UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INTERUNIDADES BIOENGENHARIA

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Escola de Engenharia de São Carlos
Instituto de Química de São Carlos

EFEITOS DO CONGELAMENTO E
DESCONGELAMENTO SUCESSIVOS NAS
PROPRIEDADES MECÂNICAS EM OSSOS CORTICAIS

VERA THEREZA BUENO BARROS PENHA

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia / Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, a Universidade de São Paulo, para obtenção do título de mestre em Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Jose B. Portugal Paulin

SÃO CARLOS
2004

FICHA CATALOGRÁFICA

pe399e Penha, Vera Thereza Bueno Barros
 Efeitos do Congelamento e Descongelo Sucessivos
 nas Propriedades Mecânicas em Ossos Corticais / Vera
 Thereza Bueno Barros Penha. -- São Carlos, 2004.

 Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São
 Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e
 Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São
 Paulo, 2004.

 Área: Interunidades - Bioengenharia.

 Orientador: Prof. Dr. José B. Portugal Paulin.

 1.Congelamento. 2.Descongelo. 3.Osso. 4.Cortical.
 5.Estocagem. I.Efeitos do congelamento e descongelamento
 sucessivos nas propriedades mecânicas em ossos corticais.

Agradecimento especial

A meu pai, Raul (in memoriam), e minha mãe, Thereza, pela educação, orientação e amor.

Ao meu marido e filho por terem sempre me incentivado a prosseguir os estudos.

A Flávio e Carlos M. Rodrigues pela atenção, dedicação e boa vontade com que serviram fornecendo tibias bovinas para a realização deste trabalho.

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor José B. Portugal Paulin, chefe do Laboratório de Bioengenharia, pela oportunidade, confiança e orientação dispensada.

Ao Prof. Doutor José B. Volpon, pelas sugestões, interesse e troca de idéias, colaborando para que fosse possível a realização deste trabalho, principalmente na parte experimental, concedendo a utilização de sua máquina UNIVERSAL de Ensaios EMIC para serem realizados os testes.

Ao Prof. Carlos A. Moro pela ajuda, compartilhando e orientando, com muita boa vontade, todos os ensaios e fases deste trabalho.

Aos funcionários do laboratório de Bioengenharia, pela amizade, colaboração e interesse: Prof. Doutor Antônio Carlos Shimano, Francisco Carlos Mazzocato, Luiz Henrique Alves Pereira e Maria Therezinha de Moraes.

Ao Sr. Otávio Terra e funcionários da Oficina de Precisão, pela confecção dos suportes de apoio e acessórios.

Ao Prof. Jairo Brandão por ter se disponibilizado totalmente, auxiliando no prosseguimento dos ensaios, que tiveram como referência básica todo o procedimento usado por ele anteriormente.

Ao colega e Professor Marcos Shimano pela boa vontade, interesse e paciência sempre presentes.

Aos amigos Vítor Aparecido Castânia e Antônio Marcos Santos.

Agradeço a todos que participaram deste trabalho mesmo indiretamente.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	I
LISTA DE TABELAS	II
RESUMO.....	III
SUMMARY	V
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE O OSSO	8
1.1.1 <i>Propriedades do osso</i>	11
1.1.2 <i>Módulo de Young (E)</i>	13
1.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE A ÁGUA E EXPANSÃO TÉRMICA	16
1.2.1 <i>Expansão térmica</i>	18
1.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS ENSAIOS MECÂNICOS	19
1.3.1 <i>Propriedades mecânicas</i>	23
1.3.2 <i>Fatores determinantes para escolher o tipo de ensaio</i>	29
1.4 ENSAIO DE TRAÇÃO.....	30
1.5 ENSAIO DE COMPRESSÃO.....	34
1.6 ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS	37
1.7 OBJETIVO	40
2 MATERIAL E MÉTODOS.....	41
2.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	41
2.1.1 <i>Identificação das amostras</i>	46
2.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS SEPARADOS EM DOIS GRUPOS.....	46
2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE A ROTINA DESSE PROCEDIMENTO	48
2.3.1 <i>Confecção do acessório mecânico</i>	50
2.3.2 <i>Calibração da máquina de ensaio – Emic</i>	51
2.3.3 <i>Realização do ensaio mecânico</i>	53
2.3.4 <i>Análise estatística</i>	59
3 RESULTADOS	61
3.1 ENSAIO DE FLEXÃO	61
3.1.1 <i>Tabela 2</i>	61
3.1.2 <i>Gráfico</i>	62
3.1.3 <i>Considerações gerais</i>	62
3.2 ENSAIO DE RUPTURA	63
3.2.1 <i>Tabela referente aos valores da Tensão de Ruptura</i>	63
3.2.2 <i>Gráfico</i>	64
3.2.3 <i>Considerações gerais</i>	64
4 DISCUSSÃO	65
4.1 SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS	70
5 CONCLUSÃO.....	72
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
7 ANEXOS	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Figura esquemática de um corte longitudinal e transversal da diáfise de um osso longo.	11
Figura 2 – Determinação de E para materiais com pequena zona elástica.	15
Figura 3 – Avaliação da rigidez entre 2 materiais.	16
Figura 4 - Este gráfico mostra a variação do volume de 1.000g de água em função da temperatura de 0°C a 13°C. Observe que a 4°C ela atinge o seu menor volume.	17
Figura 5 - Representação esquemática dos tipos a que está sujeita uma estrutura	24
Figura 6 - Diagrama tensão-deformação dos aços estruturais, em escala deformada. ...	26
Figura 7 - Ciclo de carregamento e descarregamento.	28
Figura 8 - C.P. submetido à tração.	31
Figura 9 - Gráfico do C.P. submetido à tração.	31
Figura 10 - Gráfico tensão x deformação para um material dúctil.	32
Figura 11 - Falha de material dúctil e frágil sob compressão.	35
Figura 12 - Curvas tensão-deformação nominal e real para materiais dúcteis e não-dúcteis.	36
Figura 13 – C.P. submetido a flexão.	37
Figura 14 – C.P. submetido a flexão com sua curva característica.	37
Figura 15 – Vista caudal – tíbia direita.	43
Figura 16 – Tíbia posicionada na serra de fita para a retirada dos cilindros.	44
Figura 17- Cilindro posicionado na frezadora para a retirada dos corpos de prova.	45
Figura 18 - Acessório mecânico especialmente projetado para se otimizar o ensaio de flexão em três pontos de pequenas amostras acoplado à máquina de ensaio universal (Emic).	50
Figura 19 - Corpos de prova gerados em alumínio, aço carbono e aço inox com as mesmas dimensões dos corpos de prova retirados das tíbias, que serviram de padrões comparativos, cujo Módulo de Young é conhecido e corpo de prova em latão com deformação desprezível para a força de 40 N.	53
Figura 20 - Gráfico referente ao 5º registro correspondente ao 13º descongelamento sucessivo.	56
Figura 21 - Ensaio de ruptura referente aos 20 C.P. que romperam frescos (Grupo B).	58
Figura 22 - Gráfico que mostra a média da variação do Módulo de Young a partir do ensaio de flexão para os 20 corpos de prova (Grupo A) durante os descongelamentos sucessivos.	62
Figura 23 – Gráfico obtido a partir dos ensaios de Ruptura, mostrando o comportamento dos corpos de prova do Grupo A e do Grupo B.	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados dos bovinos utilizados no experimento	42
Tabela 2 - Módulo de Young, em GPa, das 20 amostras de osso cortical retiradas das vinte tíbias bovinas.	61
Tabela 3 - Tabela comparativa de valores para a Tensão de Ruptura do Grupo A e B..	63

RESUMO

Este estudo investiga o Módulo de Young (Módulo de Elasticidade) em amostras de osso cortical oriundas de uma mesma região da tíbia bovina depois de submetidas a congelamentos e descongelamentos sucessivos.

As amostras foram coletadas da face caudal do terço médio da diáfise de tíbias bovinas e depois submetidas a testes de flexão em três pontos e ensaios de ruptura, obedecendo à norma ASTM D790M86^{e1}. Nesse experimento, 20 pares de amostras de ossos corticais foram retirados de 20 tíbias bovinas, cada amostra medindo 2mm x 4mm x 40 mm, aproximadamente. Todos os testes foram realizados à temperatura controlada (21⁰C), e as condições de ensaio foram as mesmas durante os testes. As amostras foram identificadas e divididas em dois grupos experimentais:

Grupo A: as amostras foram conservadas (em sacos plásticos) a -20⁰C (submetidos a congelamentos e descongelamentos sucessivos por 50 vezes: uma vez ao dia durante 50 dias). Esses descongelamentos produziram 15 ensaios de flexão, sendo que o primeiro foi realizado com as amostras ainda frescas mantidas em geladeira a 4⁰C. Após os 50 descongelamentos foram levados até a ruptura.

Grupo B: as amostras foram conservadas frescas (em sacos plásticos) a 4⁰C em geladeira aguardando o tempo para que os ensaios do grupo A fossem concluídos e, posteriormente fez-se o teste de ruptura.

Importantes cuidados foram tomados. Depois de cada descongelamento, as amostras foram analisadas e comparadas com as amostras frescas tanto para os ensaios de flexão em três pontos como para os ensaios de ruptura. Observamos que o congelamento não alterou de modo significativo as propriedades mecânicas destes

ossos, pois não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre o comportamento dos dois grupos testados. Isso implica que, congelando e estocando mesmo por longos períodos, as propriedades mecânicas não se alteram tanto nos ensaios de flexão em três pontos como nos ensaios de ruptura. Com respeito às diferenças observadas no dia a dia, as alterações do primeiro dia até o último dia não foram significativas.

SUMMARY

The present study was conducted to investigate the Young Module (Elasticity Module) in cortical bone samples submitted to successive freezing and thawing and then assayed in flexion tests at three points and in rupture tests according to the norms of ASTM D790M-86. Twenty pairs of cortical bone samples, each measuring approximately 2 x 4 x 40 mm, were collected from the same region of the caudal surface of the middle third of the diaphysis of 20 bovine tibiae and divided into two experimental groups:

Group A: Consisting of 20 cortical bone samples stored at -20°C in plastic bags and submitted to successive freezing and thawing 50 times once a day for 50 days. These thawing episodes produced 15 flexion assays. After the 50 thawing episodes, the samples were tested until rupture.

Group B: Consisting of 20 cortical bone samples stored at 4°C in plastic bags in a refrigerator until the time when the assays of group A were concluded and then submitted to the rupture test.

No statistically significant variation in the Young Module was observed after the flexion test at three points performed for Group A. The values of Rupture Tension also did not differ significantly between groups A and B. We observed that freezing did not cause a significant change in the mechanical properties of these bones, indicating that freezing and storage of these bones even for long periods of time does not alter their mechanical properties in flexion tests at three points or in rupture assays.

1 INTRODUÇÃO

O interesse em pesquisar características biomecânicas e propriedades físicas dos ossos se originou em razão da necessidade de avaliar o risco de fraturas, associados com a idade e compreender as interações e fixações biológicas de implantes de ossos e mudanças adaptacionais no tecido ósseo em resposta às atividades alteradas. Os dados publicados indicam que as propriedades mecânicas variam com os métodos de estocagem, condições de testes, configuração das amostras, orientação das amostras e características físicas (densidade e porosidade), (KELLER; MAO; SPENGLER, 1990).

Conforme Broz et al. (1993), a preservação e estocagem dos ossos podem ser requisitos durante um programa experimental de biomecânica. A técnica de estocagem utilizada deveria ter efeitos mínimos nas propriedades mecânicas.

Pelker et al. (1984) estudaram, em ossos de ratos, os efeitos de várias técnicas de preservação, investigando as propriedades mecânicas dos ossos. Congelando as amostras a -20°C , -70°C , e -196°C (nitrogênio líquido) em sacos plásticos, não houve alteração da resistência mecânica dos ossos longos testados na torção ou nas vértebras testadas na compressão. As propriedades físicas de amostras de ossos são determinadas por muitos fatores, incluindo a região específica de onde foi retirada, a idade, sexo, características físicas do doador e o método escolhido para preservar as amostras. Os resultados encontrados mostraram que não houve diferença significativa encontrada nas amostras testadas frescas ou quando preservadas à temperatura (-20°C , -70°C ou -196°C). Esses resultados indicam que, congelando os

ossos longos à temperatura de congelamento como a do nitrogênio líquido, não altera as propriedades dos ossos longos na torção ou as propriedades das vértebras na compressão. Examinando as amostras congeladas, nenhuma irregularidade na superfície foi encontrada quando comparadas às frescas, o que poderia causar fissuras que poderiam ter surgido durante a expansão do líquido presente nos ossos, com possibilidade de propagação e afetando a estrutura das amostras.

Panjabi et al. (1985) investigaram mudanças nas propriedades biomecânicas de amostras retiradas de cadáveres frescos, em razão da necessidade de longos períodos de estocagem em *freezer*.

Amostras de cadáveres frescos foram divididas em três grupos:

- a) amostras testadas frescas durante treze dias consecutivos.
- b) amostras testadas frescas no primeiro dia, embaladas em plásticos, estocadas em *freezer* a -18°C por vinte e um dias e testadas por treze dias consecutivos após descongeladas.
- c) amostras foram congeladas por duzentos e trinta e dois dias e, após descongeladas, testadas quatorze dias consecutivos. Não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre o comportamento dos três grupos testados. Isso implica que, congelando e estocando mesmo por longos períodos, as propriedades físicas não se alteram.

Nachemson (1960) estudou o efeito de refrigeração por um dia e comparou com corpos de prova estocados e congelados a -20°C , por muitas semanas. Ele não encontrou variações significantes entre os grupos.

Muitos métodos têm sido usados para preparação, estocagem e testes de amostras na determinação das propriedades físicas dos ossos. Os métodos e

condições têm variado, ou algumas vezes são inadequadamente descritos, o que torna difícil comparar o trabalho de vários autores. Após autopsia, retiraram-se amostras de ossos cortical do fêmur que foram divididas em dois grupos: o primeiro foi analisado fresco, o segundo foi estocado a -20°C por três semanas e testadas depois de descongeladas. Comparando os dois grupos, não foi observada nenhuma alteração nas propriedades físicas dos ossos, (SEDLIN ; HIRSCH, 1966)

Turner e Burr (1993) concluíram que o melhor método de preservação por um longo período é congelar as amostras a -20°C envolvidas em gaze umedecida em solução salina.

Ashman (1982) apud Sedlin e Hirsch (1966) observou que, congelando amostras de fêmur canino a -20°C por trinta dias, houve decréscimo menor que 2%, no módulo de Young.

Komender (1976) determinou que o congelamento pode causar degradação das propriedades mecânicas. Seguindo 25 horas de congelamento a -78°C , ele observou um decréscimo de 10% na resistência a flexão e compressão, de amostras de fêmur humano, mas nenhuma mudança na resistência à torção.

Linde e Sorensen (1993) investigaram os efeitos de diferentes métodos de estocagem na elasticidade e propriedades viscoelásticas de ossos trabeculares, com o uso de testes de compressão não destrutivos. Encontraram 10% de decréscimo na rigidez durante as primeiras 24 horas pós-morte. Estocando em *freezer* ou em etanol por cem dias não houve alteração da rigidez, nem quando descongelando e congelando em sequência muitas vezes.

Os ossos usados para esse estudo foram retirados da região proximal da tíbia. Estocando a -20°C as amostras e descongelando cinco vezes sucessivamente, não

houve alteração significativa das propriedades mecânicas testadas após os descongelamentos. Antes dos testes, as amostras foram colocadas à temperatura ambiente por 3 horas em solução salina.

A avaliação biomecânica de ossos e cartilagens congelados e descongelados mostra muito pouca diferença quando comparados com frescos, investigando-se alterações na criopreservação. Esse interesse é devido ao avanço de transplantes de ossos e cartilagens. (SCHACHAR, 1985)

Stromberg e Dalen (1976) verificaram que a resistência mecânica dos ossos tem sido freqüentemente medida em amostras previamente congeladas e o efeito do congelamento e descongelamento nestas propriedades tem sido considerado desprezível quando comparadas com amostras frescas. As amostras previamente congeladas foram mais fracas com uma diferença de 4,6% em média. Nessa investigação foram analisados tíbias e fêmures de cães testados aleatoriamente, imediatamente após o sacrifício e o outro grupo testado após um congelamento de 48 horas em temperatura de -40°C .

Para determinar exatamente as propriedades dos ossos longos, preparação e efeitos da estocagem precisam ser considerados. Muitos investigadores como Braden et al. (1973) e Burstein et al. (1972) têm usado previamente amostras de ossos congelados, assumindo que mudanças na umidade e tempo pós-morte têm significativa influência na capacidade máxima de torque analisada, mas têm considerado os efeitos de congelamentos e descongelamentos desprezíveis.

É sabido que, congelando e descongelando, há um efeito destrutivo na estrutura microscópica dos tecidos (MAZUR, 1970).

Esse efeito é causado por formação de cristais de gelo.

Induzindo o congelamento em nitrogênio líquido a uma temperatura de -195°C previne-se a formação de cristais de gelo. A temperatura de preparação pode ser aumentada para -30°C sem ocorrer nenhuma cristalização, mas a cristalização destrutiva irá ocorrer mais adiante, durante o aquecimento. Desde que o congelamento afeta as estruturas dos tecidos, pode-se presumir que as propriedades mecânicas são também afetadas.

