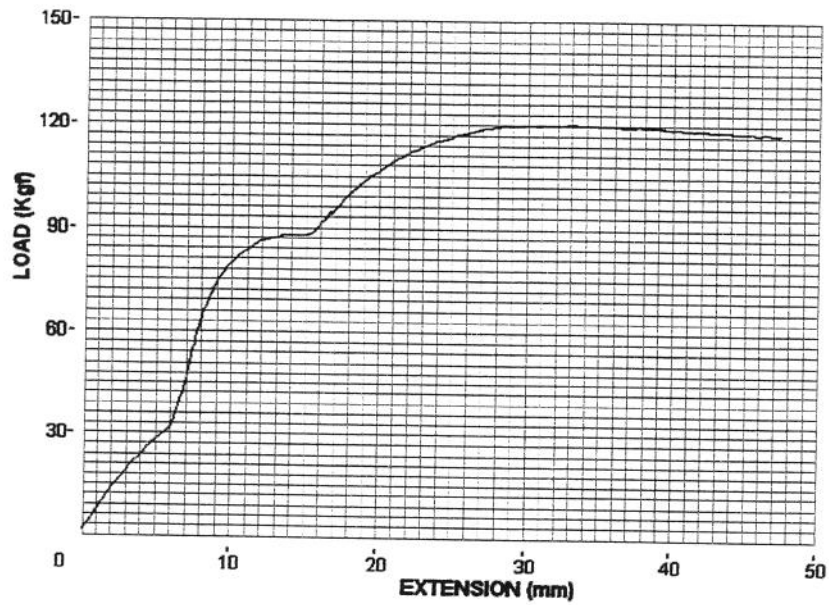
**GRÁFICO 36:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalII, formado pela placa pré-moldada em onda 4.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 5



**GRÁFICO 37:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo ExperimentalII, formado pela placa pré-moldada em onda 5.

MODELO EXPERIMENTAL II  
PLACA ONDA 6



**GRÁFICO 38:** Curva de tensão e deformação do corpo de prova do Modelo Experimental II, formado pela placa pré-moldada em onda 6

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE