

THIAGO HARUO YUKI

**Estudo das propriedades do osso humano e dos
procedimentos de ensaios mecânicos utilizados**

Thiago Haruo Yuki

**Estudo das propriedades do osso humano e dos
procedimentos de ensaios mecânicos utilizados**

Trabalho de Graduação apresentado ao Conselho de Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do diploma de Graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva

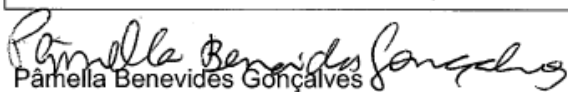
Guaratinguetá - SP
2017

Yuki, Thiago Haruo
Y94e Estudo das propriedades mecânicas do osso humano e dos
 procedimentos de ensaios mecânicos utilizados / Thiago Haruo Yuki-
 Guaratinguetá, 2017.
 41 f : il.
 Bibliografia: f. 41

Trabalho de Graduação em Engenharia Mecânica – Universidade
Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2017.
Orientador: Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva

1. Biomecânica. 2. Osso e ossos - Propriedades mecanicas. 3.
Anisotropia. I. Título

CDU 612.766


Pâmella Benevides Gonçalves

Bibliotecária/CRB-8 9203

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

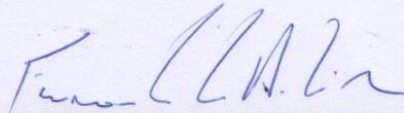
THIAGO HARUO YUKI

ESTE TRABALHO DE GRADUAÇÃO FOI JULGADO ADEQUADO COMO PARTE DO
REQUISITO PARA A OBTENÇÃO DO DIPLOMA DE "GRADUADO EM ENGENHARIA
MECÂNICA "

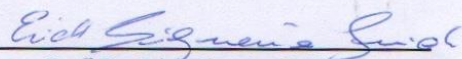
APROVADO EM SUA FORMA FINAL PELO CONSELHO DE CURSO DE GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Profº Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Coordenador

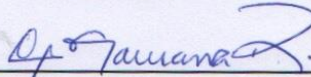
BANCA EXAMINADORA:



Profº Dr. Fernando de Azevedo Silva
Orientador/UNESP-FEG



Profº Dr. Erick Siqueira Guidi
UNESP-FEG



Profº Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado
UNESP-FEG

Dezembro , 2017

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Celso e Célia, pela educação que me deram, pelos valores que me ensinaram, por serem exemplos de pessoas trabalhadoras e determinadas, pelo amor e orientação que sempre me deram e pelas condições que me forneceram durante a minha formação.

À minha irmã Thalita que me mostrou que é possível fazer grandes coisas mesmo sendo jovem.

Às minhas avós que sempre me inspiraram com suas histórias e lutas para começar uma nova vida aqui no Brasil, e que são um exemplo de persistência após meus queridos avôs terem nos deixado.

Aos meus familiares, que sempre me apoiaram nas minhas escolhas e me incentivaram na carreira de Engenharia.

Aos meus amigos de infância, do Colégio Santa Maria, que sempre estiveram comigo nos momentos mais difíceis dessa caminhada e também nos mais felizes, que era o principal motivo de eu querer voltar sempre para casa. Mesmo estando longe por muito tempo, nossa amizade só se fortaleceu e tenho certeza que vai durar para o resto da minha vida.

Aos meus amigos moradores da República Palace II, que contribuíram para o meu crescimento em todos os sentidos. Em todas os momentos na universidade sempre me ajudaram e sempre me incentivaram no curso. No dia-a-dia, nas horas de estudo e nas horas de festas estavam sempre comigo. Foi a minha segunda família durante esse tempo.

À Célia Regina, que foi para mim uma segunda mãe nesse período de faculdade, sempre me ajudando e cuidando de todos nós na Palace II.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva, que aceitou o desafio de me orientar e me acompanhou até o final da minha graduação. Pelo excelente profissional que foi ao longo do curso, sempre preocupado em manter os interesses dos alunos em prioridade.

Ao coordenador da Engenharia Mecânica Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins, que sempre me ajudou durante minha formação e que sempre se preocupou com as minhas necessidades.

Ao programa Ciência Sem Fronteiras, que me possibilitou fazer um intercâmbio estudantil para os Estados Unidos e estudar em uma ótima universidade americana por um ano.

À empresa Festo US que me deu a primeira oportunidade profissional no ramo de Engenharia Mecânica, com um estágio de férias.

Ao Antônio Martins e à Mônica Sayuri, que possibilitaram minha experiência na Festo US e que cuidaram de mim nesse período de estágio.

À Associação Acadêmica Atlética FEG, pela amizade e pelo suporte dado ao time de futsal.

Ao time de futsal da FEG, onde fiz muitos amigos e treinamos durante anos, conquistando alguns títulos importantes.

À FEG/UNESP, pelas oportunidades que a mim foram dadas e pelos ensinamentos que obtive durante todo o curso.

RESUMO

Este trabalho apresentou uma análise comparativa entre alguns conceitos da literatura já consolidados na área de biomecânica e de resultados obtidos em estudos realizados por autores especialistas na área. A biomecânica é um campo de estudos relativamente novo, e relaciona conceitos de engenharia mecânica, biologia e fisiologia. O grande foco do trabalho são as propriedades mecânicas do osso humano. Para a obtenção de tais propriedades, são apresentados alguns procedimentos para se realizarem ensaios mecânicos utilizando o osso, com o objetivo de obter os melhores resultados possíveis. Ao final, depois de obter os resultados dos estudos, é possível observar uma divergência quando comparados com o conceito da literatura. No estudo das características anisotrópicas do osso, obteve-se um valor maior de resistência mecânica nos corpos de prova de orientação transversal, ao invés de concordar com o conceito da literatura, que define que na orientação longitudinal é onde se encontra o maior valor de resistência mecânica. Essa discordância pode ser explicada por muitos fatores, mas é preciso levar em conta que o osso é um material complexo, que por apresentar diferentes características de indivíduo para indivíduo, os valores definidos na literatura é uma média generalizada.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica. Propriedades mecânicas do osso. Material anisotrópico.

ABSTRACT

This work presented a comparative analysis between some concepts of literature already consolidated in biomechanics area and results obtained in studies carried out by specialists authors from the subject. Biomechanics is a relatively new field of study, and relates concepts of mechanical engineering, biology and physiology. The major focus of the work is the mechanical properties of human bone. To obtain such properties, some procedures are presented to perform mechanical tests using the bone, in order to obtain the best possible results. In the end, after obtaining the results of the studies, it is possible to observe a divergence when compared with the concept of the literature. In the study of the anisotropic characteristics of the bone, a greater value of mechanical resistance was obtained in the test specimens of transversal orientation, instead of agreeing with the concept of the literature, which defines that is in the longitudinal orientation that we can find the highest value of mechanical resistance. This disagreement can be explained by many factors, but it must be considered that bone is a complex material, which, by presenting different characteristics from individual to individual, the values defined in the literature is a generalized average.

KEYWORDS: Biomechanics. Mechanical properties of bone. Anisotropic material.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Elementos envolvidos na Biomecânica.....	13
Figura 2 – Classificação dos tipos de ossos	17
Figura 3 - Estrutura dos ossos longos	18
Figura 4 - Diagrama de Tensão x Deformação de um osso cortical.....	20
Figura 5 - Comparação da Curva Tensão x Deformação dos ossos cortical e trabecular	21
Figura 6 - Modelo 3D de uma pelve humana	22
Figura 7 - Simulação dos esforços na pelve	23
Figura 8 – Prótese pélvica para pacientes que realizaram ressecção parcial.....	23
Figura 9 – Simulação dos esforços no modelo reconstruído com prótese	24
Figura 10 – Esquema de ensaio de tração para ossos cortical (a) e trabecular (b)	26
Figura 11 – Esquema do ensaio de compressão para o osso. Ensaio convencional (a) e ensaio com utilização de prato giratório na base (b).	27
Figura 12 – Esquema dos ensaios de flexão de três apoios (a) e quatro apoios (b).....	29
Figura 13 – Resistência do osso aos diferentes tipos de tensões.....	31
Figura 14 – Curvas tensão-deformação de amostras de um osso cortical.....	33
Figura 15 – Esquema e raio-x de uma fratura asa de borboleta	35
Figura 16 – Corpos de prova retirados de osso bovino	36
Figura 17 – Resultados dos ensaios de flexão. (a) Curva força-deslocamento e (b) energia de ruptura	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas gerais de alguns materiais.....	19
Tabela 2 – Tensões últimas do osso cortical do fêmur humano.....	32