Em laboratório de biomecânica há ocasiões em que é necessário grande número de ensaios, muitas vezes demorados pelos complexos ajustes. O elevado número de ensaios é justificável por se tratar de provas de caráter biológico, com peças que não podem ser transformadas em corpos de prova propriamente ditos, com suas formas clássicas. Desse modo, nem sempre se pode executar grande número de ensaios no mesmo dia e, assim, o modo pelo qual se deve conservar os espécimes se torna muito importante, pois tanto quanto possível não se deve interferir em suas propriedades mecânicas. Os ossos abandonados à ação do tempo sofrem significativas alterações de suas propriedades mecânicas, diminuindo sensivelmente sua resistência à ruptura e elasticidade. Por isso dificilmente poderiam ser utilizados em experimentos de precisão. A conservação em formol não altera a resistência à ruptura, mas eleva consideravelmente a elasticidade dos ossos, enquanto os conservados sob congelamento mantêm intactas ambas as características. O congelamento seria mais indicado na maioria dos casos, porém apresenta alguns inconvenientes: espaço restrito à estocagem (limita o número de ossos que podem ser conservados), dificuldade de movimentação, tempo de descongelamento e custo. Preocupados, portanto, se as diversas formas de conservação de ossos a serem submetidos a testes em laboratórios alteram suas propriedades mecânicas, vários

pesquisadores têm se dedicado ao assunto e publicaram trabalhos com osso de cadáver, comparando as propriedades biomecânicas após congelamento de vários graus, chegando a várias conclusões. Em um estudo foram testados 47 pares de fêmures de rato. Em todos os casos, um dos elementos do par era testado imediatamente após o sacrifício (grupo-controle). Dos elementos opostos, 15 fêmures foram conservados em formol e 17 fêmures congelados a -20°C , por período de quinze dias. No primeiro grupo, a resistência à flexão diminuiu e a rigidez aumentou; no segundo grupo, diminuiu a rigidez sem alterar a resistência e, no terceiro grupo, não houve alteração significativa. (ROSSI et al., 1986).

Propriedades mecânicas dos ossos são usadas para avaliar ossos reconstruídos ou remodelados em experimentos animais. Por razões práticas, algumas formas de preservação são especialmente requeridas. Em relação às propriedades mecânicas, ossos longos oriundos de gatos foram divididos em 4 grupos: nos grupos 1 e 2 estocados com congelamento em -20°C por três e vinte um dias, respectivamente, enquanto nos grupos 3 e 4 foram estocados em formalina (10%) por três e vinte e um dias, respectivamente. O grupo-controle foi testado fresco. As amostras foram submetidas a testes de torção e testes de flexão em quatro pontos.

O congelamento não alterou as propriedades mecânicas avaliadas, enquanto estocagem em formalina causou 40% de decréscimo na absorção de energia durante a torção e 50% de redução durante a flexão e aumentou a fragilidade dos ossos. (GOH; ANG; BOSE, 1989)

As mudanças nas propriedades mecânicas de tecidos animais com tempo de morte têm sido freqüentemente observadas e descritas. Em todos os casos uma

brusca mudança tem ocorrido nessa fase de transição vida-morte. Analisando muitos tecidos essa mudança ocorreu sempre 5-6h depois da morte (FITZGERALD, 1975).

Medidas de complacência de cisalhamento dinâmico versus tempo de morte na temperatura da sala são relatadas para amostras de ossos de coelho e muitas amostras de ossos humanos, incluindo também um estudo sobre dentes. Em todos os casos, uma brusca mudança ocorreu, depois de 5h após morte. Isso é considerado como sendo uma indicação de transição de vida para morte em ossos. Dessa forma, todas as medidas mostram uma transição de vida para morte, enquanto a complacência mecânica dessas amostras é preocupante e não há diferenças mecânicas entre sacrificando o animal e removendo as amostras dele. Ou retirando amostras de seu próprio corpo. Todas as medidas descritas aqui foram de ossos ainda úmidos ou banhados em solução salina (FITZGERALD, 1977).

Conforme Sedlin (1965), propriedades após congelamento foram investigadas em amostras de ossos de fêmur colhidas frescas e testadas após três horas de remoção do corpo, e outras amostras foram congeladas a -20°C por três a quatro semanas. Elas foram testadas após descongelar e aquecer para 37°C . Congelando a -20°C e após aquecer a 37°C não foram encontradas diferenças significativas nas propriedades dos ossos. Também pode ser observado que não houve alteração quando foram comparadas amostras frescas e congeladas a -20°C .

Hoyer e Lippert (1982) estudaram ossos de ratos, fêmeas e machos. Propriedades mecânicas do fêmur, tíbia e úmero foram determinadas em testes de flexão. Observaram que não houve diferença entre ossos frescos e ossos congelados nas propriedades mecânicas.

Cowin (1989) verificou que os ensaios são confiáveis, mas podem ser afetados, pois não existem normas para ensaiar os ossos principalmente devido ao tamanho das amostras. É possível caracterizar o tecido ósseo por meio de parâmetros conseguidos em ensaios, determinando propriedades como módulo de elasticidade, módulo de cisalhamento, limite de resistência e limite de ruptura. Porém, encontramos uma grande divergência de resultados na literatura, sendo o osso um material visco-elástico.

1.1 Considerações sobre o osso

Um organismo pluricelular não pode crescer muito sem desabar, a não ser que tenha alguma estrutura para seu suporte. Constituinte principal do esqueleto, o osso serve de suporte para as partes moles e protege órgãos vitais, como os contidos nas caixas craniana e 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 essas contrações em movimentos úteis, e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular.

O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. Como tecido especializado em suportar pressões sucede à cartilagem, tanto na ontogênese como na filogênese. O osso produz hemácias, hemoglobina, granulócitos e plaquetas. Funciona também como órgão de reserva de minerais (cálcio e fósforo).

A associação de hidroxiapatita com fibras colágenas é responsável pela dureza e resistência mecânica, características do tecido ósseo. Após a remoção do

cálcio, os ossos mantêm sua forma intacta, porém tornam-se tão flexíveis quanto os tendões.

Observando-se a olho desarmado a superfície de um osso serrado, verifica-se que ele é formado por osso compacto e por osso esponjoso. São diferenciados pela própria arquitetura e pela quantidade de substância óssea (JUNQUEIRA ; CARNEIRO, 1971).

a) tecido compacto: visto principalmente nas zonas de maior resistência dos ossos longos (diáfise), é formado por lâminas ósseas aplicadas diretamente umas sobre as outras, sem cavidades intermediárias. O osso apresenta, de fora para dentro:

1. perióstio - membrana conjuntiva formada por uma camada externa, rica em fibras, e uma interna.

2. tecido ósseo - propriamente dito, constituído de: lâmina óssea, disposta concêntrica em torno do perióstio, formando o sistema fundamental externo em torno da medula, e o sistema fundamental interno e dos canais de Harver, constituindo o sistema harversiano, todos paralelos ao grande eixo do osso e responsáveis pela direção da forma; canais de Havers, paralelos à superfície óssea com ramificações que se anastomosam entre si, podendo mesmo comunicar-se com a medula e com o perióstio; osteoblastos; fibras de Sharpey, fibras conjuntivas do perióstio retidas no tecido ósseo durante o crescimento em espessura e dispostas irregularmente.

3. canal medular - cilíndrico, contendo no interior uma substância branca, polposa chamada de “medula óssea”, com duas funções distintas: ossificação e hematopoese;

b) tecido esponjoso: encontrado principalmente nas zonas de menor resistência mecânica dos ossos longos (epífises), é formado por lâminas ósseas dispostas irregularmente, delgadas, deixando de entrar em contato em vários pontos, circunscrevendo pequenas cavidades, onde será acumulada a substância medular, dando assim um aspecto de esponja ao tecido ósseo. Também se apresentam em grande proporção nos ossos curtos e lamelares, sendo aqui denominado de *díploe* (FRACCAROLI, 1981).

Como vimos anteriormente, o tecido ósseo forma o esqueleto que serve de apoio às partes moles do organismo e no qual se inserem os músculos voluntários. Os ossos longos constituem sistemas de alavancas que aumentam a força gerada pela contração muscular. Por sua resistência, os ossos representam uma proteção para o sistema nervoso central, contido na caixa craniana e no canal vertebral. Protegem também a medula óssea.

Apesar da resistência às pressões e da sua dureza, o tecido ósseo é muito plástico, sendo capaz de remodelar sua estrutura interna em resposta a modificações nas forças a que está submetido normalmente.

O esqueleto contém 99% do cálcio do organismo e funciona como uma reserva desse elemento, cuja taxa no sangue (calcemia) e nos tecidos varia muito pouco. Há um intercâmbio entre o cálcio do plasma sanguíneo e o dos ossos.

A taxa normal de cálcio no sangue é de 10 mg por 100 ml. A destruição das paratireóides faz essa taxa baixar para 7 mg por 100 ml, indicando que a transferência iônica consegue manter a calcemia neste valor (7mg/100ml) (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1971) (Figura 1).

Figura 1 – Figura esquemática de um corte longitudinal e transversal da diáfise de um osso longo.

1.1.1 Propriedades do osso

Osso é o material com o qual o cirurgião ortopédico trabalha. Conseqüentemente, alguns conhecimentos de suas propriedades mecânicas são importantes para entender o mecanismo e tratamento das fraturas, bem como projetar uma prótese. O comportamento de um corpo quando se tem uma carga ou força atuando sobre ele é uma função não somente da forma ou estrutura do corpo, mas também das propriedades mecânicas do material que compõe o corpo. Por exemplo, uma barra de aço irá suportar maior carga e irá se comportar diferentemente sob um

carregamento comparado a uma barra de madeira com exatamente as mesmas formas e dimensões por causa das diferenças nas propriedades mecânicas e estrutura do aço e madeira.

As propriedades mecânicas dos ossos são determinadas por métodos similares usados nos estudos de madeiras e metais. Esses métodos são baseados em princípios exatos fundamentais de mecanismo, um saber que é essencial para o conhecimento da terminologia utilizada (EVANS, 1969).

O tecido ósseo possui uma grande resistência física, porém uma pequena resistência fisiológica, daí ser deformado sob ação contínua de pequenas forças, tendo pouca elasticidade: a resistência fisiológica é bem maior nas articulações, onde há uma diminuição da resistência física. Assemelha-se a “resistência de material” e se constitui na força interior ou tensão que se opõe às forças exteriores para manter o corpo em equilíbrio.

Sabe-se também que a estrutura óssea é continuamente modificada durante a vida, não se estabilizando nem mesmo com a velhice, provavelmente em virtude das modificações vasculares que conduzem a recomposição contínua da arquitetura do tecido.

Segundo Fraccaroli (1981), os primeiros estudos sobre a adaptação funcional do osso foram realizados por Galileu em 1638; após surgiram os trabalhos de Ward (1838), Fick (1853) e Humpury (1858). No congresso de Zurich, em 1866, Meyer e Culmann apresentaram um estudo comparativo da forma do colo do fêmur com a grua de Fairbain, com cálculo das linhas de forças, que possibilitou estabelecer uma relação entre a função e a estrutura óssea; Wolff, em 1870, criou a doutrina da morfologia funcional do osso e a patogenia das deformidades, estabelecendo uma lei

universal que diz haver uma inter-relação entre a função e a arquitetura do tecido ósseo; Roux, em 1883, estabeleceu a teoria das trajetórias afirmando que as linhas de forças correspondem às direções das pressões e tensões com hipertrofia do osso e atrofia nos locais de ausência; Gehardt, em 1901, correlacionou a física com o problema morfológico e, em 1914, Peterson discordou, afirmando que o tecido ósseo se comporta como um meio fisicamente homogêneo; Scaglietti, em 1930, observou que as pressões na cabeça do fêmur em crescimento diminuíram o seu crescimento endondral na cartilagem epifisal.

1.1.2 Módulo de Young (E)

Um dos principais parâmetros indicativos para conhecer as propriedades de um material é o Módulo de Young ou Módulo de Elasticidade. Ele estabelece como um material se comporta quando sob a ação de determinados esforços. Qualquer estrutura sofre algum nível de deformação, se aplicada sobre ela alguma força. O valor da deformação é proporcional ao valor da força aplicada e a constante de proporcionalidade é justamente o Módulo de Elasticidade (E).

Choi et al. (1990) observaram que determinar o Módulo de Elasticidade do tecido ósseo é importante para entender o comportamento e função do osso.

No passado, muitos modelos estruturais de ossos concluíram que todos os tecidos ósseos possuem o mesmo valor para o módulo de elasticidade sem levar em consideração tamanho e tipo. Isso pode levar a uma má interpretação da função estrutural de cada tecido ósseo ou do seu comportamento mecânico. Para o nosso melhor conhecimento, as medidas tem sido feitas em pequenas amostras originadas do tecido subcondral. Entretanto, relativamente, amostras grandes têm sido testadas,

e o módulo de elasticidade tem variado aproximadamente de 1 a 4 GPa consideravelmente mais baixo que os valores previamente assumidos por (MURRAY et al., 1984; BROWN; VRAHAS, 1984 apud CHOI et al., 1990). O tecido trabecular originado de pequenas amostras tem variado de 1-13 GPa (RUNK; PUGH, 1975; TOWNSEND et al., 1975; WILLIAMS; LEWIS, 1982; RYAN; WILLIAMS, 1989; MENTE; LEWIS, 1987; ASHMAN; RHO, 1988; RICE et al., 1988; KUHN et al., 1989 apud CHOI et al., 1990). Enquanto essa ampla variação poderia ser explicada pelas diferenças nos métodos de testes e materiais usados com irregularidades (RUNKLE; PUGH, 1975; TOWNSEND et al., 1975; RYAN; WILLIAMS, 1989 apud CHOI et al., 1990) pode ter representado uma importante regra. Em um prévio estudo feito em laboratórios, Kuhn et al. (1989) foram capazes de produzir amostras modeladas regulares em ossos trabeculares e corticais, e encontraram respectivamente 3,71 e 4,77 GPa, respectivamente.

Turner et al. (1990) concluíram que em osso, madeira e outras estruturas biológicas existe uma predominância nas orientações das fibras localizadas em algumas regiões. Por causa disso o Módulo de Young varia desde 17 GPa (na direção longitudinal) para 12 GPa (na direção transversal). Materiais como o osso, que têm diferentes propriedades nas diferentes direções, são chamados anisotrópicos (todos os materiais que têm a mesma propriedade em todas as direções são chamados isotrópicos).

O osso humano é transversalmente isotrópico porque tem o mesmo Módulo de Young em todas direções transversais, mas o maior Módulo de Young na direção longitudinal (REILLY; BURSTEIN, 1974). O Módulo de Young também pode variar com a localização. Isto é especialmente compreendido nos ossos porosos, onde

o módulo de Young pode variar de 0,1 até 4,5 GPa, dependendo da densidade e orientação das trabéculas.

O Módulo de Elasticidade é uma propriedade determinada experimentalmente por meio de ensaios mecânicos (tração, compressão, flexão) ou ultrassônicos.

Quanto maior o módulo, menor será a sua deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão e mais rígido será o material.

A medida de E é feita pela tangente do ângulo da reta característica da zona elástica, traçando-se a curva tensão-deformação na zona elástica com maior precisão possível em corpos de prova feitos conforme os métodos de ensaio especificados por normas técnicas (Figuras 2 e 3) (SOUZA, 1974), para materiais não biológicos.

Figura 2 – Determinação de E para materiais com pequena zona elástica.
Fonte - SOUZA, 1974, p. 14.

Figura 3 – Avaliação da rigidez entre 2 materiais.

Fonte - SOUZA, 1974, p. 13.

1.2 Considerações sobre a água e expansão térmica

Os seres vivos têm água na composição de seus corpos numa proporção aproximadamente de 70%. Essa água fica no sangue, nos tecidos como músculos, gorduras e ossos.

Como a quantidade de água no nosso organismo deve ficar dentro de certos limites, eliminamos o excesso dela através da respiração, da transpiração e da urina. A água desempenha papel muito importante nos organismos vivos. Por isso, em todos eles é a substância que se encontra em maior quantidade.

A maioria dos líquidos, quando a sua temperatura aumenta, tem o volume aumentado.

A água, porém, constitui uma exceção, no intervalo de 0°C a 4°C e à pressão atmosférica normal. Veja, no gráfico (Figura 4), que nesse pequeno intervalo, embora a temperatura aumente, o volume diminui. A partir de 4°C, no entanto, o

comportamento da água passa a ser o mesmo dos demais líquidos: seu volume aumenta quando a temperatura aumenta.

Figura 4 - Este gráfico mostra a variação do volume de 1.000g de água em função da temperatura de 0°C a 13°C. Observe que a 4°C ela atinge o seu menor volume.

A explicação desse fato é dada pela estrutura cristalina da água no estado sólido. Cada molécula de água se liga a outras quatro moléculas por meio de ligações chamadas pontes de hidrogênio.

