Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Escola de Engenharia de São Carlos

ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS NAS
FACES ANTERIOR E POSTERIOR DE
FÊMURES DE RATAS, EM DUAS FASES
DIFERENTES DE CRESCIMENTO

Valdir José Oliveira Pessan

Ribeirão Preto - 1996

61028

Oliveira Pessan, Valdir José

Ensaio de flexão em três pontos nas faces anterior e posterior de fêmures de ratas em duas fases diferentes de crescimento. Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Bioengenharia, 1996.

p. 51

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo para obtenção do título de "Mestre".

I. Biomecânica. II. Ensaio Mecânico. III. Fêmur. IV. Rato.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

**ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS NAS
FACES ANTERIOR E POSTERIOR DE
FÊMURES DE RATAS, EM DUAS FASES
DIFERENTES DE CRESCIMENTO**

Pós-graduando : **VALDIR JOSÉ DE OLIVEIRA PESSAN**
Orientador : **Prof. Dr. José B. Volpon**

Área : Bioengenharia

RIBEIRÃO PRETO

1996

Class.	TESE-EESC
Cutt.	14432
Tombo	T0234/96

NT 1088247

VALDIR JOSÉ DE OLIVEIRA PESSAN

**ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS NAS FACES
ANTERIOR E POSTERIOR DE FÊMURES DE RATAS, EM
DUAS FASES DIFERENTES DE CRESCIMENTO**

1996

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A meu pai (in memorian) e a minha mãe Dorotéa pela educação e confiança depositada em mim;

A minha família por terem sempre incentivado a prosseguir meus estudos;

A Glalcyara pela paciência, carinho e apoio em meus momentos de desânimo e por fazer tudo valer a pena.

Agradeço

ao professor Doutor José B. Volpon, pela paciência, orientação e pelos conselhos que, além de servir para realização deste trabalho foi imensamente importante para o prosseguimento da minha vida. Obrigado Dr. Volpon pela confiança depositada em mim;

ao grande amigo e Doutor Antônio Carlos Shimano, cuja ajuda e lição de vida sempre estiveram presentes, com muita boa vontade. Estas dívidas pessoais nunca poderão ser agradecidas da mesma forma;

ao Prof. Dr. José B. P. Paulin, chefe do Laboratório de Bioengenharia e aos seus componentes.

ao Sr. Otávio Terra da Oficina de Precisão, pela confecção dos suportes de apoio.

a Sra. Clélia C. Cardoso e Sr. Joaquim T. L. Elias da sala pró-aluno da Prefeitura do Campus da USP Ribeirão Preto. A Clélia com muita gratidão, que com toda sua paciência sempre esteve presente com orientação e acompanhamento em toda parte de informática. Dívidas como esta também serão difíceis de serem agradecidas adequadamente.

as funcionárias do Laboratório da
Cirurgia experimental do H.C. da
F.M.R.P.

as Bibliotecárias da Biblioteca USP -
R.P., em especial a sta. Bernadete.

ao Dr. José Eduardo Laus e Rinaldo
B. Ferreira do Biotério central da
USP - R.P.

ao Prof. Dr. Uilho Antônio Gomes
pela orientação na análise estatística
dos resultados.

as secretárias da Área Ortopedia e
Traumatologia: Arlene da Silva
Roque e Rosa Pereira Brittes Alves.

aos Doutores Edgard Angel e Carlos
Fontoura Filho, pela amizade e troca
de idéias que sempre estiveram
presentes e a todos aqueles que de
alguma forma contribuíram para
confecção deste trabalho.

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e
à Escola de Engenharia de São Carlos, da
Universidade de São Paulo.

*Esta dissertação segue as normas de redação de documento científico
preconizadas pela Biblioteca Regional de Medicina (BIREME), 1990.*

1. INTRODUÇÃO	2
1.1. OBJETIVO	4
1.2. CONSIDERAÇÕES SOBRE O TECIDO ÓSSEO.....	4
1.3. CONSIDERAÇÕES SOBRE OS ENSAIOS MECÂNICOS.	8
1.4- ENSAIOS MECÂNICOS DO OSSO.....	15
2. MATERIAL E MÉTODO.....	22
2.1. SELEÇÃO DOS ANIMAIS	22
2.2. GRUPOS EXPERIMENTAIS	23
2.2.1. Grupo 25 A	23
2.2.2. Grupo 25 P	23
2.2.3. Grupo 79A	23
2.2.4. Grupo 79P	23
2.3. PREPARO DOS FÊMURES	24
2.4. ENSAIOS MECÂNICOS DE FLEXÃO	24
2.4.1. Confecção do Acessório Mecânico.....	24
2.4.2. Realização do Ensaio Mecânico.....	25
2.5. CÁLCULO DA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSAL DA DIÁFISE FRATURADA	27
2.6. OBTENÇÃO DOS DADOS.....	28
2.6.1. Análise Estatística	29
3. RESULTADOS	30
3.1. TIPO E LOCAL DAS FRATURAS.....	30
3.2. CURVAS TENSÃO X DEFORMAÇÃO	30
3.3. TENSÃO MÁXIMA.....	35
3.4. TENSÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE.....	36
3.5. FLECHA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE	37
3.6. MÓDULO DE ELASTICIDADE EQUIVALENTE	38
3.7. ENERGIA ABSORVIDA NA FASE ELÁSTICA.....	39
4. DISCUSSÃO	40
5. CONCLUSÕES.....	45
6. RESUMO.....	46
7. SUMMARY	47

ANEXOS

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Do ponto de vista mecânico o osso pode ser estudado como material (tecido ósseo) ou como uma estrutura intacta (por exemplo, o fêmur), sendo que ambos estudos têm finalidades distintas (EVANS, 1982).

Quando há interesse no conhecimento das propriedades do tecido, amostras são retiradas do osso e ensaiadas. Assim, é possível caracterizar o tecido ósseo por meio da curva tensão-deformação. Dependendo do ensaio, pode-se determinar outras propriedades como: módulo de elasticidade, módulo de cisalhamento, limite de resistência e limite de ruptura. Estes parâmetros são importantes pois ajudam a caracterizar um elemento biológico que tem grande importância na absorção, transmissão e resistência a esforços físicos. Entretanto, o que se observa da literatura é que há grande variação de resultados que dependem do osso que foi utilizado (exemplo: fêmur, tibia, úmero), da região do osso (epífise, metáfise e diáfise) e condições em que a amostra foi recolhida, do tipo de tratamento, do animal em estudo, etc. (SEDLIN 1966). Estas variações, em parte, também advêm do fato de que o osso é um material viscoelástico (COWIN, 1989), heterogêneo e anisotrópico (SEDLIN, 1966; REILLY et al., 1974).

O estudo do osso como uma estrutura intacta é interessante uma vez que os resultados refletem melhor a capacidade do sistema músculo-esquelético *in vivo*, sua função como alavanca e a capacidade para resistência aos esforços, em várias condições (HAYES & CARTER, 1971).

Entretanto, o ensaio de ossos inteiros também é difícil pois eles são estruturas complexas do ponto de vista espacial e guardam íntima relação com a função que desempenham e das solicitações mecânicas a que estão submetidos, fatores nem sempre fáceis de serem determinados ou padronizados.

Em 1870, Wolff estabeleceu a lei, hoje conhecida com o seu nome, que, resumidamente, estabelecia que o osso responde aos esforços mecânicos com modificação da sua arquitetura interna. Como corolário, pode-se inferir que a estrutura normal de um osso guarda relação com as solicitações mecânicas. Isto pode ser comprovado pelo simples exame da estrutura trabecular do osso, por exemplo, no terço proximal do fêmur. Nesta região há dois feixes principais de trabéculas. Um, mais verticalizado, origina-se do topo e porção central da cabeça femoral, passa pela região medial do colo femoral onde se concentra, constituindo o calcar femoral para, distalmente, esparramar-se em direção da diáfise. Este conjunto de trabéculas presta-se à descarga de forças de compressão que provêm da pelve.

O outro feixe de trabéculas tem forma arqueada, origina-se da região inferior da cabeça femoral, eleva-se até a porção superior do colo e desce para a região metafisária onde se espalha. Estas trabéculas contrapõem-se às deformações em flexão que ocorrem na região em virtude da distribuição excêntrica das forças em relação ao eixo de movimento do quadril.

Do estudo da anatomia comparada de diversos animais verifica-se que um achado constante é o encurvamento anterior da diáfise do fêmur. Isto ocorre nos mamíferos mais comuns, tanto de laboratório (coelho, rato, camundongo, etc.) como nos animais domésticos (cão, gato), e mesmo nas aves mais conhecidas. Certamente, ainda lembrando a lei de Wolff, este aspecto reflete as solicitações mecânicas locais que tendem, pela resultante das forças, a provocar um esforço

de flexão do osso com resultante no sentido póstero-anterior. Entretanto, este fato poderia causar menor resistência óssea conforme a força traumática fosse aplicada na face côncava ou convexa.

1.1. Objetivo

Este estudo teve como objetivo analisar o comportamento mecânico em fêmures de ratos imaturos e próximos da maturidade, realizando ensaios de flexão com cargas aplicadas nas faces côncava e convexa da diáfise deste osso.

1.2. Considerações sobre o Tecido Ósseo

O tecido ósseo é dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. Constituinte principal do esqueleto, serve de suporte para as partes moles e protege os órgãos vitais como os contidos nas caixas craniana, torácica e no canal raquidiano. Aloja e protege a medula óssea, formadora das células do sangue. Além dessas funções proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis, e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1985).

O osso, ainda que apresente certa semelhança com a cartilagem pelo fato de suas células viverem em lacunas no interior da substância intercelular, difere dela sob vários aspectos. Talvez a diferença mais importante consista no fato de que sua substância intercelular possa tornar-se impregnada de sais de cálcio, sem que suas células, situadas em lacunas, sejam privadas de nutrição. O osso pode, portanto, persistir como um tecido vivo mesmo quando a substância intercelular tiver sido calcificada, o que certamente não ocorreria na cartilagem.

A substância intercelular do osso, ao contrário daquela da cartilagem, é atravessada por um sistema de delicados canais que se estende de uma lacuna à outra e às superfícies ósseas nas quais estão localizados os capilares. Estas intercomunicações contêm os prolongamentos citoplasmáticos das células, cujos corpos celulares permanecem no interior das lacunas. O espaço no interior dos canalículos é, também, preenchido por líquido intercelular, que permitirá a difusão de alimentos da superfície para as células (HAM, 1967).

Os osteoblastos após terem sido cercados de substância intercelular, passam a ser denominados osteócitos que são células existentes no interior da matriz óssea, ocupando lacunas das quais partem canalículos. Dentro destes canalículos, os prolongamentos de osteócitos vizinhos estabelecem contatos através de junções comunicantes que permitem o fluxo intercelular de íons e substâncias, como hormônios que controlam o crescimento e desenvolvimento dos ossos (HAM, 1967).

A remodelação do osso é realizada pelos osteoclastos, que são células móveis, gigantes, extensamente ramificadas, que contêm seis a cinquenta ou mais núcleos. As ramificações são muito irregulares, com forma e espessura variáveis. Têm citoplasma granuloso, algumas vezes com vacúolos, fracamente basófilo nos osteoclastos jovens e acidófilo nos maduros. Os osteoclastos apresentam muitos lisossomas dando, portanto, reação histoquímica positiva

para a fosfatase ácida. O mecanismo exato dos osteoclastos na reabsorção óssea não está ainda perfeitamente esclarecido. Todavia, há evidências de que eles secretam collagenase e outras enzimas que atacam a parte orgânica da matriz óssea. Além disto, englobam e solubilizam os cristais contendo cálcio, que se destacam da matriz durante a reabsorção desta (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1985).

Na matriz, a parte inorgânica representa cerca de 50% do seu peso. Os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio. Há também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato, em pequenas quantidades. O cálcio e o fósforo formam cristais que estudos de difração de raios X mostraram ter a estrutura da hidroxiapatita. Esses cristais arranjam-se ao longo das fibrilas colágenas e são envolvidos por substância fundamental amorfa. Os íons da superfície do cristal de hidroxiapatita são hidratados, existindo, portanto, uma camada de água e íons em volta do cristal. Essa camada é denominada capa de hidratação.

A parte orgânica da matriz é formada por fibras colágenas (95%) constituídas de colágeno do tipo I e por pequena quantidade de substância fundamental amorfa que contém proteoglicans e glicoproteínas, principalmente a condroitina-4-sulfato. É um composto rico em sulfato.

As superfícies internas e externas dos ossos são recobertos por membranas conjuntivas, que formam o endóstio e o perióstio, respectivamente.

Observando-se a olho desarmado a superfície de um osso serrado, verifica-se que ele é formado por partes sem cavidades visíveis, o osso compacto, e por partes com muitas cavidades intercomunicantes, o osso esponjoso.

Nos ossos longos, as extremidades ou epífises são formadas por osso esponjoso com uma delgada camada superficial compacta. A diáfise (parte cilíndrica) é quase totalmente compacta, com pequena quantidade de osso esponjoso na sua parte profunda, delimitando o canal medular (**JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1985**).

Na criança a epífise é separada da metáfise pela cartilagem de crescimento que, por um mecanismo aposicional é responsável pelo crescimento em largura e comprimento do osso.

O osso só pode crescer por mecanismo aposicional, o que requer a presença de células indiferenciadas. Em condições normais, a formação da substância intercelular do osso é seguida quase que imediatamente por certo grau de calcificação. Este fato cria um outro ponto de diferença entre o osso e a cartilagem. Deve-se recordar que a cartilagem pode existir num estado não calcificado, em consequência do qual a substância intercelular é suficientemente maleável para permitir a existência de um mecanismo de crescimento intersticial. O osso, todavia, em virtude de sua substância intercelular, torna-se calcificado quase que logo após sua formação e não tem plasticidade suficiente para crescer a partir do seu próprio interior. Além disto, os osteócitos são de tal modo diferenciados que provavelmente perderam a capacidade de se reproduzir. Portanto, qualquer porção óssea só pode crescer pela oposição de novo osso às suas superfícies.

