

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

**FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

**ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS
LUMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR**

MARCELO OPPERMANN

**ORIENTADORA: Dra. LOURDES MATTOS BRASIL
COORIENTADOR: Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**BRASÍLIA/DF: JUNHO – 2016
UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA**

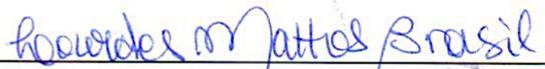
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS
LOMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR

MARCELO OPPERMANN

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

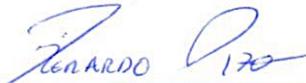
APROVADA POR:



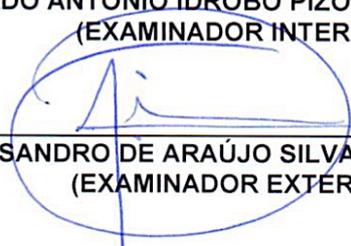
LOURDES MATTOS BRASIL, DRA. - FGA / UNB
(ORIENTADORA)



LEANDRO XAVIER CARDOSO, DR. - FGA / UNB
(COORIENTADOR)



GERARDO ANTONIO IDROBO PIZO, DR. - FGA / UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



ALEX SANDRO DE ARAÚJO SILVA, DR. - UFERSA
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 03 DE JUNHO DE 2016

BRASÍLIA/DF, 03 DE JUNHO DE 2016.
FICHA CATALOGRÁFICA

NOME

ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS LOMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR, [Distrito Federal] 2016.

No.p 198, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2016).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-----------------------|------------------------|
| 1. COLUNA LOMBAR | 2. PARAFUSO PEDICULAR |
| 3. ELEMENTOS FINITOS | 4. SUBTRAÇÃO PEDICULAR |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

OPPERMANN, M. (2016). ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS LOMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 046A./2016, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, No.p 198.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: MARCELO OPPERMANN.

TÍTULO: ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS LOMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR

GRAU: Mestre

ANO: 2016

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2016

SGAN 607 Conj A Bloco A Salas 210-211

Ed. Brasilia Medical Center

70860-300 Brasília, DF – Brasil.

MENSAGEM

Um momento...

Imagine você no lugar de quem sofre.

Observe os irmãos relegados aos padecimentos da rua e suponha-se constrangido a semelhante situação. Repare o doente desamparado e considere que amanhã provavelmente seremos nós candidatos ao socorro na via pública.

Contemple as crianças necessitadas, lembrando os próprios filhinhos. Quando a ambulância deslize rente ao seu passo, conduzindo o enfermo anônimo, pondere que, talvez um parente nosso extremamente querido, se encontre a gemer dentro dela.

Fite a multidão dos ignorantes e dos fracos, cansados e infelizes, julgando-se entre eles e mentalize a gratidão que você sentiria perante a migalha de amor que alguém lhe ofertasse.

Pense um momento em tudo isso e você reconhecerá que a caridade para nós todos é simples obrigação.

*Psicografia de Chico Xavier pelo Espírito
André Luiz.*

AGRADECIMENTOS

Dizer obrigada, às vezes, não é suficiente para agradecer a tão amável e gentil pessoa que nos momentos das nossas vidas, aqueles mais difíceis, nos estende a mão amiga e nos oferece amparo.

Agradeço a ti, minha amada e querida esposa Priscila, quantas vezes sacrificastes o teu dia, para que o meu pudesse ser calmo e proveitoso. Permitindo assim, desenvolver meu trabalho, meu sonho, mesmo que este não foste o teu. Quantas oportunidades relegastes em meu favor, quantas mudanças de atitude fizestes para esconder as minhas imperfeições. Serei eternamente grato.

Neste trabalho, mesmo estando gravado meu nome, esconde-se por de trás o teu, Priscila Santos Oppermann. O vejo na introdução, onde me intui da necessidade de percorrer o caminho acadêmico, na fundamentação por opinar e me incentivar em momentos de fraqueza, nos métodos, guiando-me por caminhos com menos urzes e espinhos, nos resultados, compartilhando decepções e principalmente alegrias, e nas conclusões onde tudo valeu a pena. Obrigado, por fim, de tê-la comigo.

Não posso esquecer, da mesma forma o Professor, Pesquisador, e Amigo Alex Sandro Silva, que foi um “carregador de piano” ao meu lado, estudando e desenvolvendo todo o trabalho que envolvia os Modelos de Elementos Finitos. Vale ressaltar que, há aproximadamente de 2 anos, eu não tinha nem conhecimento desta ferramenta, muito menos das suas utilidades, e fostes tu a me orientar, muito obrigado.

Aos meus orientador e co-orientador, Profa. Lourdes Mattos Brasil e Prof. Leandro Xavier Cardoso, respectivamente, por serem muito indulgentes com minha inexperiência acadêmica e pacienciosos com minha ignorância em Engenharia. Espero que em vossos âmagos sintam-se orgulhosos de seus esforços para comigo.

Meus filhos, Bruno e Thiago Oppermann, este trabalho e estudo é para vocês. Não como ferramenta de pesquisa ou de estudo acadêmico, mas como modelo de perseverança e desbravamento das incertezas, que sempre aparecerão em vossos caminhos. Sei que enxergai a mim como exemplo, por isto da minha eterna dedicação. Um beijo do Papai.

Minha querida mãe Teresinha Oppermann, quanto sacrificastes, e ainda o faz, com intuito de ver, todos seus filhos felizes. Após o desencarne de nosso amado Pai, fostes a pedra fundamental e o apoio da nossa família. Quem te conhece, sabe que não poderia se esperar menor bravura, coragem e determinação para com tua prole. De tantas menções que já fiz a ti, guarde mais esta no teu coração.

RESUMO

ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS EM VÉRTEBRAS LOMBARES APÓS SUBTRAÇÃO PEDICULAR

Autor: Marcelo Oppermann

Orientadora: Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil

Coorientador: Dr. Leandro Xavier Cardoso

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Dissertação de Mestrado
Brasília, 03 de Junho de 2016.**

Os Parafusos Pediculares (PP) estão entre os implantes mais utilizados na ortopedia/neurocirurgia. Este assemelha-se a um parafuso comum, mas com particularidades específicas para o local onde será implantado. Macroscopicamente o osso vertebral contém estruturas que determinam sua característica funcional e duas são mais importantes, na relação com os PP, o pedículo e o corpo vertebral. O pedículo, microscopicamente, é formado por um tecido ósseo mais rígido capaz de aguentar maior carga, já o corpo vertebral, diferentemente, contém uma estrutura mais frágil, e são denominados, respectivamente, de osso cortical e trabecular. Existem duas formas de avaliar a ação mecânica dos PP, através de estudos físicos e com Modelos de Elementos Finitos (MEF). Os MEF são cada vez mais utilizados na prática biomecânica, já que são facilmente modelados, sem necessidade de maquinário especial e muito menos, requerem comissão de ética para sua aprovação. Através da criação de uma malha, adiciona-se propriedades físicas que representem as características do parafuso e do osso, e simula-se cargas. Com isso, é possível avaliar o resultado, em termos de tensão, deslocamento e inferir falhas ao sistema. Aqui, se estudou 5 tipos de parafuso, que representassem a média dos implantes comercializáveis, com desenhos estruturais diferentes entre si. Estes foram inseridos em um cilindro com duas porções, representando o pedículo e o corpo vertebral e submetidos a tração (arrancamento), com uma força de 500N. O objetivo foi de avaliar a tensão nas interfaces osso-parafuso e deslocamento, em duas situações, uma com o modelo intacto, e outro com subtração da área cilíndrica, que representasse o pedículo. O modelo obedeceu o princípio de ser isotrópico e linear. O resultado, sob o prisma do deslocamento, mostrou que na média, os 5 parafusos tiveram uma perda de fixação da ordem de 47%, quando a porção pedicular foi removida e aplicada a carga. Ademais, no que tange a individualidade dos parafusos, houve uma diferença significativa entre os cinco tipos, variando de 21,9% até 92,2% no aumento do deslocamento, no modelo sem a região pedicular. Sob o ponto de vista tensão, nenhum parafuso, em ambos os cenários, obteve valores que alcançassem o ponto de tensão de escoamento do osso trabecular, ou ponto de ruptura definitiva. Aqui, mais uma vez, houve diferença significativa entre os 5 tipos de PP. Muitos PP obtiveram menor tensão quando da subtração pedicular. Este fato é explicado por ser o osso trabecular mais deformável (Módulo de Elasticidade menor), assim passível de gerar menor tensão para um mesmo deslocamento. Enfim, este trabalho conseguiu relatar que numa eventual necessidade de remoção dos pedículos vertebrais, os implantes existentes no mercado apresentam uma grande capacidade de falha, demonstrado por uma um aumento médio de quase 50% no deslocamento do PP, quando 500N de carga é aplicado sob forma de arrancamento.

Palavras-chaves: Coluna Lombar, Parafusos Pediculares, Elementos Finitos e Subtração Pedicular.

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS IN LUMBAR VERTEBRAE AFTER PEDICULAR SUBTRACTION

Author: Marcelo Oppermann

Supervisor: Dr. Lourdes Mattos Brasil

Co-supervisor: Dr. Leandro Xavier Cardoso

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Masters Degree Dissertation
Brasília, 03 June 2016.**

The pedicle screws (PS) are currently the most widely used implants in orthopedics / neurosurgery. They resemble a common bolt, but with specific characteristics to fit into the bone. Macroscopically vertebral bone contains structures that determine their functional feature, but two are most important in relation to the PS, the pedicle and vertebral body. The pedicle microscopically, is formed with a rigid bone tissue, capable of withstanding greater load. The vertebral body, in contrast, contains a more brittle structure. They are named cortical and trabecular bone, respectively. There are two ways to evaluate the mechanical action of the PS, through physical studies and finite element models (FEM). FEM are increasingly used in the biomechanics practice, since they are easily modeled, without the need for special machinery, neither requires ethics committee for approval. By creating a mesh, added with physical properties, that represent the characteristics of the screw and the bone, they can simulate the loads existing in the screw-bone interface. With this, it makes possible to evaluate the results in terms of stress, displacement and interpreted as failure. Here, we studied 5 types of PS, which represent the average of marketable implants with different structural designs. These were inserted into a cylinder with two portions, representing the pedicle and vertebral body and put them to traction (pullout), with a force of 500N in order to evaluate the stress and the strain at the bone-screw interfaces between two situations, one with the intact model, and another with subtraction of the cylindrical area, represented by the pedicle. The model followed the principle to be isotropic and linear. The result, in the light of displacement, showed that on average, the 5 screws have a loss of 47% in fixation, when the pedicle portion was removed. Beside, regarding the individuality of the screws there was a significant difference among the five kinds, ranging from 21,9% to 92,2% increase in displacement, with and without the pedicle region. From the point of view of stress, no screw, in both scenarios, obtained values that reached the yield stress point of the trabecular bone, or point of final break. Here again, there was a significant difference between the five types of PS. Many PS obtained a lower stress when the pedicle was subtracted, a fact that was explained being the trabecular bone more deformable (lower elastic modulus) and likely to generate lower stress for the same displacement. In the end, this work was succeeded to report that if needed, the removal of the vertebral pedicles, the nowadays implants have a large fault capacity, shown by an average increase of almost 50% in the PS displacement, when load of 500N is applied in the form of pullout.

Key words: Lumbar Spinal, Pedicle Screw, Finite Element Models and Pedicle Subtraction.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	xi
LISTA DE FIGURAS.....	xii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xviii
LISTA DE NOMENCLATURA.....	xix
LISTA DE ABREVIACÕES	xx
1 INTRODUÇÃO	22
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	22
1.2 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	24
1.3 OBJETIVOS.....	25
1.3.1 Objetivo Geral	25
1.3.2 Objetivos Específicos	25
1.4 REVISÃO DA LITERATURA.....	26
1.4.1 Pesquisa Bibliográfica Anatomia Vertebral	26
1.4.2 Pesquisa Bibliográfica Envolvendo o Cenário Biomecânico	27
1.4.3 Pesquisa Bibliográfica Envolvendo Testes Matemáticos em Biomecânica da Coluna Lombar	28
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	29
2.1 HISTOLOGIA	29
2.1.1 Óssea	29
2.2 ANATOMIA.....	33
2.2.1 Óssea	33
2.3 BIOMECÂNICA GERAL	41
2.3.1 Introdução.....	41
2.3.2 Movimento.....	41
2.3.3 Planos de Movimento	43
2.3.4 Formas de Ação.....	44
2.3.5 Tensão-Deformação	44
2.3.6 Modulo de Elasticidade (Módulo de Young)	52
2.3.7 Coeficiente de Poisson	53
2.3.8 Tensão von Mises	53
2.3.9 Módulo de Cisalhamento	54
2.4 BIOMECÂNICA APLICADA A COLUNA.....	55
2.4.1 Unidade Espinhal Funcional	55

2.4.2	Biomecânica da Vértebra	55
2.5	BIOMECÂNICA DO PARAFUSO PEDICULAR	62
2.5.1	História do Parafuso	63
2.5.2	Estrutura Óssea	63
2.5.3	Falha Óssea.....	68
2.5.4	Anatomia Extrínseca do Parafuso.....	68
2.5.5	Anatomia Intrínseca	71
2.5.6	Tipos de Parafuso – Eixo.....	74
2.5.7	Tipos de Parafuso – Formato Interno.....	76
2.5.8	Testes Biomecânicos	78
2.5.9	Influência do Desenho do Parafuso.....	88
2.6	ELEMENTOS FINITOS	119
2.6.1	Introdução	119
2.6.2	Problemas Físicos, Modelos Matemáticos e Soluções de EF.....	120
2.6.3	Análise de Elementos Finitos e CAD	121
2.6.4	Construção de um MEF	121
2.6.5	Visão Geral dos MEF na Coluna Vertebral.....	127
2.6.6	Modelamento da Coluna Lombar.....	128
2.6.7	Cargas Aplicadas nos MEF	131
2.6.8	Nastran	141
3	METODOLOGIA	142
3.1	AMBIENTE DE ESTUDO.....	142
3.3	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	143
3.4	OBJETOS DE ESTUDO	144
3.4.1	Osso.....	144
3.4.2	Parafuso	144
3.5	CRIAÇÃO DA MALHA	146
3.5.1	Osso.....	146
3.5.2	Parafusos.....	148
3.6	INTEGRAÇÃO E APLICAÇÃO DAS CONDIÇÕES	150
3.7	TESTES E PÓS-PROCESSAMENTO	152
4	RESULTADOS	154
4.1	VISÃO GERAL.....	154
4.2	EFEITO DA SUBTRAÇÃO PEDICULAR.....	155

4.2.1 Tensão	155
4.2.2 Deslocamento	156
4.3 EFEITO DO DESENHO INTRÍNSECO DO PARAFUSO	157
4.3.1 Tensão	157
4.3.2 Deslocamento	158
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	159
5.1 VISÃO GERAL	159
5.2 DISCUSSÃO DOS MÉTODOS	161
5.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	163
5.4 CONCLUSÃO	165
6 TRABALHOS FUTUROS.....	166
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	167
8 ANEXOS	183
8.1 PUBLICAÇÕES E CONGRESSOS	183