Quando o gelo se funde, anéis hexagonais são quebrados porque se quebram as pontes de hidrogênio. Os espaços vazios passam a ser menores, ocupando menor volume.

O aquecimento de uma certa massa de água de 0°C a 4°C leva a uma diminuição de volume, que pode ser explicada pelas sucessivas quebras dos anéis

hexagonais da estrutura do gelo. Na temperatura de 4°C observa-se o menor volume da água. A partir dos 4°C, o volume da água vai aumentando em consequência da maior energia cinética das moléculas.

Consequências desse comportamento da água:

Uma determinada massa de água ocupa, no estado sólido, um volume muito maior do que no estado líquido. É por essa razão que frascos de vidro fechados, cheios de água, estouram dentro do congelador.

Se considerarmos uma mesma massa de água nos estados sólido e líquido, podemos afirmar que a densidade no estado sólido é menor do que no estado líquido, o gelo ocupa maior volume. Isso explica por que o gelo flutua.

Imaginemos como seria se o gelo fosse mais denso do que a água líquida. A água, nas represas e nos lagos, ao se congelar, afundaria, fazendo com que mais água líquida entrasse em contato com ar frio, o que provocaria também o seu congelamento. Em regiões onde, no inverno, a temperatura cai muito abaixo de zero grau Celsius, toda a massa de água do lago se solidificaria, matando todos os peixes e outros organismos que vivem na água. (Revista de Ensino de Ciências, número 17).

1.2.1 Expansão térmica

Dados de expansão térmica são essenciais para análises de criodestruição associado com a deformação térmica.

Os presentes testes são hipóteses comumente usadas de que a expansão térmica em tecidos é similar aos cristais de gelo de água pura. Para a expansão térmica do osso, encontrou-se um valor igual à metade da dos tecidos macios (RABIN; TAYLOR; WOLMARK, 1998).

O efeito do armazenamento a -70°C e a -150°C não afeta significativamente as propriedades mecânicas do osso. Entretanto, depois de serem armazenados por três meses e descongelados à razão de 1°C por minuto foram observadas fraturas longitudinalmente. O vigor da torsão desses ossos lesados foi reduzido em 48%. Foi também determinado que essas aberturas ocorridas durante o descongelamento se processa aproximadamente a -42°C . Isso pode sugerir um efeito de recristalização de fluidos ou cristais de água dentro do canal medular, aumentando assim a pressão e a tensão. (PEREIRA; KHONG; NG, 1999)

A esterilização secundária de enxertos ósseos halógenos por irradiação gama é bastante comum, mas as condições de realização variam entre bancos de tecidos. Alguns são feitos em salas com temperatura controlada, outros enquanto o osso é congelado. O osso fica frágil por causa da destruição das cadeias de colágenos alfa, provavelmente mediados por radicais livres gerados pela molécula de água. Congelando reduz-se a mobilidade da molécula de água e a produção de radicais livres. O osso irradiado a -78°C é menos frágil e possui menos colágeno danificado, quando comparado ao irradiado em salas com temperaturas controladas. Essas descobertas podem ter implicação para banco de ossos. (HAMER; STOCKLEY; ELSON, 1999)

1.3 Considerações sobre os ensaios mecânicos

A Biomecânica tem sua própria terminologia que é baseada na Engenharia Mecânica. Os tradutores do código de biomecânica são os engenheiros que têm desenvolvido seu dialeto.

Muitos dados de testes de biomecânica têm pouco valor em razão das técnicas usadas para testes. Infelizmente ainda não há um padrão para se testar ossos. A adaptação de semelhantes padrões deveria aumentar conforme dados biomecânicos de diferentes laboratórios. Na ausência de padrões deve haver um rigor nos testes de biomecânica. A validade desses métodos depende da aplicação (TURNER; BURR, 1993).

O estudo das propriedades físicas dos ossos tem sido um assunto de interesse por mais de um século. A contribuição feita por Wertheim (1947), Evans (1957) e Knese (1958), apud Turner e Burr (1993) têm revisto essas considerações.

Essas pesquisas refletem que há diversas opiniões com respeito à reação dos ossos às forças mecânicas. Essa diversidade é em parte devido ao fato de que o osso cortical é um material heterogêneo e anisotrópico, uma característica que tem sido descrita nos trabalhos anteriores dos autores. (RAUBER, 1876; MAJ ; TOAIARI, 1937; CAROTHERS et al., 1949; EVANS, 1952; DEMPSTER ; LIDDICOAT, 1952; EVANS ; LISSNER, 1959; SMITH ; WALMSLEY, 1959; YAMADA ; MOTOSHIMA, 1960; DEMPSTER ; COLEMAN, 1961; YOSHIKAVA et al., 1963; McELHANEY et al., 1964 apud SEDLIN; HIRSCH, 1966).

Quase todos os estudos anteriores têm sido direcionados em investigar as propriedades físicas dos ossos. Embora muitas propriedades físicas tenham sido descritas para ossos, poucas tentativas (CURREY, 1966; MACK, 1964) foram feitas para explicar o total comportamento do osso como um material (SEDLIN, 1965). Por meio da literatura, as propriedades mecânicas dos ossos podem ser referenciais para apoiar ou contradizer muitas hipóteses, por causa da ausência de padronização ou unificação dos métodos experimentais.

A maioria dos investigadores tem, por isso, escolhido investigar um material que é um nível abaixo do conjunto de ossos. Isto é também uma aproximação usada de forma bem-sucedida pelos engenheiros para materiais complexos, se a anisotropia (propriedades diferentes em diferentes direções do material) não é muito grande. Modelos têm sido desenvolvidos com materiais que se aproximam do osso como: madeira, compensado, pedra, cristais (REILLY ; BURSTEIN, 1974).

McAlister e Moyle (1983) concluíram que estudo das propriedades mecânicas dos ossos tem sido uma área de interesse para investigadores por muitos anos.

O reconhecimento de muitas variáveis envolvidas nos testes de ossos tem sido considerado.

Sedlin (1965) e, Sedlin e Hirsch (1966) têm sido referências importantes em enfatizar os muitos fatores que devem ser controlados durante um experimento. São considerados importantes fatores: microestrutura histológica do tecido ósseo, tempo de pós-morte e método de preservação. As propriedades mecânicas e a estrutura histológica têm sido estudadas por diferentes razões. Primeiro, para a aquisição de dados referentes às propriedades mecânicas de ossos contendo uma variedade de tipos histológicos de vários graus de mineralização. Esse tipo de informação pode esclarecer algumas dúvidas sobre relações entre estrutura e propriedades, o que pode fornecer dados para futuras pesquisas.

A segunda razão para pesquisar sobre propriedades mecânicas em ossos não humanos seria para comparar os dados, servindo de base para referências em ortopedia, seleccionando o animal-modelo.

Martin e Boardman (1993) concluíram que ossos corticais de diferentes espécies e localizações podem ser estudados para demonstrar diferentes

propriedades. Essas diferenças são causadas em razão da localização, composição e comportamento mecânico. A microestrutura e características dos componentes são mecanicamente importantes nos ossos corticais, incluindo densidade, porosidade, conteúdo mineral, orientação das fibras colágenas e tipo histológico. Cada variável tem sido estudada para determinar os efeitos na resistência ou rigidez do osso (CARTER; HAYES, 1976; CARTER; SPENGLER, 1978; CURREY, 1959; EVANS; BANG, 1967; HERT et al., 1965; KELLER; MAO; SPENDLER, 1990; REILLY; BURSTEIN, 1974; VICENTELLI; EVANS, 1971; VOSE; KULBALA, 1959).

As propriedades mecânicas definem o comportamento de um material quando sujeito a esforços mecânicos. Para se ter uma melhor visão do comportamento dos materiais, realizam-se ensaios mecânicos.

Para ter-se o resultado mais representativo, lança-se mão de uma amostra do material cujas propriedades se quer medir, de forma e dimensões especificadas. A essa amostra representativa do material dá-se o nome de “corpo de prova”.

Por outro lado, para que os resultados sejam comparáveis, é preciso que o ensaio seja realizado de acordo com determinadas “normas” sobre os “corpos de prova padronizados”.

Finalmente, para que se chegue a uma conclusão quanto ao valor numérico no ensaio, é necessário compará-lo com um valor predeterminado ou “especificado”. A especificação, além de abranger as propriedades mecânicas, pode abranger características gerais, a forma, as dimensões e o acabamento das peças. Essas especificações são estabelecidas por associações técnicas especializadas tais como a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Os dados obtidos nos ensaios, para ser melhor interpretados, devem ser, sempre que possível, submetidos a um tratamento estatístico, mesmo porque dificilmente se consegue, no mesmo material e nas mesmas condições de ensaio, resultados totalmente repetitivos. É claro que esse tratamento estatístico só é recomendável quando se tem disponível um grande número de dados. (CHIAVERINI, 1977)

Esses ensaios podem ser destrutivos quando promovem rupturas ou inutilização do material ou não destrutivos em caso contrário (SOUZA, 1974).

Na primeira categoria, estão classificados os ensaios de tração, impacto, dobramento, flexão, torção, fadiga, compressão e outros. Dentre os ensaios não destrutivos, estão os ensaios com raios x, ultra som, magna flux, além de todos os outros ensaios que possam determinar alguma propriedade física ou mecânica por métodos diferente (SOUZA, 1974).

1.3.1 Propriedades mecânicas

Na determinação das propriedades mecânicas, aplicam-se cargas (forças) conhecidas. Como resultado dessa aplicação ocorre uma distribuição interna de forças ou componentes de forças que pode resultar numa mudança na forma da peça submetida à carga. Define-se “tensão” como a intensidade dessas formas, correspondendo, portanto, à carga dividida pela secção transversal do corpo. A força deve expressa em Newtons (Sistema Internacional de Medidas) e a seção transversal em metros quadrados. Pascal é a unidade de tensão, em N/m^2 . $\text{MPa} = 10^6 \text{ Pa}$.

Tipos de tensões, em função do tipo de carga aplicada (Figura 5):

Figura 5 - Representação esquemática dos tipos a que está sujeita uma estrutura .
Fonte - CHIAVERINI, 1977, p. 85.

“Tensão de tração”, na qual há uma tendência de separação do material em duas partes, em relação ao plano de tensão;

“Tensão de compressão”, que é o inverso da tração; as partes do material adjacentes ao plano de tensão tendem a comprimir-se uma contra a outra;

“Tensão de cisalhamento”, em que as duas partes tendem a escorregar uma sobre a outra.

“Tensão de flexão”, em que ocorre uma combinação simples das tensões normais de flexão e compressão. Quando o material é vergado, as suas fibras externas (do lado convexo) são tracionadas, e as fibras internas (do lado côncavo) são comprimidas. A combinação das tensões criadas de tração e compressão é chamada de tensão de flexão.

“Tensão de torção” é produzida por uma força atuando com o braço de alavanca ou pode surgir por meio de um eixo girando e transmitindo potência.

Matematicamente, há somente dois tipos de cargas ou de tensões, pois a compressão pode ser considerada como a versão negativa da tração.

“Deformação” é a mudança dimensional que se verifica no material como resultado da carga aplicada. Exprime-se quase sempre em porcentagens. Contudo, na

torção, por exemplo, a deformação está relacionada com o “ângulo de torção”, expresso em radianos.

“Resistência” é a carga ou tensão máxima suportada pelo material, dentro de determinadas condições; por exemplo, resistência elástica, resistência à carga máxima, resistência à ruptura, etc.

“Ductilidade” corresponde à capacidade de um material poder ser deformado apreciavelmente antes de se romper. O aço de baixo teor carbono, por exemplo, é uma liga de grande ductilidade.

Os materiais “não dúcteis” são chamados “frágeis”, sendo a “fragilidade” o termo característico correspondente. Exemplo: ferro fundido cinzento.

“Tenacidade” corresponde à quantidade de energia necessária para romper um material, podendo, portanto, ser medida pela quantidade de trabalho por unidade de volume necessário para levar o material à ruptura sob a ação de carga elástica. A tenacidade pode ser expressa em Joules/m³ (CHIAVERINI, 1977).

Para materiais metálicos, por exemplo o aço, há uma curva bem característica construída a partir da tensão x deformação, conforme a (Figura 6).

Figura 6 - Diagrama tensão-deformação dos aços estruturais, em escala deformada.

Até certo nível de tensão aplicada, o material trabalha no regime elástico-linear, isto é, segue a lei de Hooke e a deformação linear específica é proporcional ao esforço aplicado. A proporcionalidade pode ser observada (Figura 6) no trecho retilíneo do diagrama tensão-deformação, e a constante de proporcionalidade é denominada módulo de deformação longitudinal ou Módulo de Elasticidade.

Ultrapassado o limite de proporcionalidade (f_p), tem lugar a fase plástica, na qual ocorrem deformações crescentes sem variação de tensão (patamar de escoamento). O valor constante dessa tensão é a mais importante característica dos aços estruturais e é denominada resistência ao escoamento.

Após o escoamento, a estrutura interna do aço se rearranja e o material passa pelo encruamento, em que se verifica novamente a variação de tensão com a deformação específica, porém de forma não-linear.

O valor máximo da tensão antes da ruptura é denominada resistência à ruptura do material. A resistência à ruptura do material é calculada dividindo-se a carga máxima que ele suporta, antes da ruptura, pela área da seção transversal inicial do corpo de prova. Observa-se que f_u é calculada em relação à área inicial, apesar de o material sofrer uma redução de área quando solicitada à tração.

Embora a tensão verdadeira deva ser calculada considerando-se a área real, a tensão tal como foi definida anteriormente é mais importante para o engenheiro, pois os projetos são feitos com base nas dimensões iniciais.

Em um ensaio de compressão, sem a ocorrência de flambagem, obtém-se um diagrama tensão-deformação similar ao do ensaio de tração.

Elasticidade

Uma peça de aço, sob efeito de tensões de tração ou de compressão, sofre deformações que podem ser elásticas ou plásticas. Tal comportamento deve-se à natureza cristalina dos metais, pela presença de planos de escorregamento ou de menor resistência mecânica no interior do reticulado.

Elasticidade de um material é a sua capacidade de voltar à forma original em ciclo de carregamento e descarregamento (Figura 7). A deformação elástica é reversível, ou seja, desaparece quando a tensão é removida. A deformação elástica é consequência da movimentação dos átomos constituintes da rede cristalina do material, desde que a posição relativa desses átomos seja mantida. A relação entre os valores da tensão e da deformação linear específica, na fase elástica, é o módulo de elasticidade, cujo valor é proporcional às forças de atração entre os átomos.

Plasticidade

Deformação plástica é a deformação permanente provocada por tensão igual ou superior à f_p – resistência associada ao limite de proporcionalidade (Figura 7). É o resultado de um deslocamento permanente dos átomos que constituem o material, diferindo, portanto, da deformação elástica, em que os átomos mantêm as suas posições relativas. A deformação plástica altera a estrutura interna do metal, tornando mais difícil o escorregamento ulterior e aumentando a dureza do metal. Esse aumento na dureza por deformação plástica, quando a deformação supera ϵ_s (Figura 7), é denominado endurecimento por deformação a frio ou encruamento e é acompanhado de elevação do valor da resistência e redução da ductilidade do metal.

Figura 7 - Ciclo de carregamento e descarregamento.

Ductilidade

Ductilidade é a capacidade dos materiais de se deformarem sem romper. Pode ser medida por meio do alongamento (ϵ) ou da estricção, ou seja, a redução na área transversal do corpo de prova.

Quanto mais dúctil o aço, maior será a redução ou o alongamento antes da ruptura. A ductilidade tem grande importância nas estruturas metálicas, pois permite a redistribuição de tensões locais elevadas. As barras de aço sofrem grandes deformações antes de se romper, o que na prática constitui um aviso da presença de tensões elevadas (ver internet - 1).

1.3.2 Fatores determinantes para escolher o tipo de ensaio

A escolha do ensaio mecânico mais adequado para cada material depende da finalidade e dos tipos de esforços que esse material vai sofrer e das propriedades mecânicas que se deseja medir. Dois fatores determinantes para a realização de um dado tipo de ensaio mecânico são a quantidade e o tamanho das amostras a serem testadas.

Alguns dos ensaios 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 completar ou auxiliar o estudo do projeto (SOUZA, 1974).

Nos ensaios mecânicos realizados na Máquina Universal de Ensaio (MUE), é obtida a carga aplicada e a deformação. Com esses parâmetros podem ser construídos os gráficos tensão-deformação, onde a tensão (σ) é a força aplicada (F)

dividida pela área da secção transversal do corpo de prova (A) (TIMOSHENKO, 1971).

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

De acordo com essa equação observa-se que a tensão varia com o inverso da área. Para um valor constante de força aplicada sobre um material tracionado, pode-se encontrar diversos valores de tensão. Para uma mesma força F, quanto maior a área de secção transversal do material, menor a tensão resultante e quanto menor a área da secção transversal, maior a tensão resultante (CHIAVERINI, 1979).

A causa física de uma deformação é sempre uma força F aplicada externamente. A deformação é representada como deformação relativa (ε). Define-se como variação uma dimensão qualquer desse corpo, por unidade da mesma dimensão, quando esse corpo recebe um esforço.

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

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 (para o ensaio de tração) ou a diminuição (para o ensaio de compressão).