1.3. Considerações sobre os Ensaios Mecânicos.

A determinação das propriedades mecânicas de um material é realizada por meio de ensaios que podem ser destrutivos, quando promovem a ruptura ou a inutilização do material ou não destrutivos, em caso contrário. Na primeira categoria, estão classificados os ensaios de tração, impacto, dobramento, flexão, torção, fadiga, compressão e outros. Dentre os ensaios não destrutivos podem ser destacados os raios X, ultra-som, além de todos os outros que podem determinar alguma propriedade física ou mecânica por métodos diferentes (SOUZA, 1974).

A escolha do ensaio mecânico mais interessante ou mais adequado para cada material, depende da finalidade do material, dos tipos de esforços que ele sofrerá e das propriedades mecânicas que se desejam medir. Dois fatores determinantes para a realização de um tipo de ensaio mecânico são a quantidade e o tamanho das amostras a serem testadas. Alguns dos ensaios mencionados permitem obter dados ou elementos numéricos que podem ser utilizados no cálculo das tensões de trabalho e no projeto de uma peça. Outros, fornecem apenas resultados comparativos ou qualitativos do material e servem somente para auxiliar ou completar o estudo ou o projeto (SOUZA, 1974).

Entre os ensaios classificados como fundamentais, o mais comum para materiais metálicos é o de tração, não só pela importância dos elementos que fornece, como também pela facilidade de execução e reprodutibilidade dos resultados (HAENEL & BRADASCHIA, 1955).

Nos ensaios mecânicos realizados na Máquina Universal de Ensaio (MUE), são obtidas a carga aplicada e a deformação. Com estes parâmetros podem ser construídos os gráficos tensão x deformação, onde a tensão (σ) é a força

aplicada (F) dividida pela área da secção transversal do corpo de prova (A) (TIMOSHENKO, 1967).

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

A deformação é representada como deformação relativa (ϵ). Define-se como a variação de uma dimensão qualquer desse corpo, por unidade da mesma dimensão, quando esse corpo recebe um esforço.

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

onde L_0 é o comprimento inicial do corpo de prova e ΔL é a variação do comprimento, ou seja, quanto aumentou em relação ao comprimento inicial (no caso de ensaio de tração) ou a diminuição (em ensaios de compressão).

Para materiais metálicos, por exemplo o aço, há uma curva bem característica construída a partir da tensão x deformação, como mostra a figura um.

Figura 1. Esquema teórico de um gráfico *tensão x deformação*.

Esta curva apresenta uma fase inicial, chamada zona elástica. Nesta fase há proporcionalidade das variáveis (σ e ε) que está de acordo com a lei de Hooke. A curva apresenta ainda as fases de escoamento e a plástica. A constante de proporcionalidade (E) é chamada de módulo de elasticidade ou módulo de Young. É obtida pela tangente do ângulo θ formado entre a curva da zona elástica e a abscissa.

$$E = \operatorname{tg} \theta \quad \text{ou} \quad E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Na fase elástica, o material ensaiado quando deixa de receber carga, volta ao seu estado normal, às suas dimensões originais.

O segmento A-B corresponde à zona elástica e o segmento a partir de B corresponde à fase plástica. O ponto C é chamado de ponto de escoamento, ou seja, uma fase de transição da zona elástica para plástica.

Logo após o limite de escoamento, a curva apresenta características imprevisíveis e não há proporcionalidade entre as variáveis. É nesta fase plástica que quando é retirada a carga aplicada ao corpo de prova há retorno apenas parcial ao estado inicial.

O ponto D corresponde ao limite de resistência, ou seja, uma tensão máxima suportada pelo material. O ponto E corresponde ao limite de ruptura.

Uma propriedade mecânica que pode ser analisada por meio do gráfico é a ductilidade. Um material é mais dúctil que o outro quando possui uma zona plástica mais extensa. É mais frágil se uma pequena deformação plástica provocar a ruptura.

O módulo de elasticidade ou módulo de Young é uma característica que mede a rigidez do material; quanto maior o módulo, menor será a deformação

elástica resultante da aplicação de uma tensão e mais rígido o material. É calculado pela tangente do ângulo θ .

Com o limite de escoamento, limite da resistência e o limite de ruptura, pode-se obter a resistência mecânica do material. O que mais representa esta resistência é o limite de escoamento, por ser mais constante e representar uma faixa segura do uso do material em engenharia (região limiar). Há, porém, uma desvantagem que é a dificuldade de obter o valor da transição da zona elástica para a plástica que pode ser gradativo dependendo, portanto, das características do material.

A tensão máxima que é considerada também um limite de resistência, pelo fato de ocorrer na zona plástica, varia durante os ensaios pois o comportamento do material depende de alterações locais da estrutura molecular. O limite de ruptura não é indicado para obter características do material.

Nestes trabalhos a maioria desses conceitos foi utilizada da Engenharia para aplicação em materiais biológicos como, por exemplo, o osso. Entretanto, com ressalvas. Há vários fatores importantes: a) o osso é considerado um material anisotrópico, apresentando propriedades mecânicas diferentes dependendo do sentido do ensaio. A compressão de um fragmento da córtex no sentido longitudinal e transversal aos ósteons resulta em valores distintos; b) o osso é um material viscoelástico, isto é, ao mesmo tempo que sofre deformação elástica, apresenta acomodação entre as camadas de ósteons permitindo uma certa deformação que depende do tempo que se aplica a força; c) a interface entre os ósteons altera as características da fratura quando comparada à fratura do material metálico; d) a determinação do momento de inércia do osso depende de cálculos, com auxílio do computador. É sabido que a conformação espacial do corpo de prova modifica o comportamento em relação aos esforços. É o caso da

resistência à flexão comparada com dois materiais iguais sólidos e mesma área de secção transversal, sendo um formato cilíndrico e outro tubular (COWIN, 1989).

Em Bioengenharia a interpretação dos fenômenos observados durante os ensaios mecânicos em materiais orgânicos, como também em estruturas metálicas, como próteses e implantes, pode ser baseada nos conceitos acima, desde que consideradas as propriedades biológicas.

Dentre os vários tipos de ensaios mecânicos existentes, foi escolhido para esta investigação o ensaio de flexão.

Na Engenharia, a determinação de tensão e deformação de flexão na fase elástica é considerada como estudo de esforços de materiais. Muitos corpos submetidos à flexão são vigas e, por esta razão, os testes de laboratório usuais para determinar as propriedades de tensão x deformação na flexão, são realizados com as vigas submetidas a flexão simples (MARIN, 1962).

Os ensaios de flexão simples em três pontos permitem testar um corpo de prova que seja constituído por uma barra de secção qualquer, preferivelmente circular ou retangular para facilitar os cálculos. O ensaio consiste em apoiar o corpo de prova sob dois suportes distanciados entre si a uma distância L , sendo a carga de dobramento ou flexão aplicada no centro do corpo de prova (a uma distância $L/2$ de cada apoio). O desenho esquemático do ensaio de flexão é apresentado na figura dois. A carga deve ser aumentada lentamente até romper o corpo de prova (SOUZA, 1974).

Quando uma viga é submetida à flexão, a porção côncava sofre encurtamento, e a convexa alongamento. Existe uma posição entre estes dois extremos em que não ocorre nem um e nem outro. Esta é a linha neutra em que não há tensões, nem de compressão, nem de tração.

Figura 2. Desenho esquemático do ensaio de flexão em três pontos mostrando a distribuição das tensões resultantes.

σ_c = tensão de compressão

σ_t = tensão de tração

L.N. = linha neutra

À medida que as cargas aplicadas se distanciam da linha neutra, há aumento da tensão de tração. A tensão máxima de tração ou de compressão (σ_t ou σ_c) ocorre no ponto onde o momento é máximo ($M = M_{\text{máx}}$).

A tensão máxima de flexão no corpo de prova correspondente é calculada por:

$$\sigma = \frac{M \cdot y}{I} \left[\frac{N}{m^2} \right]$$

I= Momento de inércia da viga.

M= momento fletor máximo aplicado sobre o corpo de prova, ou seja,

$$M = \frac{F \cdot d}{4},$$

F= força aplicada no centro do corpo de prova em Newton.

d= metade da distância do vão de apoio do corpo de prova e

y considerando a secção como circular, com valor igual a metade do diâmetro, ou seja, o valor medido na região central do corpo de prova até a linha neutra (CHIAVERINI, 1977).

Na periferia do corpo de prova y assume seu maior valor (metade do diâmetro: d/2) e, portanto, a tensão (σ) também é máxima.

A resistência à deformação em flexão na fase elástica é chamada rigidez em flexão. A medida desta propriedade é o módulo de elasticidade em flexão. A deflexão máxima teórica para as amostras no diagrama tipo de carga para testes de flexão pode ser expressa por:

$$y = K_b \cdot \frac{WL^3}{EI}$$

$K_b = 1/48$ carregando o centro da amostra (MARIN, 1962, WEIR, BELL, CHAMBERS, 1949).

Se um ponto sobre a porção elástica da linha reta do diagrama de carga - deflexão é escolhido, tem-se:

$$E = K_b \cdot \frac{WL^3}{yI} \left[\frac{N}{m^2} \right]$$

$w/y = m$, é o coeficiente angular obtido nos diagramas de carga aplicada (N) x flecha (m).

L = comprimento da base de apoio.

I = momento de inércia.

O esforço plástico em flexão é geralmente determinado pela equação de tensão (σ) mostrada atrás, aplicada na fase plástica não linear. A tensão definida nesta circunstância é chamada de módulo de ruptura (**MARIN, 1962**).

A ductilidade em flexão é, algumas vezes, medida tanto quanto a deflexão máxima na fratura. Os valores desta deflexão dependem das dimensões da amostra, comprimento do vão e método de carregamento (**MARIN, 1962**).

Os ensaios de flexão e resistência à ruptura transversal são afetados, sobretudo em materiais frágeis, por diversos fatores como tipo e velocidade de carga, comprimento do vão entre os apoios e dimensões da secção transversal do corpo de prova. A carga central produz, geralmente, maiores valores de resistência à ruptura transversal (**CHIAVERINI, 1977**).

1.4- Ensaios Mecânicos do Osso

A função principal do sistema esquelético é de sustentação (**WEIR, BELL, CHAMBERS, 1949**). Assim, cedo foi a preocupação em caracterizar o osso do ponto de vista mecânico, seja em condições normais, seja em situações patológicas.

WEIR, BELL, CHAMBERS (1949) realizaram ensaios de flexão em fêmures de ratos submetidos a diferentes tipos de dieta, comparando o osso raquítico com o normal, verificando que o raquitismo provocado experimentalmente enfraquecia o osso à metade de sua resistência.

DEMPSTER & LIDDICOAT (1952) determinaram o módulo de elasticidade em três direções (longitudinal, transversal e radial) para um pequeno cubo de osso humano (fêmur, tíbia e úmero) e não encontraram diferença estatisticamente significativa para o módulo de elasticidade nas direções radial(superfície medular) e transversal (dentro do plano de isotropia), mas os módulos na direção longitudinal estavam aproximadamente duas vezes maior. Esses autores estudaram a curva tensão-deformação para o osso humano compacto úmido. Verificaram que a curva iniciava-se de maneira linear, passando em seguida por um desvio ligeiramente à direita, antes do espécime ser fraturado. Observaram que o osso seco apresentou menor esforço em tensão do que em compressão, mas os valores foram similares. O osso úmido foi menos resistente do que o seco, especialmente em tensão.

VOSE, STOVER, MACK (1961) usaram amostras de tecido femoral conservado, em testes de flexão. Observaram que os fêmures com osteoporose foram mais fracos que os fêmures normais. Verificaram, também, que o número de microfraturas aumentou com a idade.

EVANS (1965) observou que o número de ósteons por unidade de área aumentava em ossos mais velhos, enquanto que a área de cada ósteon diminuía. Verificou aumento na porosidade do osso devido ao canal haversiano estar maior, podendo enfraquecer o osso, aumentando a possibilidade de microfraturas no sítio de concentração de estresse. Amostras de fêmur, tíbia e fíbula de homens nas idades entre 36 e 75 anos de vida, foram submetidas à tração. Esse autor analisou a tensão máxima, deformação e módulo de elasticidade, densidade e estrutura histológica no sítio de fratura. Concluiu que, para todas as propriedades citadas, houve média mais elevada para amostras de homens mais novos do que amostras obtidas de homens mais velhos. Estas diferenças

encontradas nas diferentes idades podiam ser explicadas pelas diferenças histológicas no osso.

SEDLIN & HIRSCH (1966) verificaram que muitos métodos usados na preparação, armazenagem e teste influenciam nas propriedades físicas do osso. Usaram 20 fêmures humanos adultos que foram estocados em solução fisiológica a -20°C . Utilizaram amostras obtidas da região diafisária do osso que foram ensaiadas em flexão e tração. Verificaram que vários agentes químicos e físicos podem afetar significativamente os parâmetros mecânicos como o estado de hidratação, congelamento e tipo de fixação. Também influenciou a distância entre os suportes utilizados em ensaios de flexão, mas não a aplicação de cargas repetidas. Constataram, também, que as propriedades variaram conforme a região do osso das quais as amostras eram retiradas.

MATHER et al. (1967) utilizaram fêmures humanos frescos, esquerdos e direitos para estudar as propriedades mecânicas em relação ao lado. Realizaram teste de flexão, até a ruptura. Verificaram que a média da última carga suportada por uma série de fêmures direitos não apresentou diferença significativa com os esquerdos da mesma espécie. Entretanto, a média da energia absorvida dos fêmures esquerdos foi maior que os direitos, mas com diferenças pequenas.

MATHER et al. (1967) utilizaram amostras de 28 fêmures humanos frescos, testados em flexão. Foram medidas as propriedades mecânicas: energia absorvida, módulo de elasticidade. Os fêmures pareados foram simétricos para estas propriedades.

SIMKIN & ROBIN (1973) utilizaram amostras de osso cortical retiradas da face anterior de tíbias de bovinos, em fatias grossas, testadas em tração, compressão e flexão. O módulo de elasticidade na compressão, aumentou com a proporção comprimento x largura.

REILLY et al. (1974) verificaram que a propriedade elástica de qualquer material difere com a direção em que o ensaio está sendo executado. Se as propriedades são diferentes conforme a direção, o material é dito anisotrópico.