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores dos Pedículos Vertebrais Lombares em milímetros (BANTA et al., 1989).	38
Tabela 2 - Propriedades de Forças Compressivas do Osso Trabecular de Vértébras Lombares de Humanos. (*) Um ponto na curva tensão-deformação, além do qual, a porção elástica, não é mais linear (LINDAHL, 1976).	60
Tabela 3 - Diferenças químicas e anatômicas do osso cortical e trabecular (esponjoso) em humanos (COWIN; TELEGA, 2003).	64
Tabela 4 - Módulo de Elasticidade do osso cortical humano em diferentes exposições. GPa= Giga Pascal (COWIN; TELEGA, 2003).	64
Tabela 5 - Valores médios dos módulos de elasticidade adquiridas sob diversas técnicas e autores. GPa= Giga Pascal, FEM= <i>Finite Element Model</i>	65
Tabela 6 - Dados e valores dos parafusos analisados (TSAI et al., 2009).	97
Tabela 7 - Sumário dos Valores dos Parafusos Analisados e Testados sob Arrancamento (KRENN et al., 2008).	100
Tabela 8 - Valores da força de arrancamento dos parafusos em espumas de poliuretano de acordo com as medidas dos parafusos.	106
Tabela 9 - Valores dos cinco tipos de parafusos dos dados intrínsecos utilizados para modelar as malhas que representam os parafusos. BP= Posição inicial de conicidade do parafuso, sendo que se for 0mm representa que a conicidade inicia-se junto a cabeça do parafuso; CA=Ângulo de Cônico, DHA= Ângulo Distal; DRR=Raio da Raiz Distal, ID= Diâmetro Interno, L= Comprimento, OD= Diâmetro Externo, P=Passo da Rosca, PHA=Ângulo Proximal, PRR=Raio da Raiz Proximal, TR= Raio da Ponta do Parafuso, TW= Largura da Rosca, (mm)= milímetros, (°)=Graus.	145
Tabela 10 - Resumo dos dados mecânicos aplicados aos elementos ósseos e ao parafuso de titânio.	149
Tabela 11 - Valores de tempo transcorridos, quando o programa foi acionado para gerar os resultados. Dados em formato HH:MM:SS (Hora, Minuto e Segundo).	154
Tabela 12 - Valores das tensões encontrados na região de contato do osso com o parafuso em ambos os cenários (modelo de subtração e íntegro). Valores em MPa (Mega Pascais).	157
Tabela 13 - Valores em micrômetros dos deslocamentos de cada parafuso nos modelos de vértebras íntegras e com subtração pedicular.	158

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Morfologia histológica do osso cortical e trabecular. Ver também Figura 12 (YOUNG et al., 2006).	30
Figura 2 - Secção transversal do osso cortical, mostrando o Ósteon com suas lamelas e canais. Em B a mesma imagem, com luz polarizada (COWIN et al., 2003).	31
Figura 3 - Parte de uma trabécula mostrando dois pacotes trabeculares (hemi-ósteons) (COWIN et al., 2003).	32
Figura 4 - Coluna vertebral mostrando as várias porções dos segmentos flexíveis e rígido. Coluna em vermelho refere-se à porção cervical, em verde à torácica, e azul clara lombar. Em lilás mostra as regiões rígidas, compreendendo o sacro e o cóccix (NETTER, 2015).	33
Figura 5 - Estrutura geral da vértebra (“The Vertebral Column- Joints- Vertebrae- Vertebral Structure”, 2015).	34
Figura 6 - Estrutura anatômica de um conjunto articular em visão posterior e lateral (NETTER, 2015).	35
Figura 7 - Estruturas anatômicas da vértebra lombar (NETTER, 2015).	35
Figura 8 - Numeração das vértebras lombares. (L: indicativo de Lombar) (NETTER, 2015).	36
Figura 9 - Comparação das vértebras A) Cervicais, B) Torácicas e C) Lombares. Notar o tamanho comparativo proporcional, junto as dimensões dos corpos vertebrais e seus pedículos (NETTER, 2015).	37
Figura 10 - Representação das medidas pediculares (GARZA et al., 2009).	38
Figura 11 - Mostrando os valores médios dos diâmetros pediculares (em mm) de acordo com a vértebra lombar (L1 a L5) (BANTA et al., 1989).	38
Figura 12 - Formação interna do corpo vertebral, A) foto ampliada e B) desenho esquemático que dá a possibilidade de entender a organização trabecular com as barras transversais e horizontais, vistas na Figura A.	39
Figura 13 - Orientação das trabéculas ósseas em visão lateral (A,B) e Superior (C) (GALLAIS M, 1925)	40
Figura 14 - Translação. Um única força ou uma somatória com força única resultante faz o corpo mover-se em paralelo a ação exercida (AMADIO et al., 1999).	41
Figura 15 - Rotação. Duas forças, não alinhadas e opostas, fazem corpo mover-se ao redor de um centro estacionário ou centro de rotação (AMADIO et al., 1999).	42
Figura 16 - Durante a rotação cria-se um ponto onde o objeto não move-se, e em sua visão tridimensional, este ponto está presente em várias camadas. Uma linha que liga todos estes pontos é chamada de Eixo de Rotação (BOGDUK, 2012).	42
Figura 17 - Planos e direções do movimento, convenção anatômica. Em A) a utilização anatômica e B) a utilização das coordenadas x-y-z, mais utilizado por biomecanicistas (STEVENS, 2006).	43
Figura 18 – Em A) barra (BC) de tamanho L, em B) a mesma barra sendo aplicada uma força P com uma deformidade δ . Em C) há possibilidade de observar sua deformidade (δ) causado pela aplicação de uma força (P), representados em modelagem gráfica (BEER et al., 2014).	45
Figura 19 - Mesmo material da Figura 18, mas com o dobro do diâmetro (2A), necessitará de duas vezes a força para gerar a deformidade δ (BEER et al., 2014).	45
Figura 20 - Mesmo material da Figura 18, mas com o dobro do comprimento (L), e sendo aplicada a mesma força (P) gerará duas vezes a deformidade 2δ (BEER et al., 2014).	45

(Figura 21 - Diagrama de Tensão-Deformação do aço-carbono. σ = Tensão em medida ksi (libra força por polegada quadrada), e seus pontos de tensão crítico de escoamento (γ), máximo (U) e de quebra (B) (BEER et al., 2014).	47
Figura 22 - Exemplo de um teste de Tensão-Deformação realizado em um material maleável. Note que ocorre a ruptura ao longo de uma superfície em forma de cone, formando um ângulo de aproximadamente 45° com a superfície original do espécime. Isso indica que a cisalha é o principal responsável pelo fracasso de materiais maleáveis, confirmando o fato de que, tensões de cisalhamento sob pressão axial são maiores em superfícies que formam um ângulo de 45°, com a carga (BEER et al., 2014).	47
Figura 23 - Diagrama Tensão-Deformação de um material rígido qualquer, evidenciando que a tensão máxima (σU) é a mesma da ruptura (σB). Portanto não há as outras fases evidentes em materiais maleáveis (BEER et al., 2014).	48
Figura 24 - Demonstração da ruptura de um material rígido sem as deformidades encontradas nos de estrutura maleável (BEER et al., 2014).	48
Figura 25. - Diagrama Tensão-Deformação para materiais maleáveis (concreto neste exemplo), mostrando a diferença entre distensão e compressão (BEER et al., 2014).	49
Figura 26 - Gráfico Tensão-Deformação de uma fibra de colágeno (SHAH et al., 1977).	50
Figura 27 - Diagrama de Tensão-Deformação de um ligamento humano, observar o curto espectro de deformação clínica antes da lesão (GRABINER, 1998).	51
Figura 28 - Conceito do coeficiente de <i>Poisson</i>	53
Figura 29 - Compressão vertebral com carga sob baixa velocidade (BELL et al., 1967; MESSERER, 1880; PEREY, 1957).	56
Figura 30 - A) Relação entre a densidade óssea e a sua resistência. B) Relação entre a massa óssea e a idade (WHITE, 1990).	57
Figura 31 - Modelos de falha nos osso trabeculares. A) Mostrando os tipos I, II, e III, e em B) a proporção de cada tipo nos ossos estudados. Para uma determinada deformação, a área sob a curva do gráfico carga-deformação representa a energia que tenha sido absorvida para produzir a deformação. Comparando a curva de tipo I com a curva de tipo III para uma dada deformação além da carga de ruptura, vê-se que a curva de tipo III tem a maior reserva de energia. Esta energia pode ser usado de forma vantajosa, quer durante trauma, em que o dano ao tecido mole adjacente é diminuído, ou durante o período de recuperação. onde ele pode servir como uma salvaguarda contra novo aumento da deformidade. (LINDAHL, 1976)	59
Figura 32 - Teste de compressão trabecular com sua distribuição de forças no plano transversal (KELLER et al., 1989).	61
Figura 33 - Parafuso pedicular padrão com tamanho de 55mm de comprimento e 5,5mm de diâmetro (Arquivo pessoal).	62
Figura 34 – Figura de um PP inserido dentro de uma vértebra de adulto. Vista superior (axial), sendo possível visualizar a porção dentro do pedículo e a porção no corpo vertebral (Arquivo Pessoal).	62
Figura 35 - Parafuso pedicular com suas porções identificadas (TEYFIK et al., 2015).	69
Figura 36 - Figura mostrando a conexão entre o parafuso, o conector e a barra (Arquivo Pessoal).	69
Figura 37 - Figura sob visão posterior da coluna lombar, mostrando todo o sistema conectado aos outros parafusos (Arquivo Pessoal).	70
Figura 38 - Demonstração do princípio básico de um parafuso mostrando o cilindro, o suclo helicoidal que forma a rosca terminando no parafuso completo (Mundo Mecânico).	71
Figura 39 - Tipos de roscas e sua aplicação (OBERG, 1996).	72

Figura 40 - Desenho esquemático de todas as dimensões que podem variar em um parafuso pedicular (AMARITSAKUL et al., 2013).....	73
Figura 41 - Parafuso Monoaxial. Notar que o conector e a cabeça do parafuso são uma peça única, impedindo qualquer mobilidade (Arquivo Pessoal).	74
Figura 42 - Diagrama de um parafuso poliaxial, mostrando as porções da barra (ligação entre dois ou mais parafusos), o conector e a cabeça do parafuso. O parafuso e o conector são móveis até que a rosca empurra a barra contra a cabeça do parafuso e daí em diante ele torna-se imóvel (BOGDUK, 2012).	75
Figura 43 - Parafusos poliaxiais conectados as barras mostrando o benefício da poliaxialidade (Arquivo Pessoal).	75
Figura 44 - Parafusos lombares, A) Original com alto índice de quebra no final da rosca. Assim foram criados três novos parafusos, B) com duas cabeças, C) com a cabeça integrada à rosca, e D) com formato cônico (DAVNE et al., 1992).....	77
Figura 45 - Imagem mostrando os dois tipos de parafusos, Cônico (A) e Cilíndrico (B) (CHEN et al., 2011).	77
Figura 46 - Equipamento capaz de fazer o teste de arrancamento (MTS - USA).....	79
Figura 47 - Equipamento completo de arrancamento, MTS Bionix Test System (USA).	80
Figura 48 - Chave de torque ligada a um sistema eletrônico (em verde) capaz de medir o grau de força aplicada a cada esforço rotacional (KWOK et al., 1996).	81
Figura 49 – Diferenças gráficas entre o de torque de inserção (A) e força de arrancamento (B) (MEHTA et al., 2012).	81
Figura 50 - Máquina customizada (MTS, USA) com a finalidade de gerar carga em ondas cíclicas crescentes. Notar a vértebra dentro de uma substância fixadora (em amarelo) com o parafuso pedicular introduzido, ligado a uma barra que conecta o parafuso à máquina de teste. Notar ainda o analisador de imagem 3D (em azul) que envia o grau de mobilidade existente no parafuso para então gerar o resultado de acordo com a carga e movimento gerado (BOSTELMANN et al., 2015).	83
Figura 51 - Estudo comparativo de uma nova técnica de inserção do parafuso, descrita como "Trajeto Cortical", comparando-a com a "tradicional" (SANTONI et al., 2009).	86
Figura 52 – Exame tomográfico com corte axial da coluna lombar. ROIs de diferentes áreas, cortical (a esquerda) e trabecular (a direita) (MAI et al., 2015).	86
Figura 53 - Percentual de diferença das densidades ósseas nas região da coluna vertebral que são utilizadas na técnica Cortical comparado a Tradicional, conforme a idade. Notar que a diferença percentual vai aumentando, ou seja, com o avançar da idade menos osso da região da técnica cortical é perdida, se comparada a da área da técnica tradicional (MAI et al., 2015).....	87
Figura 54 - Definição do diâmetro pedicular efetivo (EPD), numa seção transversal do pedículo lombar (BANTA et al., 1989).	90
Figura 55 - Resultados dos vários tipos de parafusos. Em torque o parafuso cônico (3) apresentou uma ligeira superioridade em relação aos outros. Contudo, o mesmo não pode ser encontrado em relação a força de arrancamento do parafuso cônico (3) em relação aos outros cilíndricos.	95
Figura 56 - Resultados da rigidez entre o parafuso cônico e cilíndrico, com vantagem de 50% (p=0.01) de rigidez em favor do cônico. A força de arrancamento foi maior (17%) para o cônico, mas não alcançou significância (p=0.07 – demonstrando uma tendência) (ABSHIRE et al., 2001).	96
Figura 57 - Tipos de parafusos analisados A) Cilíndrico/Cilíndrico, B) Cilíndrico/Cônico e C) Cônico/Cônico (KIM et al., 2012).....	98

Figura 58 - Teste da força de arrancamento (Pullout Strength), dos parafusos Cy/Cy (cilíndrico/cilíndrico), Cy/Co (cilíndrico/cônico) e Co/Co (cônico/cônico) de acordo com a densidade da espuma de poliuretano (Alta= Grade 20, Normal=Grade 15 e Baixa= Grade 5). A conformação Cy/Co obteve resultado significativo em relação aos demais parafusos (*) (KIM et al., 2012).	98
Figura 59 - Resultados da força de arrancamento (em N - Newtons) dos três tipos de parafusos (Screw) de acordo com as diferentes densidades de espumas (valores entre parênteses no eixo X do gráfico) (KRENN et al., 2008).	100
Figura 60 - Estudo de Brasiense et al., (2013) comparando parafuso com rosca dupla (Dual) a simples (Single).....	101
Figura 61 - Parafusos avaliados, mostrando o implante com dupla rosca sendo a segunda menor em altura, e comparando com o parafuso usual (MUMMANENI et al., 2002).	102
Figura 62 - Dados físicos avaliados dos parafusos. (N= Newton, mm= milímetros) (MUMMANENI et al., 2002).....	103
Figura 63 - Sistema de parafuso para uso em ossos da mão, usual (a esquerda) e o com dupla rosca (a direita), mostrando que o Passo (P1) dos parafusos são iguais, e maiores do que o do parafuso com dupla rosca (P2) (HERBERT et al., 1984).	103
Figura 64 - Definição da altura da rosca (setas) (Arquivo Pessoal).	105
Figura 65 – Amostra dos parafusos utilizados no estudo, trabecular de 4mm de Ø (a) cortical com 3.5mm de Ø (b), cortical com 2.7mm de Ø (c), fino com 2.2mm de Ø (d), finco com 1.6mm de Ø (e) e fino com 1.2mm de Ø(f). Ø=Diâmetro (GAUSEPOHL et al., 2001).....	107
Figura 66 - Força máxima de sustentação dos diferentes tipos de parafusos no meio poliuretano (A) e osso trabecular bovino (B). Força de sustentação em Newtons (GAUSEPOHL et al., 2001).	108
Figura 67 - Recálculo dos resultados no meio poliuretano, sendo que agora todos os parafusos apresentam 4mm de diâmetro (GAUSEPOHL et al., 2001).....	108
Figura 68 - Imagens mostrando fotos (em cima) e desenho esquemático (abaixo) dos três tipos de parafusos, trabecular (a), cortical (b) e fino (c). Notar a grande presença de substrato ósseo macerado pelo parafuso nas bordas das roscas (GAUSEPOHL et al., 2001).....	109
Figura 69 - Desenho esquemático de alguns tipos de roscas (NORTON et al., 2006).	111
Figura 70 - Resultados dos testes de arrancamento em diferentes espumas, de acordo com o desenho da rosca. V= Rosca em "V", RD= Rosca de Dente, Q= Rosca Quadrada (KIM et al., 2012).	111
Figura 71 - Em A visualização da área de contato do osso (em laranja) e o parafuso (em amarelo). B mostrando a impressão dos três tipos de rosca no osso e C mostrando a diferença dos três tipos de desenhos. Bone = Osso, Implant = Parafuso, Symmetrical = Simétrico, Square = Quadrado e Butressed = Rosca Denteada, termos traduzidos do inglês original (LEE et al., 2010).....	112
Figura 72 - Valores das áreas dos três parafusos com conformações diferentes e passos diferentes (LEE et al., 2010).	113
Figura 73 - Descrição dos parafusos 1-3 da esquerda para a direita: 1- Cônicos com tamanho 7.5x40mm (diâmetro e comprimento) com rosca progressiva caracterizada por formato em "V" com transformação para trapezoidal perto da conexão com a cabeça do parafuso; 2- Cônico de 7.5x40mm com rosca em "V" tradicional; 3- Cilíndrico 6.5x50mm com rosca "V" (INCEOGLU et al., 2004).	114
Figura 74 - Resultados do torque (A) e da força de arrancamento (B) dos parafusos 1- Cônicos com tamanho 7.5x40mm (diâmetro e comprimento) com rosca progressiva caracterizada por formato em "V" com transformação para trapezoidal perto da conexão com a cabeça do parafuso; 2- Cônico de 7.5x40mm com rosca em "V" tradicional; 3- Cilíndrico 6.5x50mm com rosca "V". Os resultados	