LISTA DE SÍMBOLOS

σ_y	Tensão de escoamento
σ_u	Tensão última
σ_t	Tensão de tração
σ_c	Tensão de compressão
σ_f	Tensão de flexão
E	Módulo de elasticidade (Módulo de Young)
G	Módulo de cisalhamento
v	Coefficiente de Poisson
ϵ	Deformação
F	Força
A	Área
L	Distância entre os apoios inferiores do ensaio de flexão
c	Distância da superfície para o centro de massa da amostra
I	Momento de inércia da seção transversal, em torno do eixo de flexão
d	Deslocamento da flecha do ensaio de flexão
a	Distância horizontal do apoio inferior ao apoio superior do ensaio de flexão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
1.1	CONSIDERAÇÕES GERAIS	11
1.2	OBJETIVO.....	12
1.3	ESTRUTURA DO TRABALHO.....	12
1.4	MOTIVAÇÃO.....	13
2	BIOMECÂNICA DO OSSO HUMANO.....	14
2.1	BIOMECÂNICA - INTRODUÇÃO	14
2.2	COMPOSIÇÃO DO TECIDO ÓSSEO	15
2.3	ESTRUTURA DO ESQUELETO HUMANO.....	16
2.4	ESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO.....	17
2.5	PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO.....	19
2.6	ENSAIOS MECÂNICOS.....	25
2.7	CONCEITOS BIOMECÂNICOS DA LITERATURA	31
3	RESULTADOS DOS ESTUDOS	34
3.1	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E À COMPRESSÃO DO OSSO	34
3.2	CARACTERÍSTICA ANISOTRÓPICA DO OSSO	35
4	CONCLUSÕES.....	38
	REFERÊNCIAS.....	38

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Este trabalho relata o estudo das propriedades mecânicas do osso humano, os aspectos biomecânicos envolvidos e também os procedimentos de ensaios mecânicos realizados nesse meio.

Baseado em estudos realizados por diversos autores na área da ciência biomecânica, este trabalho reúne conteúdos que envolvem conhecimento de natureza da engenharia e da anatomia do corpo humano e sua estrutura biológica.

Assim, foi possível utilizar conceitos adquiridos ao longo da graduação no curso de Engenharia Mecânica para aplicá-los na área biológica.

Dois conceitos biomecânicos já definidos na literatura serão tratados no trabalho. O primeiro conceito a ser tratado é o comportamento dos tipos de tensões envolvidas no osso, que por definição, mostra que a resistência do osso humano à tensão de compressão é maior do que à tensão de tração, e que por sua vez é maior que a resistência à tensão de cisalhamento (HALL, 2000).

O segundo conceito a ser estudado nesse trabalho é a característica anisotrópica do osso humano. A literatura nos mostra que as propriedades mecânicas do osso dependem da orientação em que o osso é analisado. O resultado que consiste na literatura é que o corte longitudinal é o que apresenta maior resistência à tração, seguido do corte transversal. Orientações intermediárias às anteriores apresentam variações intermediárias em sua resistência à tração (FRANKEL, 1980).

1.2 OBJETIVO

O objetivo desse trabalho é, após um vasto embasamento teórico sobre a biomecânica, fazer um *review* de alguns estudos e pesquisas que foram feitos para comprovar os conceitos biomecânicos citados anteriormente, sobre propriedades mecânicas do osso.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho é apresentado em quatro capítulos.

O primeiro capítulo apresentará uma visão geral da biomecânica. Uma breve contextualização histórica do início dos estudos nessa área será apresentada, assim como a presença da biomecânica em nosso dia-a-dia, que pode explicar diversos comportamentos dentro do corpo humano.

O segundo capítulo será a apresentação teórica da biomecânica, direcionando para as áreas de foco deste trabalho, que consiste no estudo do osso humano e nos ensaios mecânicos realizados. Também serão detalhados os conceitos de literatura a serem comprovados pelo trabalho, por meio de acervo teórico acumulado de outros estudos realizados por especialistas da área.

No terceiro capítulo serão apresentadas as pesquisas feitas por esses autores, que serão analisadas e comparadas com os conceitos de literatura estabelecidos.

No quarto capítulo, após a comparação dos resultados obtidos e dos conceitos estabelecidos, será apresentada a conclusão.

Por último será apresentada a bibliografia utilizada no trabalho.

1.4 MOTIVAÇÃO

Antes de tomar a decisão de seguir o caminho acadêmico da Engenharia Mecânica, a área de Ciências Biológicas sempre me despertou interesse, ao nível de deixar uma grande dúvida em que área atuar. O trabalho de graduação foi uma oportunidade de contemplar um estudo que abordasse as duas áreas, entrando nos assuntos da Biomecânica (Figura 1).

Figura 1 - Elementos envolvidos na Biomecânica



Fonte: Optitrack (2017).

2 BIOMECÂNICA DO OSSO HUMANO

2.1 BIOMECÂNICA - INTRODUÇÃO

A biomecânica é um campo de estudo que relaciona a engenharia mecânica com as áreas de biologia e fisiologia. Os princípios de mecânica são aplicados na concepção, design, desenvolvimento e análise de equipamentos e sistemas na biologia e na medicina (ÖSKAYA, 1999).

Historicamente, o campo de biomecânica é relativamente novo. No século XV, Leonardo da Vinci (1452-1519), uma das personalidades mais importantes na época do Alto Renascimento no campo da ciência, notou a importância da mecânica nos estudos biológicos. Mas foi apenas no final do século XX que o campo interdisciplinar da biomecânica, com a contribuição de inúmeros pesquisadores nas áreas de biologia, medicina, ciências básicas e engenharia, vem crescendo de forma constante (ÖSKAYA, 1999).

O desenvolvimento de seus estudos promoveu um vasto entendimento dos mecanismos biológicos, incluindo os conceitos presentes no controle neuromuscular, fluxo sanguíneo na microcirculação, fluxo de ar nos pulmões e no crescimento corporal. A contribuição que isso trouxe está na evolução do diagnóstico médico e procedimentos de tratamentos. Também ocorreram melhoras nos instrumentos e ferramentas médicas, aparelhos e dispositivos para deficientes e nas próteses para amputados (ÖSKAYA, 1999).

A biomecânica utiliza diferentes princípios da mecânica aplicada para explicar alguns fundamentos. Por exemplo, os princípios de estática são aplicados para determinar a magnitude e a natureza das forças envolvidas em várias juntas e músculos do sistema musculoesquelético. Os princípios de dinâmica são utilizados para descrição dos movimentos do corpo, tanto para os esforços diários quanto para a prática esportiva. Os princípios de deformação mecânica dos corpos fornecem as ferramentas necessárias para o desenvolvimento e seleção de materiais com propriedades semelhantes ao de sistemas biológicos, onde esses materiais são analisados em diferentes condições para observar o seu comportamento mecânico. E, como último exemplo, os princípios de mecânica dos fluidos são aplicados para analisar o fluxo sanguíneo no sistema circulatório humano e do fluxo de ar nos pulmões (ÖSKAYA, 1999).

2.2 COMPOSIÇÃO DO TECIDO ÓSSEO

O osso é analisado como um material mecânico qualquer, assim como um aço carbono ou polímero, por exemplo. Possui suas próprias propriedades mecânicas, como tensão de escoamento ($\sigma_{1/2}$), tensão última (σ_u) e módulo de elasticidade (E).

Os materiais que fazem parte da composição óssea e a sua organização estrutural influenciam diretamente nas características apresentadas pelo osso no quesito de resistência e respostas às cargas mecânicas. Os componentes materiais fornecem ao osso uma característica de grande resistência e um peso relativamente baixo (HALL, 2000).

Fazem parte desses componentes materiais carbonato de cálcio, fosfato de cálcio, colágeno e água. A porcentagem de cada um desses elementos na estrutura óssea depende de alguns fatores, principalmente da idade da pessoa e da saúde do osso (HALL, 2000).

O peso do osso se deve basicamente a dois componentes: o carbonato de cálcio e o fosfato de cálcio. Na média geral, eles compõem de 60% a 70% do peso total da estrutura óssea. A principal contribuição desses minerais para o osso é a rigidez, que determina a resistência compressiva (HALL, 2000).

Funções estruturais e metabólicas vitais para o crescimento e desenvolvimento dos ossos são conferidos por outros minerais, como por exemplo o magnésio, sódio e fluoreto. A flexibilidade presente nos ossos é conferida pela proteína colágeno, que contribui para a resistência tensiva. O ser humano tem uma tendência a perder colágeno com o envelhecimento, induzindo a um aumento da fragilidade óssea (HALL, 2000).

O último componente fundamental para o osso é a água. Sua presença no tecido ósseo é responsável por 25% a 30% de seu peso total. Contribui de maneira significativa para a resistência óssea. Por isso, para os ensaios e estudos realizados em cima das propriedades do osso, é fundamental verificar se as amostras ósseas utilizadas em tais casos estão devidamente hidratadas (HALL, 2000).