CURREY & BUTLER (1975) testaram em flexão espécimes de osso cortical femoral, entre 2 e 48 anos de idade. Comparados com ossos de adultos, os de crianças tiveram módulo de elasticidade mais baixo, esforço de flexão mais baixo e menor conteúdo mineral. De qualquer maneira, ossos de crianças foram mais plásticos e absorveram mais energia antes da quebra e após iniciada a fratura.

BURSTEIN et al. (1976) analisaram propriedades mecânicas de amostras de fêmur e tíbia humanos na região cortical, ensaiadas em tensão, torção e compressão para espécimes de indivíduos de 21 a 86 anos. Não encontraram diferenças significativas nas propriedades mecânicas entre amostras masculinas e femininas. Houve diminuição com a idade para as propriedades mecânicas. O volume ósseo diminuiu com a idade, mas não houve diferença significativa entre homens ou mulheres. O Peso das cinzas e as partículas de Ca e P também reduziram com a idade, mas foram constantes quando o volume ósseo estava normal.

ENGESAETER, EKELAND, LANGELAND (1978) mediram as propriedades de flexão torsional do fêmur de rato. Verificaram que quando se trata de teste biológico, pode-se encontrar erros, como no caso de teste de torção, sendo um dos fatores ao fato do osso não ser um material homogêneo.

CARTER & SPENGLER (1978) verificaram que o osso cortical adulto e o osso esponjoso podem ser considerados um material que apresenta várias densidades. O osso cortical é muito mais forte em compressão do que em tração. Ósteons com fibras de colágenos orientados longitudinalmente são mais fortes

em tração do que ósteons com fibras orientadas transversalmente. Ósteons com colágeno orientado transversalmente são muito mais fortes em compressão do que ósteons com fibras orientadas longitudinalmente.

VOGEL (1979) estudou a influência da maturação sobre o esforço mecânico do osso em fêmures de ratos, medindo a carga máxima do eixo do fêmur e calculando o esforço máximo, por meio do ensaio de tração. Foi encontrado aumento de todos os parâmetros mecânicos entre 1 e 4 meses de idade, que foram atribuídos ao processo de maturação. O máximo aumento foi encontrado com 1 ano de idade, seguido por diminuição em todos os parâmetros.

TORZILLI et al. (1981) determinaram as propriedades estruturais de ossos longos em crescimento em cães, com testes de flexão em 3 pontos. Tanto para as propriedades mecânicas e geométricas, houve um processo de crescimento bifásico, com aumento rápido do esforço em flexão e momento de inércia, de 1 a 24 semanas de idade e redução significativa logo após a maturidade. As propriedades estruturais dependeram do material (módulo elástico), geometria (secção transversal, área e momento de inércia) e propriedades morfológicas do osso. Com aumento de idade, os ossos ficaram mais rígidos, com capacidade de resistir à maior quantidade de carga. Verificaram que existe uma forte relação entre a resposta mecânica e o desenvolvimento morfológico do osso.

TORZILLI et al. (1982) trabalhando com cães investigaram as mudanças que ocorrem na morfologia e propriedades materiais da maturação do esqueleto. Estudaram: a) geometria do osso, i.e., comprimento e área da secção transversal. b) propriedades do tecido material em tração e compressão. c) qualidade e quantidade das propriedades morfológicas, mediante preparações químicas. Durante o crescimento até que amadureça, observaram aumento de esforço no osso. Com aumento de idade, além da maturação, ossos em cães exibiram uma lenta diminuição nas propriedades mecânicas.

HOYER & LIPPERT (1982) estudaram ossos de ratos, fêmeas e machos, sacrificados num intervalo de sete semanas, desde o 35º até o 1129º dia pós-natal. Propriedades mecânicas do fêmur, tibia e úmero foram determinadas em testes de flexão. Os valores médios de peso, comprimento do osso e dados mecânicos foram significativamente maiores em ratos machos e, em ambos os sexos, tiveram clara dependência da idade. Acima de 330 dias a tibia foi mais flexível do que o fêmur ou o úmero. Observaram que não houve diferença entre ossos frescos com ossos congelados nas propriedades mecânicas.

KELLER, SPENGLER, CARTER (1986) utilizaram ratos machos nas idades compreendidas entre 22 e 311 dias, realizando testes de flexão e torção e avaliando a área de secção transversal. Toda a propriedade material e estrutural aumentou com o aumento da idade. Como resultado, concluíram que as propriedades estruturais do osso são reguladas por alteração de ambas propriedades materiais e geométricas, ocorrendo aumento destas propriedades com os fêmures de animais maduros.

ABRAM, KELLER, SPENGLER (1988) investigaram as mudanças histomorfométricas e mecânicas do osso que ocorrem sem a ação do peso corporal. Estudando os pares de membros traseiros utilizaram três grupos de seis ratos machos, sob peso simulado por períodos de 1, 2 e 3 semanas, enquanto 1/4 do grupo ficava suspenso por duas semanas. Realizaram teste estático e dinâmico de flexão e torção, em fêmures intactos. O grupo experimental exibiu baixa geometria e menores propriedades materiais, resultando hipotrofia estrutural e mudanças geométricas e materiais.

KELLER & SPENGLER (1989) analisaram tensões na diáfise de ossos em crescimento, exercitando ratos. Utilizaram 40 ratos machos, divididos em dois grupos de vinte. Um grupo exercitava 2 minutos por dia e o outro corria com velocidade. Os animais foram exercitados 5 dias na semana, até 30 semanas

de idade. Durante o período de 6-30 semanas de idade o rato aumentou o peso do corpo, mas não apresentou mudanças significativas em grandezas de tensão.

GRUNDNES & REIKERAS (1992) estudaram os efeitos mecânicos de diferentes graus de função, ensaiando fêmures intactos. Trinta ratos Wistar machos foram exercitados em um círculo giratório durante 6 semanas. Após 6 semanas os animais foram sacrificados. Aplicaram teste de flexão em três pontos nos fêmures e verificaram que o momento máximo de flexão era maior nos ratos exercitados. Os resultados indicaram que os exercícios afetaram as características mecânicas do osso, assim como a máxima flexão e rigidez.

BROZ et al.(1993) estudaram os efeitos sobre as propriedades flexural de todos fêmures de camundongos, aplicando teste de flexão em três pontos no osso contendo água durante desidratação e reidratação. Ossos estocados em soro fisiológico por um tempo menor que uma hora serviram como controle. A desidratação produziu aumento de esforço e rigidez do osso e diminuiu sua ductilidade.

SALEM, ZERNICKE, VAILAS (1993) verificaram que o excesso de exercício pode afetar opostamente a integridade mecânica do osso imaturo. Utilizaram ratas com 8 dias de vida. Os animais com exercícios de controle básico foram sacrificados com 8 semanas de idade, enquanto os outros 2 grupos foram sacrificados com 18 semanas de idade. Entre 8 e 18 semanas um grupo permaneceu sedentário, enquanto outro grupo foi treinado progressivamente sobre uma esteira motorizada. O colo femoral do rato foi testado em flexão até a ruptura. Verificaram que exercícios fortes diminuíram significativamente as propriedades mecânicas e exercícios moderados não afetaram as propriedades mecânicas, mas a concentração de cálcio aumentou durante o período de crescimento.

MATERIAL E MÉTODO

2. MATERIAL E MÉTODO

2.1. Seleção dos Animais

Com base nos resultados da curva de crescimento obtidos por FONTOURA FILHO (1995), foram selecionadas ratas da raça *Rattus Norvegicus albinus*, variedade *Wistar*, com as idades de 25 e 79 dias, para realizar os ensaios mecânicos de flexão em três pontos do fêmur esquerdo.

Inicialmente foram recebidas 8 ratas matrizes da raça *Rattus Norvegicus albinus*, variedade *Wistar*, prestes a parir, fornecidas pelo Biotério Central do Campus da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto. Estas ratas foram mantidas em gaiolas individuais no Biotério do Laboratório da Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP. Quando elas pariram, todas em um período de 24 horas, os filhotes machos foram retirados imediatamente e sacrificados, ficando 5 ou 6 filhotes fêmeas com cada mãe, até atingir o período de desmame, em torno de 21 dias. Foram, então, retiradas da companhia das mães e mantidos 4 a 5 filhotes por gaiola, recebendo alimentação de ração padrão e água à vontade.

Os filhotes foram pesados desde o nascimento até o sacrifício. Foi utilizada uma balança eletrônica, com precisão de 5 gramas. Ao todo foram usados 80 animais, que foram divididos em 4 grupos para a fase experimental. As ratas do grupo com 25 dias pesaram em média $71,5 \pm 3,5$ gramas e as do grupo 79 dias, $252,4 \pm 13,3$ gramas.

2.2. Grupos Experimentais

2.2.1. Grupo 25 A

Composto de 20 animais com 25 dias de idade. Os fêmures esquerdos foram submetidos a ensaios de flexão com aplicação da força na face anterior ou convexa da diáfise (sentido ântero-posterior), após 30 dias de conservação em "freezer" a -20° Centígrados.

2.2.2. Grupo 25 P

Composto de 20 animais com 25 dias de idade. Os fêmures esquerdos foram submetidos a ensaios de flexão com aplicação da força na face posterior ou côncava da diáfise (sentido pósterio-anterior), após 30 dias de conservação em "freezer" a -20° Centígrados.

2.2.3. Grupo 79A

Composto de 20 animais com 79 dias de idade. Os fêmures esquerdos foram submetidos a ensaios de flexão com aplicação da força na face anterior ou convexa da diáfise (sentido ântero-posterior), após 30 dias de conservação em "freezer" a -20° Centígrados.

2.2.4. Grupo 79P

Composto de 20 animais com 79 dias de idade. Os fêmures esquerdos foram submetidos a ensaios de flexão com aplicação da força na face posterior ou côncava da diáfise (sentido pósterio-anterior), após 30 dias de conservação em "freezer" a -20° Centígrados.

2.3. Preparo dos Fêmures

Os ratos foram sacrificados com inalação de éter sulfúrico. Em seguida, foram preparados para a ressecção dos fêmures. Foi feita uma incisão retilínea longitudinal na face lateral da coxa até o fêmur, descolando-se a musculatura. Os ossos foram desarticulados no quadril e joelho e a patela removida. Logo após, foram limpos das partes moles aderentes, preservando-se o perióstio.

Com o paquímetro, mediu-se o comprimento do fêmur do topo da cabeça à extremidade distal do côndilo lateral, bem como o diâmetro na região médio-diafisária nas faces ântero-posterior e látero-medial.

Foram pesados em balança eletrônica com precisão de 0,001g, depois envolvidos em gaze umedecida em soro fisiológico, acondicionados em sacos plásticos e armazenados em "freezer" sob temperatura de -20°C por um período de 30 dias. Foram medidos os comprimentos médios (L_m), diâmetros médios (D_m) e pesos médios (P_m). Para os fêmures das ratas de 25 dias foram de: $L_m = 2,000 \pm 0,015$ cm; $D_m = 0,258 \pm 0,002$ cm e $P_m = 0,306 \pm 0,006$ g. As dimensões dos fêmures das ratas de 79 dias foram de: $L_m = 3,367 \pm 0,0030$ cm; $D_m = 0,377 \pm 0,007$ cm e $P_m = 0,856 \pm 0,023$ g.

2.4. Ensaio Mecânicos de Flexão

2.4.1. Confecção do Acessório Mecânico

Devido às pequenas dimensões dos ossos, foram confeccionados os acessórios mecânicos em latão (figura 3), na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto, usados como base de apoio para o osso.

Para os fêmures de 25 dias de idade, foi utilizada uma distância entre os apoios de 10 mm e, para os fêmures de 79 dias de idade, uma distância de 20 milímetros.

Figura 3. Acessório mecânico utilizado no ensaio de flexão em três pontos.

1: fêmur de rata

2: conjunto do acessório de apoio e de aplicação da carga.

2.4.2. Realização do Ensaio Mecânico

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Os ossos congelados foram retirados do "freezer" com 24 horas de antecedência e transferidos para um refrigerador comum. No dia do teste foram mantidos à temperatura ambiente até que entrassem em equilíbrio térmico com o meio, sempre mantidos umedecidos em soro fisiológico.

Utilizou-se uma máquina universal de testes, projetada no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP.

Os fêmures foram testados à flexão simples com três pontos de apoio, conforme mostram as figuras 3 e 4, tomando sempre o cuidado para que o osso não se movesse no acessório que serviu de base. A carga foi aplicada a uma velocidade de 0,15 mm/minuto e registrada por uma célula de carga KRATOS®, modelo KM, de 200 Kgf, acoplada ao amplificador CAE 201 SODMEX®. As deformações foram registradas por um relógio comparador com precisão de um centésimo de milímetro.

Figura 4. Montagem do ensaio de flexão em fêmur de rata, tanto para a aplicação da carga na face anterior como para a posterior.

- 1- Célula de carga
- 2- Relógio comparador
- 3- Acessório de apoio

Foi aplicada uma pré-carga de 20 gramas-força, com tempo de acomodação do sistema de 1 minuto. Para cada ensaio a força foi aplicada transversalmente ao fêmur, aplicando os esforços de flexão no osso até a ruptura. Durante todo o ensaio, o osso foi mantido hidratado com soro fisiológico.

Todos os ensaios foram realizados nas mesmas condições, com exceção do posicionamento dos ossos que em metade dos casos foi com a face anterior (convexa) voltada para cima e, na outra metade, com a face posterior (côncava) para baixo.

2.5. Cálculo da Área de Secção Transversal da Diáfise Fraturada

Após o ensaio, os fragmentos quebrados foram limpos com soro fisiológico, repostos e colados com "superbonder"[®]. Cada osso remontado foi serrado transversalmente com serra delicada utilizada por relojoeiros, no local da fratura, produzindo dois fragmentos. O fragmento proximal foi selecionado para o cálculo da área de secção transversal da superfície de corte. Esta superfície foi tingida com tinta e "carimbada" em uma folha branca de papel seda, de modo a deixar uma marca, tomando-se o cuidado de posicionar o fragmento ósseo usando a mesma referência que foi com a cabeça femoral voltada para o rodapé da folha. O papel foi, então, colado em uma moldura de diapositivo, de modo a ficar tensionado. Foi inserido em um projetor com fecho de luz dirigido perpendicularmente para uma folha de papel branca fixada a uma superfície plana, criando uma sombra que reproduziu o contorno da secção transversal da diáfise na região da fratura do fêmur com ampliação de 5 vezes. Este contorno foi copiado em folha de papel e levada para uma mesa digitalizadora Digigraf Renoir[®], para transferir ao microcomputador. A área de secção transversal e o momento de inércia da córtex óssea foram calculados utilizando o programa Autocad 12[®].