comparativos que alcançaram diferença estatística estão assinalados com ***, e indicados pelos colchetes (INCEOGLU; FERRARA; MCLAIN, 2004).	115
Figura 75 - Formatos dos parafusos do estudo, Tipo A, B e C (YAMAN et al., 2015).....	116
Figura 76 - Três formas de arrancamento, A em espuma de poliuretano de 25mm, B espuma de poliuretano de 50mm e C em vértebra de ovelha (YAMAN et al., 2015).	117
Figura 77 - Gráfico mostrando as diferenças nas forças de arrancamento para cada parafuso, com seus desvios padrões, para cada meio (YAMAN et al., 2015).	117
Figura 78 - Em um domínio vê-se um nó em a), três nós em b) e uma malha parcial de elementos finitos em c), dentro de um domínio qualquer (HUTTON, 2004).	122
Figura 79 - Domínio irregular com elementos quadrados maiores (a) e menores (b) (HUTTON, 2004).	124
Figura 80 – Em a) a estrutura cônica está sujeita a carga de tensão: $r(x)=r_0 - (xL)(r_0-r_L)$. B) Ao domínio cônico é caracterizado uma área utilizando a média, e a estrutura original é detalhada em linhas descontínuadas. Em c) a área é modelada com dois elementos e em d) com quatro elementos.	125
Figura 81 - Em a) o Deslocamento (δ) em $x = L$ (comprimento)e de acordo com o o número de elementos sendo criados, maior é a aproximação ao valor exato. B) Comparação com os diferentes tipo de elementos e o valor exto	125
Figura 82 - Comparação da tensão axial computada no objeto cônico $\sigma_0 = FA_0$, onde σ é a deformidade final e σ_0 a deformidade inicial, L o comprimento, F a força aplicada e A_0 área inicial (HUTTON, 2004).	126
Figura 83 - Valores conferidos em diferentes estudos ao Osso cortical e trabecular (<i>cancellous</i>) E= Módulo de Elasticidade, V= Coeficiente de Poisson e G= Módulo de Cisalhamento, MPa= Mega Pascal (KURUTZ, 2005).	129
Figura 84 - Valores conferidos em diferentes estudos ao Osso cortical e trabecular (<i>cancellous</i>) e placas terminais (<i>Endplate</i>) E= Módulo de Elasticidade, V= Coeficiente de Poisson e G= Módulo de Cisalhamento, MPa= Mega Pascal (KURUTZ, 2005). Continuação.....	130
Figura 85 - MEF dos parafusos e os cilindros representando o osso com as regiões rígidas e móveis (tensionadas) a) dobra e b) arrancamento (AMARITSAKUL et al., 2013).	133
Figura 86 - MEF, com os diferentes elementos representados por cores, vermelho= osso cortical, roxo= osso trabecular e verde= parafuso, numa visão coronal (1) oblíqua (2) e sagital (3) (CHAZISTERGOS et al., 2006).	134
Figura 87 - Condições de simulação de carga (50N) no parafuso ao longo (A), transversalmente (B) e de forma oblíqua (45°) (C) (MACEDO et al., 2015).	136
Figura 88 - Pontos analisados na espuma de poliuretano (tensão von Mises) e no parafuso (MACEDO et al., 2015).	137
Figura 89 - Modelo computacional das malhas evidenciando as possibilidades de carga (A) simulando os movimentos possíveis (B) (MATSUKAWA et al., 2015).	138
Figura 90 - Ponto de falha que representou neste estudo a força de arrancamento (MATSUKAWA et al., 2015).	138
Figura 91 - Os seis tipos de parafusos analisados neste estudo (SHIH et al., 2015).	139
Figura 92 - Carga e condições de contorno dos parafusos	140
Figura 93 - Dados dos parafusos utilizados com a finalidade de reproduzir a anatomia intrínseca do parafuso, e assim criar o modelo virtual.	145
Figura 94 - Malha do osso (em azul) mostrando os tipos de definição, grosseira e refinada.	146
Figura 95 - Modelo do osso trabecular evidenciando as regiões do osso cortical e trabecular.	147

Figura 96 - Os 5 tipos de parafusos criados. Ver Tabela 9 que contém as dimensões.....	148
Figura 97 – Processos de construção do modelo bidimensional assimétrico, com a modelagem do osso e parafuso em formato tridimensionais, união das parte e secção para então chegar num modelo bidimensional.	150
Figura 98 – Aplicação ao modelo de malha as propriedades de movimento e estática, o parafuso tem liberdade de movimento e o osso não. E uma carga (seta vermelha) foi aplicada como forma de simular uma tração, ou arrancamento do parafuso.	151
Figura 99 - Processo do desenho do estudo e relação entre as variáveis. As linhas representam as comparações feitas, inicialmente entre mesmos parafusos e após entre seus diferentes tipos, num mesmo cenário de situação (sem pedículo ou subtração).	152
Figura 100 - Demonstração das tensões máximas (valores junto aos elementos) de dois parafusos (<i>MossMiami</i> - Esquerda , e <i>A-Spine</i> – Direita). O parafuso foi removido com intuito de melhor demonstrar as tensões. Os valores, segundo a escala de cores, estão em Mpa (Mega Pascal). Observar que os pontos de maior tensão (indicado pelo ponto branco) são sempre a primeira volta da rosca em contato com o osso.	155
Figura 101 - Média das tensões máximas e na primeira volta da rosca dos 5 parafusos.	156
Figura 102 - Valores médios de todos os parafusos nos dois cenários, modelos com a vértebra íntegra e com subtração pedicular. Valores em (micrômetros) μm	156
Figura 103 – Representação gráfica dos valores das tensões encontrados na região de contato do osso com o parafuso em ambos os cenários (subtração e íntegro). Valores em MPa (Mega Pascals).	157
Figura 104 - Descrição gráfica dos deslocamentos de cada parafuso nos modelos de vértebras íntegras e com subtração pedicular. Valores em micrômetros.	158
Figura 105 - Técnica cirúrgica em estudo, onde o pedículo é separado do corpo vertebral.	160

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
±	Mais ou Menos
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/min	Milímetro por minuto
2D	Duas dimensões
μm	Micrômetro
δ	Deformação
<i>L</i> ou <i>l</i>	Comprimento
<i>L</i> ₀	Comprimento Inicial
ε	Deformação Elástica
<i>P</i>	Força
<i>A</i>	Área
<i>N</i>	Newtons
N/m	Newtons por metro
N/mm ²	Newtons por milímetro quadrado
σ	Tensão
σ _γ	Tensão de Escoamento
σ _U	Tensão Máxima
<i>E</i>	Módulo de Elasticidade
<i>G</i>	Módulo de Cisalhamento
<i>ν</i>	Coefficiente de Poisson
<i>T</i> _{xy}	Tensão de Cisalhamento
<i>Y</i> _{xy}	Deformação de Cisalhamento
<i>F</i>	Força
g/ml	Gramas por mililitro
Kg/m ³	Quilograma por metro cúbico
MPa	Mega Pascal
GPa	Giga Pascal
Pa	Pascal
mg/g	Miligrama por grama
g/cc ou g/cm ³	Gramas por centímetro cúbico
g/cm ²	Gramas por centímetro quadrado
Hz	Hertz
Ø	Diâmetro
φ	Variável de campo
<i>N</i>	Função de interpolação

LISTA DE NOMENCLATURA

Claudicação	Impossibilidade de caminhar
Neurogênica	De causa neurológica
Estenose	Estreitamento, fechamento, redução
Laminectomia	Remoção cirúrgica da lâmina vertebral (porção da vértebra)
Instrumentação	Ato de implementar via ato cirúrgico implantes inorgânicos
Endoscópico	Procedimento cirúrgico guiado por cânula com lente de aumento
Osteointegração	Capacidade de um implante se integrar ao osso
Ln (L1,L2...)	Referência a número da Vertebra Lombar (L)
Ósteon	Unidade óssea cortical
Lamelas	Camadas ósseas formadas por ósteons
Pedículo	Região óssea vertebral
Sacro	Região da coluna vertebral
Cóccix	Região da coluna vertebral
Trabéculas	Pilares e barras formadoras do osso do corpo vertebral

LISTA DE ABREVIACOES

ECL	Estenose de Canal Lombar
LSS	<i>Lumbar Spinal Stenosis</i>
MMII	Membros Inferiores
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
TPF	Técnica do Pedicelo Flutuante
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
OD	<i>Outer Diameter</i> (Dimetro externo)
ID	<i>Inner Diameter</i> (Dimetro interno)
CA	<i>Conical Angle</i> (ngulo de conicidade do dimetro interno)
BP	<i>Beginning Position</i> (Incio da conicidade no parafuso)
DHA	<i>Distal Half Angle</i> (ngulo distal da crista)
PHA	<i>Proximal Half Angle</i> (ngulo proximal da crista)
PRR	<i>Proximal Root Radios</i> (Raio radicular proximal)
DRR	<i>Distal Root Radios</i> (Raio radicular distal)
TW	<i>Thread Width</i> (Largura da rosca)
P	<i>Pitch</i> (Passo da rosca)
p	Significância
CTETRA	Formato computacional de um elemento geométrico não linear utilizado pelo Software Nastran
RBE3	<i>Rigid Body Elements</i> (Comando para estabelecer como rígido o ponto escolhido)
N	Newtons
pQCT	<i>peripheral Quantitative Computed Tomography</i> (Tomografia computadorizada quantitativa periférica)
CT	Tomografia Computadorizada
NCBI	<i>National Center for Biotechnology Information</i>
NLM	<i>National Library of Medicine</i>
FAPESP	Fundação de Ampara  Pesquisa de São Paulo
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Cientifico e Tecnológico
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>
PP	Parafuso Pedicular
FOA	<i>Flank Overlap Area</i>
pQCT	<i>peripheral Quantitative Computed Tomography</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
SciELO	Scientific Electronic Library Online
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
UEF	Unidade Espinhal Funcional
DIV	Disco Intervertebral
Ca ⁺⁺	Cálcio Inico
FEM ou MEF	Modelos de Elementos Finitos
EF	Elementos Finitos
DMO	Densidade Mineral ssea
UH	Unidades Hounsfield
EPD	<i>Effective Pedicle Diameter</i> (Diâmetro Pedicular Efetivo)
UTS	<i>Unified Thread Standard</i>

PSF
SC
FOA
Pg

Penalty Stiffness Factor
Soft Constrained
Flank Overlaped Area
Página

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo inicia-se com a contextualização do trabalho, em qual área da medicina ele está inserido, a formulação do problema, bem como os objetivos a serem percorridos e como se procedeu a revisão bibliográfica.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A coluna vertebral, no ser humano, apresenta propriedades e estruturas que em conjunto definem suas três principais funções. Primeiro, estabilidade, devido a um conjunto de ossos, ligamentos e músculos arranjados, que conseguem manter uma pessoa em posição ereta, com segurança. Segundo, flexibilidade, através de articulações e ligamentos, permite que se possa adotar inúmeras posições, sem risco a estabilidade. E, por último, proteção, isto é, por um canal vertebral feito de tecido ósseo e ligamentos espessos, mantém, em seu interior, a medula e suas raízes, contra agentes nocivos externos. Infelizmente, quando uma dessas, ou mais propriedades, falham o resultado é doença (HERKOWITZ et al., 2004).

São inúmeras as patologias derivadas de um mau funcionamento de uma, ou mais das funções da coluna vertebral. Algumas destas acarretam na perda da estabilidade da coluna vertebral. Outras, requerem o tratamento cirúrgico, que também produz, sob alguma forma, instabilidade. Para transpor este tipo de deformidade, utiliza-se o princípio da fusão vertebral ou em termos médicos, artrodese (ROSNER et al., 2003). O objetivo da instrumentação é corrigir a deformidade da coluna ou estabilizá-la para uma melhor fusão biológica definitiva.

Fusão vertebral (artrodese) ocorre quando existe fixação, de uma unidade articular vertebral, previamente móvel, através de um procedimento cirúrgico desejado. Existem várias técnicas, todas utilizam-se de enxertos autólogos, ou artificiais, mas com índices de pseudoartrose (insucesso na fusão) elevados. Os implantes metálicos surgiram como forma de estabilização imediata, proporcionando assim, a imobilidade necessária, até que a fusão definitiva óssea ocorra (ZERWEKH et al., 1992).

Instrumentação da coluna vertebral, basicamente, significa a implantação de dispositivos metálicos rígidos ligados à coluna vertebral. Estes dispositivos conseguem assegurar a rigidez e, assim, facilitar a cicatrização óssea, levando a fusão. Já que, como bem sabido por todos, o osso só regenera quando o movimento é retirado, afinal esse é o princípio do gesso, quando de uma fratura.

Entretanto, a biomecânica do implante, está intrinsecamente ligada com a biomecânica do osso. Embora aparentemente vantajosos, estes conceitos biomecânicos não conduzem necessariamente a um resultado satisfatório em termos clínicos ao paciente.

Muitos problemas, tais como afrouxamento dos parafusos pediculares, fraturas do corpo vertebral, após fixação, ou ainda, falha metálica foram relatados após o uso dos implantes em vértebras osteoporóticas (BAUM et al., 2015; COE et al., 1990; PONNUSAMY et al., 2011).

Estudos biomecânicos, para avaliar a capacidade de fixação desses implantes, incluem o teste cíclico de carregamento, o teste de torque de inserção e o teste de arrancamento (COOK et al., 2004; FUH et al., 2013). Vários fatores afetam a capacidade de fixação de um parafuso ao osso. Cita-se fatores relacionados à vértebra como a densidade óssea vertebral corpo (BAUER et al., 2014; BOUXSEIN et al., 2009) e as características anatômicas dos pedículos vertebrais (HIRANO et al., 1997; KIM et al., 2012; MISENHIMER et al., 1989). Fatores relacionados ao desenho do parafuso (cilíndrica ou cônica) (ABSHIRE et al., 2001; CHAO et al., 2008; TSAI et al., 2009), diâmetro externo (BIANCO et al., 2014; KIM et al., 2012), e diâmetro interno (BIANCO et al., 2014; CHO et al., 2010), além de fatores cirúrgicos, como a técnica de inserção do próprio implante, interferem no resultado final como um todo (HELGESON et al., 2013; SHEA et al., 2014).

1.2 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Na atualidade, a fusão lombar, através da artrodese instrumentada, necessita de implantes (parafusos) que apoiam, sob termos mecânicos, muito mais na estrutura do pedículo (porção da vértebra) do que ao corpo da mesma (BUSSCHER et al., 2010; HIRANO et al., 1997; WEINSTEIN et al., 1992a). Alguns autores já demonstraram mecanicamente que o pedículo vertebral representa aproximadamente 60% da força de fixação do parafuso (BUSSCHER et al., 2010; HIRANO et al., 1997; WEINSTEIN et al., 1992a).

O canal vertebral, por ser uma estrutura fechada por paredes ósseas, muitas vezes necessita ser remodelado, cirurgicamente, com o intuito de evitar a lesão permanente das estruturas neurais internas (medula e ou raízes), por algum motivo em sofrimento. A forma de descompressão mais utilizado dá-se pela remoção das estruturas posteriores deste canal, a laminectomia (remoção das lâminas vertebrais).