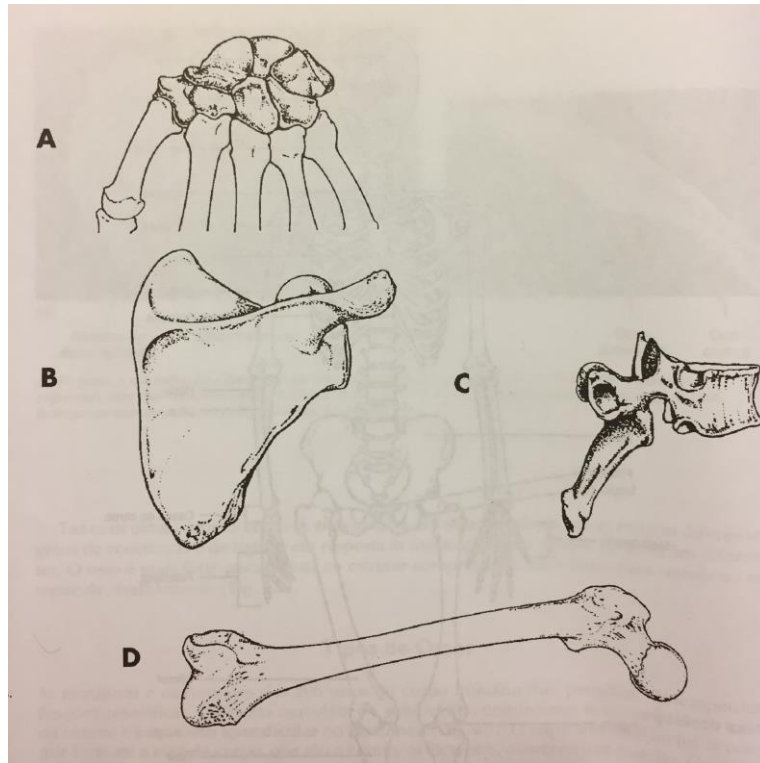
2.3 ESTRUTURA DO ESQUELETO HUMANO

O esqueleto humano adulto é composto por 206 ossos. Porém, um recém-nascido chega a apresentar uma quantidade entre 300 e 350 ossos. No decorrer do crescimento, alguns ossos chegam a se juntar com outros, tornando-se parte de uma estrutura só (FRANKEL, 1980).

Em um adulto de 1,80 m de altura, o maior osso que constitui seu corpo é o fêmur, localizado na coxa, com aproximadamente 50 cm de comprimento. O menor osso presente em seu corpo é o estribo, um osso responsável pela recepção auditiva, possuindo em torno de 4 a 7 mm (FRANKEL, 1980).

Os ossos são classificados de acordo com seus formatos e funções gerais (Figura 2). Suas divisões são: ossos curtos (Figura 2A), que basicamente envolvem os ossos do carpo e os ossos do tarso; ossos planos (Figura 2B), que protegem órgãos subjacentes e permitem a inserção dos músculos e ligamentos, como por exemplo a escápula; ossos irregulares (Figura 2C), que consistem em formatos diferentes para poderem desempenhar funções especiais no corpo humano, como por exemplo as vértebras; ossos longos (Figura 2D), compostos por um longo tubo aproximadamente cilíndrico que externamente é composto por estrutura cortical e internamente é preenchido por medula óssea, como por exemplo o fêmur (HALL, 2000).

Figura 2 – Classificação dos tipos de ossos



Fonte: Hall (2000).

2.4 ESTRUTURA DO TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é dividido em dois tipos: osso cortical e osso trabecular (HALL, 2000).

O osso cortical é formado por lâminas ósseas paralelas e muito próximas entre si, que apresenta um alto nível de organização, constituindo uma substância dura e compacta que fornece resistência ao osso (HALL, 2000).

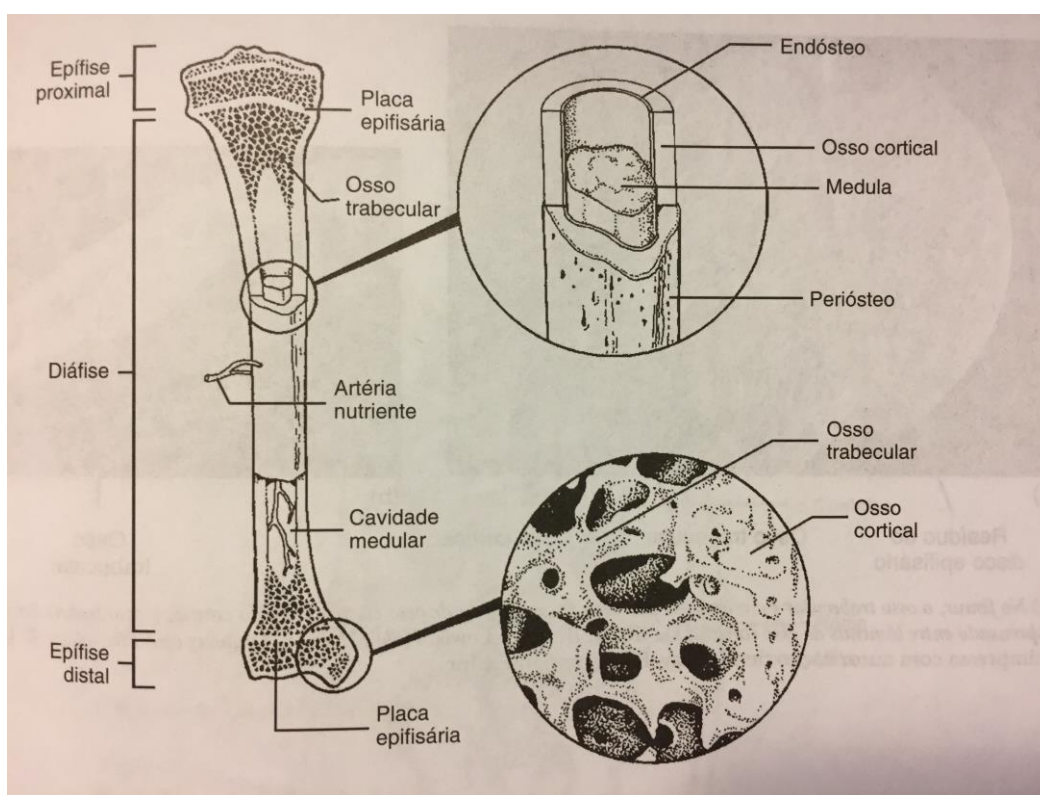
O osso trabecular (também chamado de osso esponjoso ou reticular) é um tecido menos espesso do que o osso cortical. É formado por lâminas ósseas irregularmente dispostas nos vários sentidos, deixando espaços livres entre si. Esses espaços fornecem a esse tipo de osso um aspecto poroso, preenchido por vasos sanguíneos e medula óssea vermelha. A porosidade confere ao osso uma boa absorção de impacto e redução de atrito (HALL, 2000).

Os ossos longos presentes no corpo humano (Figura 3) seguem um mesmo tipo de estrutura. Sua parte central é denominada de diáfise. Na sua parte externa, é constituída de osso cortical, que é o principal responsável pela resistência mecânica atribuída aos ossos. Na

sua parte interna, há a presença de medula óssea, que possui consistência gelatinosa e sua resistência mecânica fornecida ao osso é quase desprezível (HALL, 2000).

As extremidades dos ossos longos são chamadas de epífise distal e epífise proximal, sendo a extremidade inferior e a extremidade superior, respectivamente. São constituídas de osso trabecular, que confere uma redução de atrito no contato com outros ossos, reduzindo o desgaste nessas partes (HALL, 2000).

Figura 3 - Estrutura dos ossos longos



Fonte: Hall (2000).

2.5 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO

Os fatores principais que influenciam no comportamento mecânico do osso são a composição do osso, as propriedades mecânicas dos tecidos que compõem o osso, o tamanho e a geometria do osso, a direção, magnitude e a taxa das cargas aplicadas sobre ele (ÖSKAYA, 1999).

É muito importante levar em conta que os valores considerados nas propriedades mecânicas do osso são uma média geral do ser humano. O desvio padrão é considerado alto, tendo em vista que existem muitas variáveis que afetam diretamente os valores obtidos. Algumas dessas variáveis são idade da pessoa, sexo, tipo de osso, tipo de tecido ósseo e presença de alguma doença óssea. A osteoporose é um exemplo disso, que diminui a ductilidade e aumenta a fragilidade do osso, o tornando mais quebradiço (ÖSKAYA, 1999).

Para efeito de comparação, a Tabela 1 traz alguns valores das propriedades mecânicas gerais de alguns materiais comumente utilizados na aplicação mecânica.