2.6. Obtenção dos Dados

A partir dos ensaios realizados foram construídas as curvas carga x deformação e tensão x deformação, com cálculo da média, do desvio padrão e da mediana para as grandezas: tensão máxima, limite de proporcionalidade, módulo de elasticidade e energia absorvida na fase elástica.

O módulo de elasticidade foi obtido mediante a fórmula citada no item 1.3.

A energia absorvida (J/m^3) foi obtida mediante as curvas tensão (N/m^2) x flecha (%), com a fórmula da área do triângulo (CHIAVERINI, 1977). A unidade da flecha foi calculada em porcentagem para que a energia absorvida na fase elástica (conhecida por resiliência) fosse obtida em Joule por unidade de volume.

$$A = \frac{b \cdot h}{2}$$

A= área

b= flecha

h= tensão

O triângulo foi obtido traçando-se uma reta de regressão pelos pontos da curva tensão x flecha e determinando o limite de elasticidade. Neste ponto foi traçada uma reta vertical até a abscissa obtendo-se, assim, os valores de b e h (figura 5).

RESULTADOS

Figura 5. A energia absorvida na fase elástica corresponde à área do triângulo formada no gráfico *tensão x flecha*.

2.6.1. Análise Estatística

Todos os parâmetros definidos anteriormente foram analisados para cada grupo de fêmures. Foi realizada análise comparativa entre os seguintes grupos de fêmures de ratas: 25P comparado com 25A; 79P comparado com 79A; 25P comparado com 79P e 25A comparado com 79A. Foi usado o teste "*t*" de Student simples para as médias dos grupos assumindo variâncias diferentes. O nível de significância dos testes foi de 5%. Utilizou-se o auxílio do microcomputador com o programa Excel 5.0®.

3. RESULTADOS

3.1. Tipo e Local das Fraturas

Nos ensaios realizados em fêmures de ratos de 25 e 79 dias de vida, foram observados que as fraturas estavam sempre localizadas na região de aplicação da carga. A fratura mais freqüentemente observada foi a transversal.

3.2. Curvas tensão x deformação

Os gráficos tensão x deformação para os 4 grupos estão apresentados nas figuras 6, 7, 8 e nove.

Figura 6. Gráfico tensão x flecha dos 20 fêmures de 25 dias de idade na face posterior

Figura 7. Gráfico tensão x flecha dos 19 fêmures de 25 dias de idade na face anterior

Figura 8. Gráfico tensão x flecha dos 19 fêmures de 79 dias de idade na face posterior

Figura 9. Gráfico tensão x flecha dos 18 fêmures de 79 dias de idade na face anterior

3.3. Tensão Máxima

O valor médio da tensão máxima encontrados para os fêmures de ratas com 25 dias, ensaiada com a carga aplicada na face côncava (25P) foi de $(62,5 \pm 3,8)10^3$ N/m² e os fêmures com a carga aplicada na face convexa (25A) foi de $(76,3 \pm 4,8)10^3$ N/m². A comparação destes dois grupos mostrou que houve diferença significativa entre eles ($p= 0,03$).

Para os fêmures de ratas com 79 dias, ensaiada com a carga aplicada na face côncava (79P) foi de $(288,9 \pm 11,6)10^3$ N/m² e os fêmures com a carga aplicada na face convexa (79A) foi de $(278,8 \pm 8,2)10^3$ N/m². A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa entre eles ($p>0,48$).

As comparações realizadas entre os grupos de fêmures de ratas com 25 e 79 dias, quando ensaiadas nas mesmas faces, ou seja comparando 25A com 79A e 25P com 79P, mostraram que houve diferença significativa ($p< 0,0001$) e ($p< 0,0001$). Na figura 10 são apresentados os valores médios das tensões máximas para os 4 grupos analisados.

Figura 10. Histograma correspondente às médias das tensões máximas dos 4 grupos analisados

3.4. Tensão no Limite de Proporcionalidade

Os valores médios da tensão no limite de proporcionalidade para os fêmures do grupo 25P foi de $(34,3 \pm 2,4)10^3 \text{ N/m}^2$ e para o grupo 25A foi de $(38,4 \pm 3,1)10^3 \text{ N/m}^2$. A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,31$). Para os grupos de 79P e 79A foram de $(218,8 \pm 11,6)10^3 \text{ N/m}^2$ e $(182,5 \pm 13,9)10^3 \text{ N/m}^2$, respectivamente. A comparação destes dois grupos também não mostrou diferença significativa ($p=0,052$).

Realizando as comparações entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A, houve diferença significativa ($p < 0,0001$) e ($p < 0,0001$). Na figura 11 são apresentadas os valores médios da tensão no limite de proporcionalidade para os quatro grupos analisados.

Figura 11. Histograma das tensões no limite de proporcionalidade para os quatro grupos analisados.

3.5. Flecha no Limite de Proporcionalidade

Os valores médios da flecha no limite de proporcionalidade para os fêmures do grupo 25P foi de $1,3 \% \pm 0,09$ e para o grupo 25A foi de $1,2 \% \pm 0,1$. A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,48$). Para os grupos de 79P e 79A foram de $1,5 \% \pm 0,07$ e $1,5 \% \pm 0,1$, respectivamente. A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,91$).

As comparações entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A mostraram que não houve diferença significativa ($p=0,22$) e ($p=0,17$). Na figura 12 são apresentados os valores médios da flecha no limite de proporcionalidade para os 4 grupos analisados.

Figura 12. Histograma correspondente às médias das flechas no limite de proporcionalidade

3.6. Módulo de Elasticidade Equivalente

Os valores médios do módulo de elasticidade equivalente para os fêmures do grupo 25P foi $(1,1 \pm 0,06)10^6$ N/m² (10^6 N/m² = 1 Mega Pascal) e para o grupo 25A foi de $(1,5 \pm 0,1)10^6$ N/m². A comparação destes dois grupos mostrou que houve diferença significativa ($p=0,006$).

Para o grupo 79P e 79A foi de $(11,8 \pm 0,6)10^6$ N/m² e $(10,2 \pm 0,3)10^6$ N/m², respectivamente. Neste caso a comparação destes dois grupos também mostrou diferença significativa ($p=0,04$). Realizando as comparações entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A, houve diferença significativa ($p < 0,0001$) e ($p < 0,0001$). Na figura 13 são apresentados os valores médios do módulo de elasticidade equivalente para os 4 grupos analisados.

Figura 13. Histograma das médias do módulo de elasticidade equivalente para os 4 grupos analisados.

3.7. Energia Absorvida na Fase Elástica

Os valores médios da energia absorvida na fase elástica para os fêmures do grupo 25P foi de $(30,3 \pm 2,0)10^3 \text{ J/m}^3$ e para o grupo 25A foi de $(30,5 \pm 1,4)10^3 \text{ J/m}^3$. A comparação destes dois grupos mostrou que não houve diferença significativa ($p=0,92$). Para os grupos 79P e 79A foi de $(155,6 \pm 9,7)10^3 \text{ J/m}^3$ e $(156,7 \pm 10,2)10^3 \text{ J/m}^3$, respectivamente. Neste caso, a comparação destes dois grupos mostrou também que não houve diferença significativa ($p=0,94$). Realizando a comparação entre os grupos 25P com 79P e 25A com 79A, houve diferença significativa ($p < 0,0001$) e ($p < 0,0001$). Na figura 14 são apresentados os valores médios da energia absorvida na fase elástica para os 4 grupos analisados.

Figura 14. Histograma das médias da energia absorvida na fase elástica para os 4 grupos analisados.

DISCUSSÃO

4. DISCUSSÃO

Como uma das principais funções do aparelho locomotor é a sustentação e transmissão de forças, há interesse permanente em se estudar seus componentes do ponto de vista mecânico. Este interesse advém da necessidade de compreender situações freqüentes como a ocorrência de uma fratura, uma lesão muscular ou o processo de desgaste de uma articulação.

Especificamente para o osso e articulação a compreensão de suas características mecânicas encontra sustentação não somente na ocorrência das possíveis lesões mas também na necessidade para repará-las, seja mediante uma fixação interna, externa ou substituindo uma articulação por uma prótese.

Assim, quanto mais se conhecer o aparelho locomotor do ponto de vista mecânico, tanto na saúde, quanto na doença, melhores vão ser as condições de se tratar lesões, restaurando funções, aliviando sofrimento, e recuperando o indivíduo à situação de normalidade (*restitutio ad integrum*).

A Biomecânica atua como elo fundamental entre as ciências exatas e as biológicas, particularmente para a Ortopedia e Traumatologia e sua criação foi uma necessidade que permitiu estudos multidisciplinares e interação entre profissionais de formação diferentes.

Nesta investigação tivemos a intenção de contribuir para um melhor entendimento da resistência óssea sob algumas condições. É sabido que o osso da criança se comporta de maneira bastante diferente daquele do adulto, com relação aos esforços e traumatismos recebidos.

Na criança o osso pode apresentar deformação plástica, isto é, um encurvamento traumático que resulta de uma flexão aguda, sem sinais radiológicos de fratura. Esta deformidade atinge toda a diáfise, sendo contínua

com o osso normal das extremidades (BORDEN, 1974). Na fratura por tumefação ("torus") há amassamento na região metafisária em consequência de uma compressão longitudinal do osso nessa região. Na fratura em galho verde, o osso apresenta-se parcialmente quebrado e a córtex oposta mantém conexão com as partes adjacentes. Mesmo na fratura completa raramente há cominuição.

Este comportamento clínico é amplamente explicado pelas propriedades mecânicas estruturais e materiais do osso jovem. O osso imaturo tem menor módulo de elasticidade, menor força de flexão (CURREY & BUTLER, 1975) e último *stress* (TORZILLI & COL, 1981), bem com menor conteúdo mineral (LINDAHL & LINDGREN, 1968). Todos estes parâmetros aumentam com a idade e, após a maturidade, decrescem lentamente (LINDAHL & KIBDGREN, 1968; TORZILLI & COL., 1981). O aumento da resistência óssea com a idade foi também confirmado no fêmur do rato (BURSTEIN & COL, 1976; CURREY & BUTLER, 1975; HIRSCH & EVANS, 1965).

O osso jovem resiste à sobrecarga não somente pelo tamanho físico, mas também pela capacidade de se deformar mais no sentido de aliviar as forças aplicadas (TORZILLI & COL. 1982). Mesmo sendo mais frágil, ele deflete mais e absorve mais energia em consequência de uma capacidade de deformação plástica considerável.

TORZILLI & COL.(1981, 1982) realizaram uma investigação abrangente sobre as propriedades mecânicas em flexão de ossos longos de cães imaturos e encontraram um desenvolvimento em duas fases. De 1 a 24 semanas de idade, a estrutura óssea mudava de osso entrelaçado para lamelar com aumentos correspondentes na força de flexão e momento de inércia. Os ossos mais jovens apresentavam maior deformação não linear. De 24 semanas até a maturidade (48 semanas) a taxa de crescimento diminuía e, do ponto de vista mecânico, havia aumento da resistência, com menor deformação não linear.

Por outro lado, **WOLFF**, em **1870**, estabeleceu que há íntima interdependência entre a morfologia, arquitetura interna do osso e as solicitações mecânicas.

A observação de que a diáfise do fêmur é arqueada anteriormente em grande variedade de espécies de animais sugere que isto ocorre em virtude da resultante das forças nesta região, porém levanta uma dúvida: este arqueamento provoca um enfraquecimento conforme o sentido de aplicação de forças levando a maior suscetibilidade a um tipo específico de trauma? Em caso afirmativo isto ocorreria também no esqueleto imaturo?

Estas indagações, já colocadas na Introdução deste trabalho, levaram-nos a elaborar esta pesquisa.

Decidimos realizar testes mecânicos com ossos inteiros pois estávamos interessados não nas propriedades mecânicas do osso como material, mas como estrutura intacta que reflete melhor a capacidade mecânica *in vivo* (**HAYES & CARTER, 1971**).

O rato (*Rattus Norvegicus albinus*) foi escolhido por ser animal de fácil manutenção em laboratório, ser de baixo custo, apresentar crescimento bastante regular e por dispormos de linhagem relativamente pura. Além disto, **FONTOURA FILHO (1995)** demonstrou, com estudo de crescimento de tíbias de ratos, que os membros posteriores apresentam pouca variação morfológica em relação ao tamanho do rato adulto. Ou seja, animais mesmo mais pesados e maiores de tronco têm pouca variação dos membros. Também, por estudos deste mesmo autor, tínhamos as curvas de crescimento ósseo realizadas com animais criados no Laboratório de Bioengenharia, em condições padronizadas de linhagem, ambiente e dieta. Em nossa investigação reproduzimos estas mesmas condições. Também com base nos estudos de **FONTOURA FILHO (1995)**,

selecionamos as idades de estudo. A idade de 25 dias representa uma fase relativamente imatura na vida do animal em que há grande crescimento. Ao contrário, a idade de 79 dias representa uma fase final de crescimento, já próxima da maturidade. Ocorreu-nos que estudando idades com características diferentes eventuais diferenças poderiam ser mais fáceis de serem detectadas.

O fêmur é irregular nas extremidades mas bastante regular na região diafisária onde apresenta córtex bem nítida e canal medular bem individualizado. Este fator homogeneizou mais a amostra e facilitou o cálculo da área de secção transversal no local de fratura. Sendo o osso material anisotrópico e não homogêneo (**CURREY & BUTLER, 1975**) há tendência para maior dispersão de valores quando se calcula os parâmetros mecânicos. Assim, qualquer tentativa no sentido de regularizar a amostra torna-se válida e importante.