Futuramente, outras técnicas cirúrgicas serão criadas e algumas já apresentam um futuro promissor, como a técnica de descompressão do canal medular que desconecta os pedículos junto ao corpo vertebral (dados ainda não publicados). Estas estruturas, os pedículos, representam as paredes laterais do canal vertebral e é, de forma hipotética, idealizado, que com este procedimento haja maior liberação das estruturas neurais. Já contempla-se estudos na literatura mostrando o quanto de estabilidade é perdida com a remoção completa do pedículo (HIRANO et al., 1997). Entretanto, nada existe fazendo referência a desconexão da porção pedículo-vertebral, nem mesmo se existe diferença da capacidade de fixação do parafuso junto a vértebra, variando-se o desenho do parafuso.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente trabalho é avaliar, através do uso dos elementos finitos, se os diversos parafusos, com desenho geométrico diferentes, conseguem manter a estabilidade vertebral, após a secção pedicular junto ao corpo vertebral.

1.3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos deste trabalho podem ser detalhados segundo três aspectos ou áreas de interesse: Estabilidade, Desenho, Novo Implante.

- Demonstrar quanto da estabilidade vertebral é perdida ao se seccionar o pedículo vertebral;
- Identificar se o desenho de parafuso interfere nos resultados;
- Identificar se há necessidade de um novo implante para que esta técnica seja oferecida a pacientes com canal vertebral estreito

1.4 REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: *Public Medicine Library* (PubMed), *Scientific Electronic Library Online* (SciELO) e os periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

O PubMed é uma base de dados, que permite a pesquisa bibliográfica de artigos publicados em revistas de grande circulação, da área médica. Ele foi desenvolvido pelo *National Center for Biotechnology Information* (NCBI), sendo mantido pela *National Library of Medicine* (NLM). Atualmente, conta com mais de 25 milhões de citações de literatura biomédica. Sendo a principal forma de pesquisa na área da medicina.

A *Scientific Electronic Library Online* (SciELO) é uma biblioteca eletrônica que abrange uma coleção selecionada de periódicos científicos brasileiros. A SciELO é o resultado de um projeto de pesquisa da Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP), em parceria com a Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (Bireme). A partir de 2002, o Projeto conta com o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

1.4.1 Pesquisa Bibliográfica Anatomia Vertebral

Pouco ou nenhuma alteração anatômica da coluna vertebral, macroscópica, ocorreu nos últimos 50 anos (NETTER, 2015). Entretanto, com o aparecimento de novos métodos de imagem, bem como a microscopia eletrônica, houve um grande avanço no entendimento anatômico microscópico da vértebra humana (MIGLIORATI et al., 2012).

A pesquisa envolvendo a anatomia macroscópica ficou restrita a livros textos. Estas referências foram consideradas adequadas e suficientes, já que são relativamente completas e focadas no princípio biomecânico. Um bom exemplo é HERKOWITZ et al., 2011. Neste exemplar pode-se contemplar, com uma anatomia voltada para a clínica médica, e, da mesma forma, faz referência ao estado mecânico da mesma.

1.4.2 Pesquisa Bibliográfica Envolvendo o Cenário Biomecânico

Utilizando as mesmas ferramentas de pesquisa, e como forma de obter um entendimento envolvendo a biomecânica da coluna vertebral, pesquisou-se, em um primeiro momento, o termo *Lumbar Spinal Biomechanics*. Este ensaio retornou 849 artigos, assim, um filtro foi introduzido, para selecionar estudos que envolvessem análises com uso de próteses (*Pedicle Screws, Biomechanics*), bem como das estruturas envolvidas na fixação destas (*Lumbar Pedicle, Biomechanics*), da mesma forma compreender trabalhos que fizessem referência a biomecânica utilizando parafusos em vértebras osteoporóticas (*Osteoporosis, Lumbar Biomechanics*). Aplicando estes filtros, o cenário bibliográfico, no quesito Biomecânica, ficou condensado a 89 artigos. Ressalta-se aqui dois, que são representativos, sob este escopo.

Primeiramente, o trabalho feito por Hirano et al. (1997), realizado no Japão. Este estudo tinha como objetivo avaliar o quanto cada porção vertebral envolvida na fixação do parafuso pedicular (mais precisamente o pedículo, e o corpo vertebral), pudesse ser fundamental na capacidade de sustentação da prótese implantada, medidos através da força de arrancamento (*pullout force*), e também através de cargas no sentido craniocaudal, à vértebra (longitudinal ao corpo do indivíduo). Em segundo lugar, analisar, em pacientes osteoporóticos, a densidade óssea de cada estrutura vertebral descrita. Além, quanto, nesta patologia, as forças aplicadas aos parafusos pudessem ser diferentes, quando comparadas às vértebras não osteoporóticas. E a conclusão, mostrou ser o pedículo a estrutura mais importante na sustentação do parafuso.

Um segundo estudo, destacado neste quesito, foi a revisão bibliográfica feita por Shea et al. (2014). Neste, os autores avaliaram trabalhos publicados até o início de 2014, que fizessem referência a variáveis, as quais, pudessem ser importantes na osteointegração (capacidade, de uma estrutura qualquer, fixar em definitivo com o osso) do parafuso. Ao final, eles conseguem demonstrar as variáveis como o tamanho do parafuso, através do diâmetro e comprimento; a morfologia da sua rosca e seu desenho são muito importantes em vértebras, onde a qualidade óssea é inferior à de indivíduos jovens.

Vale ressaltar a pesquisa feita no mais completo livro de Engenharia Biomecânica da Coluna realizado pelo Dr. White e Dr. Panjabi, sob o título de *Clinical Biomechanics of The Spine* (WHITE, 1990). Este, na realidade, não é uma obra somente de leitura, mas sim de consulta e referência, pois relata todos os estudos exaustivos, décadas, realizadas em seu laboratório na *Harvard Medical School* em *Boston*, Estados Unidos da América.

1.4.3 Pesquisa Bibliográfica Envolvendo Testes Matemáticos em Biomecânica da Coluna Lombar

Este estudo objetiva avaliar dados mecânicos de vértebras adulteradas cirurgicamente, sendo assim há a opção de testes biomecânicos utilizando vértebras humanas, ou de animais. Entretanto, uma outra forma de comprovar, do ponto de vista matemático, a eficácia de um remodelamento mecânico é a análise de Elementos Finitos (EF) ou *Finite Element Analysis* (FEA).

Desta forma, utilizou-se, das ferramentas de pesquisa já descritas, os termos *Finite Element Analysis* e a palavra “*Spine*”. Em um primeiro momento, obteve-se 1158 referências. Numa segunda tentativa, com intuito de destacar estudos envolvendo os parafusos utilizados na coluna, introduziu-se a palavra “*Pedicle Screw*”, assim a busca foi reduzida para 64 artigos. Ademais, na primeira consulta deste item, (FEA), observou-se muitas referências relacionado a parafusos utilizados em Dentística, e alguns deles foram incluídos. Assim sendo, aos 64 artigos selecionados, adicionou-se mais 5 que fizessem referências a estruturas ósseas, bem como de malhas aos modelos de FEA.

O trabalho que melhor exprime este item é o liderado pelo pesquisador AMARITSAKUL et al., (2013). Neste, os autores descrevem as variáveis do desenho ao parafuso, a forma de construir uma malha, o melhor método para os experimentos mecânicos e, por final, delimita os valores das variáveis inerentes a 5 parafusos, comercialmente utilizados no mercado Americano.

Também, de grande consideração, foi o estudo realizado por NOAILLY et al., (2007). Neste, há um detalhamento preciso dos valores físicos a serem utilizados na construção de uma malha, que possa simular de forma fiel a estrutura óssea.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será abordado temas como a estrutura anatômica (Item 2.2), que envolve as diversas estruturas que circundam o parafuso pedicular, além da histologia (Item 2.1) do osso cortical e trabecular. Ademais, será abordado as principais características do parafuso pedicular (Item 2.3), suas variáveis juntamente com resultados no que tange a fixação ao osso. E por último um apanhado do que é Modelo de Elementos Finitos (Item 2.6), qual sua finalidade e suas ferramentas e falhas.

No Capítulo de Biomecânica Geral estar-se-á algumas características gerais da biomecânica começando com o entendimento dos planos cartesianos de direção de força e orientação, depois conceitos básicos como tensão/deformação, von Misses e outros que são importantes para definir o padrão de cargas e deslocamentos que estruturas, em geral, sofrem.

No Capítulo de Biomecânica da Aplicada a Coluna será tratado a biomecânica específica da coluna lombar e a do parafuso pedicular. Como as diferentes estruturas vertebrais comportam-se a tensões das mais diversas ordens. As particularidades físicas e mecânicas dos dois diferentes tipo de ossos, serão tratados, e ainda, qual ou quais componentes vertebrais ou do implante apresentam maior poder de fixação entre estas duas entidades físicas.

No Capítulo de Elementos Finitos será abordado o conceito, um pouco da história, como se constrói um modelo, quais são os requisitos, e sua finalidade. Além discute-se alguns casos aplicados na coluna vertebral, mais especificamente aos que lidam com implantes pediculares. No final há possibilidade de um entendimento geral desta ferramenta quando utilizada em vértebras.

2.1 HISTOLOGIA

2.1.1 Óssea

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo, formado por células e uma matriz extracelular calcificada, a matriz óssea. A única forma de nutrição dessas células é através de canaliculos por onde passam capilares, já que a matriz calcificada não permite a difusão de substâncias até as células (YOUNG et al., 2006).

Osso consiste de minerais (65%), e de matriz orgânica (35%), células, e água. O mineral é na forma de pequenos cristais, em forma de agulhas, placas e hastes, localizadas dentro, e entre as fibras de colágeno. Ademais, é feito de hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, contendo constituintes, tais como carbonato, citrato, magnésio, flúor, estrôncio, incorporados na rede dos cristais ou sobre a estes.

O osso forma o esqueleto dos vertebrados, e como função, serve de suporte para as partes moles do corpo, protege órgãos vitais, aloja e protege a medula óssea, proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis, e constitui um sistema de alavancas, que amplia as forças geradas pela contração muscular. Além dessas funções, os ossos funcionam como depósitos de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando-os ou liberando-os de maneira controlada e, assim, mantendo constante a concentração desses importantes íons, nos líquidos corporais (YOUNG et al., 2006).

Física e mecanicamente, a estrutura óssea difere em duas regiões, a externa, também chamada de osso cortical, e a interna, denominada osso trabecular ou esponjoso. Ambas são constituídas das mesmas propriedades químicas, mas em concentrações e desenhos morfológicos diferentes, o que lhes confere funções e propriedades distintas (FIGURA 1) (GIBSON, 2003).

O osso cortical é uma massa densa, sólida com canais apenas microscópicos. Aproximadamente 80% da massa óssea no esqueleto humano adulto é composta de osso cortical, que forma a parede exterior de todos os ossos, e é em grande parte responsável pela função de suporte e de proteção do esqueleto. Os restantes 20% da massa óssea são formados de osso esponjoso, uma estrutura de barras e hastes conhecidos como as trabéculas, encontrado nas partes interiores dos ossos (FIGURA 1).

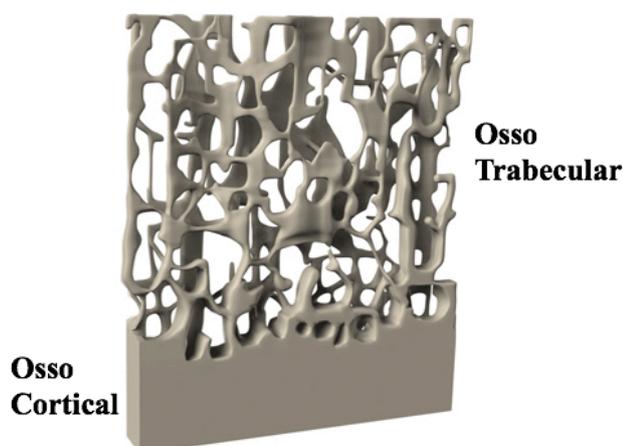


Figura 1 - Morfologia histológica do osso cortical e trabecular. Ver também Figura 12 (YOUNG et al., 2006).

A distribuição proporcional de osso cortical e esponjoso varia muito entre partes do corpo. Por exemplo, a tíbia é formada de 92% de osso cortical e apenas 8% do osso esponjoso, enquanto que uma vértebra típica consiste em 62% cortical e 38% do osso esponjoso. Além disso, o osso cortical e o esponjoso diferem em seu desenvolvimento, arquitetura, função, a depender da idade e a presença de fraturas ou outras patologias que alterem seu estado normal (YOUNG et al., 2006).

No osso cortical a unidade estrutural principal é o *ósteon* ou sistema harvesiano (Figura 2). Os *ósteons* formam cerca de dois terços do volume ósseo cortical; o terço restante é osso intersticial, composto pelos restos de gerações passadas de *ósteons* e lamelas (camadas) subperiosteais e subendosteais. Um *ósteon* típico é cilíndrico e apresenta um diâmetro de aproximadamente 200 a 250 μ m.

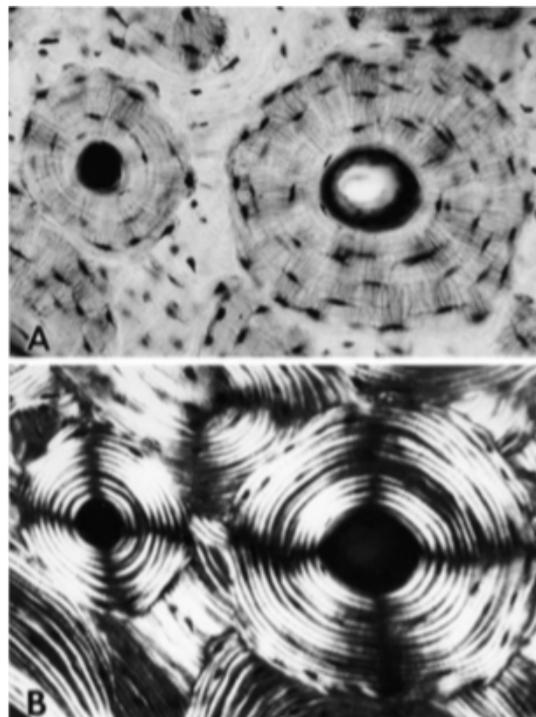


Figura 2 - Secção transversal do osso cortical, mostrando o Ósteon com suas lamelas e canais. Em B a mesma imagem, com luz polarizada (COWIN et al., 2003).

No osso esponjoso ou trabecular, a unidade estrutural é o pacote trabecular, um *hemi-ósteon* (Figura 3). O pacote trabecular ideal tem a forma de uma cova rasa com um raio de 600 μm , e cerca de 50 μm de espessura e 1 mm de comprimento. Tal como acontece com osso cortical, linhas de cimento mantêm os pacotes trabeculares juntos.

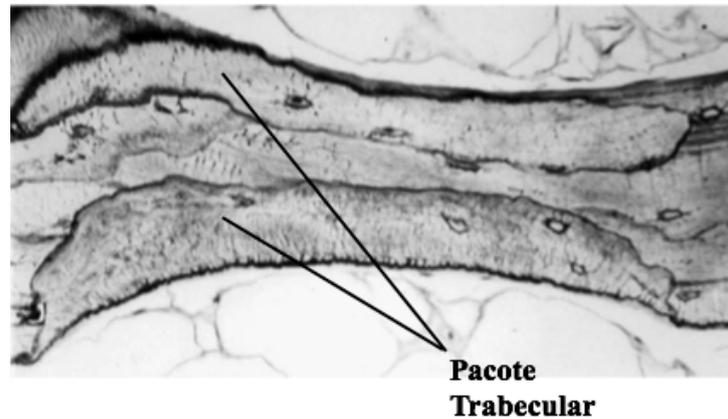


Figura 3 - Parte de uma trabécula mostrando dois pacotes trabeculares (hemi-ósteons) (COWIN et al., 2003).

Aqui foi possível analisar os dois diferentes tipos de estruturas ósseas que são encontradas no osso vertebral, o cortical mais presente no pedículo (que será visto adiante) e o trabecular, osso típico do corpo vertebral.