1.4 Ensaio de Tração

O ensaio de tração consiste em submeter o material a um esforço que tende a esticá-lo ou alongá-lo.

Nesse ensaio confeccionamos uma amostra do material obtendo assim um corpo de prova (C.P.) normalizado pelas associações de normas técnicas, em que são indicados os corpos de prova com sua forma e dimensões para cada caso, disponíveis para a grande maioria dos materiais utilizados em engenharia.

Esse corpo de prova é fixado à máquina de ensaio e então tracionado gradativamente, e os valores de força aplicados (tensão) e deformação são medidos. Normalmente o ensaio termina com a ruptura do C.P..

Figura 8 - C.P. submetido à tração.

Figura 9 - Gráfico do C.P. submetido à tração.

Pode-se construir o gráfico tensão-deformação pelas medidas diretas da carga (ou tensão) e da deformação que crescem continuamente até quase o fim do ensaio, quando um corpo de prova é submetido a um ensaio de tração.

A maioria dos aços-carbono apresenta um comportamento conforme a curva abaixo. Até um determinado valor de tensão aplicada, denominado Tensão de Escoamento (σ_e), as deformações são elásticas, ou seja, removida a força o corpo de prova retorna ao seu estado inicial. Na região de deformações elásticas, percebe-se um comportamento linear da relação tensão-deformação, em que a inclinação da reta é dada pelo Módulo de Elasticidade (E).

Figura 10 - Gráfico tensão x deformação para um material dúctil.

Para valores de tensão maiores que a tensão de escoamento, as deformações passam a ser plásticas, ou seja, removida a força, o corpo de prova não retorna ao seu

estado original, apresentando uma deformação denominada residual. Esta região de deformação plástica apresenta um comportamento não-linear, motivo de vários estudos. O maior valor de tensão obtido é dado por $\sigma_{\max}$, e indica que o material está próximo de sua tensão de ruptura, uma vez que o valor de deformação começa a diminuir, o que somente pode ocorrer se o corpo de prova apresentar elevada deformação axial.

Na Figura 10, há o gráfico tensão x deformação para um material dúctil. Para o trecho linear OA existe uma proporcionalidade entre σ e ε , em que a constante de proporcionalidade é:

$$E = \operatorname{tg} \theta = \sigma / \varepsilon \quad (1)$$

Isto é, $\sigma = E \varepsilon$, que é a lei de Hooke. E é o Módulo de Young ou Módulo de Elasticidade.

Na região AO, além do Módulo de Elasticidade, define-se também a resiliência.

Resiliência é a capacidade do material absorver energia quando deformado elasticamente, isto é, dentro da zona elástica, e liberá-la quando descarregado. A sua medida é feita pelo Módulo de Resiliência, que é a energia de deformação por unidade de volume, necessária para tensionar o metal da origem até a tensão do limite de proporcionalidade. $V_R = \text{Módulo de Resiliência}$.

$$V_R = AB \times OB / 2 = (\sigma_e)^2 / 2E \quad (2)$$

A equação indica que um material com baixo Módulo de Elasticidade e alto limite de proporcionalidade tem um grande Módulo de Resiliência.

No ensaio de tração quando, ocorre alongamento em uma direção, as outras dimensões serão comprimidas e, portanto, a seção transversal não ficará constante.

$\varepsilon' =$ compressão lateral que acompanha um material tensionado que sofreu uma deformação, ε , na direção da tensão σ .

A razão entre a deformação lateral e a deformação longitudinal é definida como coeficiente de Poisson.

$$V = \frac{\text{compressãolateral}}{\text{compressãolongitudinal}} = \frac{\varepsilon^l}{\varepsilon}$$

Souza (1974)

1.5 Ensaio de Compressão

Não é freqüente o emprego do ensaio de compressão para os metais, porque a determinação das propriedades mecânicas por esse ensaio é dificultada pela existência de atrito entre o corpo de prova e as placas da máquina, pela possibilidade de flambagem, pela dificuldade de medida dos valores numéricos do ensaio e por alguns outros fatores que provocam incidência considerável de erros. Conforme o metal a ser ensaiado seja dúctil ou frágil, as condições de ensaio variam muito (SOUZA, 1974).

Sob o ponto de vista de aplicação de carga, o esforço de compressão é o oposto da tração.

Pode-se, pois, admitir que o comportamento elástico de uma peça metálica quando sujeita à carga de compressão seja comparável ao seu comportamento elástico, quando sujeita à tração.

Essa afirmação aplica-se principalmente para metais dúcteis como os aços de baixo teor carbono. Esse material, na fase elástica sob a ação de compressão, obedecerá à lei de Hooke.

Na fase plástica, ainda no caso de metais dúcteis, não há mais possibilidade de comparação, porque à medida que aumenta a carga de compressão, a peça, sob a ação crescente do esforço, tende a ter sua secção transversal alargada, achatando-se na forma de um disco, sem que ocorra sua ruptura.

A ruptura ocorre na maioria dos materiais frágeis. Para estes, verifica-se que não ocorrem grandes deformações laterais e, com cargas de compressão crescentes, resulta uma tensão que provoca a ruptura por cisalhamento e deslizamento ao longo de um plano inclinado, como está indicado na Figura 11 (CHIAVERINI, 1977)

Figura 11 - Falha de material ductil e frágil sob compressão.
Fonte - CHIAVERINI, 1977, p. 116.

Em resumo, para materiais dúcteis não é possível determinar-se os característicos mecânicos na faixa plástica, ao passo que os característicos elásticos como módulo de elasticidade, limite de escoamento, limite de proporcionalidade e resiliência, podem ser determinados, como na tração.

As secções transversais dos corpos de prova apresentam geralmente área apreciável, para garantir uma boa estabilidade da peça, de modo que se torna necessária a utilização de máquinas de ensaio de grande capacidade ou corpos de prova tão pequenos e, portanto, tão curtos que dificultam a obtenção de medidas de deformação com precisão adequada.

Os corpos de prova para ensaio de compressão devem possuir, preferivelmente, secção circular. Para os materiais dúcteis, a relação de comprimento para o seu diâmetro varia de 1:2 a 1:6. Normalmente, para o ferro fundido, a altura correspondente é duas vezes o diâmetro.

Nas ligas frágeis, como o ferro fundido, em que se leva o ensaio até a ruptura do corpo de prova, o limite de resistência à compressão é dado pelo quociente da carga máxima com a secção original do corpo de prova.

A Figura 12 mostra esquematicamente as curvas tensão-deformação, normal e real, para materiais dúcteis e não-dúcteis, quando sujeitos ao esforço de compressão (CHIAVERINI, 1977).

Figura 12 - Curvas tensão-deformação nominal e real para materiais dúcteis e não-dúcteis.
Fonte - CHIAVERINI, 1977, p. 117.

1.6 Ensaio de Flexão em três pontos

O ensaio consiste em apoiar o corpo de prova sob dois apoios distanciados entre si de uma distância L , sendo a carga de flexão aplicada no centro do corpo de prova (a uma distância $L/2$ de cada apoio (Figura 13)). Registra-se a deflexão produzida por intermédio de um extensômetro elétrico ou mecânico, o que permite a obtenção de um diagrama carga x deflexão (Figura 14).

Figura 13 – C.P. submetido a flexão.
Fonte - CHIAVERINI, 1977, p. 118.

Figura 14 – C.P. submetido a flexão com sua curva característica.

Desse ensaio podem-se retirar as propriedades de um material como Módulo de Ruptura, que é o valor máximo da tensão de tração ou compressão nas fibras extremas do corpo de prova durante o ensaio de flexão, que é dada a seguir:

$$Mr = \frac{3Q_{\max} L}{2bh^2} \text{ (secção retangular)}$$

Onde: b= largura

h= altura ou espessura

$Q_{\max}$ = carga máxima atingida no ensaio

Se a ruptura ocorrer dentro da zona elástica do material, Mr representará a tensão máxima na fibra externa. Caso ocorra na zona plástica o valor obtido para Mr, é maior que a tensão máxima realmente atingida.

Outra propriedade possível de ser medida é o Módulo de Elasticidade do material, pela expressão:

$$E = 0,25 \frac{QL^3}{fbh^3} \text{ (para secção retangular)}$$

Onde:

f= flecha

Q= carga

L= distância entre os suportes

b= largura do C.P.

h= altura ou espessura do C.P.

Para materiais biológicos não se dispõe de normas específicas que determinem a dimensão e forma do C.P.. Além disso, a obtenção do C.P. e sua conservação até o momento do ensaio apresenta dificuldades características do

material fisiológico. Para o ensaio de ossos, especialmente o cortical, algumas formas e dimensões têm sido aceitas e difundidas na literatura disponível até o momento.

Como já se mencionou é aceito obter-se o C.P. no momento do sacrifício do animal, conservando-o congelado até o momento do ensaio ou então congelando o osso e obtendo o C.P. no momento mais oportuno para o ensaio. Surge porém a pergunta: haverá alteração das propriedades mecânicas do osso, ou do C.P., com o congelamento? Por quanto tempo se pode manter o congelamento? Ou ainda, o congelamento e descongelamento sucessivos alteram as propriedades mecânicas do osso ou do C.P.? Em pesquisas anteriores foram analisados os trabalhos de vários autores, mostrando praticamente a independência dos parâmetros mecânicos, especialmente o módulo de elasticidade, com os sucessivos congelamentos e descongelamentos, para ossos corticais de diferentes animais.

Em vista da importância destes procedimentos, indispensáveis para o prosseguimento das linhas de pesquisa em Biomecânica, especialmente aquelas que exigem ensaio de ossos longos, ou de C.P. deles obtidos, com conseqüente conservação por congelamento e posterior descongelamento, resolveu-se realizar este trabalho.

1.7 Objetivo

Avaliar os efeitos do congelamento e descongelamento sucessivos de ossos corticais, oriundos de uma mesma região da tíbia bovina, com relação à :

1. Variação do valor do Módulo de Young de C.P. depois de 50 ciclos de congelamento/descongelamento em freezer convencional (-20°C), em ensaios de flexão em três pontos.
2. Variação do valor da tensão de ruptura de C.P. depois de 50 ciclos de congelamento/descongelamento em freezer convencional (-20°C).

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Obtenção dos corpos de prova

Foram utilizadas 20 tíbias bovinas, todas direitas, retiradas de animais com idade entre 2 e 3 anos. Os animais eram todos machos saudáveis, da raça nelore, oriundos do Frigorífico Minerva. Após serem removidas as partes moles aderentes, preservando o perióstio, retirou-se a extremidade distal das tíbias, os ossos maléolo lateral, calcâneo, sustentáculo do tálus e tálus, ficando, assim, as tíbias com comprimento médio de 37 cm. Sendo L o comprimento das tíbias, tomou-se para centro a medida $(23/50)L$ (pois verificou-se que, após cortar várias tíbias, nessa posição a diáfise apresentava diâmetro menor, e a parede do osso cortical era mais espessa), contados a partir da extremidade distal (BRANDÃO, 1997).

Tabela 1 - Dados dos bovinos que forneceram as tíbias para o experimento

<i>Tíbias</i>	<i>Peso Animal (kg)</i>	<i>Peso Carcaça(kg)</i>	<i>Idade (meses)</i>
1	255	150	30
2	300	174	30
3	328	189	34
4	310	180	32
5	290	165	24
6	295	174	26
7	309	171	28
8	330	195	25
9	278	160	24
10	290	168	28
11	298	178	28
12	282	170	27
13	315	189	34
14	326	192	36
15	337	201	36
16	309	183	31
17	300	177	30
18	308	182	32
19	318	186	35
20	338	195	36
Média	305,80	178,95	30,30
D. Padrão	21,07	12,89	4,01
Mediana	308,50	179,00	30,00

Numeraram-se as tíbias de 1 a 20 e foram mantidas frescas em geladeira na temperatura de 4°C, em sacos plásticos, até o momento da retirada das amostras (C.P.).

Com o intuito de conhecer e marcar corretamente a região escolhida para a retirada dos C.P., recorreu-se ao livro de anatomia animal “Tratado de Anatomia Veterinária” – 2ª edição, de Dyce Sack Wensing e ao trabalho de Brandão (1997), que construiu uma tabela para valores de E para todas as regiões das tíbias. Escolheu-se a face caudal do terço médio da tíbia, onde foram encontrados os maiores valores para σ que correspondem a $(20,4 \pm 4,3 \text{ GPA})$. A partir do centro da diáfise

marcaram-se 50 mm em sentido distal e 50 mm em sentido proximal, delimitando um cilindro de 100 mm de comprimento. Sabendo-se que face mais plana e rugosa é a posterior, a face caudal do terço médio da tíbia foi localizada facilmente, onde foram retirados os dois corpos de prova, um paralelo ao outro, conforme Figura 15, mostrando a região do osso da qual foi retirado o corpo de prova.

Figura 15 – Vista caudal – tíbia direita.

Foram feitos dois cortes transversais nas tíbias, utilizando uma serra de fita obtendo um bloco cilíndrico correspondente a cada tíbia (Figura 16), serrando a tíbia na serra de fita e obtendo um cilindro de 100 mm.

Figura 16 – Tibia posicionada na serra de fita para a retirada dos cilindros.

Após isso, os blocos foram colocados um a um na frezadora, para serem retiradas duas amostras pareadas longitudinais (uma paralela a outra), conforme Figura 17, referentes a cada tíbia.

Figura 17- Cilindro posicionado na frezadora para a retirada dos corpos de prova.

Acoplaram-se duas serras paralelas distantes de 4 mm no mandril da frezadora, e os blocos foram presos na morsa de modo que o movimento da serra ficasse sempre paralelo à linha de corte longitudinal da face escolhida. Cortou-se do perióstio para o endóstio, em todos os 20 blocos cilíndricos, ficando cada par com C.P. direito e C.P. esquerdo.

Esse procedimento foi realizado com o máximo rigor, utilizando-se marcadores coloridos que identificavam as 20 tíbias, os respectivos pares de C.P. (D e E) e indicando também a face correspondente ao perióstio, pois aí foi aplicada a carga no momento do ensaio. Na extremidade das amostras fez-se também uma marcação indicando as extremidades distal e proximal. Esse procedimento foi

utilizado para identificar as 40 amostras. Todos os cortes ocorreram sob copiosa refrigeração com água para evitar que o atrito com as serras aumentasse a temperatura das amostras. Também com o intuito de não aumentar a temperatura das amostras, procurou-se avançar com as serras, lentamente.

Para conseguir a medida desejada (4mm x 2mm x 40mm), primeiramente fixou-se o corpo de prova na morsa frezando um lado e nivelando a superfície, eliminando 2 mm lado do periósteo. Em seguida virou-se a peça (C.P.) apoiando em uma superfície plana paralela, fixando-a para novamente fazer a mesma operação, eliminando o endósteo até atingir-se a medida (2mm x 4mm x 40 mm).

As amostras tiveram suas medidas registradas e marcados em três posições diferentes na altura e na largura, com um micrômetro de precisão 0,01mm, usando a média aritmética para o valor final. O comprimento teve sua medida conferida, mesmo sabendo que ele é determinado pela distância entre os suportes cilíndricos.

2.1.1 Identificação das amostras

Os 20 pares de amostras foram identificados recebendo um número e uma letra; o número indicava a tíbia, a letra indicava a posição direita ou esquerda referente ao centro do eixo da região onde se retirou a amostra.

2.2 Grupos experimentais separados em dois grupos.

A) Grupo A

Composto de 20 C.P. referentes ao lado direito, foram submetidos a ensaio de flexão com aplicação de força (40N).

Foram ensaiados primeiramente frescos (conservados em geladeira a -4°C) e posteriormente submetidos a congelamento e descongelamento sucessivos por 50 vezes (uma vez por dia, durante 50 dias), tendo como preocupação manter esse descongelamento no mesmo horário e com o mesmo tempo de exposição a temperatura ambiente (cerca de duas horas) para evitar-se erros de procedimentos. Há uma hipótese que propõe a ocorrência de descongelamento superficial do C.P. quando banhados em solução salina, precavendo da possibilidade da região mais interna permanecer congelada, alterando os resultados. Esses 50 descongelamentos produziram 15 ensaios (em dias alternados), suficientes para se elaborar a curva de tensão de flexão. Após os 50 descongelamentos, foram ensaiados até a ruptura.

B) Grupo B

Composto de 20 C.P. referentes ao lado esquerdo, foram analisados em testes de flexão frescos e ficaram frescos em geladeira à temperatura de 4°C , aguardando o tempo necessário para que os ensaios com o grupo A fossem concluídos e, posteriormente, fez-se o teste de flexão levando-o até a ruptura. Os corpos de prova poderiam ter sido rompidos logo após sua confecção, mas optou-se realizar os testes no mesmo dia em que foram realizados os ensaios com o grupo A, pois, para serem comparados, teriam que ser realizados sob as mesmas condições da sala de ensaio.

2.3 Considerações sobre a Rotina desse Procedimento

Nesse trabalho fez-se uma análise de valores para o Módulo de Young de amostras do osso cortical oriundas de uma mesma região da tíbia submetidas a congelamento e descongelamento sucessivos.