Muitos trabalhos que realizaram ensaios mecânicos em ossos inteiros de animais o fizeram testando-os em flexão em três pontos (**WEIR ET AL., 1949; HOYER & LIPPERT, 1982; KELLER ET AL., 1986; GRUNDNES & REIKERAS, 1992**). Entretanto, **BURSTEIN & FRANKEL (1971)** enfatizam que estes testes são muito difíceis de serem comparados porque há grande variação metodológica de autor para autor. Por esta razão propuseram a confecção de uma máquina-padrão para realizar ensaios mecânicos em torção. Levando em consideração estas ponderações sempre nos preocupamos com a máxima padronização metodológica possível. Neste aspecto muito ajudou o fato de ter sido possível estocar as amostras em "freezer" para ensaiá-las em série, vez que já foi demonstrado que o congelamento não afeta significativamente as propriedades mecânicas (**SEDLIN & HIRSCH, 1965**).

Avaliando-se de uma maneira global nossos resultados verificamos que todos os parâmetros mecânicos foram significativamente maiores para os animais mais maduros demonstrando o óbvio, isto é, que animais mais crescidos

têm o fêmur mais resistente. **EVANS (1965)** e **TORZILLI & COL. 1981, 1982** demonstraram que estas diferenças são causadas pelas modificações histológicas entre os ossos nas diferentes idades. Quando se analisam as curvas tensão-deformação para os dois grupos verifica-se que para 25 dias há maior dispersão de valores na fase plástica da deformação. Este achado pode refletir as maiores modificações que um osso em crescimento rápido esteja sofrendo.

Considerando-se, agora, os resultados com relação às faces de aplicação da força verificamos que, de maneira geral, não houve diferença significativa seja a força aplicada na concavidade ou na convexidade do osso. Apenas houve pequena diferença com relação à tensão máxima no grupo 25A quando comparado como o 25P. Para o módulo de elasticidade equivalente houve diferença significativa quanto à face de aplicação da força tanto para 25 como para 79 dias de idade. Mais uma vez as diferenças, embora significantes do ponto de vista estatístico, foram muito pequenas ($p= 0,006$ e $p= 0,04$), respectivamente). Assim, parece-nos lógico assumir que praticamente não houve diferença quanto à face de aplicação da força.

Isto vai contra o que se deveria esperar. Ou seja, para um corpo homogêneo que com as mesmas dimensões do osso, seria de esperar que ele fosse mais facilmente deformável a favor da concavidade. Como no osso isto não ocorreu é provável que haja um rearranjo trabecular interno de modo a compensar esta fraqueza em potencial. **NETZ (1979)** realizou testes de torção em sentidos opostos em tíbias de cães e também não encontrou diferenças entre eles, também contrariamente ao esperado. Uma possível explicação aventada por aquele autor foi a do rearranjo trabecular. Estas idéias também encontram sustentação nos achados de **TORZILLI & COL. (1981, 1982)**.

CONCLUSÕES

5. CONCLUSÕES

1- Ratos mais próximos do crescimento têm ossos com maior resistência mecânica aos esforços de flexão.

2- O fêmur do rato apresenta praticamente a mesma resistência aos esforços de flexão aplicados em sua face côncava ou convexa.

RESUMO

6. RESUMO

O objetivo desta investigação foi analisar o comportamento mecânico de fêmures de ratas imaturas e próximas da maturidade, realizando ensaios de flexão, com forças aplicadas nas faces côncava e convexa deste osso. Foram selecionadas as idades de 25 e 79 dias para o ensaio mecânico.

Para os ensaios mecânicos foram usados 80 fêmures esquerdos, sendo divididos igualmente em 4 grupos experimentais. Foram aleatoriamente ensaiados após 30 dias de congelamento a -20° Centígrados.

Foi utilizado uma máquina universal de ensaio para a realização dos ensaios mecânicos de flexão em três pontos. Os valores foram obtidos na forma de carga versus deformação. Com a medida do momento fletor, da metade do diâmetro do osso e do momento de inércia foi obtida a tensão correspondente. Os seguintes parâmetros foram analisados: tensão máxima, módulo de elasticidade equivalente, tensão no limite de proporcionalidade, flecha no limite de proporcionalidade e energia absorvida na fase elástica, para as duas idades de ratas ensaiadas.

Da análise dos resultados concluiu-se que ratas mais próximas do crescimento têm ossos com maior resistência mecânica aos esforços de flexão. Conseqüentemente, todos os parâmetros mecânicos foram significativamente maiores para os animais mais maduros.

Com relação às faces de aplicação da força, verificamos que de maneira geral, não houve diferença significativa fosse a força aplicada na concavidade ou na convexidade do osso.

S U M M A R Y

7. SUMMARY

The mechanical behavior of mature and immature rat femora was analyzed with forces applied either to the concave or to convex surfaces of the diaphysis. The animal age was 25 or 79 days of age.

Eighty animals were randomly distributed in four groups according to the age and the tested surface. The tests were in flexion and performed at room temperature after a 30 day period of freezing at -20° Centigrades. From the curves flexion x deformation the following parameters were obtained: ultimate tension, modulus of elasticity, tension at the yield limit and the absorbed energy in the elastic phase.

The data showed that the nearly matured rats have stronger bones as tested in flexion but when the strength was compared for each group with forces applied either to the concave or the convex surface no statistical differences were found between them. It was postulated that an arrangement of the bone internal architecture may compensate for a theoretical expected difference in bone strength when the force of flexion was applied on the opposite surfaces.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAM, A.C.; KELLER, T.S.; SPENGLER, D.M. - The effects of simulated weightlessness on bone biomechanical and biochemical properties in the maturing rat. *J Biomech USA*, **21**:755-67, 1988.
- BROZ, J.J.; SIMSKE, S.J.; GREENBERG, A.R.; LUTTGES, M.W. - Effects of rehydration state on the flexural properties of whole mouse long bones. *J Biomech Eng USA*, **115**:447-9, 1993.
- BORDEN IV S. Traumatic bowing of the forearm in children. *J Bone Joint Surg*, **56**:611-616, 1974.
- BURSTEIN, A.H.; REILLY, D.T.; MARTENS, M.; - Ageind of bone tissue: Mechanical properties. *J Bone Joint Surg USA*, **58**:82-6, 1976.
- CARTER, D.R. & SPENGLER, D.M. - Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop USA*, **135**:192-217, 1978.
- CHIAVERINI, V. - *Tecnologia mecânica: estrutura e propriedades; processo de fabricação*. São Paulo, Mc Graw-Hill do Brasil, 1977.
- COWIN, S.C. - *The mechanical properties of cortical bone tissue*. In: _____ *Bone mechanics*. Boca Raton, CRC Press, 1989. p.97-127.
- CURREY, J.D. & BUTLER, A.G. - The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg USA*, **57**:810-4, 1975.
- DEMPSTER, W.T. & LIDDICOAT, R.T. - Compact bone as a non- isotropic material. *Am J Anatomy*, **91**:331-62, 1952.
- EJERSTED, C.; ANDREASSEN, T.T.; OXLUND, H.; JORGENSEN, P.H.; BAK, B.; HAGGBLAD, J.; TORRING, O.; NILSSON, M.H.L. - Human parathyroid hormone (1-34) and (1-84) increase the mechanical strength and thickness of cortical bone in rats. *J Bone Mineral Res USA*, **8**:1097-101, 1993.
- ENGESAETER, L.B.; EKELAND, A.; LANGELAND, N. - Methods for testing the mechanical properties of the rat femur. *Acta Orthop Scand*, **49**:512-8, 1978.

- EKELAND, A.; ENGESAETER, L.B.; LANGELAND, N. - Mechanical properties of fractured and intact rat femora evaluated by bending, torsional and tensile tests. *Acta Orthop Scand*, 52:605-13, 1981.
- EVANS, F.G. - Mechanical Properties and Histology of cortical bone from younger and older men. *Anatomical Record* 185:1-12, 1965.
- Evans, F.G. - Bone and Bones. *J Biomech Eng*, 104:1-5, 1982
- FERRETI, J.L.; CAPOZZA, R.; COINTRY, G.; BOZZINI, C.; ALIPPI, R.M.; BOZZINI, C.E. - Additive effects of dietary protein and energy deficiencies on diaphysis and bone tissue of rat femurs as determined by bending tests. *Apptla*, 41:253-62, 1991.
- FERRETI, J.L.; VAZQUES, S.O.; DELGADO, C.J.; CAPOZZA, R.; COINTRY, G. - Biphasic dose-response curves of cortisol effects on rat diaphyseal bone biomechanics. *Calcified Tissue Inter*, 50:49-54, 1992.
- FILHO, F.C. - Ensaio de cisalhamento na placa de crescimento proximal da tibia de ratas em idades diferentes. *Dissertação de mestrado*. Universidade de São Paulo - F.M.R.P. p. 25, 1995.
- GRUNDNES, O.; REIKERAS, O. - Effects of function on rat femora. *Acta Orthop Scand*, 63:70-3, 1992.
- HAENEL, J.G. & BRADASCHIA, C. - *Noções gerais sobre alguns ensaios mecânicos de metais*. Instituto de Pesquisas Tecnológicas. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. São Paulo, p.1-11, 1955.
- HAM, A. W. - *Histologia* - terceira edição brasileira Rio de Janeiro, Guanabara, Koogan, 1967.
- HAYES, W.C. & CARTER DR. Biomechanics of bone. In: *Skeletal Research*, SIMMONS, D.J. & KUNIN, A.S. (ed). Academic Press, New York, 1:263-300, 1971.
- HIRSCH, C. & EVANS, F.C. - Studies on some physical properties of infant compact bone. *Acta Orthop Scand*, 35:300-311, 1965.
- HOYER, H.E. & LIPPERT, H. - Biomechanical changes in long limb bones of Han-Wistar rats during postnatal development. *Anatomy and Embryology*, 164:101-11, 1982.

- INDREKVAM, K.; HUSBY, O.S.; GJERDET, N.R.; ENGESTER, L.B. - Age-dependent mechanical properties of rat femur. *Acta Orthop Scand*, 62:248-52, 1991.
- JUNQUEIRA, L.C. & CARNEIRO, J. - *Histologia Básica*. Editora Guanabara Koogan S.A. 6:137-60, 1985.
- KELLER, T.S.; SPENGLER, D.M.; CARTER, D.R. - Geometric, elastic, and structural properties of maturing rat femora. *J Orthop Res USA*, 4:57-67, 1986.
- KELLER, T.S. & SPENGLER, D.M. - Regulation of bone stress and strain in the immature and mature rat femur. *J Biomech USA*, 22:1115-27, 1989.
- LINDHAL, O. & LINDGREN, GH. Cortical bone in man. III - Variation of compressive strength with age and sex. *Acta Orthop Scand*, 39:129-135, 1968.
- MARIN, J. - *Mechanical behavior of engineering materials*. Englewood Cliffs - N J, Prentice-Hall, 1962. p.3-94.
- MARTIN, R.B. - Determinants of the mechanical properties of bones. *J Biomech USA*, 24:79-88, 1991.
- MATHER, B.S.; M.B.; F.R.C.S.; F.R.A.C.S.; N.H.; M.R.C. - Correlations between strength and other properties of long bones. *J Trauma USA*, 7:633-8, 1967.
- MATHER, B.S.; M.B.; F.R.C.S.; F.R.A.C.S. - The symmetry of the mechanical properties of the human femur. *J Surg Res*, 7:222-5, 1967.
- NETZ, P. - The diaphyseal bone under torque. *Acta Orthop Scand* (Supplementum 176), 1:31, 1979.
- ORTOFT, G.; OXLUND, H.; JORGENSEN, P.H.; ANDREASSEN, T.T. - Glucocorticoid treatment or food deprivation counteract the stimulating effect of growth hormone on rat cortical bone strength. *Acta Paediatr* 81:912-7, 1992.
- PENG, T.C.; KUSY, R.P.; HIRSCH, P.F.; HAGAMAN, J.R. - Ethanol-induced changes in morphology and strength of femurs of rats. *J Res Soc on Alcoholism USA*, 12:655-9, 1988.
- REILLY, D.T. & BURSTEIN, A.H. - The mechanical properties of cortical bone. *J Bone Joint Surg USA*, 56:1001-22, 1974.

- SALEM, G.J.; ZERNICKE, R.F.; MARTINEZ, D.A.; VAILAS, A.C. - Adaptations of immature trabecular bone to moderate exercise: geometrical, biochemical, and biomechanical correlates. *Bone USA*, **14**:647-54, 1993.
- SEDLIN, E.D. & HIRSCH, C. - Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand*. **37**:29-48, 1966.
- SIMKIN, A. & ROBIN, G. - The mechanical testing of bone in bending. *J Biomech USA*, **6**:31-9, 1973.
- SOUZA, S.A. - *Ensaaios mecânicos de materiais metálicos*. São Paulo, Editora da Universidade de São Paulo, 1974. p.1-58 e 88-98.
- TIMOSHENKO, S.P. - *Resistência dos materiais*. Rio de Janeiro, Editora da Universidade de São Paulo, 1971. v.1, p.23-30.
- TORZILLI, P.A.; TAKEBE, K.; BURSTEIN, A.H.; HEIPLE, K.G. Structural properties of immature canine bone. *J Biomech Eng USA*, **103**:232-8, 1981.
- TORZILLI, P.A.; TAKEBE, K.; BURSTEIN, A.H.; ZIKA, J.M.; HEIPLE, K.G. The material properties of immature bone. *J Biomech Eng USA*, **104**:12-20, 1982.
- TURNER, C.H.; AKHTER, M.P.; HEANEY, R.P. - The effects of fluoridated water on bone strength. *J Orthop Res USA*, **10**:581-7, 1992.
- VOGEL, H.G. - Influence of maturation and aging on mechanical and biochemical parameters of rat bone. *Gerontology*, **25**:16-23, 1979.
- VOSE, G.P.; STOVER, B.J.; MACK, P.B. - Quantitative bone strength measurements in Senile Osteoporosis. *J Gerontol*, **16**:120-4, 1961.
- WEIR, J.B.V.; BELL, G.H.; CHAMBERS, J.W. - The strength and elasticity of bone in rats on a rachitogenic diet. *J Bone Joint Surg*, **31**:445-51, 1949.