2.2 ANATOMIA

2.2.1 Óssea

Coluna Vertebral Geral

A coluna é uma “viga estrutural” formada por tecido ósseo, constituindo a maior parte do esqueleto axial. Seus elementos individuais estão unidos por uma série de articulações flexíveis, protetoras, e de apoio para o tronco e membros. É composta tipicamente de 33 vértebras. Apresenta uma região capaz de permitir mobilidade e outra que confere rigidez. A parte móvel da coluna vertebral é formada por 7 vértebras cervicais, 12 torácicas e 5 lombares. A rígida compreende 5 vértebras fundidas que formam o sacro, e 4 ou 5 ossículos irregulares compondo o *cóccix* (Figura 4).

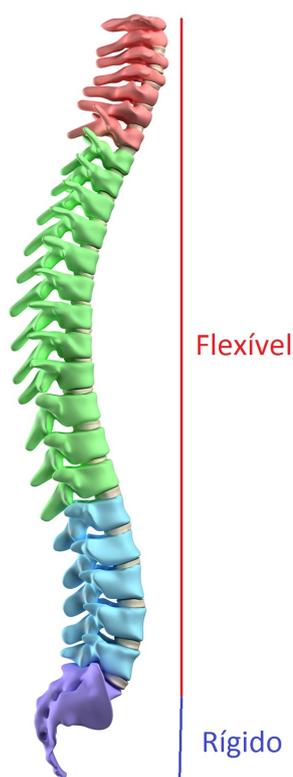


Figura 4 - Coluna vertebral mostrando as várias porções dos segmentos flexíveis e rígido. Coluna em vermelho refere-se à porção cervical, em verde à torácica, e azul clara lombar. Em lilás mostra as regiões rígidas, compreendendo o sacro e o cóccix (NETTER, 2015).

A vértebra da coluna vertebral, unidade individual óssea, apresenta duas estruturas principais: uma massa ventral (anterior) aproximadamente cilíndrica, formada por osso

cortical externo e outro esponjoso (trabecular) interno, chamado de corpo, ou corpo vertebral, e uma estrutura posterior mais densa, chamada arco vertebral dorsal (Figura 5).

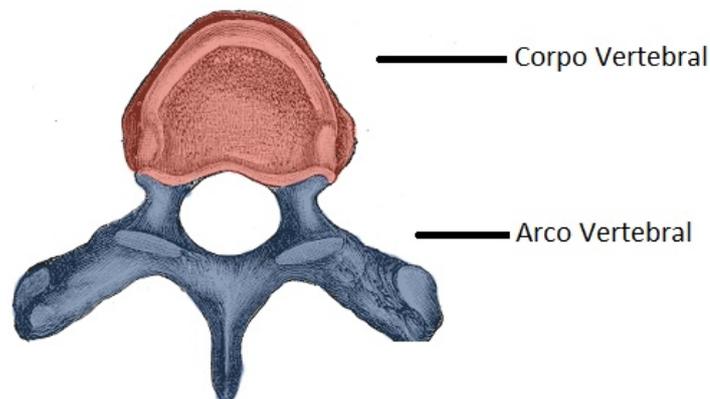


Figura 5 - Estrutura geral da vértebra (“The Vertebral Column- Joints- Vertebrae- Vertebral Structure”, 2015).

O corpo vertebral varia consideravelmente em tamanho e contorno, dependendo da região analisada, mas não apresenta processos salientes ou adornos externos. Em contraste, e este, o arco vertebral tem uma estrutura mais complexa. Ele está ligado ao corpo, posteriormente, por dois robustos pilares, chamados pedículos. Estes são unidos por um par de lâminas planas e arqueadas que projetam, na linha média dorsal uma crista, chamada de processo espinhoso. Os pedículos, lâminas, e dorso do corpo formam o forame vertebral, um anel ósseo completo que envolve a medula espinal. Os processos transversos e os processos articulares superior e inferior são encontrados perto da junção do pedículo e as lâminas. Os processos articulares (zigapófises) formam as articulações facetarias, emparelhadas entre os arcos vertebrais (Figura 6 e Figura 7).

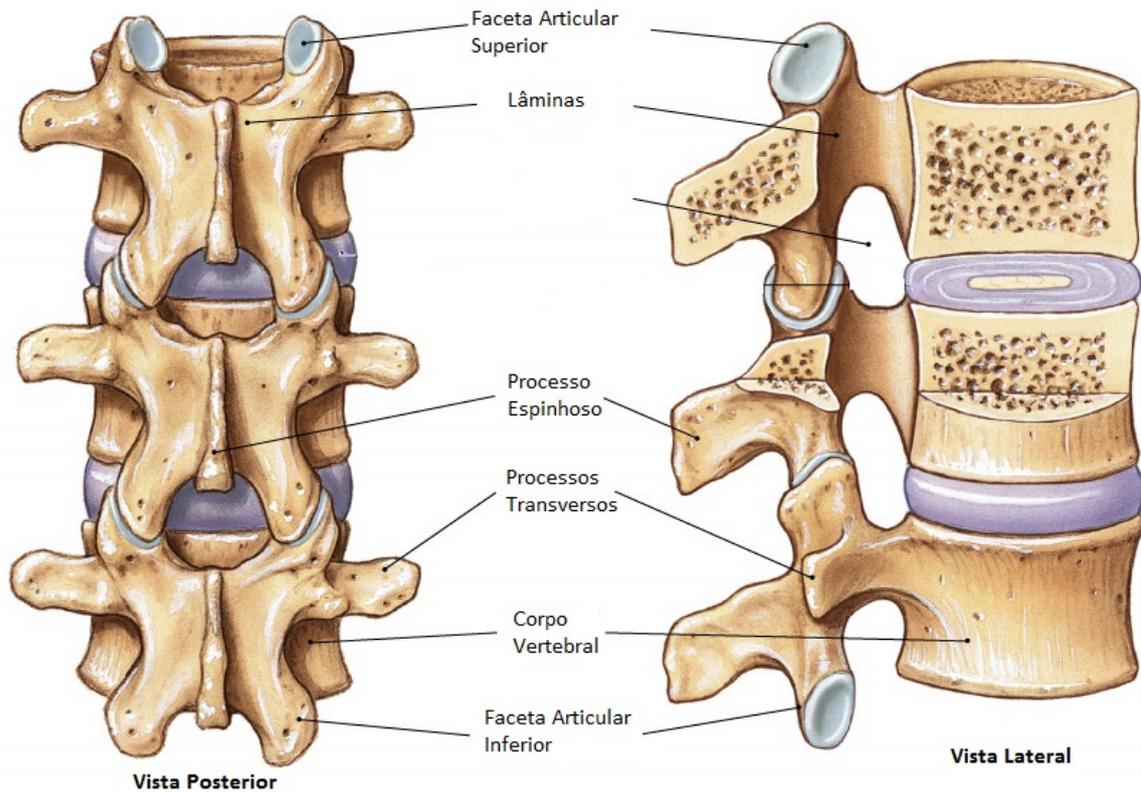


Figura 6 - Estrutura anatômica de um conjunto articular em visão posterior e lateral (NETTER, 2015).

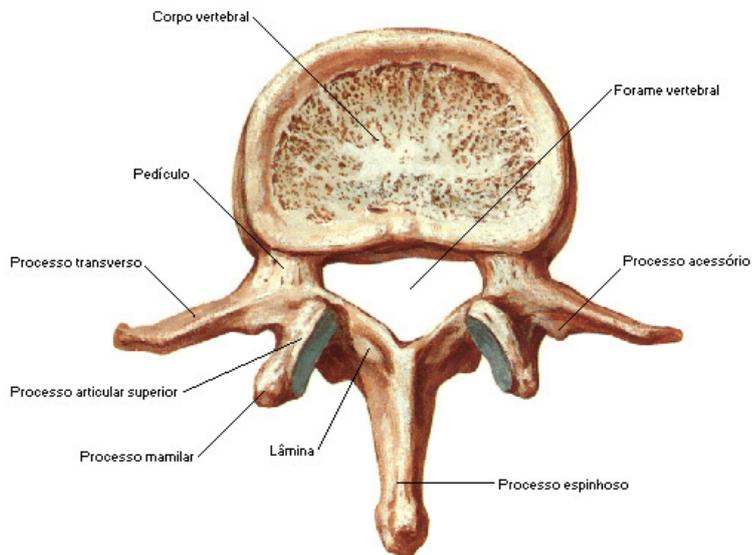


Figura 7 - Estruturas anatômicas da vértebra lombar (NETTER, 2015).

Vértebra Lombar

A coluna vertebral lombar é constituída por cinco vértebras separadas (Figura 8), que são nomeados de acordo com a sua localização na coluna intacta. A partir de cima para baixo elas são denominadas como primeira, segunda, terceira, quarta e quinta vértebras lombares. É dado a letra “L” relativo a Lombar e um número de sua localização. Assim L1 representa a primeira vértebra lombar, L2 a segunda e, assim por diante. Da mesma forma, define-se as vértebras Cervicais (C1-C7) e Torácicas (T1-T12).

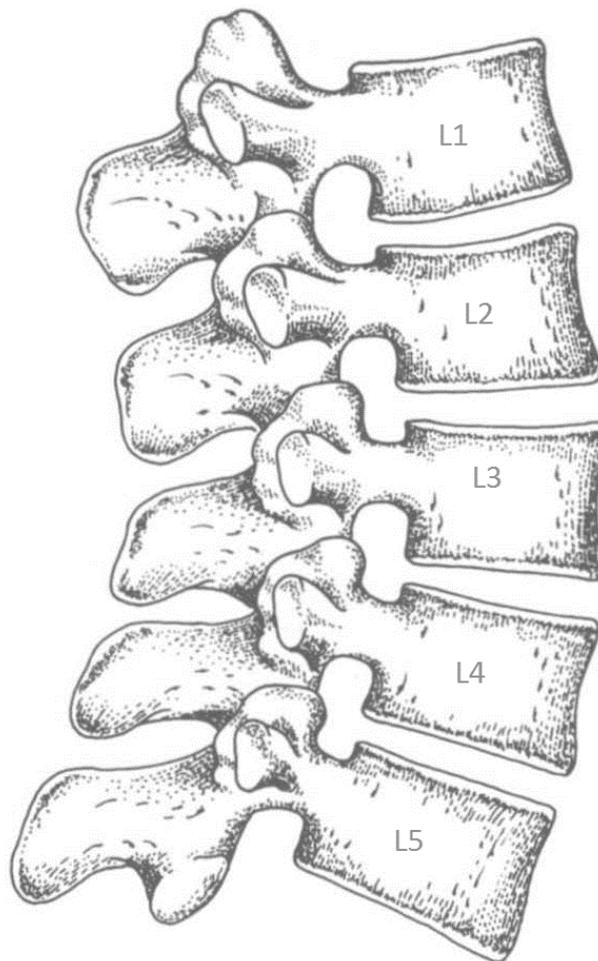


Figura 8 - Numeração das vértebras lombares. (L: indicativo de Lombar) (NETTER, 2015).

A vértebra lombar apresenta uma estrutura mais maciça e grosseira, quando comparada com as demais, tipicamente relacionada com sua função, de suportar cargas maiores (Figura 9). Elas são facilmente distinguidas das outras vértebras pela falta de um forame transversal ou faceta articular costal. O corpo é grande, com um diâmetro lateral maior do que seu correspondente anteroposterior, e é ligeiramente mais espessa na face

posterior do que sua anterior. Todas as estruturas associadas com o arco vertebral são grosseiras e robustas. Os pedículos são largos, e com as suas lâminas, formam um forame vertebral triangular. Os processos transversais são planos, nos três segmentos lombares superiores (L1-L3), mas no quinto (L5) são espessos, com bordas arredondadas. O quarto processo transversal (L4) é geralmente menor de todos.

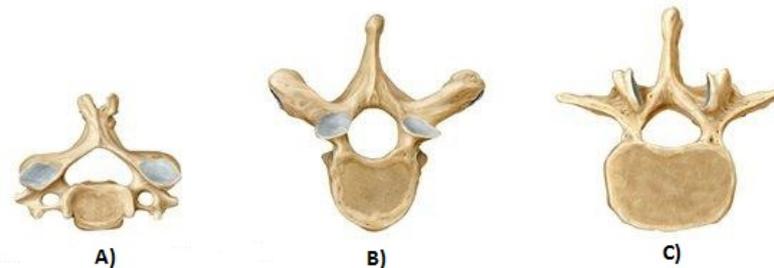


Figura 9 - Comparação das vértebras A) Cervicais, B) Torácicas e C) Lombares. Notar o tamanho comparativo proporcional, junto as dimensões dos corpos vertebrais e seus pedículos (NETTER, 2015).

O pedículo, como descrito anteriormente, faz parte do arco posterior (HERKOWITZ et al., 2011). Entretanto, alguns autores o consideram como uma porção distinta (DENIS, 1983), por sua grande resistência e anatomia microscópica (descrita adiante). As dimensões pediculares, em todos os seus parâmetros, são altamente variáveis. Esta variabilidade depende do nível lombar e a individualidade do ser humano estudado (BANTA et al., 1989; BUSSCHER et al., 2010). A Figura 10 representa as áreas de medições, e a

Tabela 1 detalha os valores encontrados e representados na Figura 11. Vale ressaltar que há uma discreta variabilidade na altura pedicular, com tendência de leve queda quanto mais caudal a vértebra estudada (L1 para L5), mas um aumento significativo da largura nesta mesma direção. Outros estudos confirmam esta tendência, mas os valores absolutos apresentam uma discreta variação, considerada não significativa (GARZA et al., 2009; PANJABI et al., 1992).

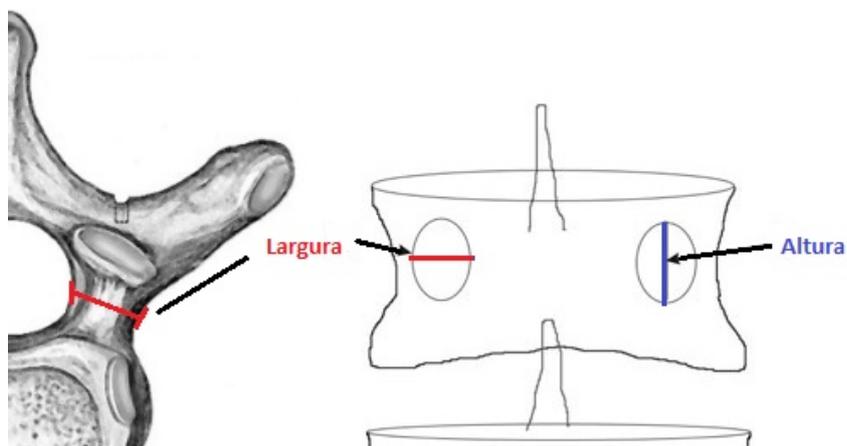


Figura 10 - Representação das medidas pediculares (GARZA et al., 2009).

Tabela 1 - Valores dos Pedículos Vertebrais Lombares em milímetros (BANTA et al., 1989).

DIÂMETROS			
ALTURA		LARGURA	
Vértebra	Valor Médio	Vértebra	Valor Médio
L1	14,21	L1	7,47
L2	13,63	L2	8,02
L3	13,35	L3	9,12
L4	13,49	L4	10,13
L5	12,72	L5	13,37

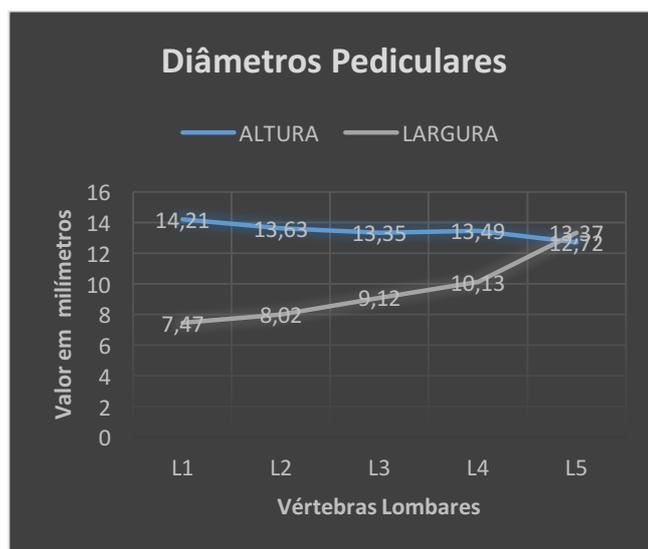


Figura 11 - Mostrando os valores médios dos diâmetros pediculares (em mm) de acordo com a vértebra lombar (L1 a L5) (BANTA et al., 1989).