Em razão da importância de saber se, em nosso laboratório, os ensaios realizados são referências confiáveis, quando for necessário recorrer ao processo de congelamento e descongelamento para se preservar o material usado durante os ensaios, todos os cuidados foram tomados para que, os resultados encontrados fossem confiáveis. Esses cuidados estão itemizados abaixo:

- a) Houve uma preocupação em se padronizar as amostras adotando um rigoroso critério para todas elas desde a coleta, preservação, estocagem, até a usinagem.
- b) As amostras foram retiradas pareadas de uma única posição na tíbia, face caudal do terço médio da diáfise (23/50)L, a partir da extremidade distal.
- c) Usou-se um micrômetro de precisão 0,01mm para medir o tamanho das amostras (2 mm x 4mm x 40 mm) em três posições diferentes, na altura e na largura.
- d) Durante a realização dos ensaios, as amostras foram retiradas do *freezer*, diariamente, sempre no mesmo horário e, quando se descongelavam atingindo a temperatura ambiente, eram colocadas no suporte. Como o processo era rápido (cerca de 2 horas), não foi preciso hidratar as amostras.
- e) Usou-se sempre a mesma direção para ensaiar os corpos de prova, da superfície periosteal para a superfície endosteal.

f) Todos os ensaios foram realizados em sala climatizada, mantendo a temperatura de $21 \pm 2^\circ \text{C}$.

g) Em razão de se dispor apenas de uma máquina de ensaios de grande porte (Emic modelo EL10000), fizeram-se adaptações e testes antes de ensaiar os corpos de prova.

h) Foram confeccionadas duas barrinhas de acrílico que serviram de guias para posicionar corretamente o corpo de prova durante os ensaios.

i) A velocidade de aplicação de carga foi mantida constante durante todos ensaios, $V=0,1\text{mm/min}$.

j) Tentou-se minimizar o atrito entre a amostra e haste (peça que entra em contato) ao aplicar-se a carga e entre os suportes e a amostra.

k) As tensões internas excessivas foram evitadas, usando-se uma razão recomendada entre a altura e o comprimento da amostra (distância entre os suportes).

l) Adaptou-se toda a metodologia de trabalho utilizada por Brandão (1997), que foi bastante confiável, pois ele analisou todas as regiões da tíbia, comparando os resultados com os valores encontrados como referência na literatura, o que nos garantiu uma referência confiável para verificar se resultados estavam compatíveis com seus valores.

m) Todos os cortes ocorreram sob copiosa refrigeração com solução salina para evitar que o atrito com as serras aumentasse a temperatura das amostras, principalmente na região adjacente ao corte, o que alteraria as propriedades do material. Também com o intuito de não aumentar a temperatura das amostras, procurou-se avançar com as serras, lentamente.

2.3.1 Confeção do acessório mecânico

Em razão de se dispor de uma máquina de ensaio de grande porte, foram feitas algumas adaptações e testes antes de se iniciarem os ensaios com os C.P..

Foi confeccionado, na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus da USP, em Ribeirão Preto, um acessório mecânico especialmente projetado para se otimizar o ensaio de flexão em três pontos de pequenas amostras (MORO et al., 1996). (Figura 18), que foi acoplado à máquina de ensaio universal Emic, modelo EL10000. Esse suporte foi elaborado atendendo às normas ASTM D790M86 ^{ε1}, indicada por Cowin (1989) para ensaio de plásticos em flexão de três pontos.

Figura 18 - Acessório mecânico especialmente projetado para se otimizar o ensaio de flexão em três pontos de pequenas amostras acoplado à máquina de ensaio universal (Emic).

Esse dispositivo foi utilizado anteriormente nos ensaios de flexão em três pontos para realizar o trabalho de Brandão (1997). Fizeram-se algumas alterações somente na haste onde procurou-se eliminar ainda mais o atrito entre ela e dispositivo, quando a carga é aplicada.

Nesse suporte, os apoios cilíndricos de aço de 3mm de raio, onde repousam a amostra, paralelos e distantes 32 mm, foram mantidos, pois, sendo a amostra de aproximadamente 2 mm de altura, ter-se-ia a razão 16:1 entre a distância dos suportes e a altura da amostra.

De acordo com essa norma para evitar o amassamento da amostra, o apoio da amostra e a haste da aplicação da carga devem ser superfícies cilíndricas com raio de, no mínimo, 3 mm e no máximo, 1,5 vezes a altura da amostra para os suportes, e 4 vezes a altura da amostra para a cabeça da cruzeta.

Utilizou-se essa norma, pois ela só pode ser usada quando a razão entre a tensão de ruptura à tração e a tensão de ruptura ao cisalhamento for menor que 8:1.

Para o osso cortical bovino, encontram-se na literatura valores de 58 a 70 MPa para a tensão de ruptura ao cisalhamento, e 160 a 170 MPa para a tensão de ruptura a tração, o que dá uma razão de, no máximo, 3:1 entre a segunda e a primeira, resultado que está dentro das normas que se escolheu (BRANDÃO, 1997).

2.3.2 Calibração da máquina de ensaio – Emic

Primeiramente fez-se um ensaio usando um corpo de prova em latão com deformação desprezível para a força de 40N (carga usada durante o ensaio). Fez-se esse ensaio três vezes e obteve-se os seguintes valores para a deformação da célula de carga.

$$f1_{\text{cel carga}} = 0,024944 \text{ mm}$$

$$f2_{\text{cel carga}} = 0,020024 \text{ mm}$$

$$f3_{\text{cel carga}} = 0,019420 \text{ mm}$$

$$\text{Usou-se a média} = 0,020024\text{mm} = f_m$$

$$\text{Onde } f_m = \text{flecha média}$$

Descontou-se esse valor em todas as flechas para se conseguir o valor real de formação de cada corpo de prova durante os sucessivos descongelamentos.

Construí-se, na Oficina de Precisão, corpos de prova com as mesmas dimensões dos corpos de prova retirados das tíbias, conforme Figura 19, que serviram de padrões comparativos, pois foram confeccionados em metais cujo módulo de Young é conhecido, com o objetivo de verificar se os resultados entre os valores das flechas encontrados no ensaio e os valores da flecha calculada estavam compatíveis, permitindo a utilização da máquina de ensaio - Emic.

Figura 19 - Corpos de prova gerados em alumínio, aço carbono e aço inox com as mesmas dimensões dos corpos de prova retirados das tíbias, que serviram de padrões comparativos, cujo Módulo de Young é conhecido e corpo de prova em latão com deformação desprezível para a força de 40 N.

2.3.3 Realização do ensaio mecânico

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Utilizou-se a máquina de ensaio Emic modelo EL 10000 com acessório mecânico e célula de carga de até 490 N acoplados.

A máquina de ensaio Emic possui um programa próprio para realização dos ensaios, que opera em conjunto com um microcomputador PC compatível com sistema operacional Windows 95. Comunica-se com a máquina através de uma interface serial padrão RS 232, em 9600 / 2400 bauds, permitindo a realização do ensaio seguindo um método predefinido pelo próprio usuário.

Esse método é um conjunto de parâmetros que define um procedimento que irá comandar a máquina durante os ensaios como: sentido do ensaio, velocidade do ensaio e valor máximo da força.

Para determinar a carga máxima (ruptura) utilizada no ensaio, usou-se a fórmula:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bh^2}$$

σ_r = tensão ruptura

P = carga (ruptura) aplicada no ponto médio das amostras

l = distância entre os suportes (32 mm)

b = largura das amostras (4,0 mm)

h = altura da amostra (2,0 mm)

Na literatura encontraram-se valores para σ_r do osso variando entre 140 e 170 MPa. Usou-se 140 mpa para σ_r , e a carga máxima calculada foi P=46 N, mas durante a realização dos ensaios adotou-se P=40 N para carga máxima para os ensaios de flexão em três pontos não destrutivos, pois esse valor garantiu trabalhar somente no regime elástico. E durante os ensaios de ruptura destrutivos não se limitou a carga máxima, em que foram encontrados valores para P máximo variando de 65 N a 110 N e 197 MPa a 330 MPa para a σ_r .

As amostras eram retiradas do *freezer* e colocadas na sala de ensaio e, quando atingiram a temperatura ambiente, eram colocadas no suporte. Como se viu anteriormente, os corpos de prova não foram hidratados com soro fisiológico durante os ensaios, porque o tempo de exposição até que os corpos de prova entrassem em equilíbrio térmico era pequeno.

Após isso, o corpo de prova era posicionado no suporte de modo que a face respectiva ao perióstio ficasse sempre voltada para cima, e os encostos confeccionados em acrílico, que serviram de guias, contribuíram muito para que o corpo de prova não se movesse.

O suporte acoplado à máquina de ensaio foi posicionando de tal modo que o dispositivo para aplicar a carga descia orientado pelo furo-guia tocando exatamente no ponto médio dos corpos de prova ou ponto médio entre os apoios.

Em seguida, a máquina de ensaio era ligada e os testes iniciados e realizados sucessivamente para todos os corpos de prova.

Para cada corpo de prova ensaiado foi encontrado um valor para a deformação que era o valor lido e, em seguida, descontou-se o valor da deformação relativa à célula de carga e assim obteve-se o valor real da deformação para cada corpo de prova.

No final do ensaio, o programa emite um relatório com valores dos esforços crescentes (F) com suas deformações (f) correspondentes para todos os corpos de prova.

A partir desses valores, o programa emite um gráfico típico do ensaio como mostra a figura abaixo.

Onde:

m = coeficiente angular da reta carga x deflexão (N/mm)

l = distancia entre os suportes (32mm)

b = largura da amostra (4,00) mm

h = altura da amostra (2,00) mm

Obteve-se, a partir dessa fórmula, o módulo de Young para os 20 corpos de prova em seus 15 ensaios durante os 50 descongelamentos sucessivos.

$$\begin{array}{lll}
 E_{cp1} = m_{cp1} \cdot k, & \dots\dots\dots, & E_{cp20} = m_{20} \cdot k = \text{referente a cp frescos} \\
 E_{cp1} = m_{cp1} \cdot k, & \dots\dots\dots, & E_{cp20} = m_{20} \cdot k = \text{referente ao primeiro descongelamento} \\
 \vdots & & \vdots \\
 E_{cp1} = m_{cp1} \cdot k, & \dots\dots\dots, & E_{cp20} = m_{20} \cdot k = \text{referente ao 50º descongelamento}
 \end{array}$$

Calcularam-se também, a partir do ensaio de ruptura, as tensões de ruptura com os valores de cargas de ruptura encontrados durante os ensaios, para os 40 corpos de prova, sendo que 20 corpos de prova foram rompidos após os 50 descongelamentos sucessivos (Grupo A) e os outros corpos de prova foram rompidos frescos (Grupo B).

O gráfico típico do ensaio de ruptura realizado é mostrado na Figura 21 e se refere ao ensaio de ruptura para os corpos de prova que se mantiveram frescos (Grupo experimental B).

e assim tem-se para as 40 amostras:

$$\sigma_{RA\ cp_1} = \frac{3.P_{cp_1}}{2\ bh^2} * I \quad \dots \quad \sigma_{RA\ cp_{20}} = \frac{3.P_{cp_{20}}}{2\ bh^2} * I$$

$$\sigma_{RB\ cp_1} = \frac{3.P_{cp_1}}{2\ bh^2} * I \quad \dots \quad \sigma_{RB\ cp_{20}} = \frac{3.P_{cp_{20}}}{2\ bh^2} * I$$

2.3.4 Análise estatística

Para os testes de flexão

Foi aplicada a técnica denominada “análise de variância para medidas repetidas”, adotou-se como nível de significância $P < 0,05$ e obteve-se como resultado $p < 0,001$. Isso significa que houve ao menos um par de média que diferiu significativamente.

Em razão desse resultado teve-se que comparar os valores dos diferentes descongelamentos com os valores iniciais e isso foi feito pelo “teste t de Student para as amostras pareadas”, e verificamos que em 13 das 15 comparações (86,7%) realizadas os valores referentes aos descongelamentos foram significativamente superiores aos valores iniciais.

Dado que se verificou haver diferenças significativas entre os valores dos descongelamentos e os valores iniciais, foi testado se houve uma tendência dos valores ao longo dos descongelamentos. Para isso utilizou-se uma técnica denominada “análise de regressão”, que visa detectar se há ou não uma tendência ao

longo dos descongelamentos. E pelo resultado concluiu-se que não há tendência alguma de aumento ou diminuição dos valores ao longo dos descongelamentos.

Para os testes de ruptura

No primeiro momento, para se decidir qual metodologia utilizar na análise dos dados, realizou-se o teste de Kolmogorov Smirnov, que testa se uma variável possui ou não distribuição normal. Portanto as nossas hipóteses são:

HO: as variáveis do “Frescos” e “Descongelados” possuem distribuição normal.

H1: as variáveis não possuem distribuição normal.

O teste para a variável “Frescos” apresentou como resultado o valor $Z = 0,50$, que corresponde a um $p = 0,96$, logo não se rejeitou HO, assumindo que “Frescos” possui distribuição normal.

Para “Descongelados” obteve-se $Z = 0,76$, que corresponde a $p = 0,62$, portanto também não se rejeitou HO e assumimos a normalidade de “Descongelados”.

Como testou-se e não se rejeitou a normalidade das nossas variáveis, aplicou-se o teste t de Student para amostras pareadas o qual mostrou que não há diferença estatisticamente significativa entre os 2 grupos ($p = 0,97$).

Abaixo são apresentados as médias e os erros padrões relativos aos dois grupos (veja tabela 3):

	Média (MPa)	Desvio-padrão (MPa)	epm (MPa)
Fresco	266,55	36,27	8,11
Descong.	266,90	33,22	7,43
Diferença	-0,350		

3 RESULTADOS

3.1 Ensaio de Flexão

Foram ensaiados 20 corpos de prova referentes ao Grupo A (C.P. descongelado).

3.1.1 Tabela 2

Mostra os valores do Módulo Young frescos e durante os 50 descongelamentos sucessivos (Grupo A), para os 20 corpos de prova (20 animais) retirados da mesma região da tíbia bovina.

Tabela 2 - Módulo de Young, em GPa, das 20 amostras de osso cortical retiradas das vinte tíbias bovinas.

CP	EFrescos	EDES C1	EDES C2	EDES C6	EDES C8	EDES C13	EDES C20	EDES C22	EDES C27	EDES C29	EDES C30	EDES C34	EDES C36	EDES C41	EDES C43	EDES C50
Cp1	22,86	23,52	21,12	21,48	23,42	21,65	23,97	21,82	21,35	21,16	24,75	22,72	23,38	22,85	20,07	24,46
Cp2	20,64	21,57	21,36	22,01	21,09	20,86	21,25	23,70	21,80	23,40	20,97	21,89	22,82	24,24	23,39	20,53
Cp3	18,71	18,76	19,77	18,86	20,87	21,15	19,91	21,68	20,92	19,33	20,05	19,58	19,60	19,28	18,35	21,28
Cp4	19,73	21,49	20,98	19,93	20,83	20,48	23,48	22,67	22,49	22,41	21,15	20,69	21,47	20,99	20,26	20,05
Cp5	19,23	21,20	19,88	18,51	21,20	20,45	19,48	20,83	20,61	18,83	20,58	19,93	19,15	22,22	18,44	22,26
Cp6	19,99	21,26	19,49	19,35	20,05	22,67	19,66	20,12	20,26	21,27	20,54	20,92	20,61	23,18	23,93	23,03
Cp7	22,58	24,07	24,89	22,07	22,38	22,39	23,87	22,64	22,21	24,13	22,72	22,84	23,18	22,60	21,95	24,45
Cp8	18,82	21,17	20,82	19,32	21,22	20,16	22,49	22,73	21,62	19,63	20,25	20,58	19,78	19,51	18,81	18,81
Cp9	23,52	24,06	24,58	23,80	24,94	26,14	24,25	25,96	25,57	25,00	24,10	24,35	24,36	27,73	22,78	22,96
Cp10	18,58	20,47	20,14	18,80	20,06	19,26	21,71	20,61	20,74	18,95	19,08	20,00	19,45	19,48	18,62	21,00
Cp11	22,53	23,21	22,74	22,66	24,19	23,29	26,06	23,17	22,88	25,24	23,53	22,66	23,89	26,15	25,68	25,76
Cp12	20,85	20,58	23,01	21,05	21,67	21,02	22,59	21,00	22,41	22,25	21,87	21,25	21,34	23,88	20,44	20,10
Cp13	24,30	27,27	25,33	24,62	25,58	24,68	27,32	26,22	26,85	24,54	24,37	25,55	24,94	27,21	23,70	27,93
Cp14	22,51	23,65	24,84	22,43	22,18	22,44	22,00	22,18	22,21	22,96	22,90	23,39	22,84	24,72	21,75	21,75
Cp15	21,35	22,05	21,33	21,41	21,41	24,24	24,87	24,17	22,53	22,22	21,79	22,67	21,94	24,49	20,69	22,34
Cp16	20,57	23,32	21,74	23,25	21,74	22,08	25,24	22,55	23,41	22,50	22,15	22,28	22,46	23,35	26,06	22,95
Cp17	26,53	32,37	26,33	25,71	26,58	28,18	24,94	25,51	24,79	24,64	25,43	26,09	25,42	25,27	26,71	27,39
Cp18	24,29	22,89	22,78	23,73	24,95	25,60	23,17	23,17	25,72	23,09	23,08	23,40	23,30	23,62	22,04	22,64
Cp19	23,28	24,53	25,60	25,62	24,07	24,43	24,41	24,35	25,21	26,43	24,49	24,59	24,24	24,25	22,72	23,34
Cp20	25,65	24,13	24,21	25,18	24,46	24,57	28,29	24,47	26,23	24,25	24,84	25,32	24,57	30,16	23,80	23,54

Legenda : EFrescos = Módulo de Young para os C.P. frescos; EDESC1 = Módulo de Young para os C.P. congelados e descongelados 1 vez; sucessivamente até: EDESC50 = Módulo de Young para os C.P. congelados e descongelados 50 vezes.