ANEXOS

ANEXO I.

A seguir são mostrados os resultados obtidos de tensão e flecha da realização dos ensaios.

	TENSÃO (N/mm²) E FLECHA (%)																			
FLECHA(%)	GRUPOS																			
	26PA	26PB	26PC	26PD	26PE	26PF	26PG	26PG1	26PG2	26PH	26PH1	26PH2	26PI	26PJ	26PJ2	26PK	26PK1	26PL	26PL1	26PM
0,00	6316,47	7407,41	6674,03	6469,83	7816,66	6936,66	7639,30	4662,13	4613,03	6909,28	7178,19	3672,86	4602,68	6112,73	4827,57	7191,89	8467,61	6928,66	3088,76	3237,07
0,60	20746,40	24074,07	20462,64	22270,04	26288,86	20036,38	22639,07	19366,78	16762,68	19636,90	19939,43	16790,19	12946,22	13420,92	12069,93	22844,83	23286,91	18483,46	10148,80	7822,93
1,00	29637,72	38389,89	33600,69	36163,22	38622,38	33022,10	32216,70	33710,81	23209,87	30909,93	31903,08	24922,94	19417,82	19492,29	18708,39	32676,04	36387,32	26166,84	16988,21	14027,32
1,60	36663,19	49074,07	39444,18	42977,27	49668,11	40813,83	38347,34	46621,33	30946,49	39637,44	39878,86	30169,87	26046,18	26663,66	22932,87	37228,61	49747,18	33130,73	23827,61	22669,62
2,00	42480,73	66666,66	42366,37	60791,31	63773,66	43040,04	41361,60	67021,47	38360,76	46819,42	47864,62	34106,07	28704,61	31316,49	27167,36	40189,98	69273,24	40464,36	27798,38	28324,40
2,60	46938,46	66481,48	48340,00	66261,16	66670,61	46008,32	43766,66	66704,36	43196,14	48728,69	63437,66	36679,16	30966,36	34830,49	30778,33	44420,60	67740,84	44639,30	31328,90	34269,04
3,00	60384,12	67407,41	63322,68	60668,88	72188,18	60089,70	47121,47	72442,37	48031,63	62728,70	66830,39	37777,93	32644,46	38666,04	33192,91	49497,13	78160,00	47429,26	32662,66	36607,82
3,60	64336,82	68796,30	64783,68	64866,60	74487,17	61944,87	48083,13	78639,01	63189,28	66001,62	67426,64	41976,48	33770,13	40262,77	38020,28	61612,40	82669,16	49172,98	31328,90	36147,33
4,00	67299,63	62600,00	66244,47	67200,82	76406,76	64642,12	49626,63	83918,39	68024,67	67819,76	61413,43	44336,60	34614,38	41640,96	38623,78	63304,61	86734,60	60667,96	33093,91	38306,38
4,60	69276,44	66740,74	60627,16	68372,92	76786,16	67610,40	61448,96	86711,62	61892,98	68183,40	66198,89	46436,37	36740,06	42499,69	40434,27	64673,76	86734,60	60916,70	37667,99	39923,92
6,00	69769,40	64361,86	64279,40	71107,84	76326,36	68623,60	63863,11	88680,63	63182,42	68910,69	67794,06	47484,76	36021,47	44097,32	40434,27	66419,87	86732,96	61266,44	36620,79	42361,73
6,60	60263,36	66740,74	66740,29	72279,96	76326,36	60478,68	66296,66	92166,78	61892,98	68183,40	66396,47	47222,41	36302,89	44097,32	42244,76	66842,92	87661,41	66667,96	37606,43	43430,76
6,00	60767,32	68066,66	66009,84	72670,66	73667,67	61651,78	67218,93	96036,79	63827,14	67819,76	67794,06	47222,41	37147,14	44097,32	41037,77	66842,92	89968,31	49621,72	39712,69	42621,48
6,60	60767,32	70833,33	64279,40	76186,97	70808,79	61220,76	67699,76	93969,91	64143,60	67819,76	66996,47	46960,06	37709,98	44416,86	42244,76	66419,87	92086,21	49172,98	40696,19	42081,97
7,00	60263,36	70833,33	60627,16	78140,48	66291,22	61691,78	68661,42	92626,41	66116,68	60001,63	70186,78	48271,80	38272,81	43777,77	40434,27	66266,97	92086,21	48824,23	40696,19	41812,22
7,60	60263,36	70833,33	60627,16	76796,27	67690,21	61962,81	68180,69	88939,16	66116,68	63638,09	70186,78	48796,49	38664,23	43468,22	36209,80	67636,13	94202,11	48476,49	40163,34	40463,43
8,00	61261,28	68066,66	60627,16	76677,67	70348,99	62704,88	68661,42	83201,14	66116,68	64729,03	72679,61	48796,49	38836,66	43138,68	36209,80	68381,23	96260,66	47778,00	38168,31	40193,68
8,60	68781,47	66203,70	60627,16	76406,67	72188,18	63076,92	68180,69	79266,26	66761,29	64729,03	76769,82	48634,14	33117,07	42180,04	36813,29	68381,23	96260,66	48126,74	36844,66	40463,43
9,00	69769,40	64814,81	69896,71	73842,76	72188,18	62333,86	67218,93	81408,01	66406,01	62647,16	78960,12	46697,72	39679,90	42180,04	39227,28	67636,13	93143,66	47778,00	37947,68	40193,68
9,60	69276,44	62600,00	68436,82	73061,36	70808,79	60107,64	66267,27	80332,14	66406,01	60728,92	81362,86	44638,34	40242,74	42499,69	39227,28	64996,82	89968,31	46383,02	37606,43	41002,96
10,00	68287,61	61674,07	66374,92	70717,14	70348,99	69366,67	64814,77	79266,26	66761,29	60728,92	82160,43	43811,90	39679,90	42180,04	39830,77	64996,82	87861,41	46034,28	39060,81	42361,73
10,60	68287,61	69722,22	66614,02	68763,63	69889,20	69366,67	63863,11	78639,01	66761,29	60001,63	82948,01	46386,98	38664,23	42499,69	39227,28	64996,82	84676,06	46686,63	40696,19	43430,76
11,00	66806,63	67407,41	64783,68	66638,01	69429,40	69366,67	64814,77	76746,88	66116,68	68910,69	83746,69	46697,72	37428,66	42180,04	38623,78	64160,71	81600,70	46336,79	40816,82	43970,27
11,60	66311,66	66092,69	63322,68	64466,90	69429,40	69366,67	63863,11		66116,68	66366,17	82160,43	47222,41	36468,64	41221,40	36813,29	62468,60	81600,70	46034,28	41477,70	43161,00
12,00	66323,74		63322,68	63293,79	68969,60	67139,36	62410,62		62637,70	64910,68	80666,28	47222,41	34332,97	40262,77	36209,80	61189,34	80442,26	46336,79	39933,32	43161,00
12,60	66817,70		63322,68	60168,17	66210,82	64913,16	61448,96		60603,66	63819,64	79767,70	46960,06	33770,13	33304,13	36606,30	61189,34	79383,80	44639,30	38609,66	42081,97
13,00	63841,86		61861,79	67042,66	66761,02	62636,34	60487,29			63466,00	79767,70	46648,33	32644,46	38666,04	24139,86	49920,19	76208,46	44290,66	37727,06	40193,68
13,60	61866,01		61131,34	64638,34	66291,22	60831,77	60968,12			63092,36	78960,12	44638,34	31237,37	37386,86		46968,82	78160,00	44290,66	37286,80	38676,14
			49670,44	60400,61	64371,63	48606,66	60968,12			62366,06	79767,70	44638,34	30111,70	36789,13		44843,66	78160,00	43633,06	36962,06	38676,14
			49670,44	47666,70	61612,40	48234,63	49626,63			61637,76	79767,70	43811,90	29648,86	36160,03		41882,19	71974,66	42646,83	34868,92	38676,14
			49670,44	44930,78	61163,06	46637,28	49044,30			60183,18	77364,97	42762,62	28704,61	32913,21		41036,09	66682,39	41849,34	31649,63	36966,60
			48209,66	42686,66	69773,66		48663,37			49092,24	76769,82	41976,48	28704,61	32913,21		40613,03	66623,94	42198,09		36966,60
			46018,20	41023,76	67474,67		47121,47					41188,44	27678,34	32633,67		38920,82	66623,94	41600,60		37496,12
			46018,20	39460,34	66636,48		46169,81					40926,09	26734,69	30996,34		38497,77	63607,04	39766,88		37226,36
			46287,76	37898,13			46198,16					40926,09	26890,43	30676,39		38074,72	61390,14	39408,13		34798,66
			43826,86	36726,03			43766,66					40663,74	26327,60	29717,76		38074,72	68214,79	38361,90		34269,04
				36163,22			42313,16					39876,70	26046,18	29078,66		38920,82	66039,43	37664,41		
				33991,11			39909,00					39614,36	24201,93	28769,12		38074,72	66097,89	36966,92		
				33209,71			38347,34					38827,32	24201,93	27480,94			67166,34	36920,69		
				32428,30			36681,62					38302,62	24201,93	27800,48			61390,14	36671,94		
				32037,60								38040,28	23920,61	26622,30			61390,14	36223,20		
				28130,67								38040,28		26883,21			63607,04	34626,71		

FLECHA(%)	GRUPOS																		
	26A9A	26A9C	26AB1	26AB2	26AE2	26AE4	26AE5	26AEC	26AE7	26AH	26AI2	26AJ1	26AJ3	26AJ4	26AJ6	26AK2	26AK3	26AK4	26AL2
0,00	5042,47	6776,22	6191,01	8312,61	7468,60	6321,08	10960,37	8471,62	11414,04	6712,37	8716,16	4672,03	6476,44	5348,68	4477,91	6466,43	6266,73	5837,37	4816,06
0,50	17288,48	28664,41	16509,36	18472,26	19086,17	21672,26	34221,78	28691,71	36668,88	21097,91	23969,46	23360,14	18619,77	19866,17	16277,67	17730,34	26066,91	20642,89	16866,19
1,00	26932,73	43778,37	24764,04	26784,77	31633,67	36120,43	66123,73	44476,99	49936,43	33664,86	37043,69	32704,19	27624,87	27607,00	23179,76	28641,32	41617,06	32438,82	26488,30
1,50	36297,32	63680,62	28891,38	34173,67	41491,67	47869,67	68443,67	68242,36	64203,98	47949,78	46769,86	40046,36	36620,42	33619,67	29601,62	38870,36	63267,18	42760,27	32608,37
2,00	43221,21	89334,67	31642,34	43409,80	49790,00	67792,63	83601,16	68831,89	72764,61	68498,74	62296,97	46720,27	42096,86	36676,01	33716,02	48417,46	63460,61	49396,48	34916,35
2,50	44661,92	66667,66	36082,33	44333,41	63109,33	63210,76	86238,30	77303,60	78471,83	66211,71	69923,61	62727,17	48673,30	41260,61	38467,33	62609,08	66683,37	63081,71	37926,43
3,00	48984,04	69836,32	36468,17	46180,64	64769,00	64113,77	90346,61	83667,21	87032,06	70966,68	64281,69	60736,36	61001,97	48846,01	41091,40	66918,76	63460,61	64666,20	40334,46
3,50	60424,74	71400,43	38521,84	48961,47	67268,60	66016,78	34462,12	87833,02	97019,34	78637,66	68639,78	66076,81	64240,19	49666,43	43198,66	67282,63	66683,37	61191,42	42148,48
4,00	62226,63	72442,77	38897,62	46180,64	61407,67	66919,79	98668,74	88961,37	104163,12	86360,62	72997,86	70080,41	68287,36	53486,84	43726,46	66918,76	70600,67	66614,89	44643,60
4,50	64026,61	74006,29	38897,62	48961,47	63897,17	68628,82	104034,22	93187,78	104163,12	88227,60	72997,86	72082,71	63146,29	67306,26	43726,46	66236,82	70600,67	63301,12	46762,62
5,00	64026,61	76048,63	40686,61	62646,33	66666,84	71337,86	108140,84	98482,64	111286,89	89186,60	74087,38	70747,84	64764,40	60362,69	43726,46	66600,70	70600,67	71612,86	46166,61
5,50	66187,67	72963,34	41273,40	64493,16	68046,34	76862,91	109609,71	99641,60	114140,40	93022,68	76176,90	67410,68	66673,96	60362,69	42146,02	68646,60	70600,67	72260,10	46364,62
6,00	68343,63	81302,68	41961,29	66802,18	71366,67	78661,34	113616,32	99641,60	113420,67	94340,67	77366,94	67410,68	67193,07	61126,68	42146,02	60010,38	69717,33	72260,10	46966,63
6,50	64746,86	81823,86	43337,07	67263,39	72196,60	82173,98	113616,32	100600,46	121274,18	92063,69	77366,94	70080,41	72060,40	64183,01	42671,84	60692,31	66683,37	76199,09	46966,63
7,00	66187,67	82346,02	44024,96	67263,39	72196,60	84883,02	113616,32	99641,60	119847,42	89186,60	78446,46	72082,71	66673,96	66711,18	42671,84	63328,44	66800,63	79622,66	47663,64
7,50	67628,28	83908,64	44712,86	60968,44	72196,60	86786,03	110878,68	99641,60	119847,42	87268,61	79634,98	74086,00	61626,18	67239,34	42671,84	62738,12	67367,31	81834,30	47663,64
8,00	66647,76	83387,36	42649,18	62806,67	71366,67	83076,39	104034,22	97423,69	113420,67	86309,61	78446,46	74762,44	62336,74	66476,26	44262,28	64783,93	66017,29	84046,04	47663,64
8,50	66467,22	81823,86	41961,29	63729,28	69706,00			97189,87	94246,73	116667,16	86360,62	76266,42	72760,14	68287,36	67239,34	44779,09	62738,12	66017,29	84783,29
9,00	64746,86	76612,14	41273,40	60034,83	68046,34			93083,26	92128,83	111286,89	86360,62	74087,38	68746,64	69907,07	67239,34	46306,30	64101,39	64233,36	86267,78
9,50	63306,16	71400,43	38897,62	69111,21	68046,34			86238,30	90010,33	104163,12	84391,62	71908,34	61403,79	69907,07	68003,43	43726,46	62738,12	62667,27	86620,63
10,00	62226,63	66709,89	39209,73	67263,39	68876,17			82132,28	87893,02	102726,36	82473,63	68639,78	66396,90	68287,36	68003,43	43198,66	62066,18	69633,90	84783,29
10,50	49704,33	66188,72	37146,06	66340,38	68046,34			76666,80	83667,21	101299,61	73842,67	67660,26	63394,60	66049,74	68767,61	42671,84	62738,12	66400,64	81834,30
11,00	48263,68	67231,06	36770,28	66340,38	68046,34			69812,44	79421,41	98446,10	70006,69	67660,26	63394,60	62621,08	68767,61	41618,21	63420,06	67183,88	79622,66
11,50	47643,33	66667,66	34394,60	66416,76	67216,60			67074,70	73067,69	97019,34	73842,67	66460,74	64062,03	48673,96	40037,77	61374,26	66400,64	76396,33	46762,62
12,00	46382,27	62640,62	32330,83	63669,64	67216,60			69890,84	84166,83	66170,70	63192,17	62727,17	46336,08	68003,43	39610,36	60692,31	64060,62	72260,10	46166,61
12,50	43941,66	61498,18	31642,34	62646,33	68046,34			66666,03	89886,67	66170,70	62102,66	62063,73	42906,42	64947,09	38984,16	68646,60	61700,49	63301,12	44643,60
13,00	42600,86	62640,62	30267,16	61722,31	67216,60			61419,22	86606,30	66170,70	69923,61	60067,44	39668,20	62664,84	38984,16	64664,89	60917,16	67826,63	43946,60
13,50	41780,60	63413,60	28203,49	60798,70	66666,84				84178,66	66211,71	68834,09	60067,44	38049,09	60362,69	37930,62	49099,40	47783,79	66614,89	43946,60
	41420,33	66286,47	28203,49	49876,09	64727,00				84178,66	67129,70	66666,63	48722,67	36620,42	69698,61	36876,90	44326,36	44660,43	64140,40	43946,60
	40339,80	66286,47	28203,49		62237,60				84178,66	67129,70	62296,97	47387,71	34001,31	68834,43	36823,27	44326,36	41617,06	63403,16	43344,49
	39269,26	63163,46	28203,49		68918,17				81326,04	66170,70	61207,46	46720,27	32382,20	68070,34	36360,08	38870,36	39960,38	62666,91	42742,48
	37818,66	47947,73	28891,38		63393,17				78471,83	67129,70	46849,67	47387,71	31672,66	66778,09	34769,64	37606,49	39167,04	62666,91	40936,46
	37468,38	47947,73							74191,26	66211,71	43680,81	46062,84	21048,43	63486,84	33189,21	36460,68	40733,72	61928,66	
		42736,02							69911,00	63293,72	42491,29	46062,84		61193,69	33189,21	32732,93	40733,72	63716,92	
		38046,49							67067,49	61376,72	42491,29	46386,41		48901,34	32662,39	32732,93	42300,40	67606,19	
		38046,49							66630,73	69467,73	39222,73	46720,27		46609,09	31081,36	31363,06	43083,76	66293,46	
		36439,63							62777,22	66680,76	38133,21			43662,76	33189,21	31363,06	42300,40	62344,46	
		34397,29							62777,22	64662,76	38133,21			39732,34	32136,68	30687,12	40733,72	48668,23	
		33364,96							69911,00	61786,77	37043,69			39732,34	31608,77	32061,00	39167,04	46446,60	
		36960,80								61786,77	37043,69			36911,92	30028,33	36460,68		44234,76	
		34918,46								61786,77	37043,69			36911,92	27921,08	38188,42		42023,02	
															27394,27	36824,66			
															16331,20				