Estrutura Interna

A arquitetura interna do corpo vertebral apresenta barras horizontais e transversais, sendo estas representadas por varetas finas de osso, chamadas de trabéculas verticais e transversais (Figura 12). As trabéculas permitem, ao corpo vertebral capacidade de suportar maior força e resistência.

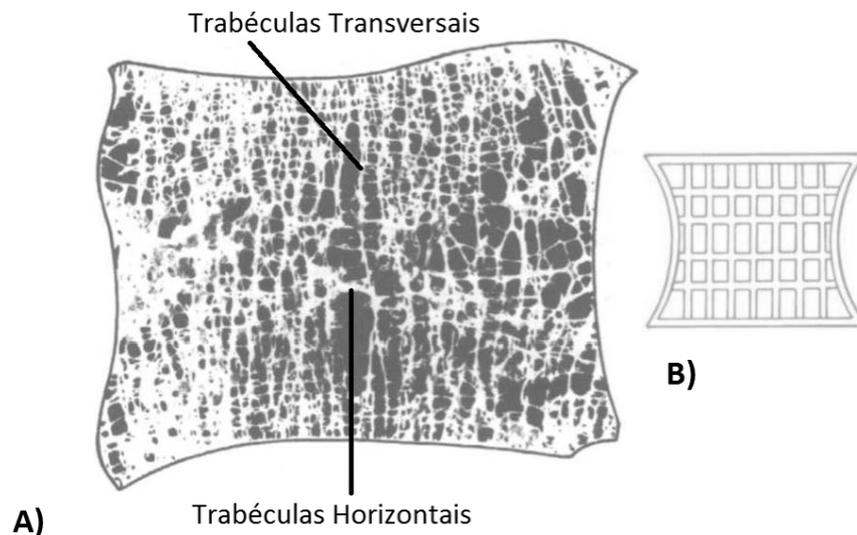


Figura 12 - Formação interna do corpo vertebral, A) foto ampliada e B) desenho esquemático que dá a possibilidade de entender a organização trabecular com as barras transversais e horizontais, vistas na Figura A.

O espaço entre as trabéculas pode ser proveitosamente usado como canal conveniente ao fornecimento de sangue e drenagem venosa e, em determinadas condições, capacidade para hematopoese (produção de células do sangue). Com efeito, a presença de sangue nos espaços intertrabecular atua como um elemento adicional útil para a transmissão de cargas e absorção de impacto (WHITE, 1990). Nesta situação, a cavidade trabecular, do corpo vertebral, aparece como uma esponja e, por esta razão, é por vezes, referido como esponjosa vertebral (BOGDUK, 2012).

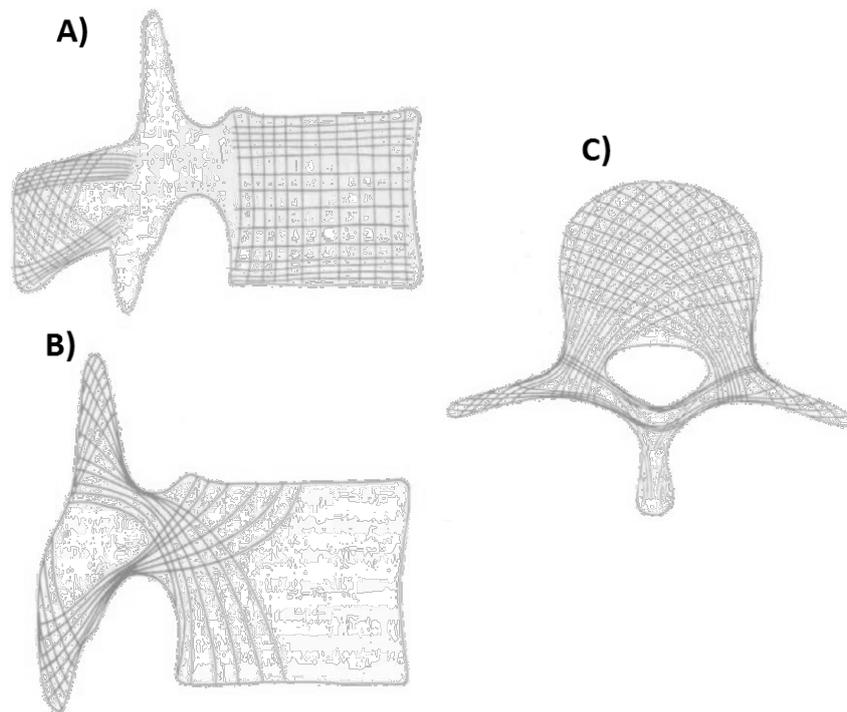


Figura 13 - Orientação das trabéculas ósseas em visão lateral (A,B) e Superior (C) (GALLAIS M, 1925)

Enfim, a anatomia óssea da área que envolve o parafuso pedicular é composta pelo corpo vertebral e o pedículo de vértebras lombares, em geral 5 com denominações próprias. O corpo com suas trabéculas dispostas num formato que se assemelha a grades, e depois o pedículo com sua estrutura mais densa e com variações de tamanho, de acordo como o nível estudado.

2.3 BIOMECÂNICA GERAL

2.3.1 Introdução

Por causa de seu jargão e clamor matemático, a biomecânica é um assunto difícil e pouco inteligível para profissionais da saúde. Contudo, certos conceitos biomecânicos são indispensáveis para a descrição e interpretação dos movimentos e alterações etárias da coluna lombar. É, portanto, indispensável analisar e entender estes conceitos, como um prelúdio para o entendimento da biomecânica mais específica da coluna lombar.

2.3.2 Movimento

Existem dois tipos de movimento que podem ser submetidos a um osso: **translação** e **rotação**. A essência da translação é que todos os pontos, no osso, se movem na mesma direção, e na mesma medida (Figura 14). Além, ocorre sempre que uma força única ou resultante incida sobre um osso. Assim, qualquer força que a provoque é chamada de **força de cisalhamento** (AMADIO et al., 1999).

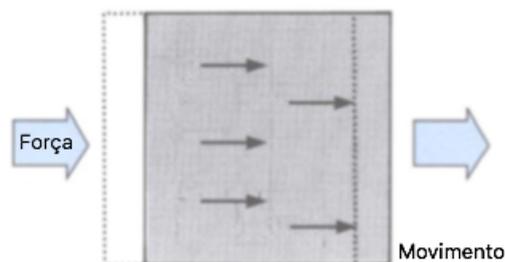


Figura 14 - Translação. Um única força ou uma somatória com força única resultante faz o corpo mover-se em paralelo a ação exercida (AMADIO et al., 1999).

A rotação acontece quando todos os pontos, de um osso, se movam em paralelo a uma trajetória centrada sobre um ponto fixo. Os pontos movem-se em direção semelhantes, mas em diferentes extensões, dependendo da sua distância radial, a partir do ponto fixo central, que é conhecido como o centro de rotação (Figura 15). A força resultante que provoca a rotação é referida como **força de torque** (AMADIO et al., 1999).

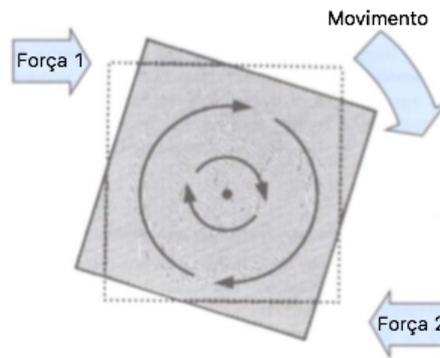


Figura 15 - Rotação. Duas forças, não alinhadas e opostas, fazem corpo mover-se ao redor de um centro estacionário ou centro de rotação (AMADIO et al., 1999).

No momento em que se analisa um objeto, em suas dimensões tridimensionais, há possibilidade de identificar os vários planos de mobilidade, ao qual, forças poderão ser incididas, fazendo este mover-se. Cria-se, então, um centro estático, onde fora deste, tudo move-se. Se o objeto é constituído por múltiplas camadas, forma-se uma linha estática a qual dá-se o nome de **Eixo de Rotação** (Figura 16). Na verdade, não é um ponto anatômico em especial, mas sim um fenômeno matemático criado pelo efeito somatório onde as forças se anulam, e neste eixo não há ação alguma. Já, uma estrutura qualquer, situada a milímetros de distância desta, sofrerá algum efeito de força, e assim, passível de ser movimentada.

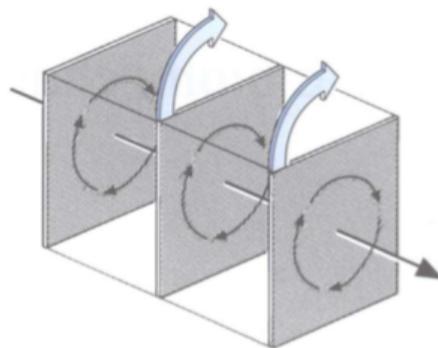


Figura 16 - Durante a rotação cria-se um ponto onde o objeto não move-se, e em sua visão tridimensional, este ponto está presente em várias camadas. Uma linha que liga todos estes pontos é chamada de Eixo de Rotação (BOGDUK, 2012).

Um eixo de força, assim chamado, “normal” ocorre quando, apesar de vários movimentos e de forças distintas, permanece no mesmo ponto anatômico.

2.3.3 Planos de Movimento

A translação e rotação podem sempre ocorrer sob duas formas opostas e definidas, de acordo com a circunstância do movimento, e sob um aspecto de convenção dada. Por exemplo, um objeto pode se mover para cima ou para baixo, para frente ou para trás, no sentido horário ou anti-horário, de forma positiva ou negativa. Ademais, quando se observa um corpo tridimensional, o movimento poderá ocorrer nos três planos. Em termos anatômicos, estes planos foram definidos como Sagital, Coronal e Axial, respectivamente, para frente e para trás, para o lado direito ou esquerdo e horário ou anti-horário. Além disso, em cada um destes três planos há possibilidade do movimento realizar-se sob forma de rotação e translação (Figura 17). A chave para o entendimento da nomenclatura é avaliar em que plano o movimento está sendo executado, e após, se o movimento está sendo feito **ao longo** do mesmo eixo, daí definir com translação, ou **ao redor** do mesmo eixo, como rotação.

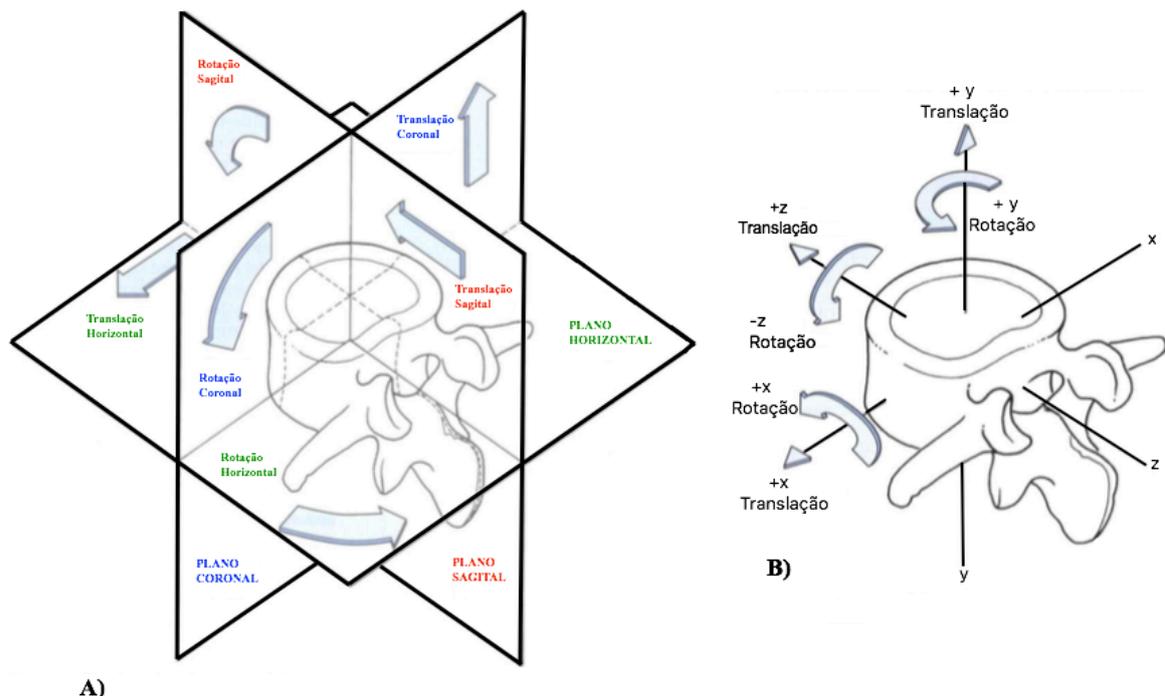


Figura 17 - Planos e direções do movimento, convenção anatômica. Em A) a utilização anatômica e B) a utilização das coordenadas x-y-z, mais utilizado por biomecanicistas (STEVENS, 2006).

2.3.4 Formas de Ação

Na coluna, como em qualquer outra estrutura, existem forças sendo exercidas e, a depender de sua ação, há uma reação representativa. Para qualquer força aplicada há uma tensão sofrida e, conseqüentemente, uma deformação mínima resultante.

Alguns termos particulares são usados para especificar diferentes tipos de tensões e deformidades, de acordo com a direção a qual a coluna é posta sob pressão. Quando é esticada longitudinalmente, a tensão é chamada de distração, já se sofre pressão contra, também sob a mesma direção longitudinal, disse que sofreu compressão. Forças que causam deslizamento entre uma vértebra e outra são denominadas cisalhamento. Assim, a diferença entre distração e cisalhamento está no eixo de ação sobre a coluna, o primeiro ao longo do eixo e o segundo através do eixo. Torque é dado o nome quando a força causa torção à vertebra, e sua tensão denominada tensão de torção, tensão de torque.

2.3.5 Tensão-Deformação

Talvez o mais importante teste de resposta mecânica de um material seja o ensaio de tração, no qual uma extremidade de uma haste, ou material qualquer, é fixada numa estrutura que possa sofrer tensão sob forma controlada, e sua deformidade analisada também de forma precisa (ROYLANCE, 2001). O ensaio é único para cada material e pode ser plotado num gráfico através da quantidade de deformação sofrida, em intervalos distintos de carga de tração ou de compressão. Curvas de tensão-deformação variam amplamente nos materiais, pois dependem muito de sua constituição física.

Considere uma haste BC de comprimento L, com uma área de secção transversal uniforme, e ainda suspensa a partir de B (Figura 18 A). Se for aplicada uma carga P na extremidade C, a haste alonga-se (Figura 18 B). Aumentando a magnitude de P e observando-se a deformação delta (δ), pode-se obter um diagrama tensão-deformação (Figura 18 C). Embora este diagrama contenha informações úteis para a análise da haste em consideração, não pode ser utilizado para prever a deformação de uma haste do mesmo material, mas com dimensões diferentes.

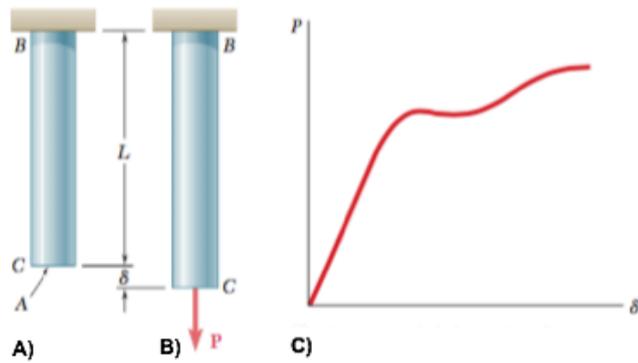


Figura 18 – Em A) barra (BC) de tamanho L , em B) a mesma barra sendo aplicada uma força P com uma deformidade δ . Em C) há possibilidade de observar sua deformidade (δ) causado pela aplicação de uma força (P), representados em modelagem gráfica (BEER et al., 2014).