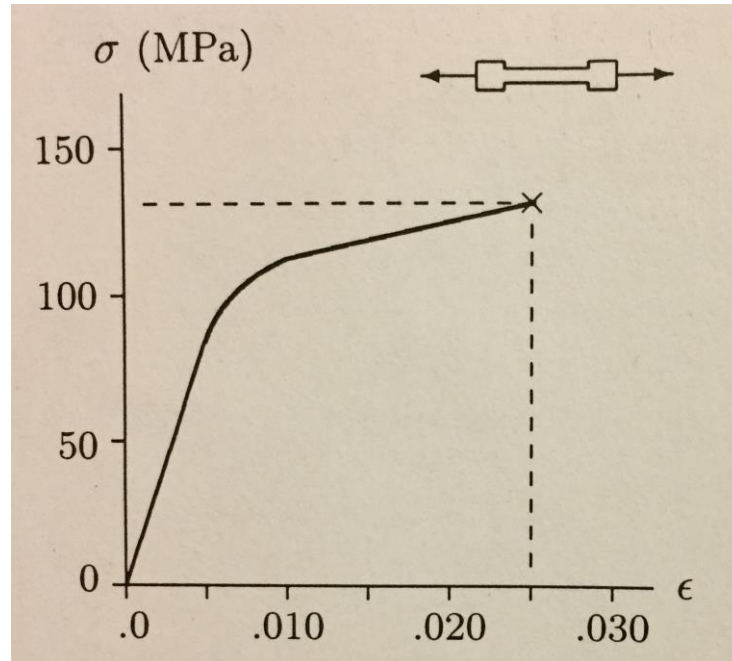
Tabela 1 - Propriedades mecânicas gerais de alguns materiais

MATERIAL	Tensão de Escoamento σ_y (MPa)	Tensão Última σ_u (MPa)	Módulo de Elasticidade E (GPa)	Módulo de Cisalhamento G (MPa)	Coefficiente de Poisson ν
Músculo	-	0,2	-	-	0,49
Tendão	-	70	0,4	-	0,40
Pele	-	8	0,5	-	0,49
Osso Cortical	80	130	17	3,3	0,40
Vidro	35-70	-	70-80	-	-
Ferro Fundido	40-260	140-380	100-190	42-90	0,29
Alumínio	60-220	90-390	70	28	0,33
Aço	200-700	400-850	200	80	0,30
Titânio	400-800	500-900	100	45	0,34

Fonte: Adaptado de Özkaya (1999).

O diagrama de tensão x deformação (Figura 4) mostra o comportamento do osso cortical quando se é aplicado uma carga de tração.

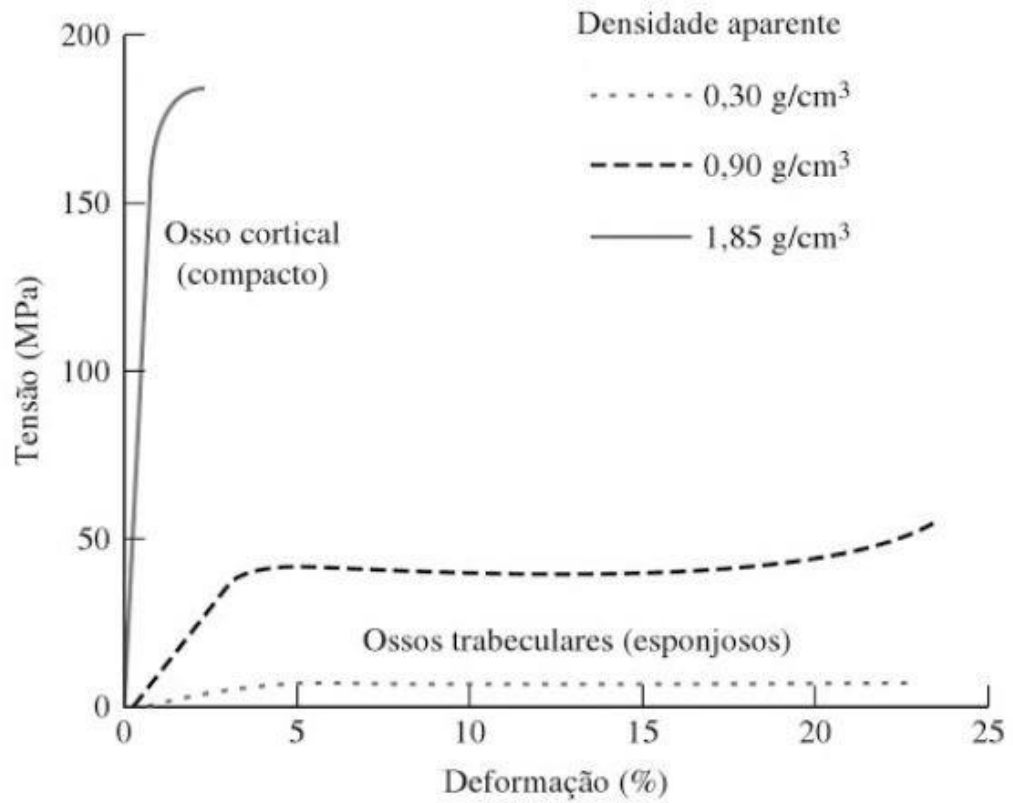
Figura 4 - Diagrama de Tensão x Deformação de um osso cortical



Fonte: Özkaya (1999).

Comparando os dois tipos de tecidos ósseos, é possível perceber a diferença existente entre eles em um diagrama de tensão x deformação (Figura 5). O osso cortical, por apresentar maior dureza e resistência mecânica, possui um alto valor de tensão última de ruptura, o que na prática condiz com o papel que o osso cortical tem na estrutura óssea. É a diáfise, que praticamente é composto por osso cortical, que suporta todas as cargas exigidas no corpo humano, tanto como o seu próprio peso quanto os esforços adicionais. Porém, o osso cortical possui uma região de deformação muito menor se comparado ao osso trabecular. Este, por possuir maior ductilidade e flexibilidade, apresenta uma deformação muito maior antes de se romper (FRANKEL, 1989).

Figura 5 - Comparação da Curva Tensão x Deformação dos ossos cortical e trabecular



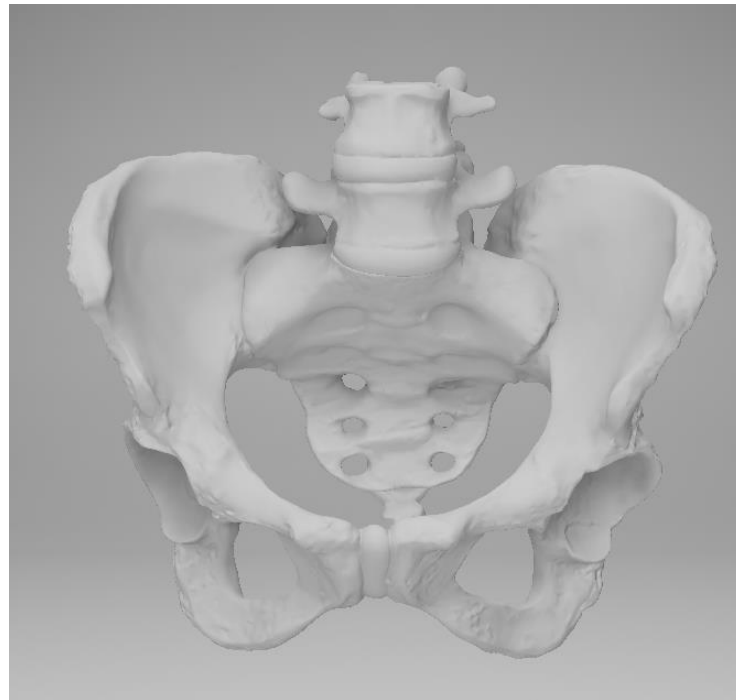
Fonte: Frankel (1993).

2.5.1 Estudo de Caso: Prótese Pélvica

Para uma boa ilustração da importância sobre o conhecimento das propriedades mecânicas do osso, foi realizado um estudo adicional sobre a implantação de uma prótese pélvica e os esforços envolvidos nesse osso.

A pelve (Figura 6) é um dos ossos mais importantes do corpo humano. Sua função principal é suportar o peso da parte superior do corpo e transmiti-lo às estruturas inferiores. Além disso, fornece proteção aos órgãos localizados na cavidade pélvica. No caso das mulheres, o osso pélvico fornece proteção ao feto em desenvolvimento (HALL, 2000).