FLECHA(%)	GRUPOS																		
	73P13	73P14	73P15	73P16	7P17	73PA1	73PA2	73PA3	73PA4	73PB1	7PB2	73PB3	73PC1	73PC2	73PC3	73PC4	73PF1	73PF2	73PF4
0,00	3193,68	8661,68	6791,72	8790,96	3772,28	6311,32	7723,71	4826,00	3102,31	6714,66	6996,07	4374,00	4426,63	6964,97	6319,38	6932,30	3616,68	3967,69	6362,66
0,60	60029,32	66110,84	60080,67	21637,82	42076,44	37179,21	44309,70	27820,47	17372,93	44398,42	31979,06	36447,24	28766,97	30171,83	38122,19	33768,46	24029,97	26072,76	46880,32
1,00	118977,02	89317,67	118633,81	44334,28	77476,84	76634,70	93091,02	63086,00	46603,94	87917,66	68361,78	84187,19	60624,86	64786,70	77674,22	67636,93	49626,17	66262,92	96289,89
1,60	168731,06	123624,30	179196,82	87469,92	111717,64	117228,93	148376,61	84313,06	76627,03	131876,48	88342,14	138687,32	76234,08	77811,67	126006,32	119102,28	80881,36	92388,27	140464,93
2,00	222270,71	148704,26	227783,71	131864,20	146668,07	164786,93	197167,83	114120,70	112924,06	176714,48	123619,10	196732,17	106106,44	106601,41	171933,14	166648,00	116047,16	124129,03	179633,10
2,60	261749,46	176309,49	272191,09	170644,36	176846,31	191966,14	221141,98	141373,41	163264,06	221112,90	168296,93	266106,90	133872,41	128627,29	223413,77	211281,06	147696,98	147367,79	210696,64
3,00	276891,98	199639,26	284729,64	199994,04	199060,96	213211,40	247168,68	168910,00	179623,69	266390,49	191874,94	294666,17	166219,96	169916,06	267741,89	266001,46	176708,17	168622,76	217049,20
3,60	298624,17	184336,27	287864,28	207026,79	193647,01	229146,96	278866,64	196027,17	193273,86	278698,96	236846,64	302630,80	199617,12	202866,87	306420,80	296614,88	184620,47	186910,14	230813,90
4,00	313126,89	200964,64	310329,19	221092,31	203122,80	233697,91	304476,73	204396,29	211677,47	289249,08	241042,19	329216,22	213900,82	230666,72	313399,87	306664,16	188723,16	192996,16	247400,80
4,60	316829,92	218642,99	318166,78	236476,46	218211,92	243182,40	308948,96	209221,29	224607,17	306832,61	248637,16	363686,20	216861,18	233434,70	337780,94	323994,24	206748,76	206348,11	268694,42
5,00	318633,94	227669,77	309806,76	249223,94	237073,93	247734,96	313826,48	219441,06	232983,41	323636,97	273021,19	371309,82	223868,27	243766,66	362861,90	360461,89	216097,60	213999,90	266468,78
5,60	312044,28	237071,64	298836,61	268014,28	247809,82	260770,00	313826,48	226970,96	240118,72	318261,91	288610,98	383273,26	234922,11	264476,69	361274,24	367946,12	226233,94	210666,90	276634,84
6,00	303391,41	243247,86	283162,92	262409,76	238234,03	266701,93	314639,60	229093,06	244461,96	308690,96	293407,84	378399,27	247829,92	266691,62	369047,97	361413,89	237662,29	210282,60	281634,68
6,60	296901,76	239447,11	281072,66	261860,62	236783,16	267978,21	316672,06	227106,88	241049,41	301997,14	297406,22	374411,46	266206,81	277104,46	346202,68	338697,90	242644,06	208682,11	280676,80
7,00	288789,68	243722,96	279606,24	261860,62	237943,86	269496,73	317078,67	227673,64	241049,41	293206,98	296606,74	371309,82	269368,93	287029,41	334677,97	340878,96	230336,02	211982,90	286222,61
7,60	282940,83	244198,04	276833,04	261860,62	239684,91	260633,87	307728,82	221144,96	242290,93	280467,92	293407,84	361661,83	262266,46	296160,96	306864,08	339609,96	219907,13	213999,90	290467,71
8,00	276269,67	244673,14	276370,60	262739,72	239994,73	267698,83	308641,84	220676,68	240739,18	273863,49	293807,68	360232,66	249673,89	301718,92	296666,18	336869,91	212763,12	210666,90	281634,68
8,60	263912,67	240872,99	273236,97	260102,43	236622,46	267978,21	310674,99	220292,70	241369,64	271666,86	296006,79	366368,66	249906,10	310066,28	292122,96	316324,44	209236,64	207166,11	279164,10
9,00	247688,63	241347,48	269678,89	260641,98	233881,40	267698,83	310674,99	219724,94	240739,18	268148,94		342962,03	246723,63	310462,29	292666,66	304372,60	199666,94	208298,71	277046,84
9,60	242280,48			264068,96	234171,67	263426,66	311387,42	220008,82	240739,18	266830,08		332317,86	244879,66	300627,93	293462,68		194291,07	207448,61	269988,03
10,00	244443,70			264497,91	236492,98	261149,98	313826,48	213763,41	243221,02	267709,26		319468,23	242666,80	300130,93	293462,21		191946,68	210282,60	263282,46
10,60	246066,12				238624,20	267978,21	309761,97		246323,93	268148,84		312821,88		288617,40	293896,49		190188,99	206748,11	267983,66
11,00	244443,70				239976,08	262666,89			246013,10	269907,20		306618,61		283466,43			186378,76	202347,92	263763,46
11,60					242876,84	262287,61			240739,18			298199,89					182669,13	201497,12	268341,49
12,00					242686,66	260011,24			240739,18			296098,26					178769,61	200990,92	262929,62
12,60					246649,12	248114,24			236396,94								178769,61	196112,62	267164,63
13,00						247809,82	248468,68										176122,07	189027,63	273617,29
13,60																	169968,06	184209,74	277046,84
																			280676,80
																			303863,89

FLECHA(%)	GRUPOS																		
	79A1	79A10	79A11	79A12	79A2	79A4	79A6	79A7	79A8	79A9	79AA	79AB	79AC	7AD	79AE	79AF	79AG	79AH	
0,00	6041,36	6602,33	7626,79	4037,06	4860,40	6113,39	3723,16	6226,14	7022,02	4768,86	6319,66	7826,24	6079,42	8088,83	6766,23	4238,92	6306,84	7473,26	
0,50	30687,37	46666,09	42802,94	29773,30	38311,37	34642,66	29040,64	42804,70	46346,30	28880,64	49326,74	46392,22	36834,13	42691,07	39839,69	36606,89	30903,64	23893,02	
1,00	66132,79	84609,86	80902,26	69646,60	77766,36	73360,71	60634,97	63817,91	83210,88	49373,09	76207,66	97046,43	71880,20	74697,03	67662,31	62662,66	68338,31	67170,40	
1,50	86097,78	123133,49	120412,67	90681,47	108368,27	104336,24	73718,66	87666,06	118672,06	76844,20	98612,20	122480,72	106496,81	106604,22	92082,31	69800,81	81388,98	91173,71	
2,00	116929,91	166806,38	168041,63	116317,72	140666,61	138977,80	98291,41	113627,02	163782,13	112276,30	127608,24	129916,66	129813,49	148236,29	104109,39	100886,19	100909,61	127792,66	
2,50	161426,37	194438,67	192849,41	148361,86	170399,81	176668,16	120266,06	143979,44	184327,90	146037,26	163168,69	144786,62	176946,66	194681,40	127787,70	129428,22	141904,00	169180,33	
3,00	182768,98	216896,24	224833,03	168294,83	192986,36	213661,19	142969,33	176666,66	202936,24	178169,61	184386,10	161611,94	191322,91	230631,77	166372,32	164013,93	164617,69	183842,07	
3,50	209967,76	231741,84	246628,96	186966,22	210140,70	243720,69	167169,86	203127,76	206746,04	206416,20	217842,07	188612,49	216640,69	268393,31	186419,70	171817,37	182267,80	229428,92	
4,00	239789,88	248907,90	242706,78	207666,14	226007,80	262468,33	193231,98	217136,66	213820,36	229912,03	230481,37	212879,84	236309,30	274670,98	216111,66	193677,14	198666,60	239891,48	
4,50	260181,46	264860,00	249291,86	213964,04	232441,36	273880,00	208496,94	221417,03	224363,38	239778,60	247963,36	232048,14	247826,76	280412,92	239789,86	206163,60	219793,63	262222,36	
5,00	276663,96	263433,03	248361,13	211188,66	233299,06	302001,61	291208,21	228421,44	241908,42	228127,46	263338,36	248091,94	262846,60	288062,37	261964,79	218162,84	233037,90	266968,98	
5,50	292666,94	266073,97	249762,21	214216,36	242162,14	319119,10	249461,69	228810,67	267006,76	234968,31	276949,39	221091,40	261044,27	304679,42	283012,17	226227,70	244390,22	263432,23	
6,00	310027,66	271026,71	261173,30	224066,68	263026,66	322379,68	266088,96	228032,30	266081,07	236663,16	284766,02	216221,72	260329,06	323103,98	298046,02	228618,84	262904,46	261190,26	
6,50	326266,29	268384,78	246628,96	231626,17	262168,84	327270,30	269876,64	229199,70	272464,19	226460,60	293677,88	236743,89	244607,24	323663,36	276496,26	228901,43	267003,91	266706,30	
7,00	337971,67	272016,06	246940,04	236420,17	261697,03	319119,10	267642,64	228810,67	264027,77	222178,89	293306,13	244670,13	230660,33	321766,86	270986,09	227206,86	269211,30	262969,68	
7,50	342126,41	272346,18	247880,77	240204,91	260463,41	308622,66	267270,33	233480,17	267707,96	219602,04	289960,44	267092,12	231733,17	321306,47	248068,48		263860,48	246870,08	
8,00	343268,27	271686,96	249762,21	244241,97	248166,16	304446,96	267270,33	236036,71	262441,46	218609,76	288846,20	261613,76	232090,79	319968,33	228890,32		244390,22		
8,50	340237,30	273336,63	260232,68	262316,09	243019,86	303224,28	236792,96	236036,71	248228,24	216826,19	277692,88	260831,13	231017,96	319608,96			240290,77		
9,00	341747,79	272676,30	247880,77	261399,46	239903,08	300371,27	236676,00	236204,11	246823,83	212968,62	278064,62	260439,82	229946,11	313217,63			232722,66		
9,50	344013,62	273336,63	237062,44	262913,36	230726,91	297926,01	230463,68	236982,38	246419,43	210281,76	277321,14	247700,63	228872,27	306476,94					
10,00	342126,41	272016,06	228126,66	266436,62	226293,70	293442,86	217432,62	236204,11	246770,63	208497,20	271973,23	246918,01							
10,50	334672,97	269976,13	220129,41	260390,20	221006,12	291406,06	210730,83	236699,24	248228,24	210281,76	264310,09	246744,07							
11,00	326266,29	268384,78	210261,81	261399,46	218431,97	286921,90	204773,78	236814,97	246419,43	212661,19		241048,32							
11,50	307006,68		198492,76	263670,91	217674,26	279993,39	191742,72	236036,71	247174,93	212661,19		236663,96							
12,00	296300,30		196670,69	261904,10	213671,67	276917,80	196041,03	236426,84	243663,33	213860,90									
12,50	284726,89		196670,69	262661,04	208139,36		180200,92	232701,91	240162,92	216338,04									
13,00			194269,60	262661,04	206280,30		176477,76			216230,33									
13,50			196670,69	260137,88	200991,72		173671,66			217122,61									
			193318,78	269128,62	196703,13		171266,34												
			191907,69	262316,09	190699,11		168286,81												
			190966,97	239962,60	186410,63		166797,66												
			189666,88	231626,17	179648,79		164191,34												
				224661,32															
				216234,88															
				209926,98															
				203871,40															
				198672,76															
				194283,39															
				186209,27															

ANEXO II.