De fato, se uma barra de mesmo material e comprimento, mas duas vezes mais espessa ($2A$), necessitará de duas vezes mais carga para deformar-se em relação à primeira (Figura 19).

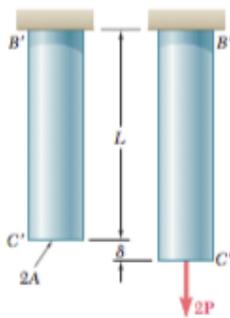


Figura 19 - Mesmo material da Figura 18, mas com o dobro do diâmetro ($2A$), necessitará de duas vezes a força para gerar a deformidade δ (BEER et al., 2014).

Agora se a mesma força for aplicada a uma barra com o dobro do tamanho ($2L$), com a uma área A , haverá uma deformidade duas vezes maior (2δ) (Figura 20).

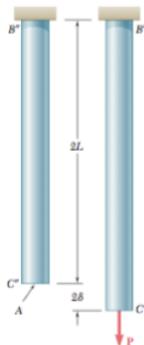


Figura 20 - Mesmo material da Figura 18, mas com o dobro do comprimento (L), e sendo aplicada a mesma força (P) gerará duas vezes a deformidade 2δ (BEER et al., 2014).

Assim o conceito de deformidade é formado (Eq 1.), onde ϵ é a deformação elástica longitudinal do corpo de prova (adimensional), δ é a variação longitudinal da estrutura ($L - L_0$, em metros) e L_0 comprimento inicial da estrutura (em metros) (BEER et al., 2014).

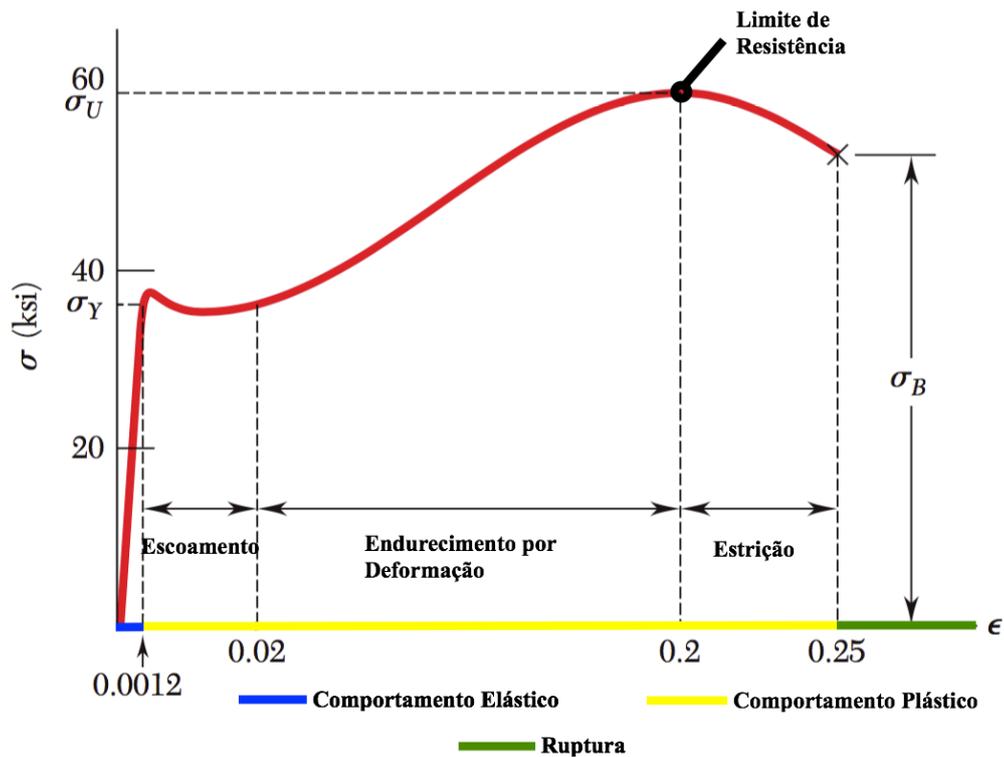
$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (1.)$$

Já a tensão obedece a Eq 2., onde σ a tensão (N/ m²), o P é a força (em Newtons) e o A área (em m²) (BEER et al., 2014).

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (2.)$$

Plotando-se a tensão (σ) contra a deformação (ϵ) é possível identificar uma curva característica para cada material, e que não depende de dimensões da peça estudada. Para esta curva é dado o nome de **diagrama tensão-deformação** (Figura 18 C; e(Figura 21)). Este gráfico é muito variável de estrutura para estrutura e entre o mesmo material dependendo da temperatura em que o espécime se encontra e da velocidade de carga aplicada.

Uma forma de classificar estes materiais, dependendo do seu diagrama tensão-deformidade é dividi-los em materiais maleáveis e rígidos. Materiais maleáveis, incluindo aço estrutural e muitas ligas de metais são caracterizados pela sua capacidade de “dobrar-se” a temperaturas normais. À medida que a amostra é submetida a uma carga crescente, seu comprimento aumenta linearmente com a carga, a uma velocidade muito lenta. Assim, a porção inicial do diagrama (Figura 21) é uma linha reta com uma ascendência íngreme, no entanto após um valor crítico (σ_y) de tensão, a amostra inicia seu processo de deformação, sendo agora necessário uma pequena quantidade de carga. Esta deformação é causada por deslizamento ao longo de superfícies oblíquas, e principalmente por tensões de cisalhamento. Depois de um valor máximo de a carga ter sido atingido (Limite de Resistência), o diâmetro de uma parte da amostra, começa a diminuir, devido a instabilidades locais. Esta fase é denominada Estrição (*Necking* do Inglês), e quando alcançada, pequenas cargas são agora necessárias para que o material rompa-se (linha em verde, no final do gráfico da (Figura 21, ainda e Figura 22).



(Figura 21 - Diagrama de Tensão-Deformação do aço-carbono. σ = Tensão em medida ksi (libra força por polegada quadrada), e seus pontos de tensão crítica de escoamento (γ), máximo (U) e de quebra (B) (BEER et al., 2014).

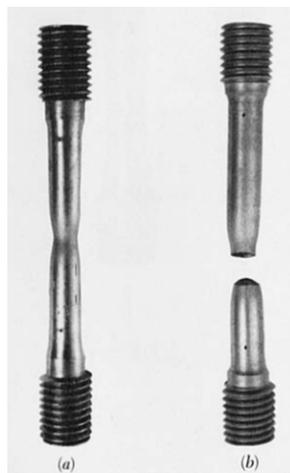


Figura 22 - Exemplo de um teste de Tensão-Deformação realizado em um material maleável. Note que ocorre a ruptura ao longo de uma superfície em forma de cone, formando um ângulo de aproximadamente 45° com a superfície original do espécime. Isso indica que a cisalha é o principal responsável pelo fracasso de materiais maleáveis, confirmando o fato de que, tensões de cisalhamento sob pressão axial são maiores em superfícies que formam um ângulo de 45° , com a carga (BEER et al., 2014).

Materiais como, por exemplo, o ferro fundido ou vidro rompem-se, sem qualquer alteração perceptível, antes mesmos de iniciar a fase de deformação (Figura 23). Assim, para materiais rígidos, não há diferença entre a resistência à tração e a resistência à ruptura. Note-se a ausência de qualquer estreitamento do espécime no material frágil na Figura 24 e observa-se que ocorre a ruptura ao longo de uma superfície perpendicular à carga. Assim, a própria tensão é o responsável pelo fracasso de materiais rígidos.

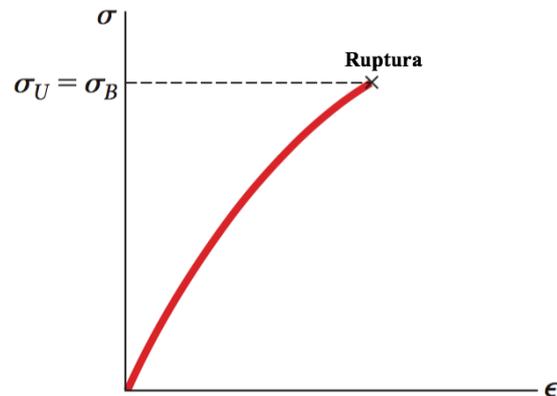


Figura 23 - Diagrama Tensão-Deformação de um material rígido qualquer, evidenciando que a tensão máxima (σ_U) é a mesma da ruptura (σ_B). Portanto não há as outras fases evidentes em materiais maleáveis (BEER et al., 2014).

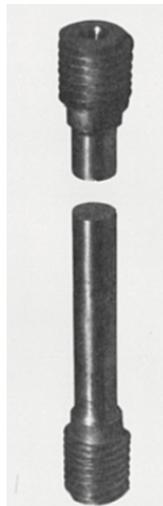


Figura 24 - Demonstração da ruptura de um material rígido sem as deformidades encontradas nos de estrutura maleável (BEER et al., 2014).

A tensão de escoamento (σ_y) presente em materiais maleáveis é muito variável a depender do elemento em estudo. Dentro da fase de comportamento elástico (linha em azul da (Figura 21), que compreende a fase linear de alongamento, o material apresenta a possibilidade de retorno ao estado original de comprimento, caso a tensão seja removida. Se ultrapassado, e não siga mais a Lei de *Hooke*, (YOUNG et al., 2007), entrará na fase de comportamento plástico, ou seja, deformação definitiva, mesmo na ausência de tensão (ver pg. 52).

Compressão

Se uma amostra, feita de um material dúctil, é carregada, por compressão, ao invés de distração, a curva de tensão-deformação é essencialmente a mesma através da sua porção inicial linear e através do início da porção correspondente ao rendimento e endurecimento. Por exemplo, para um dado de aço, a resistência ao escoamento é a mesma em ambos testes de tensão e compressão (Figura 25).

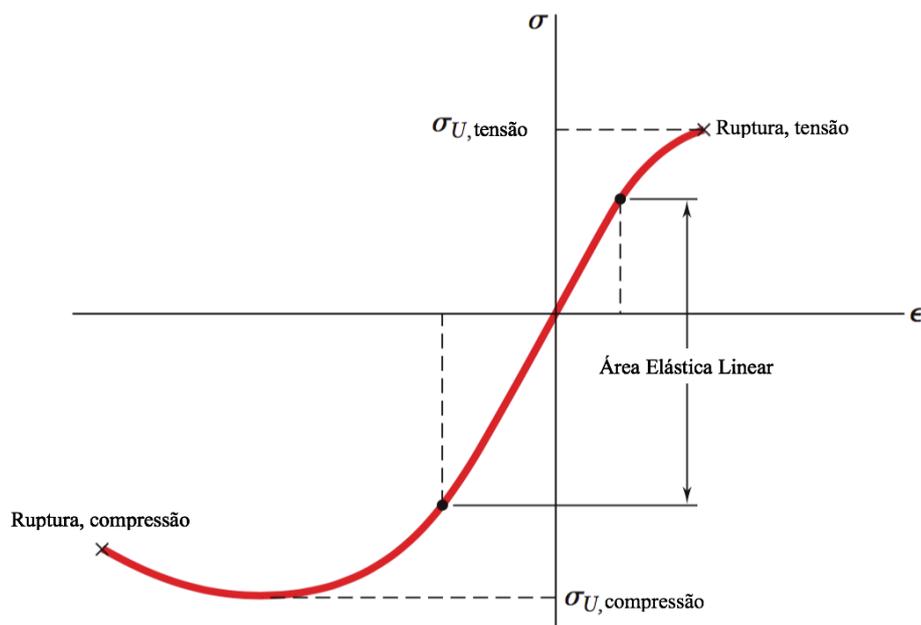


Figura 25. - Diagrama Tensão-Deformação para materiais maleáveis (concreto neste exemplo), mostrando a diferença entre distensão e compressão (BEER et al., 2014).

Estrutura da Fibra de Colágeno

Passando para a área biológica, descreve-se, neste parágrafo o comportamento das fibras teciduais humanas. Em repouso, a fibra única de colágeno apresenta-se frouxa, e assume uma forma referida como enrugada (frisada) (SHAH et al., 1977). Ao ser aplicada uma força de tensão, inicialmente, a fibra desfaz esta forma enrugada, e pouca energia é necessária para esta ação, já que não há significativa ligação química para manter este estado. Entretanto, após o friso ser desfeito, o colágeno resiste a qualquer futuro alongamento. Desta forma, maior quantidade de energia será necessário. Se uma força, grande o suficiente, for aplicada, as ligações químicas se desfazem, e a fibra rompe-se. A partir deste ponto, onde não há mais fibras intactas, muito pouca força será necessária para romper toda a estrutura restante, no caso, o tecido conjuntivo frouxo. Este mecanismo é melhor visualizado na Figura 26.

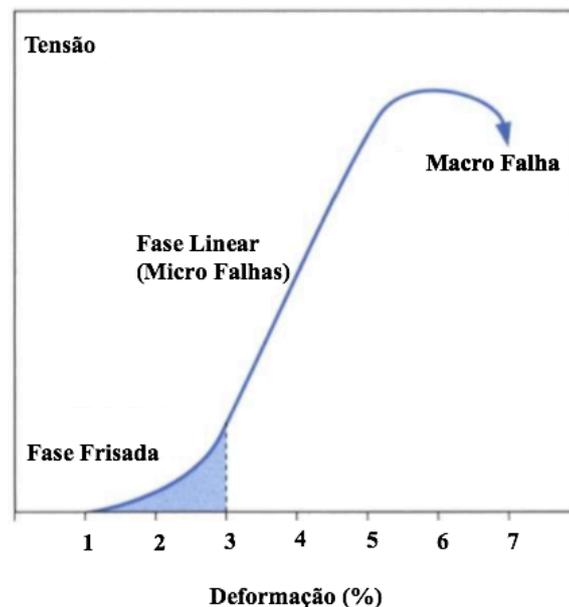


Figura 26 - Gráfico Tensão-Deformação de uma fibra de colágeno (SHAH et al., 1977).

Os ligamentos e cápsulas articulares comportam-se de forma similar às fibras de colágeno, e portanto exibem um diagrama similar ao descrito na Figura 26 (SHAH et al., 1977). No entanto, alguns outros eventos mecânicos estão também presentes (Figura 27). Em adição à remoção dos “frisos”, esta fase pode representar a remoção de qualquer folga macroscópica no ligamento. Durante a segunda fase, as fibras de colágeno estão sendo reorganizadas enquanto estressadas. Fibras que, em repouso, são curvas ou correm obliquamente, tornam-se transversais, no mesmo sentido da tensão, para se alinhar com a força aplicada. Além disso, para que esse rearranjo aconteça, proteoglicanos e moléculas de água podem ser mobilizadas dentro da estrutura do colágeno (BOGDUK, 2012).

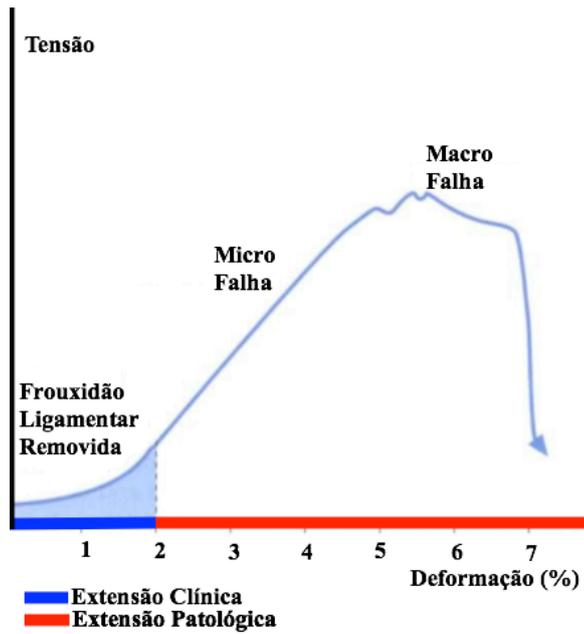


Figura 27 - Diagrama de Tensão-Deformação de um ligamento humano, observar o curto espectro de deformação clínica antes da lesão (GRABINER, 1998).