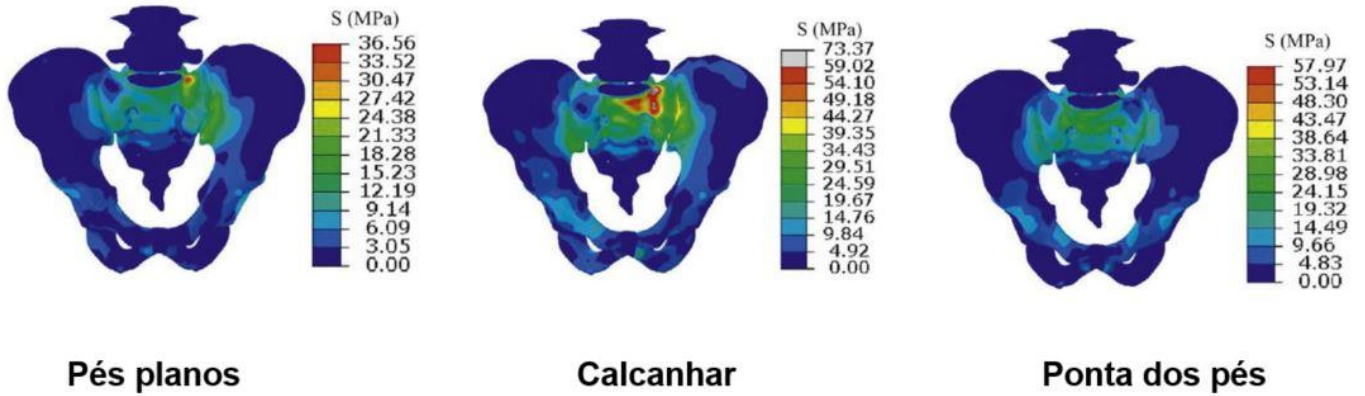
Figura 6 - Modelo 3D de uma pelve humana



Fonte: Adaptado de GRABCAD (2017).

Uma simulação computacional foi feita (Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis. 2016) em cima de uma pelve intacta, sem nenhum tipo de deficiência ou de deformação. Com os resultados, foi possível se obter a grandeza das tensões de von Mises produzidos sobre a pelve (tensões medidas em MPa) e as suas exatas localidades. Para se obter os diferentes valores de esforços aos quais a pelve humana está sujeita no dia-a-dia, foram simulados os esforços na pelve (Figura 8) enquanto a pessoa está com os pés planos no chão, apoiada apenas nos calcânhares e apoiada apenas nas pontas dos pés (LIU, 2016).

Figura 7 - Simulação dos esforços na pelve



Fonte: Adaptado de Liu (2016).

Assim, um tipo de prótese pélvica (Figura 8) para pessoas que sofreram ressecção parcial foi desenvolvido em um estudo (LIU, 2016) a partir da liga de titânio Ti6Al4V, um material que apresenta alta resistência, baixa densidade e excelente resistência à corrosão, apropriado a suportar todos os esforços que foram demonstrados na simulação (LIU, 2016).

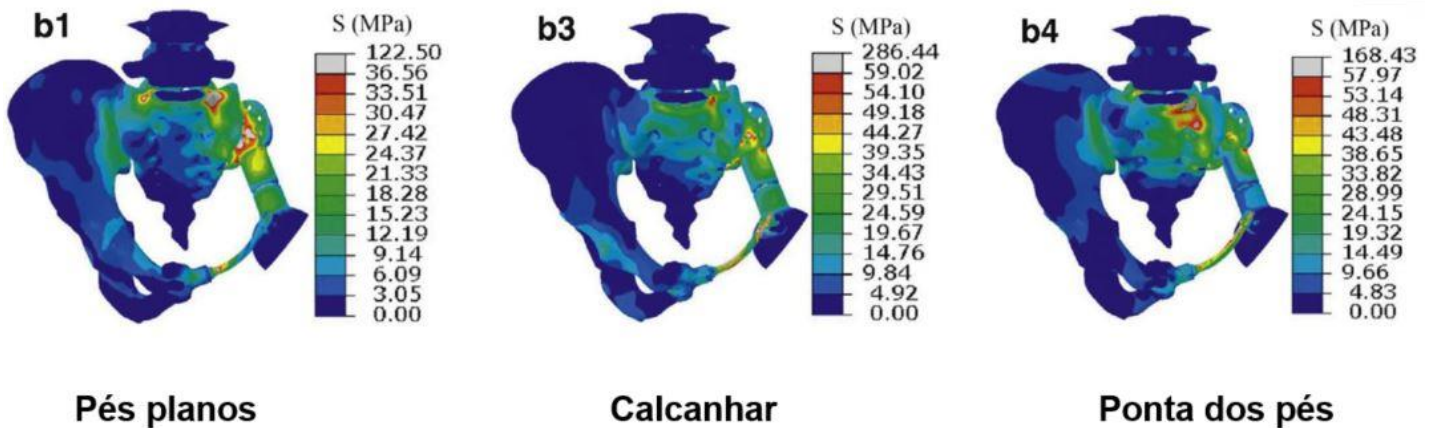
Figura 8 – Prótese pélvica para pacientes que realizaram ressecção parcial



Fonte: Liu (2016).

Após a confecção da prótese, foi criado um modelo 3D da pelve já com a prótese instalada no local em que ocorreu a ressecção parcial da pelve. Assim, foi realizado mais uma simulação (Figura 9) para as mesmas posições dos pés da pessoa, com a finalidade de produzir as mesmas condições em que a pelve foi sujeita anteriormente (LIU, 2016).

Figura 9 – Simulação dos esforços no modelo reconstruído com prótese



Fonte: Liu (2016).

Após a análise das duas simulações geradas, foi possível perceber que as tensões observadas no modelo da pelve e no modelo reconstruído com prótese são muito similares. No modelo reconstruído, alguns picos de tensão máxima ultrapassaram os picos observados no modelo da pelve, mas foram em áreas bem pequenas. Porém, o material utilizado para a confecção dessa prótese já possuía um coeficiente de segurança de valor suficiente para suportar possíveis diferenças mensuradas inicialmente. A segunda simulação tem uma importância significativa, pois demonstrou que a mudança da geometria da estrutura acarretou em diferentes concentrações de tensão (LIU, 2016).

O conhecimento das propriedades mecânicas do osso e dos esforços implicados nele é fundamental no desenvolvimento de próteses. O material escolhido para substituir um membro precisa no mínimo atender as tensões nele aplicadas. Outros fatores também interferem nessa escolha, como por exemplo corrosão, oxidação, aceitação do organismo, manutenção e preço, o que torna o desenvolvimento de próteses um estudo muito complexo (LIU, 2016).

2.6 ENSAIOS MECÂNICOS

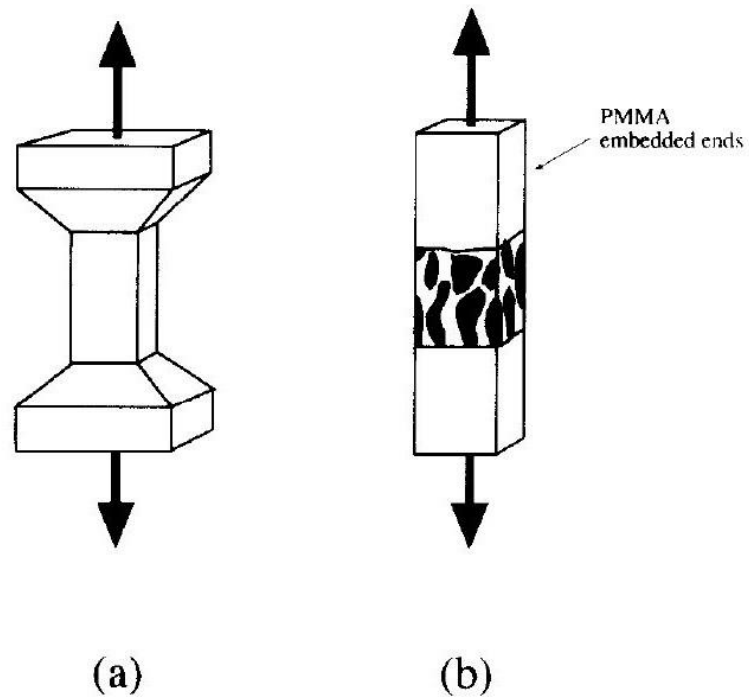
Os ensaios mecânicos realizados para a obtenção das propriedades do osso são semelhantes aos ensaios mecânicos convencionais, que são realizados com materiais mecânicos convencionais. Os mais utilizados normalmente para a aplicação da biomecânica são os ensaios de tração, compressão e flexão. Muitas vezes é utilizado osso bovino ao invés de osso humano, devido a melhor acessibilidade e disponibilidade do material. Suas composições e estruturas são semelhantes, e assim, os resultados obtidos nos ensaios com osso bovino podem ser considerados equivalentes (YIN, 2015).

Os ensaios podem ser feitos tanto com corpos de prova reduzidos retirados do osso ou mesmo com o osso inteiro. A principal diferença na escolha do tipo de amostra é que quando se utiliza o osso inteiro, os valores obtidos no ensaio são propriedades gerais daquele tipo de osso. Como o osso é um material anisotrópico, ele apresenta diferentes valores de resistência tensionais em suas diferentes orientações. Então, para analisar os valores em cada orientação, é mais interessante utilizar pequenos corpos de prova (ÖSKAYA, 1999).