3.1.2 Gráfico

Mostra o comportamento dos 20 corpos de prova durante os 50 descongelamentos sucessivos (Grupo A).

Figura 22 - Gráfico que mostra a média da variação do Módulo de Young a partir do ensaio de flexão para os 20 corpos de prova (Grupo A) durante os descongelamentos sucessivos.

3.1.3 Considerações gerais

Foram ensaiadas 20 amostras (20 animais), sendo que 100% foram incluídas na análise dos resultados.

Foram comparados os Módulos de Young quando frescos (mantidos em geladeira a 4°C) e quando expostos a descongelamentos sucessivos e nenhuma alteração significativa foi encontrada.

3.2 Ensaio de Ruptura

Foram ensaiados 40 corpos de prova sendo que 20 corpos de prova pertencem ao Grupo A e 20 corpos de prova ao Grupo B.

3.2.1 Tabela referente aos valores da Tensão de Ruptura .

Tabela 3 - Tabela comparativa de valores para a Tensão de Ruptura do Grupo A e B

<i>Corpo de Prova</i>	<i>FRESCO</i>	<i>DESCONGELADO</i>
	$\sigma_{RF} \text{ (MPa)}$	$\sigma_{RD} \text{ (MPa)}$
1	258,42	257,07
2	242,22	231,73
3	203,95	235,82
4	253,41	220,80
5	284,72	223,89
6	197,72	236,21
7	295,91	300,57
8	317,07	242,66
9	296,13	298,74
10	260,92	297,17
11	269,74	267,56
12	330,45	209,43
13	285,02	297,61
14	327,57	289,29
15	274,80	275,18
16	252,84	308,01
17	238,48	304,74
18	251,71	276,71
19	229,55	254,06
20	260,42	310,80

Os valores encontrados para as tensões de ruptura nos mostram que as alterações encontradas não foram significativas.

3.2.2 Gráfico

Mostra o comportamento das Tensões de Ruptura para os corpos de prova do Grupo A e do Grupo B.

Figura 23 – Gráfico obtido a partir dos ensaios de Ruptura, mostrando o comportamento dos corpos de prova do Grupo A e do Grupo B.

3.2.3 Considerações gerais

Foram ensaiadas 40 amostras (20 animais), sendo que 100% foram incluídas na análise dos resultados.

Foram comparados as tensões de rupturas para os corpos de prova frescos (mantidos em geladeira a 4°C) e quando expostos a descongelamentos sucessivos nenhuma alteração significativa foi encontrada.

4 DISCUSSÃO

Durante o processo de congelamento e descongelamento, a água se expande ocupando maior volume que no estado líquido. Isso explica pelo fato de sua estrutura cristalina no estado sólido conter espaços vazios que são canais hexagonais (como num favo de mel) causados pelas pontes de hidrogênio que liga cada molécula às outras. Quando ocorre essa expansão de volume da água, o osso pode ter sua estrutura interna danificada causando fissuras internas e alterando as propriedades mecânicas.

Examinando as amostras congeladas, nenhuma irregularidade na superfície foi encontrada quando comparadas às frescas, o que poderia causar fissuras que poderiam ter surgido durante a expansão do líquido presente nos ossos, com possibilidade de propagação, afetando a estrutura das amostras (PELKER et al., 1984).

É sabido que congelando e descongelando tem-se um efeito destrutivo na estrutura microscópica dos tecidos.

Esse efeito é causado por formação de cristais de gelo. Induzindo o congelamento em nitrogênio líquido a uma temperatura de -195°C previne-se a formação de cristais de gelo. A temperatura de preparação pode ser aumentada para -30°C , sem ocorrer nenhuma cristalização mas, a cristalização destrutiva irá ocorrer mais adiante durante o aquecimento (MAZUR, 1970).

A importância dessa investigação foi analisar o comportamento do osso após sucessivos descongelamentos, em razão da necessidade prática de se estocar o

material de estudo em *freezer* para depois ser ensaiado, facilitando o procedimento e ganhando tempo.

Em razão de se dispor de um equipamento de grande porte, foi necessário que se testasse a sensibilidade deste e, para isso, elaboramos três corpos de prova de metais, com as mesmas dimensões dos corpos de prova confeccionados em ossos, com o Módulo de Elasticidade conhecido. Após esses ensaios verificou-se que o equipamento estava fornecendo resultados precisos e isso garantiu que todos os ajustes e adaptações na Máquina de Ensaio Emic estavam corretos.

Somente um estudo em teste-piloto foi necessário para caracterizar os ensaios usando apenas um corpo de prova, onde foi testado durante dez descongelamentos sucessivos. Observou-se que os resultados obtidos nos ensaios posteriores tiveram comportamento semelhante, o que garantiu a confiabilidade dos procedimentos utilizados.

Selecionou-se a tíbia bovina por ser um osso de fácil manuseio, com extremidades bem definidas, facilitando a obtenção dos corpos de prova. Optou-se por usar ossos não humanos para contribuir também com a obtenção de dados, servindo de base para referências em ortopedia. Durante o experimento não houve necessidade de sacrificar o animal, pois fez-se a programação de ensaios em função do recebimento das tíbias doadas.

No levantamento bibliográfico realizado foram encontrados trabalhos que investigam diversos métodos de estocagem de ossos utilizando diferentes animais como: coelho, cachorro, macaco, humano, pato, rato e bovino. Vários estudos foram feitos com o intuito de comprovar alterações em diferentes métodos de estocagem.

Com todas essas considerações e resultados encontrados, fica clara a necessidade de mais pesquisas para se comparar e esclarecer outras técnicas de estocagem com intuito de prevenir desvios de resultados.

As pesquisas referentes a ossos mostram que a estocagem é um ponto crucial de qualquer projeto, pois pode ocorrer uma série de alterações de acordo com o método escolhido.

Por causa da ampla variação de forma e de tamanho do osso, não há padrão estabelecido para testes de Biomecânica.

Muitos métodos têm sido usados para preparação, estocagem e testes de amostras na determinação das propriedades físicas dos ossos. Os métodos e condições têm variado, ou são algumas vezes inadequadamente descritos, então isso torna difícil comprovar o trabalho de vários autores (SEDLIN; HIRCH, 1966).

Decidiu-se usar corpos de prova na realização dos testes, pois houve interesse em analisar as propriedades mecânicas do osso como material e não como estrutura. Essas amostras representativas do material foram ensaiadas repetidamente e para interpretá-las fez-se uma análise estatística.

Repetidos testes podem ser feitos com a mesma amostra sem alterar o Módulo de Elasticidade, desde que a carga tenha o valor 35% da carga de ruptura (SEDLIN; HIRCH, 1966). Na literatura encontrou-se Tensão de Ruptura com valores entre 140 MPa e 170 MPa, usamos 140 e a carga máxima calculada foi $P = 40 \text{ N}$; esse valor garantiu trabalhar no regime elástico.

Decidiu-se não hidratar as amostras descongeladas, pois os corpos de prova eram ensaiados logo após atingirem a temperatura ambiente e também teve-se a precaução de não hidratar as amostras envolvendo uma gaze em soro fisiológico

antes do congelamento, pois o líquido, se expandido, poderia causar uma pressão nos ossos.

O número de trabalhos publicados tem demonstrado que a reidratação tem um mínimo efeito na maioria dos ossos quando comparado com os corpos de prova frescos (PELKER et al., 1984; BRIGHT; BURSTEIN, 1978; BRIGHT; BURCHARDT, 1983). Smith e Walmsley (1959), mostraram que a desidratação das seções dos ossos resulta em decréscimo da elasticidade e aumenta o Módulo de Elasticidade em 7%.

Currey (1988) demonstrou que a reidratação de ossos bovinos desidratados restaura o módulo de elasticidade e produz 5% de decréscimo na tensão de flexão.

Panjabi et al., (1985), fizeram um estudo analisando longos períodos (232 dias) em vértebras congeladas a -18°C . Eles não encontraram uma variação significativa para as propriedades mecânicas das amostras testadas no primeiro dia e para as amostras testadas depois de longo tempo estocadas em *freezer*. Essa ausência de variação em rigidez quando estocadas congeladas por muito tempo está de acordo com a observação de outros tecidos, semelhantes ao osso cortical (SEDLIN, 1965).

Sedlin (1965) conduziu testes para estudar o efeito de congelamento e estocagem nas propriedades mecânicas dos ossos. Ele comparou dois grupos; o primeiro grupo congelado a -20°C por três e quatro semanas, e o segundo grupo testado imediatamente. Não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos.

Pelker et al. (1984) também não acharam alguma alteração significativa quando testaram ossos estocados em temperatura de -20°C , -70°C , -196°C .

Nachemson (1960) estudou o efeito de refrigeração por um dia e comparou com corpos de prova estocados congelados (-20°C) por muitas semanas. Ele não encontrou efeitos significantes entre os grupos.

Durante a realização dos ensaios vários fatores poderiam atuar alterando os resultados e por essa razão tentou-se minimizar todos esses fatores utilizando a máxima padronização no procedimento, visando trabalhar somente com uma variável e encontrar valores reais para os resultados.

Com todos os cuidados, certos fatores podem fugir ao controle como, por exemplo: a variação da temperatura ambiente, pois, apesar de se utilizar sala com ar condicionado, para manter a temperatura constante (21°C), realizou-se um dos ensaios com temperatura ambiente inferior a 15°C . Isso ocorreu no descongelamento 41 e foi detectada uma diferença maior para os valores de E, porém não significante, também.

Sedlin e Hirsch (1966) observaram que o Módulo de Elasticidade tem uma variação não significante em relação à temperatura ambiente.

Smith e Walmey (1959) adotam 37°C a temperatura ambiente padrão, por ser a temperatura do corpo, condição ideal, quando é possível.

A temperatura em que as amostras são testadas é muito importante, porque, na maioria dos materiais biológicos, as propriedades mecânicas dos ossos são influenciadas pela temperatura ambiente. As amostras deveriam ser testadas à temperatura de 37°C para conseguir medição perfeita, sem alterar as propriedades mecânicas. Entretanto isso não é prático. Testando à temperatura ambiente de 23°C ocorre um aumento de 2 a 4 % no Módulo de Young comparado quando testado à temperatura 37°C (SMITH ; WALMSLEY, 1959 , BONFIELD ; TULLY, 1982).

Para compararmos as diferenças nos resultados ensaiados na ruptura, entre os Grupo A e B, teve-se que optar entre testar os corpos de prova frescos referentes ao Grupo B (com algumas horas pós-morte) ou esperar conclusão dos ensaios para o Grupo A, o que determinaria uma estocagem de 50 dias em geladeira a uma temperatura de 4°C. De acordo com a literatura, a temperatura da sala de ensaios altera mais os resultados que o tempo de estocagem em geladeira, portanto optou-se por esperar a realização dos testes para o Grupo A e fez-se a ruptura no mesmo dia para os dois grupos.

Vários estudos foram feitos com intuito de comprovar as alterações em diferentes métodos de estocagem. Encontraram-se diferentes resultados, mas respeitou-se todos eles.

Muitos métodos têm sido usados para preparação, estocagem e testes de amostras na determinação das propriedades físicas dos ossos. Os métodos e condições têm variado, ou são algumas vezes são inadequadamente descritos, então isto torna difícil comparar o trabalho de vários autores (SEDLIN; HIRSCH, 1966).

4.1 Sugestões para novos trabalhos

Durante esse trabalho, houve algumas dificuldades e dúvidas com determinados fatos que poderiam ser investigados e esclarecidos, mas como não era nosso objetivo investigar outras variáveis que poderiam comprometer as propriedades mecânicas, sugerem-se novas pesquisas para:

- 1- Investigar alterações nas propriedades mecânicas dos ossos quando estocados e refrigerados em geladeira em diversas temperaturas, sem congelamento.
- 2- Avaliar as variações das propriedades mecânicas de ossos longos, inteiros, submetidos ao congelamento e descongelamento sucessivos.
- 3- Analisar as variações das propriedades mecânicas de C.P. obtidos de osso esponjoso, submetidos a congelamento e descongelamento.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho permite apresentar as seguintes conclusões:

1. A partir de ensaios de flexão em três pontos, não houve variação estatisticamente significativa no Módulo de Young de C.P. obtidos de tíbias bovinas submetidas a 50 ciclos de congelamento /descongelamento, a -20°C .
2. Os valores da Tensão de Ruptura de C.P. obtidos de tíbias de ossos bovinos não se alteram de maneira estatisticamente significativa após 50 ciclos de congelamento/descongelamento sucessivos, a -20°C .

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKISAKA, T.; SUBITA, G. P.; KAWAGUCHI, H.; SHIGENAGA, Y. Improved ultrastructural preservation of epiphyseal chondrocytes by the freeze-substitution method. **Anat. Rec.**, New York, v.219, n.4, p.347-355, Dec. 1987.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standart test methods for flexural properties of unreitorced and reinforced plastic and electrical insulating materials [metric]. In: Philadelphia: **Annual Book of ASTM Standarts**. Vol.08.01.

AMPRINO, R. Investigations on some physical properties of bone tissue. **Acta Anat.**, Basel, v.34, n.3 , p.161-186, 1958.

BECKMAN, D. L.; PALMER, M. F.; ROBERTS, V. L. Thoracic force-deflection studies in living and embalmed primates. **J. Biomech.**, New York, v.3, n.6, p.551-555, 1970.

BERTHIER, R.; KAUFMANN, A.; SCHWEITZER, A.; THEVENON, D.; HOLLARD, D. Cryopreservation of human bone marrow cells by a modification of the two-step cooling technique. **Cryobiology**, Rockville, v.20, n.6, p.637-643, Dec. 1983.

BLANTON, P. L.; BIGGS, N. L. Density of fresh and embalmed human compact and cancellous bone. **Am. J. Phys. Anthropol**, Philadelphia, v.29, n.1, p.39-44, 1968.

BONFIELD W, TULLY AE. Ultrasonic analysis of the Youngs modulus of cortical bone. **J Biomed Eng**. New York, v.4, n.1, p.23-27, 1982.

BONFIELD, W.; LI, H. The temperature dependence of the deformation of bone. **J. Biomech.**, New York, v.1, p.323-329, 1968.

BRADEN, T.D.; BRINKER, W.O.; LITTLE, R.W.; JENKINS, R.B.; BUTLER, D. Comparative biomechanical evaluation of bone healing in the dog. **J Am Vet Med Assoc.** Chicago, v.163, n.1, p.65-69, 1973.

BRANDÃO, J. **Módulo de elasticidade de ossos corticais: revisão e otimização da metodologia para ossos longos.** 1997. 85p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1997.

BRIGHT, R.; BURCHARDT, H. The biomechanical properties of preserved bone grafts. In: FRIEDLAENDER, G; MANKIN, H; SELL, K. Current State of the Art. **Bone allografts.** Little, Brown and Co: Boston, p. 223-232, 1983.

BRIGHT, R.; BURSTEIN A. Material properties of preserved cortical bone. **Trans Orthop Res Soc.**, v.3, n.210, 1968.

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.**, New York, v.115, n.4, p.447, 1993.

BURNSTEIN, A. H.; CURREY, J. D.; REILLY, F.; REILLY, D. T. The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding. **J. Biomech.**, New York, v.5, p.35-44, 1972.

BURSTEIN, A.H.; CURREY, J.D.; FRANKEL, V.H.; REILLY, D.T. The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding. **J Biomech.**, New York, v.5, n.1, p.35-44, 1972.

CAMPO, R. D. Effects of cations on cartilage structure: swelling of growth plate and degradation of proteoglycans induced by chelators of divalent cations. **Calcif Tissue Int.**, Berlin, v.43, n.2, p.108-121, Aug 1988.

CARTER, D. R.; SCHWAB, G. H.; SPENGLER, D. M. Tensile fracture of cancellous bone. **Acta Orthop. Scand.**, København, v.51, n.5, p.733-741, 1980.

CHIAVERINI, V. **Tecnologia mecânica, estrutura e propriedades: processos de fabricação.** São Paulo: McGraw-Hill, 1977. v.1.

CHOI, K.; KUHN, J. L.; CIARELLI, M. J.; GOLDSTEIN, S. A. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. **J. Biomech.**, New York, v.23, n.11, p.1113, 1990.

COWIN, S. C. The mechanical properties of cortical bone tissue. **Bone mechanics.** Boca Raton, CRC Press, 1989, p.97-127.