Tabelas com dados de propriedades mecânicas e geométricas e análise estatística.

		TENSÃO MÁXIMA A							
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					
	25P	25A				79P	79A		
Mean	62,45	76,316			Mean	288,9474	278,7778		
Variance	292,1553	447,78			Variance	2561,497	1233,007		
Observations	20	19			Observations	19	18		
Pooled Variance	367,8664				Pooled Variance	1916,23			
Hypothesized Mean Difference	0				Hypothesized Mean Difference	0			
df	37				df	35			
t Stat	-2,25662				t Stat	0,706304			
P(T<=t) one-tail	0,015014				P(T<=t) one-tail	0,242337			
t Critical one-tail	1,687094				t Critical one-tail	1,689573			
P(T<=t) two-tail	0,030027				P(T<=t) two-tail	0,484674			
t Critical two-tail	2,02619				t Critical two-tail	2,03011			
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					
	25A	79A				25P	79P		
Mean	76,31579	278,78			Mean	62,45	288,9474		
Variance	447,7836	1233			Variance	292,1553	2561,497		
Observations	19	18			Observations	20	19		
Pooled Variance	829,1776				Pooled Variance	1396,159			
Hypothesized Mean Difference	0				Hypothesized Mean Difference	0			
df	35				df	37			
t Stat	-21,3763				t Stat	-18,9215			
P(T<=t) one-tail	5,67E-22				P(T<=t) one-tail	6,43E-21			
t Critical one-tail	1,689573				t Critical one-tail	1,687094			
P(T<=t) two-tail	1,13E-21				P(T<=t) two-tail	1,29E-20			
t Critical two-tail	2,03011				t Critical two-tail	2,02619			
25P			25A			79P		79A	
Mean	62,45		Mean	76,31579		Mean	288,9474	Mean	278,7778
Standard Error	3,82201		Standard Error	4,854643		Standard Error	11,61101	Standard Error	8,276495
Median	62		Median	72		Median	297	Median	265
Mode	66		Mode	45		Mode	229	Mode	263
Standard Deviation	17,09255		Standard Deviation	21,1609		Standard Deviation	50,61123	Standard Deviation	35,11419
Variance	292,1553		Variance	447,7836		Variance	2561,497	Variance	1233,007
Kurtosis	-0,58331		Kurtosis	-0,07633		Kurtosis	-0,94894	Kurtosis	-0,48232
Skewness	0,470646		Skewness	0,44677		Skewness	0,310349	Skewness	0,769846
Range	55		Range	76		Range	170	Range	115
Minimum	40		Minimum	45		Minimum	213	Minimum	229
Maximum	95		Maximum	121		Maximum	383	Maximum	344
Sum	1249		Sum	1450		Sum	5490	Sum	5018
Count	20		Count	19		Count	19	Count	18

FLECHA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE										
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					
	25P	25A				79P	79A			
Mean	1,325	1,210526			Mean	1,473684	1,458333			
Variance	0,165132	0,342105			Variance	0,11038	0,237132			
Observatio	20	19			Observatio	19	18			
Pooled Var	0,251227				Pooled Var	0,171945				
Hypothesiz	0				Hypothesiz	0				
df	37				df	35				
t	0,712906				t	0,112551				
P(T<=t) on	0,240188				P(T<=t) on	0,455515				
t Critical or	1,687094				t Critical or	1,689573				
P(T<=t) tw	0,480376				P(T<=t) tw	0,911029				
t Critical tw	2,02619				t Critical tw	2,03011				
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					
	25A	79A				25P	79P			
Mean	1,210526	1,458333			Mean	1,325	1,473684			
Variance	0,342105	0,237132			Variance	0,165132	0,11038			
Observatio	19	18			Observatio	20	19			
Pooled Var	0,291118				Pooled Var	0,138496				
Hypothesiz	0				Hypothesiz	0				
df	35				df	37				
t	-1,39634				t	-1,24711				
P(T<=t) on	0,085703				P(T<=t) on	0,110096				
t Critical or	1,689573				t Critical or	1,687094				
P(T<=t) tw	0,171406				P(T<=t) tw	0,220192				
t Critical tw	2,03011				t Critical tw	2,02619				
25P			25A			79P			79A	
Mean	1,325		Mean	1,210526		Mean	1,473684		Mean	1,458333
Standard E	0,090866		Standard E	0,134185		Standard E	0,07622		Standard	0,114778
Median	1,5		Median	1		Median	1,5		Median	1,625
Mode	1,5		Mode	1		Mode	1,25		Mode	1,75
Standard D	0,406364		Standard D	0,584898		Standard D	0,332235		Standard	0,486962
Variance	0,165132		Variance	0,342105		Variance	0,11038		Variance	0,237132
Kurtosis	-0,40578		Kurtosis	-1,41855		Kurtosis	-0,24655		Kurtosis	-0,90021
Skewness	0,112748		Skewness	0,212101		Skewness	-0,26294		Skewnes	-0,59696
Range	1,5		Range	1,5		Range	1,25		Range	1,5
Minimum	0,5		Minimum	0,5		Minimum	0,75		Minimum	0,5
Maximum	2		Maximum	2		Maximum	2		Maximur	2
Sum	26,5		Sum	23		Sum	28		Sum	26,25
Count	20		Count	19		Count	19		Count	18

TENSÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE									
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25P	25A				79P	79A		
Mean	34,3	38,3684			Mean	218,7895	182,5		
Variance	122,2211	190,246			Variance	2592,398	3489,441		
Observatio	20	19			Observat	19	18		
Pooled Var	155,3141				Pooled V	3028,105			
Hypothesiz	0				Hypothes	0			
df	37				df	35			
t	-1,01901				t	2,004968			
P(T<=t) on	0,157407				P(T<=t) c	0,026375			
t Critical on	1,687094				t Critical	1,689573			
P(T<=t) tw	0,314814				P(T<=t) t	0,052749			
t Critical tw	2,02619				t Critical	2,03011			
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25A	79A				25P	79P		
Mean	38,36842	182,5			Mean	34,3	218,7895		
Variance	190,2456	3489,44			Variance	122,2211	2592,398		
Observatio	19	18			Observat	20	19		
Pooled Var	1792,712				Pooled V	1323,929			
Hypothesiz	0				Hypothes	0			
df	35				df	37			
t	-10,3494				t	-15,827			
P(T<=t) on	1,71E-12				P(T<=t) c	2,34E-18			
t Critical on	1,689573				t Critical	1,687094			
P(T<=t) tw	3,43E-12				P(T<=t) t	4,68E-18			
t Critical tw	2,03011				t Critical	2,02619			
25P			25A			79P		79A	
Mean	34,3		Mean	38,36842		Mean	218,7895	Mean	182,5
Standard E	2,472054		Standard E	3,164321		Standard E	11,68084	Standard E	13,92328
Median	33		Median	37		Median	200	Median	193,5
Mode	33		Mode	58		Mode	#N/A	Mode	184
Standard D	11,05536		Standard D	13,79296		Standard D	50,91559	Standard D	59,07149
Variance	122,2211		Variance	190,2456		Variance	2592,398	Variance	3489,441
Kurtosis	0,131042		Kurtosis	-1,18662		Kurtosis	-0,83133	Kurtosis	-0,76432
Skewness	0,583908		Skewness	0,047021		Skewness	0,29138	Skewness	-0,70182
Range	43		Range	43		Range	176	Range	188
Minimum	17		Minimum	15		Minimum	129	Minimum	70
Maximum	60		Maximum	58		Maximum	305	Maximum	258
Sum	686		Sum	729		Sum	4157	Sum	3285
Count	20		Count	19		Count	19	Count	18

MÓDULO DE ELASTICIDADE									
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25P	25A				79P	79A		
Mean	1,1235	1,4737			Mean	11,76579	10,20833		
Variance	0,086487	0,2077			Variance	7,723137	2,072474		
Observatio	20	19			Observa	19	18		
Pooled Var	0,145473				Pooled V	4,978529			
Hypothesiz	0				Hypothe	0			
df	37				df	35			
t	-2,86593				t	2,122157			
P(T<=t) on	0,00341				P(T<=t)	0,020488			
t Critical or	1,687094				t Critical	1,689573			
P(T<=t) tw	0,00682				P(T<=t)	0,040976			
t Critical tw	2,02619				t Critical	2,03011			
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25A	79A				25P	79P		
Mean	1,473684	10,208			Mean	1,1235	11,76579		
Variance	0,207736	2,0725			Variance	0,086487	7,723137		
Observatio	19	18			Observa	20	19		
Pooled Var	1,113465				Pooled V	3,801614			
Hypothesiz	0				Hypothe	0			
df	35				df	37			
t	-25,1663				t	-17,0377			
P(T<=t) on	2,63E-24				P(T<=t)	2,11E-19			
t Critical or	1,689573				t Critical	1,687094			
P(T<=t) tw	5,27E-24				P(T<=t)	4,22E-19			
t Critical tw	2,03011				t Critical	2,02619			
	25P			25A		79P			79A
Mean	1,1235		Mean	1,473684	Mean	11,76579		Mean	10,20833
Standard E	0,06576		Standard E	0,104563	Standard E	0,637559		Standard E	0,339319
Median	1,115		Median	1,39	Median	10,44		Median	10,195
Mode	0,8		Mode	#N/A	Mode	#N/A		Mode	#N/A
Standard D	0,294087		Standard D	0,45578	Standard D	2,779053		Standard D	1,439609
Variance	0,086487		Variance	0,207736	Variance	7,723137		Variance	2,072474
Kurtosis	-0,58587		Kurtosis	0,477491	Kurtosis	-1,3602		Kurtosis	-0,06678
Skewness	0,488369		Skewness	0,758426	Skewness	0,535784		Skewness	0,507301
Range	0,97		Range	1,76	Range	7,99		Range	5,32
Minimum	0,75		Minimum	0,84	Minimum	8,44		Minimum	8,11
Maximum	1,72		Maximum	2,6	Maximum	16,43		Maximum	13,43
Sum	22,47		Sum	28	Sum	223,55		Sum	183,75
Count	20		Count	19	Count	19		Count	18

ENERGIA ABSORVIDA EQUIVALENTE NA FASE ELÁSTICA									
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25P	25A				79P	79A		
Mean	30,287	30,541			Mean	155,6225	156,6506		
Variance	86,81829	37,85			Variance	1886,08	1879,875		
Observatio	20	18			Observa	20	18		
Pooled Var	63,69446				Pooled V	1883,15			
Hypothesiz	0				Hypothe	0			
df	36				df	36			
t	-0,09779				t	-0,07292			
P(T<=t) on	0,461322				P(T<=t)	0,471138			
t Critical or	1,688297				t Critical	1,688297			
P(T<=t) tw	0,922644				P(T<=t)	0,942275			
t Critical tw	2,028091				t Critical	2,028091			
t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances					t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances				
	25A	79A				25P	79P		
Mean	30,54056	156,65			Mean	30,287	155,6225		
Variance	37,85019	1879,9			Variance	86,81829	1886,08		
Observatio	18	18			Observa	20	20		
Pooled Var	958,8628				Pooled V	986,4491			
Hypothesiz	0				Hypothe	0			
df	34				df	38			
t	-12,2178				t	-12,6193			
P(T<=t) on	2,73E-14				P(T<=t)	1,83E-15			
t Critical or	1,690923				t Critical	1,685953			
P(T<=t) tw	5,46E-14				P(T<=t)	3,66E-15			
t Critical tw	2,032243				t Critical	2,024394			
25P					25A				
79P					79A				
Mean	30,287		Mean	30,54056	Mean	155,6225		Mean	156,6506
Standard E	2,083486		Standard E	1,450099	Standard E	9,711025		Standard E	10,21947
Median	26,56		Median	30,605	Median	140,69		Median	148,575
Mode	#N/A		Mode	32,5	Mode	#N/A		Mode	#N/A
Standard D	9,317633		Standard D	6,152251	Standard D	43,42902		Standard D	43,35753
Variance	86,81829		Variance	37,85019	Variance	1886,08		Variance	1879,875
Kurtosis	-0,35461		Kurtosis	-0,1035	Kurtosis	-0,66189		Kurtosis	-1,14681
Skewness	0,952221		Skewness	0,250004	Skewness	0,786282		Skewness	0,446006
Range	27,29		Range	23,69	Range	138,5		Range	136,75
Minimum	20,8		Minimum	20	Minimum	107,37		Minimum	105
Maximum	48,09		Maximum	43,69	Maximum	245,87		Maximum	241,75
Sum	605,74		Sum	549,73	Sum	3112,45		Sum	2819,71
Count	20		Count	18	Count	20		Count	18