2.6.1 Ensaio de Tração

O ensaio de tração (Figura 11) é o mais preciso para se obter as propriedades mecânicas do osso. Para a sua realização, normalmente são utilizadas amostras relativamente grandes, que são usinadas cuidadosamente para que nenhum tipo de deformidade interfira nos resultados obtidos. Para o osso trabecular, é utilizado uma amostra menor e é embutido em extremidades metálicas, de modo a garantir uma maior precisão no ensaio e obter melhores resultados (TURNER, 1993).

Figura 10 – Esquema de ensaio de tração para ossos cortical (a) e trabecular (b)



Fonte: Turner (1993).

Para o ensaio de tração, a tensão pelo meio teórico se resume a Equação 1:

$$\sigma_t = \frac{F}{A} \quad (1)$$

onde:

σ_t = tensão por tração [Pa];

F = força aplicada [N];

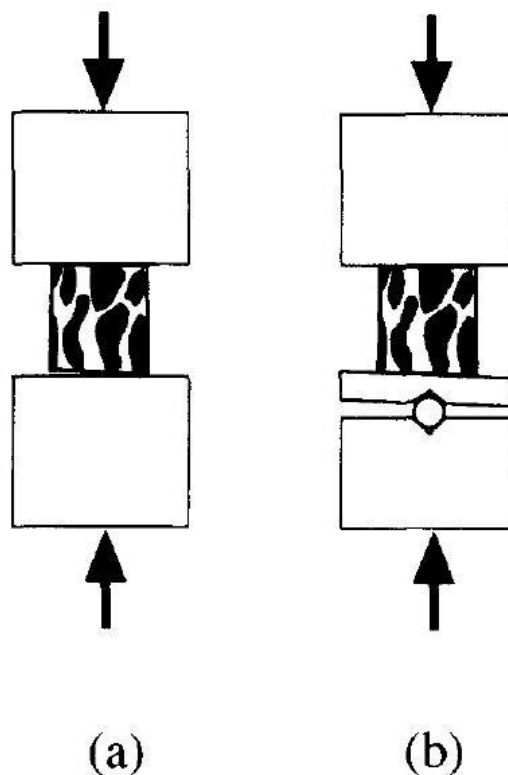
A = área da seção transversal do corpo de prova [m²].

(TURNER, 1993).

2.6.2 Ensaio de Compressão

O ensaio de compressão (Figura 12) é mais convencional para o osso trabecular. Ele consegue ser realizado utilizando pequenos corpos de prova, ideais para esse tipo de osso, que apresenta menores dimensões. Porém, ele é menos preciso do que o ensaio de tração e qualquer desalinhamento existente em alguma das faces do corpo de prova pode provocar grandes diferenças para o resultado real, concentrando tensões em algum dos lados da amostra. Por isso, é muito importante garantir que a amostra esteja muito bem usinada e simétrica (TURNER, 1993).

Figura 11 – Esquema do ensaio de compressão para o osso. Ensaio convencional (a) e ensaio com utilização de prato giratório na base (b).



Fonte: Turner (1993).

Para esse teste, é aconselhado utilizar um prato giratório na extremidade inferior do corpo de prova, pois se mesmo após todos os cuidados tomados com a amostra ainda

existirem algum tipo de irregularidade ou desalinhamento, o prato giratório se ajusta com a face inferior do corpo de prova e aumenta a precisão do ensaio realizado, diminuindo a concentração de tensão em algum de seus lados (TURNER, 1993).

Para o ensaio de compressão, a tensão pelo meio teórico se resume a Equação 2:

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \quad (2)$$

onde:

σ_c = tensão por compressão [Pa];

F = força aplicada [N];

A = área da seção transversal do corpo de prova [m²].

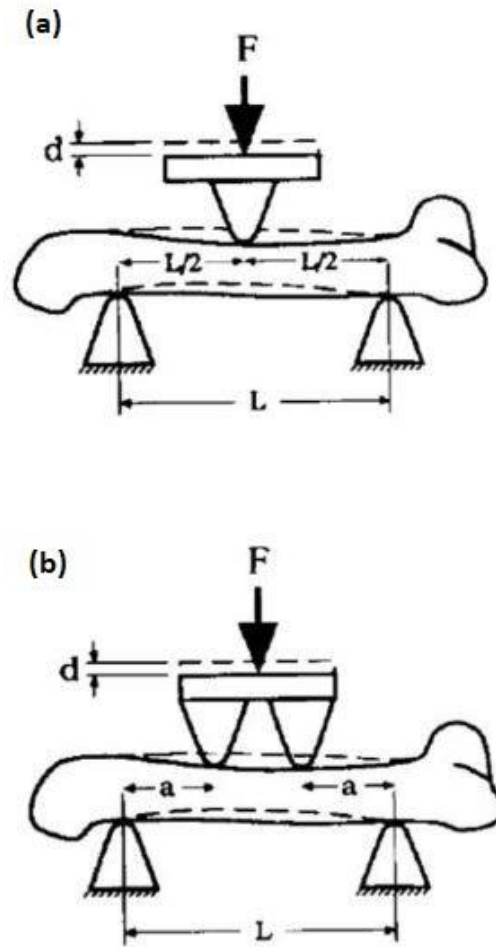
(TURNER, 1993).

2.6.3 Ensaio de Flexão

O ensaio de flexão (Figura 13) pode ser realizado tanto com um pequeno corpo de prova ou com o osso inteiro polido. Mas além da questão da anisotropia do osso, tem a questão também do alinhamento da amostra. O osso não tem uma superfície regular e reta, e assim, não vai apresentar uma simetria quando posicionado nos apoios do ensaio, alterando o resultado real do teste (TURNER, 1993).

Pode ser realizado o ensaio de flexão de três apoios (Figura 13a) ou o de quatro apoios (Figura 13b). A diferença principal entre eles é que no ensaio de quatro apoios elimina-se quase que por completo a tensão de cisalhamento causada pelo apoio superior. Assim, a tensão exercida no osso será praticamente causada pela flexão. O ensaio de flexão submete a amostra a um esforço de compressão na parte superior do corpo de prova e um esforço de tração em sua parte inferior (TURNER, 1993).

Figura 12 – Esquema dos ensaios de flexão de três apoios (a) e quatro apoios (b)



Fonte: Adaptado de Turner (1993).

Para o ensaio de flexão, é possível se obter pelo meio teórico a tensão, deformação e o Módulo de Young.

Para o ensaio de flexão de três apoios, são utilizadas as Equações 3, 4 e 5:

$$\text{Tensão de flexão: } \sigma_f = \frac{FLc}{4I} \quad (3)$$

$$\text{Deformação: } \varepsilon = \frac{12cd}{L^2} \quad (4)$$

$$\text{Módulo de Young: } E = \frac{F L^3}{d 48I} \quad (5)$$

Para o ensaio de flexão de quatro apoios, são utilizadas as Equações 6, 7 e 8:

$$\text{Tensão de flexão: } \sigma_f = \frac{Fac}{2I} \quad (6)$$

$$\text{Deformação: } \varepsilon = \frac{6cd}{a(3L - 4a)} \quad (7)$$

$$\text{Módulo de Young: } E = \frac{F a^2}{d 12I(3L - 4a)} \quad (8)$$

onde:

σ_f = tensão por flexão [Pa];

F = força aplicada [N];

L = distância entre os apoios inferiores [m];

c = distância da superfície para o centro de massa da amostra [m];

I = momento de inércia da seção transversal, em torno do eixo de flexão [kg/m²];

ε = deformação [];

E = Módulo de Young [Pa];

d = deslocamento da flecha [m];

a = distância horizontal do apoio inferior ao apoio superior [m].

(TURNER, 1993).

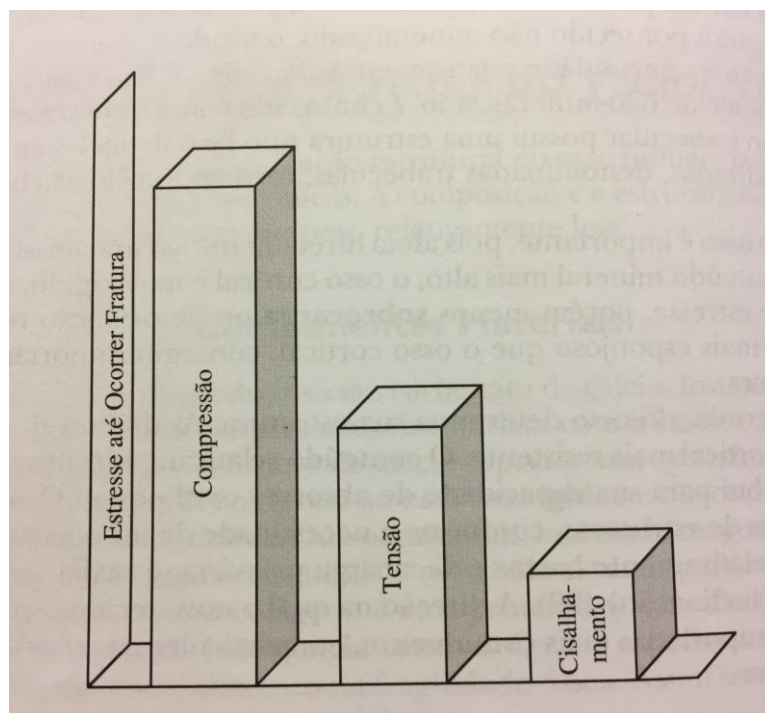
2.7 CONCEITOS BIOMECÂNICOS DA LITERATURA

Os conceitos biomecânicos já estabelecidos na literatura por meio dos livros e enciclopédias que tratam das propriedades mecânicas do osso e que serão estudados nesse trabalho são: a diferença de valores das resistências à tração e compressão; e a característica anisotrópica do osso.