CRUZ, D. **Ciências e Educação Ambiental.** São Paulo: Ática, 1998.

CURREY, J. D. The evolution of the mechanical properties of amniote bone. **J. Biomech.**, New York, v.20, n.11/12, p.1035-1044, 1966.

CURREY, J. D. The effects of drying and re – wetting on some mechanical properties of cortical bone. **J. Biomech.**, New York, v.21, n.5, p.439-441, 1988.

DE CROSS, J. N. A. **Ecology and Physiology of freeze tolerance in the wood frog, *Rana Sylvatica*.** 2002.

DURBIN, P. W.; JEUNG, N.; KULLGREN, B.; CLEMONS, G. K. Gross composition and plasma and extracellular water volumes of tissues of a reference mouse. **Health Phys.**, New York, v.63, n.4, p.427-442, Oct. 1992.

DZIEDZIC-GOCLAWSKA, A.; OSTROWSKI, K.; STACHOWICZ, W.; MICHALIK, J.; GRZESIK, W. Effect of radiation sterilization on the osteoinductive properties and the rate of remodeling of bone implants preserved by lyophilization and deep-freezing. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n.272, p.30-37, Nov. 1991.

EVANS, F. G. The mechanical properties of bone. **Artif. Limbs**, Washington, v.13, n.1, p.37-48, 1969.

EVANS, F. G.; LEBOW, M. Strength of human compact bone under repetitive loading. **J. Appl. Physiol.** Washington, v.10, p.127-130, 1957.

FERNANDEZ, E.; GINEBRA, M. P.; BOLTONG, M. G.; DRIESSENS, F. C.; GINEBRA, J.; DE MAEYER, E. A.; VERBEECK, R. M.; PLANELL, J. A. Kinetic study of the setting reaction of a calcium phosphate bone cement. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.32, n.3, p.36-374, Nov. 1996.

FINLAY, J. B.; HARDIE, R.; RORABECK, C. H. Effect of embalming upon the ultrasonic stiffness of bovine cortical bone. **Orthop. Trans.**, v.18, p.140-141, 1994.

FITZGERALD, E. R. Dynamic mechanical measurements during the life to death transition in animal tissues. **Biorheology**, New York, v.12, n.6, p.397-408, 1975.

FITZGERALD, E. R. Postmortem transition in the dynamic mechanical properties of bone. **Med. Phys.**, Lancaster, v.4, n.1, p.49-53, 1977.

FRACCAROLI, J. L. **Mecânica Óssea: biomecânica e análise dos movimentos**, Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1981.

FROST, H. N. Staining of fresh, unde, calcisued this done seditons. **Stain. Technol.**, Baltimore, v.34, p.135-146, 1959.

GAMBARDELLA, G.; GERMANA, G.; CIRIACO, E.; IACOPINO, D. G.; MUGLIA, U.; TOMASELLO, P. Experimental investigations on a model of cryogenic edema. **J. Neurosurg Sci**, Turin, v.31, n.3, p.133-139, 1987.

GARDNER, D. L.; O'CONNOR, P.; OATES, K. Low temperature scanning electron microscopy of dog and guinea-pig hyaline articular cartilage. **J. Anat.**, London, v.132, n.2, p.267-282, Mar. 1981.

GOH, J. C. H.; ANG, E. J.; BOSE, K. Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. **Acta Orthop. Scand.**, København, v.60, n.4, p.465-467, 1989.

HAMER, A. J.; STICKLEY, I.; ELSON, R. A. Changes in allograft bone irradiated at different temperatures. **J. Bone Joint Surg Br**, London, v.81, n.2, p.342-344, Mar. 1999.

HIRSCH, C.; BRODETTI, A. Methods of studying some mechanical properties of bone tissue. **Acta Orthop. Scand.**, København, v.26, n.1, p.1-14, 1956.

HORSMAN, A. CURREY, J. D. Estimation of mechanical properties of the distal radius from bone mineral content and cortical width. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.176, p.298-304, 1983.

HOYER, H. E.; LIPPERT, H. Biomechanical changes in long limb bones of Han-Wistar rats during postnatal development. **Anat. Embryol.**, New York, v.164, n.1, p.101-111, 1982.

JEROSCH, J.; MUCHOW, H.; CLAHSSEN, H. Stability of human bone cortex following various preservation and sterilization methods. **Z. Orthop. Ihre Grenzgeb**, Stuttgart, v.129, n.4, p.295-301, Jul-Aug. 1991.

JOHNSON, A. L.; MOUTRAY, M.; HOFFMANN, W. E. Effect of ethylene oxide sterilization and storage conditions on canine cortical bone harvested for banking. **Vet. Surg.**, Philadelphia, v.16, n.6, p.418-422, Nov.-Dec. 1987.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**, 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1971.

KELLER, T. S.; MAO, Z.; SPENGLER, D. M. Young's modulus, bending strength and tissue physical properties of human compact bone. **J. Orthop. Res.**, New York, v.8, p.582-603, 1990.

KELLER, T. S.; SPENGLER, D. M. Predicting the mechanical behavior of bone. **J. Biomech.**, New York, v.27, n.9, p.1159-1168, 1994.

KOMENDER, A. Influence of preservation on some mechanical properties of human haversian bone. **Mater. Med.**, Warszawa, v.8, n.1, p.13-17, 1976.

LESCH, C. A.; SQUIER, C. A.; CRUCHLEY, A.; WILLIAMS, D. M.; SPEIGHT, P. The permeability of human oral mucosa and skin to water. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.68, n.9, p.1345-1349, Sep. 1989.

LINDE, F.; SORENSEN, H. C. F. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. **J. Biomech.** New York, v.26, n.10, p.1249-1252, 1993.

MACK, R.W. Bone – A natural two-phase material. A study of the relative strength of the organic and mineral components of bone. Technical memorandum, Biomechanical Labory, University of California, San Francisco, 1964.

MARTIN, R. B.; BOARDMAN, D. L. The effects of collagen fiber orientation porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties. **J. Biomech.**, New York, v.26, n.9, p.1047-1054, 1993.

MAZUR, P. Cryobiology: the freezing of biological systems. **Science**, Washington, v.168, n.934, p.939-949, 1970.

McALISTER, G. B.; MOYLE, D. D. Some mechanical properties of goose femoral cortical bone. **J. Biomech.**, New York, v.16, n.8, p.577-589, 1983.

MCELHANEY, J.; FOGLE, J.; BYARS, E.; WEAVER, G. Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. **J. Appl. Physiol**, Washington, v.19, p.1234-1236, 1964.

MORO, C. A.; PAULIN, J. B. P.; SHIMANO, A. C.; PEREIRA, L. H. A.; MAZZOKATO, F. C. Dispositivo para determinação do módulo de elasticidade de pequenas amostras. In: Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, 3, 1996. **Anais...** 1996, v. 1, p. 65-66.

NACHEMSON, A. Lumbar intradiscal pressure experimental studies on post mortem material. **Acta. Orthop. Scand.**, København, supl.43, p.1-104, 1960. Suplemento.

NEVO, Z.; LEV-EL, A.; SIEGAL, T.; ALTARATZ, C.; DOLEV, S.; NEBEL, L. Fresh and cryopreserved fetal bones replacing massive bone loss in rats. **Calcif Tissue Int.**, Berlin, v.35, n.1, p.62-69, 1983.

O'SULLIVAN, E.; MITCHELL, B. S. An improved composition for embalming fluid to preserve cadavers for anatomy teaching in the united-kingdom. **J. Anat.**, London, v.182, n.2, p.295-297, 1993.

OKIHANA H.; SHIMOMURA, Y. Osteogenic activity of growth cartilage examined by implanting decalcified or devitalized ribs and costal cartilage zone, and living growth cartilage cells. **Bone**, Elmsford, v.13, n.5, p.387-393, 1992.

PANJABI, M. M.; KRAG, M.; SUMMERS, D.; VIDEMAN, T. Biomechanical time – tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. **J. Orthop. Res.**, New York, v.3, n.3, p.292-300, 1985.

PELKER, R. R.; FRIEDLANDER, G. E.; MARKHAM, T. C.; PANJABI, M. M.; MOEM, C. J. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. **J. Orthop. Res.**, New York, v.1, n.4, p.405-411, 1984.

PEREIRA, P. B.; KHONG, K. S.; NG, R. T. The effect of storage at-70 degrees C and-150 degrees C on the torsion properties of the canine femur. **Ann Acad. Med. Singapore**, Singapore, v.28, n.1, p.37-43, Jan. 1999.

PFLASTER, D. S.; KRAG, M. H.; JOHNSON, C. C.; HAUGH, L. D.; POPE; M. H. Effect of test environment on intervertebral disc hydration. **Spine**, Hagerstown, v.22, n.2, p.133-139, Jan. 1997.

RABIN, Y.; TAYLOR, M. J.; WOLMARK, N. Thermal expansion measurements of frozen biological tissues at cryogenic temperatures. **J. Biomech. Eng.**, New York, v.120, n.2, p.259-266, Apr. 1998.

RAFEL, S. S. Temperature changes during high-speed drillingon. **J. Oral Surg.**, Chicago, v.20, p.475-477, 1962.

REILLY, D.; BURSTEIN, A. H. The mechanical properties of cortical bone. **J Bone Joint Surg.**, Boston, v.56-A, n.5, p.1001-1022, 1974.

ROSSI, J. D. M. B.; ODA, A.; MIRISOLA JR, W. C.; LEIVAS, T. P.; METHITARIAM, A.; SCHIAVON, C. A. Alterações mecânicas de fêmures de ratos

submetidos a métodos de conservação. **Rev. Bras. Ortop.**, Belo Horizonte, v.21, n.3, p.111-114, 1986.

ROWE, A. W. Biochemical aspects of cryoprotective agents in freezing and thawing. **Cryobiology**, Rockville, v.3, n.1, 1966.

RUHN, J. L.; GOLDSTEIN, S. A.; CHOI, K.; LONDON, M.; FELDKAMP, L. A.; MATHEUS, L. S. Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. **J. Orthop. Res.** New York, v.7, n.6, p.76-884, 1989.

SCHACHAR, N. S. Clinical cryobiology of tissues-preservation of bone and cartilage. **Cryobiology**, Rockville, v.22, n.6, p.609, 1985.

SEDLIN, E. D. Arqueologic model for cortical bone: a study of the physical properties oh human femoral samples. **Acta. Orthop. Scand.**, København, supl.83, p.1-77, 1965. Suplemento.

SEDLIN, E. D.; HIRSCH, C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. **Acta. Orthop. Scand.**, København, supl.37, p.29-48, 1966. Suplemento.

SINKIN, A.; ROBIN, G. The mechanical testing of bone in bending. **J. Biomech.**, New York, v.16, n.1, p.31-39, 1973.

SMITH, J. W.; WALMSLEY, R. Factors affecting the elasticity of bone. **J. Anat.**, London, v.93, p.503-523, 1959.

SNYDER, S. M.; SCHNEIDER, E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. **J. Orthop. Res.**, New York, v.9, n.3, p.422-431, 1991.

SOARES, J. L. **A Terra**. 3. ed. São Paulo: Moderna, 1989.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. São Paulo: Edgard Blucher, 1974.

STROMBERG, L.; DALEN, N. The influence of freezing on the maximum torque capacity of long bones: an experimental study on dogs. **Acta Orthop. Scand.**, Kobenhavn, supl.47, n.3, p.254-256, 1976.

SUN, D. Q.; FENG, C. H.; ZHANG, J. Q.; GUO, Z. Q.; JIANG, H. L. Tissue cryopreservation and rewarming study on giant cell tumor of bone. **Sci Sin**, Pekin, v.25, n.12, p.1303-1311, Dec. 1982.

THOMPSON, H. C. Effect of drilling into bone. **J. Oral Surg.**, Chicago, v.16, p.22-30, 1958.

TIMOSHENKO, S. P. **Resistência dos materiais**. Rio de Janeiro: Editora da Universidade de São Paulo, 1971, v.1, p.23-30.

TURNER, C. H.; BURR, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. **Bone**, New York, v.14, n.4, p.595-608, 1993.

TURNER, C. H.; COWIN, S. C.; RHO, J. Y.; ASHMAN, R. B.; RICE, J. C. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. **J. Biomech.** New York, v.23, n.6, p.549-561, 1990.

TURNER, C. H.; SATO, M.; BRYANT, H. U. Raloxifene preserves bone strength and bone mass in ovariectomized rats. **Endocrinology**, Springfield, v.135, n.5, 1994.

VIIDIK, A.; SANDQVIST, L.; MÄGI M. Influence of postmortal storage on tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments. **Acta Orthop. Scand.**, København, v.36, supl.79, p.1-38, 1965.

WALTER, Z.; SZOSTEK, M.; WEGLARSKA, D.; RAGUSZEWSKA, D.; JABLONSKI, M.; LORENZ, F.; SKONICKI, A. B. Medline record in process. **Przegl Lek.**, Kraków, v.56, n.1, 1999.

WILLIAMS, H.; LEWIS. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. **J. Biomech. Eng.**, New York, v.104, n.1, p.50-56, 1982.

Internet :

1 - www.emc.ep.usp.br/people/valdir/prop_mec/prop_mec1.htm) Acesso em: 31/10/2002.

2 - PULSE OF THE PLANET. **Arctic ground squirrels.** Supercool. Nov. 1998. Disponível em: [<pulseplanet.com/archive/nov98/1764.html>](http://pulseplanet.com/archive/nov98/1764.html) Acesso em: 15/12/2002.

7 ANEXOS

- 7.1 Tabela e gráfico referentes ao Teste Piloto.
- 7.2 Relatórios de ensaios emitidos a cada registro.
- 7.3 Tabelas e gráficos, com as médias individuais dos valores do Módulo de Young, para cada Corpo de Prova do grupo “A” submetidos a ensaios de flexão em 3 pontos.
- 7.4 Tabela e gráfico com as médias por etapa de descongelamento para todos os Corpos de Prova.
- 7.5 Tabela e gráfico comparando os valores das tensões ruptura, para os grupos “A” e “B”.

7.1 Tabela e gráfico referentes ao Teste Piloto.

O teste-piloto foi realizado usando apenas um corpo de prova testado durante dez descongelamentos sucessivos, cujos valores encontrados para o Módulo de Young estão na tabela abaixo.

Núm. Desc	E(GPa)	Des.Pad
0	23,6609	
1	23,9425	0,1991
2	24,5011	0,4276
3	23,9196	0,3539
4	23,9621	0,3071
5	23,7174	0,2975
6	24,6640	0,3827
7	23,7935	0,3660
8	23,5153	0,3814
9	23,6184	0,3759
10	24,1327	0,3618

Gráfico referente aos valores da tabela acima.

7.3 Tabelas e gráficos, com as médias individuais dos valores do Módulo de Young, para cada Corpo de Prova do grupo “A” submetidos a ensaios de flexão em 3 pontos.

7.3.1 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 1.

CP1	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	22,86	22,86	0,00	0,00
1	23,52	23,19	0,47	0,02
2	21,12	21,99	1,23	0,06
6	21,48	22,17	0,97	0,04
8	23,42	23,14	0,40	0,02
13	21,65	22,26	0,85	0,04
20	23,97	23,42	0,79	0,03
22	21,82	22,34	0,73	0,03
27	21,35	22,10	1,07	0,05
29	21,16	22,01	1,20	0,05
30	24,75	23,80	1,34	0,06
34	22,72	22,79	0,10	0,00
36	23,38	23,12	0,37	0,02
41	22,85	22,85	0,01	0,00
43	20,07	21,46	1,97	0,09
50	24,46	23,66	1,13	0,05

7.3.2 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 2.

CP2	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	20,64	20,64	0,00	0,00
1	21,57	21,10	0,65	0,03
2	21,36	21,00	0,51	0,02
6	22,01	21,32	0,96	0,05
8	21,09	20,87	0,32	0,02
13	20,86	20,75	0,15	0,01
20	21,25	20,94	0,43	0,02
22	23,70	22,17	2,16	0,10
27	21,80	21,22	0,82	0,04
29	23,40	22,02	1,95	0,09
30	20,97	20,81	0,23	0,01
34	21,89	21,27	0,88	0,04
36	22,82	21,73	1,54	0,07
41	24,24	22,44	2,54	0,11
43	23,39	22,01	1,94	0,09
50	20,53	20,59	0,08	0,00

7.3.3 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 3.

CP3	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	18,71	18,71	0,00	0,00
1	18,76	18,73	0,034	0,002
2	19,77	19,24	0,747	0,039
6	18,86	18,79	0,107	0,006
8	20,87	19,79	1,529	0,077
13	21,15	19,93	1,724	0,087
20	19,91	19,31	0,850	0,044
22	21,68	20,20	2,104	0,104
27	20,92	19,82	1,566	0,079
29	19,33	19,02	0,435	0,023
30	20,05	19,38	0,951	0,049
34	19,58	19,14	0,616	0,032
36	19,60	19,15	0,629	0,033
41	19,28	19,00	0,404	0,021
43	18,35	18,53	0,258	0,014
50	21,28	19,99	1,815	0,091

7.3.4 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 4.