2.7.1 Resistência à tração e à compressão do osso

É definido que o osso possui maior resistência à compressão do que à tração (Figura 14). Isso significa que o tecido ósseo dos seres humanos é mais resistente a forças compressivas (Tabela 2), que naturalmente, são as forças mais presentes no nosso cotidiano, devido à força exercida pela gravidade (HALL, 2000).

Figura 13 – Resistência do osso aos diferentes tipos de tensões



Fonte: Hall (2000).

Tabela 2 – Tensões últimas do osso cortical do fêmur humano

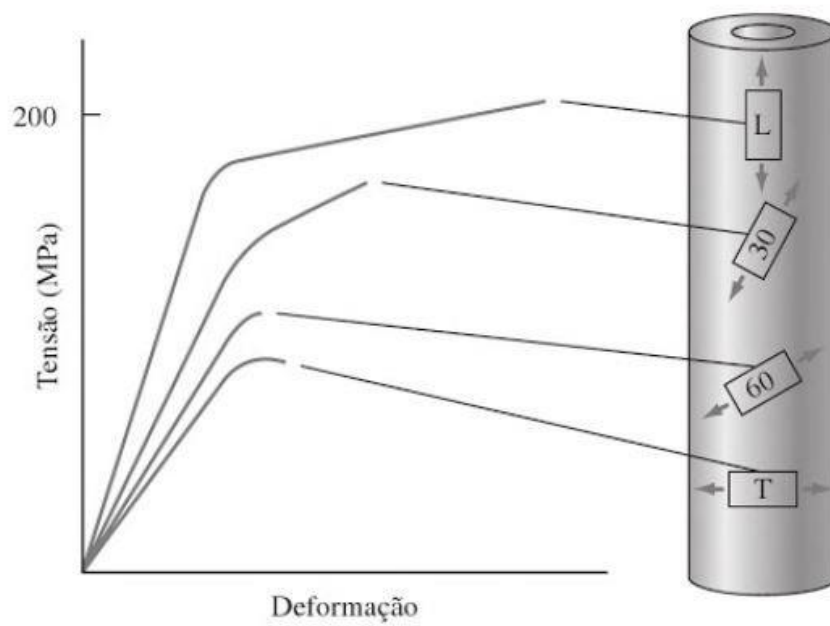
Tipo de Tensão	Tensão Última
Longitudinal	
Tração	133 MPa
Compressão	193 MPa
Cisalhamento	68 MPa
Transversal	
Tração	51 MPa
Compressão	133 MPa

Fonte: Adaptado de Özkaya (1999).

2.7.2 Característica anisotrópica do osso

É definido que as propriedades mecânicas do osso dependem da orientação em que o osso é analisado. Essa variação de suas propriedades em diferentes direções caracterizam um material anisotrópico. Um bom exemplo de material anisotrópico é a madeira, que dispõe de suas fibras no sentido longitudinal, apresentando maior resistência mecânica nessa orientação. Para os ossos, o resultado que consiste na literatura é que o corte longitudinal é o que apresenta maior resistência à tração. Amostras retiradas de orientações com angulações intermediárias entre a longitudinal e a transversal apresentam variações intermediárias em sua resistência à tração (Figura 15), até chegar no menor valor que é o da amostra transversal (FRANKEL, 1980).

Figura 14 – Curvas tensão-deformação de amostras de um osso cortical



Fonte: Frankel (1980).

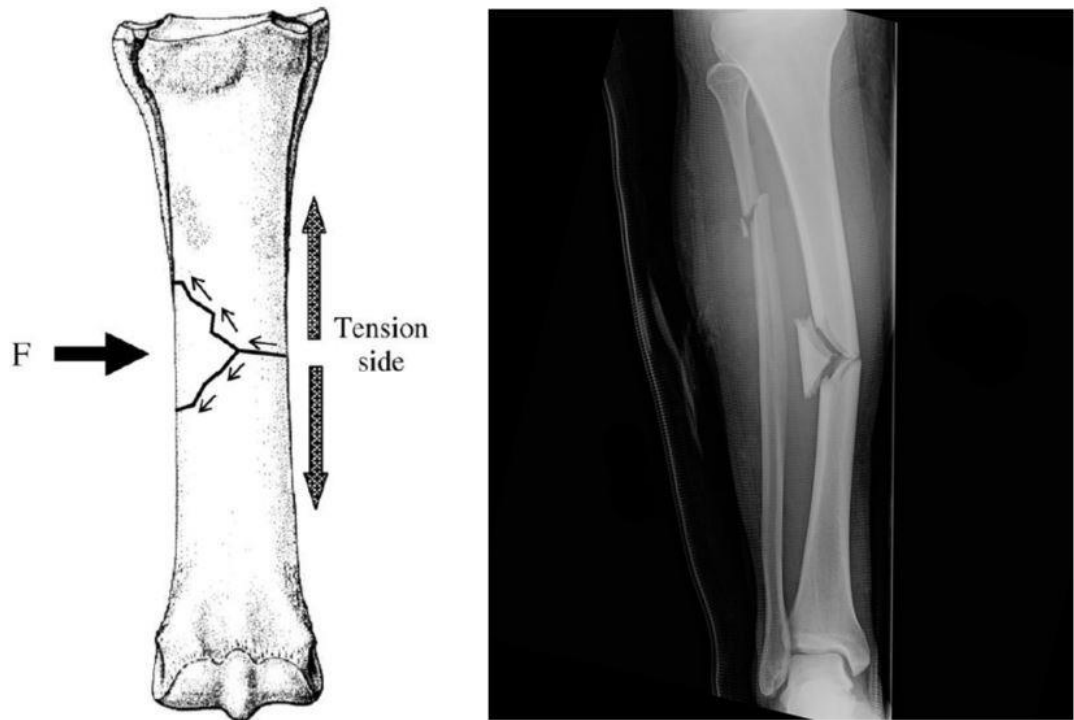
3 RESULTADOS DOS ESTUDOS

3.1 RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E À COMPRESSÃO DO OSSO

Para comprovar a definição consolidada pela literatura de que a resistência à compressão é maior do que à tração, um estudo sobre alguns tipos de fraturas que são comuns nos ossos humanos foi utilizado.

A fratura que envolve esse conceito e que pode explicar essa classificação de grandeza é denominada de fratura asa de borboleta (Figura 16). Nesse tipo de fratura, há um impacto na lateral do osso, fazendo com que a força se propague até o outro lado. Essa força causa uma leve flexão no osso, produzindo uma tensão de compressão na lateral em que o impacto foi aplicado e uma tensão de tração na lateral oposta à aplicação da força. O lado em que ocorre a primeira fratura é o oposto do impacto, que estava sujeito ao esforço de tração. A fratura se propaga para o outro lado do osso, no sentido contrário da força aplicada. Assim, a propagação atinge o outro lado do osso, que estava sujeito ao esforço de compressão, causando a fratura total (SHARIR, 2018).

Figura 15 – Esquema e raio-x de uma fratura asa de borboleta



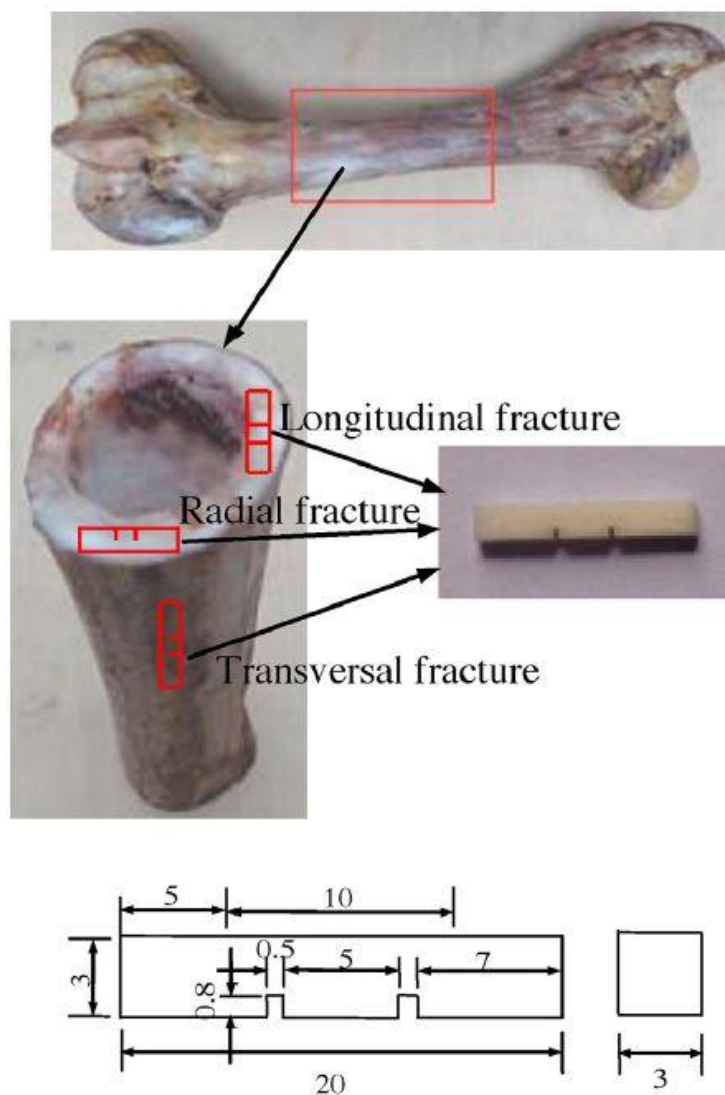
Fonte: Adaptado de Sharir (2008).

3.2 CARACTERÍSTICA ANISOTRÓPICA DO OSSO

A característica anisotrópica do osso foi comprovada em um estudo (YIN, 2015) que utilizou como amostra um fêmur de um boi, de aproximadamente 3 anos de idade. É comum utilizar ossos bovinos ao invés de ossos humanos para a realização de ensaios mecânicos, devido à maior acessibilidade e disponibilidade do material. E além disso, suas composições ósseas e estrutura são semelhantes, o que garante uma similaridade em suas propriedades (YIN, 2015).

Foi realizado um ensaio de flexão de quatro apoios, utilizando-se pequenos corpos de prova. Do osso bovino, foram retirados três corpos de prova para cada orientação diferente (Figura 16): longitudinal, transversal e radial (YIN, 2015).

Figura 16 – Corpos de prova retirados de osso bovino



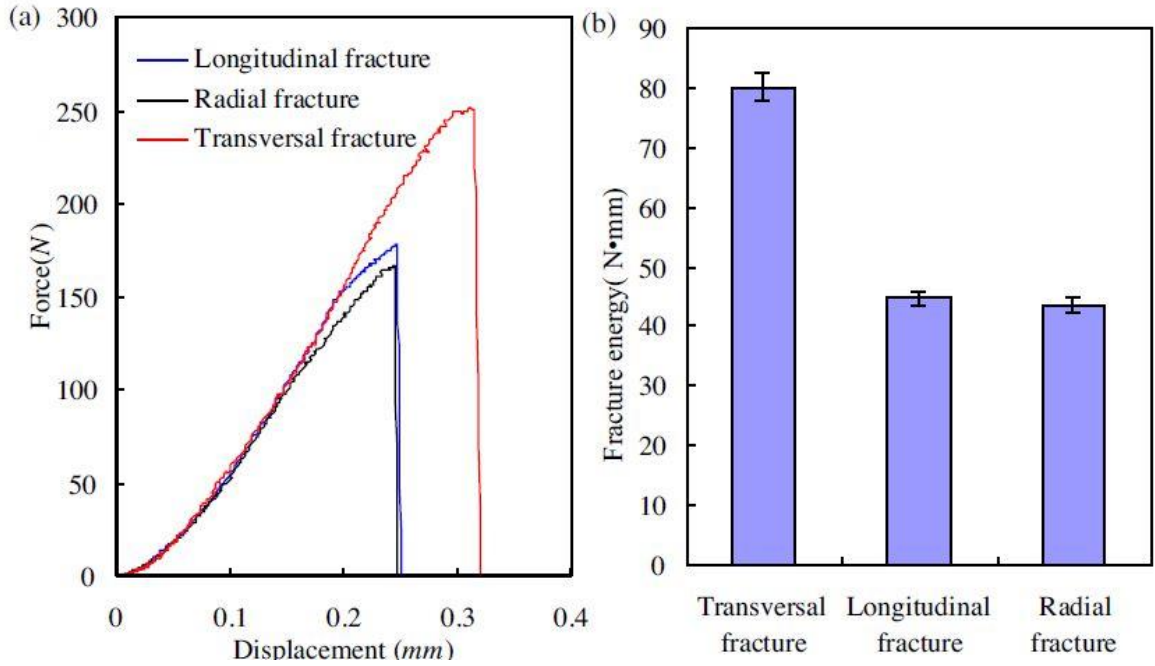
Fonte: Adaptado de Yin (2015).

Após a realização do ensaio de flexão, os resultados obtidos confirmaram que o osso realmente apresenta característica anisotrópica, pois mostrou diferentes valores de força aplicada até o rompimento nas diferentes orientações (YIN, 2015).

Porém, o corpo de prova que suportou maior força aplicada até sua fratura foi o de orientação transversal, superando o corpo de prova de orientação longitudinal e radial (Figura

17). E, como consequência, também foi o corpo de prova de orientação transversal que apresentou maior energia necessária para ser rompido (YIN, 2015).

Figura 17 – Resultados dos ensaios de flexão. (a) Curva força-deslocamento e (b) energia de ruptura



Fonte: Yin (2015).

4 CONCLUSÕES

Por meio do estudo da bibliografia disponível foi desenvolvido um trabalho com extensa base teórica sobre biomecânica e análises em cima de estudos já desenvolvidos sobre o assunto.

Foram feitos estudos e análises em cima de pesquisas realizadas por autores da área de biomecânica para comprovar dois conceitos já estabelecidos em livros e enciclopédias, que envolvem a diferença das resistências de tração e compressão e a característica anisotrópica do osso.

O primeiro conceito foi comprovado através do estudo sobre a fratura asa de borboleta, que mostrou que o osso possui resistência à tração inferior à resistência à compressão, pois a fratura tem início na lateral do osso em que está sujeito ao esforço de tração.

O segundo conceito foi comprovado parcialmente. O estudo sobre a anisotropia do osso mostrou que o material realmente apresenta características anisotrópicas. Porém, houve uma divergência entre o conceito estabelecido e o resultado do estudo. O conceito define que o osso apresenta maior resistência à tração em sua orientação longitudinal, mas o resultado do estudo mostra que a maior força aplicada e a maior energia antes da ruptura foram exibidas pelo corpo de prova de orientação transversal. Tal desvio pode ser explicado por vários fatores, como por exemplo irregularidade dos corpos de prova, acabamento superficial mal realizado, possível anormalidade na saúde do animal e diferença no ensaio de flexão para o de tração.

O osso é um material muito complexo. Suas propriedades dependem de muitos fatores, e podem variar de indivíduo para indivíduo. Idade, gênero, genética, doenças entre outros interferem nas propriedades mecânicas do osso, fazendo com que os valores tomados como padrão sejam muito generalizados.

REFERÊNCIAS

- FRANKEL, V. H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 1989.
- FRANKEL, V. H. **Basic biomechanics of the skeletal system**. Filadélfia: Lea & Febiger, 1980.
- GRABCAD. Disponível em: <https://grabcad.com/library?page=1&per_page=48&time=all_time&sort=recent&query=pelvis>. Acesso em: 20 ago. 2017.
- HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 3. ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2000.
- LIU, D. et al. **Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis**. 2016. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135045331630217X>>. Acesso em: 13 jun 2017.
- OPTITRACK. Disponível em: <http://www.optitrack.com/motion-capture-movement-sciences/>. Acesso em: 12 out. 2017.
- ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. **Fundamentals of biomechanics**. 2. ed. Nova Iorque: Springer, 1999.
- SHARIR, A.; BARAK, M.; SHAHAR, R.. **Whole bone mechanics and mechanical testing**. 2008. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1090023307003292>>. Acesso em: 19 ago. 2017.
- SMITH, W. F.; HASHEMI, J. **Fundamentos de engenharia e ciência dos materiais**. São Paulo: Bookman, 2013.
- TURNER, C.H.; BURR, D.B. **Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial**. 1993. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S088506669390081K>>. Acesso em: 07 maio 2017.
- YIN, D. et al. **Mechanical test and fractal analysis on anisotropic fracture of cortical bone**. 2015. Disponível em <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169433215023028>>. Acesso em: 16 jul. 2017.