CP4	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	19,73	19,73	0,00	0,00
1	21,49	20,61	1,24	0,06
2	20,98	20,36	0,88	0,04
6	19,93	19,83	0,14	0,01
8	20,83	20,28	0,77	0,04
13	20,48	20,11	0,53	0,03
20	23,48	21,61	2,65	0,12
22	22,67	21,20	2,07	0,10
27	22,49	21,11	1,95	0,09
29	22,41	21,07	1,90	0,09
30	21,15	20,44	1,01	0,05
34	20,69	20,21	0,68	0,03
36	21,47	20,60	1,23	0,06
41	20,99	20,36	0,89	0,04
43	20,26	20,00	0,37	0,02
50	20,05	19,89	0,22	0,01

7.3.5 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 5.

CP5	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	19,23	19,23	0,00	0,00
1	21,20	20,21	1,39	0,07
2	19,88	19,55	0,46	0,02
6	18,51	18,87	0,51	0,03
8	21,20	20,21	1,39	0,07
13	20,45	19,84	0,87	0,04
20	19,48	19,36	0,18	0,01
22	20,83	20,03	1,13	0,06
27	20,61	19,92	0,98	0,05
29	18,83	19,03	0,28	0,01
30	20,58	19,91	0,96	0,05
34	19,93	19,58	0,50	0,03
36	19,15	19,19	0,06	0,00
41	22,22	20,73	2,12	0,10
43	18,44	18,83	0,56	0,03
50	22,26	20,75	2,15	0,10

7.3.6 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 6.

CP6	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	19,99	19,99	0,00	0,00
1	21,26	20,63	0,90	0,04
2	19,49	19,74	0,36	0,02
6	19,35	19,67	0,45	0,02
8	20,05	20,02	0,04	0,00
13	22,67	21,33	1,89	0,09
20	19,66	19,83	0,23	0,01
22	20,12	20,05	0,09	0,00
27	20,26	20,13	0,19	0,01
29	21,27	20,63	0,90	0,04
30	20,54	20,27	0,39	0,02
34	20,92	20,45	0,66	0,03
36	20,61	20,30	0,44	0,02
41	23,18	21,58	2,25	0,10
43	23,93	21,96	2,78	0,13
50	23,03	21,51	2,15	0,10

7.3.7 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 7.

CP7	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	22,58	22,58	0,00	0,00
1	24,07	23,32	1,06	0,05
2	24,89	23,73	1,63	0,07
6	22,07	22,32	0,36	0,02
8	22,38	22,48	0,14	0,01
13	22,39	22,48	0,13	0,01
20	23,87	23,22	0,91	0,04
22	22,64	22,61	0,05	0,00
27	22,21	22,39	0,26	0,01
29	24,13	23,35	1,10	0,05
30	22,72	22,65	0,10	0,00
34	22,84	22,71	0,19	0,01
36	23,18	22,88	0,42	0,02
41	22,60	22,59	0,02	0,00
43	21,95	22,26	0,45	0,02
50	24,45	23,51	1,33	0,06

7.3.8 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 8.

CP8	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	18,82	18,82	0,00	0,00
1	21,17	19,99	1,66	0,08
2	20,82	19,82	1,42	0,07
6	19,32	19,07	0,35	0,02
8	21,22	20,02	1,69	0,08
13	20,16	19,49	0,95	0,05
20	22,49	20,65	2,59	0,13
22	22,73	20,77	2,76	0,13
27	21,62	20,22	1,98	0,10
29	19,63	19,22	0,57	0,03
30	20,25	19,53	1,01	0,05
34	20,58	19,70	1,24	0,06
36	19,78	19,30	0,68	0,04
41	19,51	19,16	0,49	0,03
43	18,81	18,81	0,01	0,00
50	18,81	18,81	0,01	0,00

7.3.9 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 9.

CP9	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	23,52	23,52	0,00	0,00
1	24,06	23,79	0,38	0,02
2	24,58	24,05	0,74	0,03
6	23,80	23,66	0,20	0,01
8	24,94	24,23	1,00	0,04
13	26,14	24,83	1,85	0,07
20	24,25	23,89	0,51	0,02
22	25,96	24,74	1,72	0,07
27	25,57	24,55	1,45	0,06
29	25,00	24,26	1,05	0,04
30	24,10	23,81	0,41	0,02
34	24,35	23,94	0,58	0,02
36	24,36	23,94	0,59	0,02
41	27,73	25,63	2,97	0,12
43	22,78	23,15	0,53	0,02
50	22,96	23,24	0,40	0,02

7.3.10 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 10.

CP10	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	18,58	18,58	0,00	0,00
1	20,47	19,52	1,34	0,07
2	20,14	19,36	1,11	0,06
6	18,80	18,69	0,16	0,01
8	20,06	19,32	1,05	0,05
13	19,26	18,92	0,48	0,03
20	21,71	20,15	2,22	0,11
22	20,61	19,60	1,44	0,07
27	20,74	19,66	1,53	0,08
29	18,95	18,77	0,27	0,01
30	19,06	18,82	0,34	0,02
34	20,00	19,29	1,01	0,05
36	19,45	19,01	0,61	0,03
41	19,48	19,03	0,64	0,03
43	18,62	18,60	0,03	0,00
50	21,00	19,79	1,71	0,09

7.3.11 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 11.

CP11	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	22,53	22,53	0,00	0,00
1	23,21	22,87	0,48	0,02
2	22,74	22,63	0,14	0,01
6	22,66	22,60	0,09	0,00
8	24,19	23,36	1,17	0,05
13	23,29	22,91	0,54	0,02
20	26,06	24,29	2,49	0,10
22	23,17	22,85	0,45	0,02
27	22,88	22,71	0,25	0,01
29	25,24	23,88	1,91	0,08
30	23,53	23,03	0,70	0,03
34	22,66	22,60	0,09	0,00
36	23,89	23,21	0,96	0,04
41	26,15	24,34	2,56	0,11
43	25,68	24,11	2,23	0,09
50	25,76	24,14	2,28	0,09

7.3.12 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 12.

CP12	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	20,85	20,85	0,00	0,00
1	20,58	20,71	0,19	0,01
2	23,01	21,93	1,52	0,07
6	21,05	20,95	0,14	0,01
8	21,67	21,26	0,58	0,03
13	21,02	20,94	0,12	0,01
20	22,59	21,72	1,23	0,06
22	21,00	20,93	0,11	0,01
27	22,41	21,63	1,11	0,05
29	22,25	21,55	0,99	0,05
30	21,87	21,36	0,72	0,03
34	21,25	21,05	0,28	0,01
36	21,34	21,10	0,35	0,02
41	23,88	22,37	2,15	0,10
43	20,44	20,65	0,29	0,01
50	20,10	20,48	0,53	0,03

7.3.13 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 13.

CP13	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	24,30	24,30	0,00	0,00
1	27,27	25,78	2,11	0,08
2	25,33	24,81	0,73	0,03
6	24,62	24,46	0,23	0,01
8	25,58	24,94	0,91	0,04
13	24,68	24,49	0,27	0,01
20	27,32	25,81	2,14	0,08
22	26,22	25,26	1,36	0,05
27	26,85	25,57	1,81	0,07
29	24,54	24,42	0,17	0,01
30	24,37	24,33	0,05	0,00
34	25,55	24,92	0,88	0,04
36	24,94	24,62	0,46	0,02
41	27,21	25,75	2,06	0,08
43	23,70	24,00	0,42	0,02
50	27,93	26,11	2,57	0,10

7.3.14 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 14.

CP14	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	22,51	22,51	0,00	0,00
1	23,65	23,08	0,81	0,03
2	24,84	23,67	1,65	0,07
6	22,43	22,47	0,05	0,00
8	22,18	22,34	0,23	0,01
13	22,44	22,48	0,05	0,00
20	22,00	22,25	0,36	0,02
22	22,18	22,34	0,23	0,01
27	22,21	22,36	0,21	0,01
29	22,96	22,73	0,32	0,01
30	22,90	22,71	0,28	0,01
34	23,39	22,95	0,62	0,03
36	22,84	22,67	0,24	0,01
41	24,72	23,61	1,56	0,07
43	21,75	22,13	0,53	0,02
50	21,75	22,13	0,53	0,02

7.3.15 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 15.

C15	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	21,35	21,35	0,00	0,00
1	22,05	21,70	0,49	0,02
2	21,33	21,34	0,02	0,00
6	21,41	21,38	0,04	0,00
8	21,41	21,38	0,04	0,00
13	24,24	22,80	2,04	0,09
20	24,87	23,11	2,49	0,11
22	24,17	22,76	1,99	0,09
27	22,53	21,94	0,83	0,04
29	22,22	21,79	0,61	0,03
30	21,79	21,57	0,31	0,01
34	22,67	22,01	0,93	0,04
36	21,94	21,65	0,42	0,02
41	24,49	22,92	2,22	0,10
43	20,69	21,02	0,47	0,02
50	22,34	21,85	0,70	0,03

7.3.16 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 16.

C16	E/EPG	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	20,57	20,57	0,00	0,00
1	23,32	21,94	1,94	0,09
2	21,74	21,15	0,83	0,04
6	23,25	21,91	1,90	0,09
8	21,74	21,15	0,83	0,04
13	22,08	21,33	1,07	0,05
20	25,24	22,90	3,30	0,14
22	22,55	21,56	1,40	0,06
27	23,41	21,99	2,01	0,09
29	22,50	21,54	1,37	0,06
30	22,15	21,36	1,12	0,05
34	22,28	21,42	1,21	0,06
36	22,46	21,51	1,34	0,06
41	23,35	21,96	1,97	0,09
43	26,06	23,31	3,88	0,17
50	22,95	21,76	1,68	0,08

7.3.17 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 17.

C17	E/GPS	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	26,53	26,53	0,00	0,00
1	32,37	29,45	4,13	0,14
2	26,33	26,43	0,14	0,01
6	25,71	26,12	0,58	0,02
8	26,58	26,56	0,03	0,00
13	28,18	27,36	1,16	0,04
20	24,94	25,74	1,13	0,04
22	25,51	26,02	0,73	0,03
27	24,79	25,66	1,23	0,05
29	24,64	25,59	1,34	0,05
30	25,43	25,98	0,78	0,03
34	26,09	26,31	0,32	0,01
36	25,42	25,98	0,79	0,03
41	25,27	25,90	0,90	0,03
43	26,71	26,62	0,12	0,00
50	27,39	26,96	0,60	0,02

7.3.18 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 18.

C18	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	24,29	24,29	0,00	0,00
1	22,89	23,59	0,99	0,04
2	22,78	23,53	1,06	0,05
6	23,73	24,01	0,39	0,02
8	24,95	24,62	0,47	0,02
13	25,60	24,94	0,93	0,04
20	23,17	23,73	0,79	0,03
22	23,17	23,73	0,79	0,03
27	25,72	25,00	1,02	0,04
29	23,09	23,69	0,85	0,04
30	23,08	23,68	0,85	0,04
34	23,40	23,84	0,63	0,03
36	23,30	23,79	0,70	0,03
41	23,62	23,95	0,47	0,02
43	22,04	23,16	1,59	0,07
50	22,64	23,46	1,17	0,05

7.3.19 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 19.

C19	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	23,28	23,28	0,00	0,00
1	24,53	23,90	0,88	0,04
2	25,60	24,44	1,64	0,07
6	25,62	24,45	1,65	0,07
8	24,07	23,68	0,56	0,02
13	24,43	23,86	0,81	0,03
20	24,41	23,85	0,80	0,03
22	24,35	23,82	0,76	0,03
27	25,21	24,24	1,36	0,06
29	26,43	24,86	2,23	0,09
30	24,49	23,89	0,86	0,04
34	24,59	23,94	0,93	0,04
36	24,24	23,76	0,68	0,03
41	24,25	23,76	0,68	0,03
43	22,72	23,00	0,40	0,02
50	23,34	23,31	0,04	0,00

7.3.20 Valores obtidos com o ensaio do Corpo de Prova 20.

C20	E/GPA	MÉDIA	DESPAD	DESVIO
FRESC.	25,65	25,65	0,00	0,00
1	24,13	24,89	1,07	0,04
2	24,21	24,93	1,02	0,04
6	25,18	25,41	0,33	0,01
8	24,46	25,05	0,84	0,03
13	24,57	25,11	0,77	0,03
20	28,29	26,97	1,86	0,07
22	24,47	25,06	0,84	0,03
27	26,23	25,94	0,41	0,02
29	24,25	24,95	0,99	0,04
30	24,84	25,25	0,57	0,02
34	25,32	25,48	0,24	0,01
36	24,57	25,11	0,76	0,03
41	30,16	27,90	3,19	0,11
43	23,80	24,73	1,31	0,05
50	23,54	24,59	1,49	0,06

7.4 Gráfico e tabela com as médias por etapa de descongelamento para todos os Corpos de Prova.

DESC	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	CP11	CP12	CP13	CP14	CP15	CP16	CP17	CP18	CP19	CP20	Média	DP
FRESC.	22,86	20,64	18,71	19,73	19,23	19,99	22,58	18,82	23,52	18,58	22,53	20,85	24,30	22,51	21,35	20,57	26,53	24,29	23,28	25,65	21,83	2,35
1	23,52	21,57	18,76	21,49	21,20	21,26	24,07	21,17	24,06	20,47	23,21	20,58	27,27	23,65	22,05	23,32	32,37	22,89	24,53	24,13	23,08	2,88
2	21,12	21,36	19,77	20,98	19,88	19,49	24,89	20,82	24,58	20,14	22,74	23,01	25,33	24,84	21,33	21,74	26,33	22,78	25,60	24,21	22,55	2,18
6	21,48	22,01	18,86	19,93	18,51	19,35	22,07	19,32	23,80	18,80	22,66	21,05	24,62	22,43	21,41	23,25	25,71	23,73	25,62	25,18	21,99	2,35
8	23,42	21,09	20,87	20,83	21,20	20,05	22,38	21,22	24,94	20,06	24,19	21,67	25,58	22,18	21,41	21,74	26,58	24,95	24,07	24,46	22,64	1,96
13	21,65	20,86	21,15	20,48	20,45	22,67	22,39	20,16	26,14	19,26	23,29	21,02	24,68	22,44	24,24	22,08	28,18	25,60	24,43	24,57	22,79	2,31
20	23,97	21,25	19,91	23,48	19,48	19,66	23,87	22,49	24,25	21,71	26,06	22,59	27,32	22,00	24,87	25,24	24,94	23,17	24,41	28,29	23,45	2,39
22	21,82	23,70	21,68	22,67	20,83	20,12	22,64	22,73	25,96	20,61	23,17	21,00	26,22	22,18	24,17	22,55	25,51	23,17	24,35	24,47	22,98	1,75
27	21,35	21,80	20,92	22,49	20,61	20,26	22,21	21,62	25,57	20,74	22,88	22,41	26,85	22,21	22,53	23,41	24,79	25,72	25,21	26,23	22,99	2,03
29	21,16	23,40	19,33	22,41	18,83	21,27	24,13	19,63	25,00	18,95	25,24	22,25	24,54	22,96	22,22	22,50	24,64	23,09	26,43	24,25	22,61	2,21
30	24,75	20,97	20,05	21,15	20,58	20,54	22,72	20,25	24,10	19,06	23,53	21,87	24,37	22,90	21,79	22,15	25,43	23,08	24,49	24,84	22,43	1,87
34	22,72	21,89	19,58	20,69	19,93	20,92	22,84	20,58	24,35	20,00	22,66	21,25	25,55	23,39	22,67	22,28	26,09	23,40	24,59	25,32	22,53	1,95
36	23,38	22,82	19,60	21,47	19,15	20,61	23,18	19,78	24,36	19,45	23,89	21,34	24,94	22,84	21,94	22,46	25,42	23,30	24,24	24,57	22,44	1,95
41	22,85	24,24	19,28	20,99	22,22	23,18	22,60	19,51	27,73	19,48	26,15	23,88	27,21	24,72	24,49	23,35	25,27	23,62	24,25	30,16	23,76	2,79
43	20,07	23,39	18,35	20,26	18,44	23,93	21,95	18,81	22,78	18,62	25,68	20,44	23,70	21,75	20,69	26,06	26,71	22,04	22,72	23,80	22,01	2,55
50	24,46	20,53	21,28	20,05	22,26	23,03	24,45	18,81	22,96	21,00	25,76	20,10	27,93	21,75	22,34	22,95	27,39	22,64	23,34	23,54	22,83	2,36

7.5 Tabela e gráfico comparando os valores dos ensaios de ruptura, para os grupos “A” e “B”.

<i>Corpo de Prova</i>	<i>FRESCO TR/F (MPa)</i>	<i>DESCONGELADO TR/D (MPa)</i>
1	258,42	257,07
2	242,22	231,73
3	203,95	235,82
4	253,41	220,80
5	284,72	223,89
6	197,72	236,21
7	295,91	300,57
8	317,07	242,66
9	296,13	298,74
10	260,92	297,17
11	269,74	267,56
12	330,45	209,43
13	285,02	297,61
14	327,57	289,29
15	274,80	275,18
16	252,84	308,01
17	238,48	304,74
18	251,71	276,71
19	229,55	254,06
20	260,42	310,80