A depender da concentração e das disposições das fibras de colágeno, o gráfico de Tensão-Deformação do ligamento irá variar, da mesma forma a sua função no organismo (TWOMEY et al., 1982).

2.3.6 Modulo de Elasticidade (Módulo de Young)

A maioria dos materiais, quando utilizados na prática real, são desenvolvidos para aguentar relativa deformação, ou seja, sofrem variações que ficam localizadas somente na área linear do diagrama tensão-deformação (Figura 21), e nesta porção a tensão (σ) é diretamente proporcional à deformação (ϵ).

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

A Equação 3 é conhecida como Lei de *Hooke* (1635-1703), em homenagem ao cientista Britânico Robert Hooke, contemporâneo de *Newton* e Curador de Experimentos da Sociedade Royal Britânica. É a lei da física relacionada à elasticidade de corpos, e serve para calcular a deformação causada pela força exercida sobre um corpo, sob tal forma que a força de tensão é igual ao deslocamento da massa a partir do seu ponto de equilíbrio vezes a característica constante do corpo. Nesta equação a tensão (σ) é medida em Pascal ou N/m^2 , já a deformação (ϵ) é adimensional. O E refere-se a módulo de Elasticidade ou módulo de Young, que também é expresso em Pascal (BEER et al., 2014).

O módulo de elasticidade (E) é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. É a resistência a deformação sofrida nesta, e pode ser medida através da força requerida para produzir a mesma (TWOMEY et al., 1982). É fundamental para a engenharia e na aplicação sobre os materiais, pois está associado com a descrição de várias outras propriedades mecânicas, como por exemplo, a tensão de escoamento, a tensão de ruptura, a variação de temperatura crítica para a propagação de trincas sob a ação de choque térmico, etc. (YOUNG et al., 2007).

O módulo de *Young* tem origem na energia de ligação entre os átomos do material, e divide-os em aproximadamente duas grandes classes: os flexíveis e os rígidos; um material com um elevado valor do módulo de *Young* é um material rígido.

As borrachas, polímeros e ‘espumas’ estão entre os materiais de menor módulo de elasticidade, enquanto que os materiais cerâmicos estão no outro extremo e constituem os materiais mais rígidos conhecidos.

A rigidez de um componente mecânico implica quanto ele pode defletir, sob uma determinada carga. Ela depende não só do valor do módulo de Young, mas também de como são as solicitações mecânicas sobre ele: tensão de tração, compressão, dobramento, etc.; bem como da forma e do tamanho do componente.

2.3.7 Coeficiente de Poisson

Quando se exerce um esforço de tensão num pedaço de um material qualquer este vai sofrer uma deformação longitudinal, proporcional ao esforço aplicado, e determinada pelo seu módulo de *Young*.

Quando definimos o módulo de *Young*, só consideramos a deformação longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser “esticado” sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. Pode verificar a ocorrência destes dois tipos de deformação esticando um pedaço de borracha suficientemente maleável.

A razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção do esforço de tração, chama-se o coeficiente (ou razão) de Poisson (ν) (Figura 28).



Figura 28 - Conceito do coeficiente de *Poisson*.

2.3.8 Tensão von Mises

A tensão de *von Mises*, é um parâmetro mecânico amplamente utilizado por designers para verificar se o projeto irá suportar uma dada condição de carga. Usando esta informação, um engenheiro pode dizer se o seu projeto irá falhar. Representa a carga máxima de cada estrutura, a depender do arranjo tridimensional e da característica do material. Ele funciona bem para a maioria dos casos, especialmente quando este é maleável em natureza (BEER et al., 2014).

Seu resultado é normalmente encontrado em diagramas Tensão-Deformação ((Figura 21), referida muitas vezes com tensão de escoamento.

2.3.9 Módulo de Cisalhamento

O Módulo de Cisalhamento, também chamado de Módulo de Rigidez está relacionado com a deformação de um sólido quando este sofre uma força paralela a uma das suas superfícies, enquanto que a sua face oposta experimenta uma força de oposição (tais como a fricção) (BEER et al., 2014).

No caso de um objeto que tem a forma de um prisma retangular, irá deformar-se para um paralelepípedo. Materiais anisotrópicos, tais como madeira, papel exibem diferente respostas quando aplicados tensões ou deslocamentos em diferentes direções. Neste caso, há necessidade de considerar mais de um módulo para entender o real comportamento do material.

O módulo de cisalhamento (G) é definido pela Tensão de Cisalhamento (T_{xy}) e pela Deformação de Cisalhamento (Y_{xy}) na equação a seguir (Eq. 4):

$$G = \frac{T_{xy}}{Y_{xy}} \quad (4.)$$

A Tensão de Cisalhamento (T_{xy}) é definida pela força de ação (F) sobre uma área (A), já a Deformação de Cisalhamento (Y_{xy}) é definida pela variação de deslocamento (Δ_x) e o comprimento (l), ambas obedecendo as seguintes equações respectivamente (Eq. 5 e 6):

$$T_{xy} = \frac{F}{A} \quad (5.)$$

$$Y_{xy} = \frac{\Delta_x}{l} \quad (6.)$$

O Módulo de Cisalhamento é dado em Pascal.

Em resumo, de uma maneira geral, a biomecânica dos materiais é a ciência que estuda o comportamento da estrutura sob pesquisa, quando esta é posta a alguma carga, não importando a origem nem o direcionamento. Cita-se, principalmente a tensão/deformação, a tensão *von Misses* e o módulo de elasticidade, já que serão utilizados com muita frequência em modelos matemáticos ou de elementos finitos.

2.4 BIOMECÂNICA APLICADA A COLUNA

2.4.1 Unidade Espinhal Funcional

A Unidade Espinhal Funcional (UEF) ou segmento de mobilidade é o menor segmento da coluna, capaz de exibir características similares ao da coluna vertebral num todo. Esta unidade é formada por duas vértebras adjacentes e conectadas pelos tecidos ligamentares. Para modo de uniformização biomecânica, a vértebra inferior da UEF é fixa enquanto todas as cargas são aplicadas na vértebra superior da unidade. Assim, o comportamento mecânico da UEF irá depender, entre outras coisas, do Disco Intervertebral (DIV), ligamentos, e superfícies articulares (WHITE, 1990).

2.4.2 Biomecânica da Vértebra

Determinação da resistência à compressão das vértebras humana tem sido objeto de investigação desde os primeiros dias da biomecânica. Estudos datando de 1880 fizeram uma avaliação da capacidade do corpo vertebral aguentar carga (MESSERER, 1880). Mais recentemente, Perry et al. (1957) desenvolveu um teste de compressão estático em 40 vértebras lombares, a fim de estudar fraturas nas placas terminais (ver anatomia página 33). Bell et al. (1967) também realizaram testes semelhantes em 32 vértebras lombares. Os dados destes dois estudos podem ser sumarizados na Figura 29.

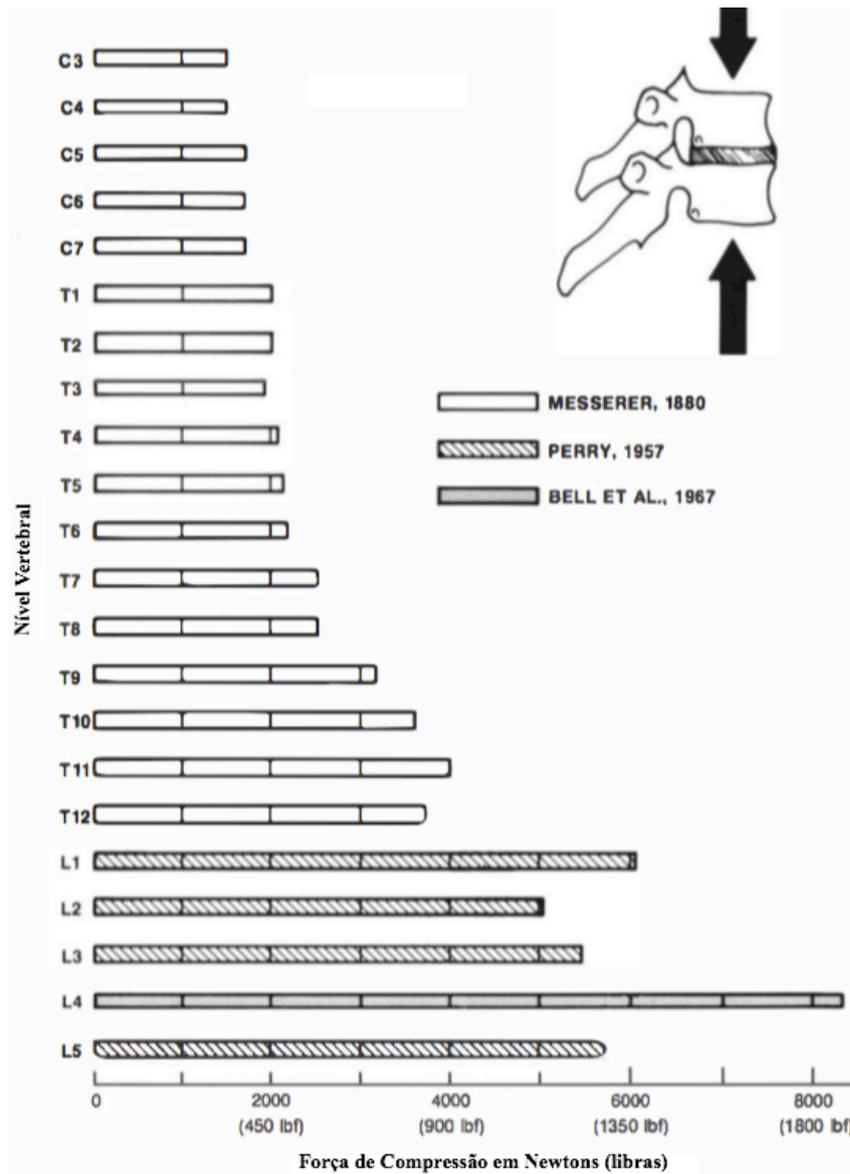


Figura 29 - Compressão vertebral com carga sob baixa velocidade (BELL et al., 1967; MESSERER, 1880; PERRY, 1957).

A tendência parece bem clara, quanto mais caudal o nível, maior capacidade de aguentar carga. Esta diferença parece não estar relacionada a anatomia microscópica da estrutura óssea, mas sim a macroanatomia de cada vértebra (WEAVER et al., 1966), ou seja, a variabilidade de resistência encontra-se, provavelmente, relacionado ao tamanho da vértebra de forma isolada.

Em geral, a vértebra perde resistência com o aumento da idade. Bell et al. (1967), mostrou que a perda da massa óssea, já descrita na época, relaciona-se de forma mais acentuada na perda de resistência. Sendo que uma perda de 25% da massa, traduz em 50% de diminuição na capacidade de absorver carga (Figura 30). Esta propriedade provavelmente esteja relacionado com ao desenho em forma de colunas da malha trabecular vertebral (Figura 12).

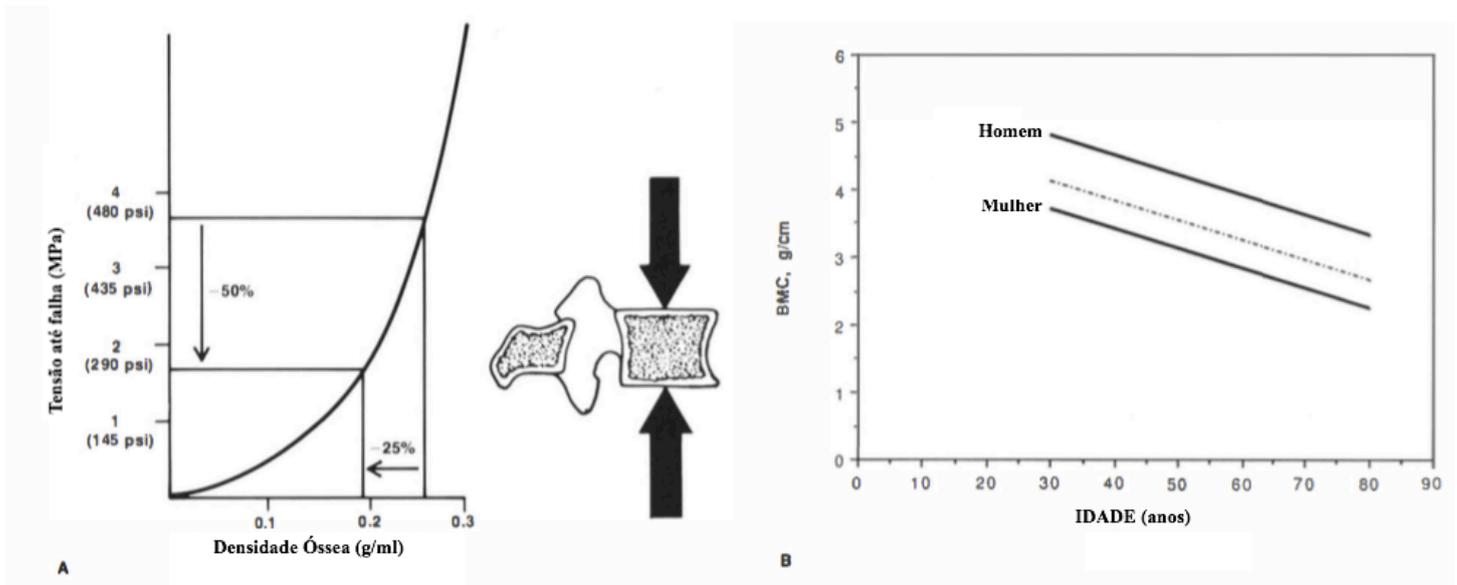


Figura 30 - A) Relação entre a densidade óssea e a sua resistência. B) Relação entre a massa óssea e a idade (WHITE, 1990).

A transferência de carga de uma vértebra para outra se dá sob duas formas através do osso cortical e do osso trabecular (Figura 12). Quanto a responsabilidade de transmissão e absorção de cargas, os trabalhos científicos são conflitantes. Uns afirmam que o osso compacto tem esta função de forma mais expressiva (J.A.S., 1958), no entanto, outros autores afirmam que esta parede óssea é muito fina e não consegue suportar carga de forma expressiva (BARTLEY et al., 1966; BELL et al., 1967).

Rockoff et al. (1969) obtiveram vértebras lombares sem as porções posteriores, a fim de fazer testes de compressão. Para tanto, dividiu os exemplares em dois grupos, o primeiro com vértebras ocas (sem a porção trabecular), e no segundo a porção externa, é que, foi removida, restando somente as trabéculas internas. Os resultados mostraram que as vértebras que mais se aproximaram da original (sem remoção), foram as que mantiveram as trabéculas intactas. Além disso, este trabalho mostrou que com a idade e a perda de osso trabecular é diretamente proporcional ao envelhecimento, bem como a perda em sustentabilidade. Uma perda rápida destas trabéculas foram identificados entre vértebras de 20 a 40 anos, sendo que se mantiveram constantes após os 40 anos de vida. Estes dados foram mais tarde confirmados por outros estudos (BROMLEY et al., 1966; DUNNILL et al., 1967; WEAVER et al., 1966).

Em adição, Rockoff et al. (1969) observaram que, sob forças compressivas, o osso trabecular contribui com 25-55% da força total de uma vértebra, a depender de sua malha trabecular.

Outro estudo, mais recentemente publicado, obteve os resultados acima reexaminados. Usando 20 espécimes de vértebras lombares frescas, com e sem a manta cortical, os pesquisadores identificaram que a porção cortical somente contribui, em média, com 10% da falha compressiva total. Este estudo foi ainda mais impressionante já que os espécimes vertebrais vieram de indivíduos idosos, entre 69-99 anos de idade (MCBROOM et al., 1985).

Lindahl (1976) estudou pequenos cubos de osso trabecular de vértebras lombares (L2-L4) e fez estudos compressivos, a fim de identificar graficamente seus padrões de compressão-deformação. Neste estudo ele conseguiu identificar três tipos de comportamentos gráficos. Tipo I foi o qual após a falha sua força diminui progressivamente, tipo II quando sua força permaneceu estável e o tipo III, teoricamente o melhor de todos, sua força aumentou após a falha (Figura 31).

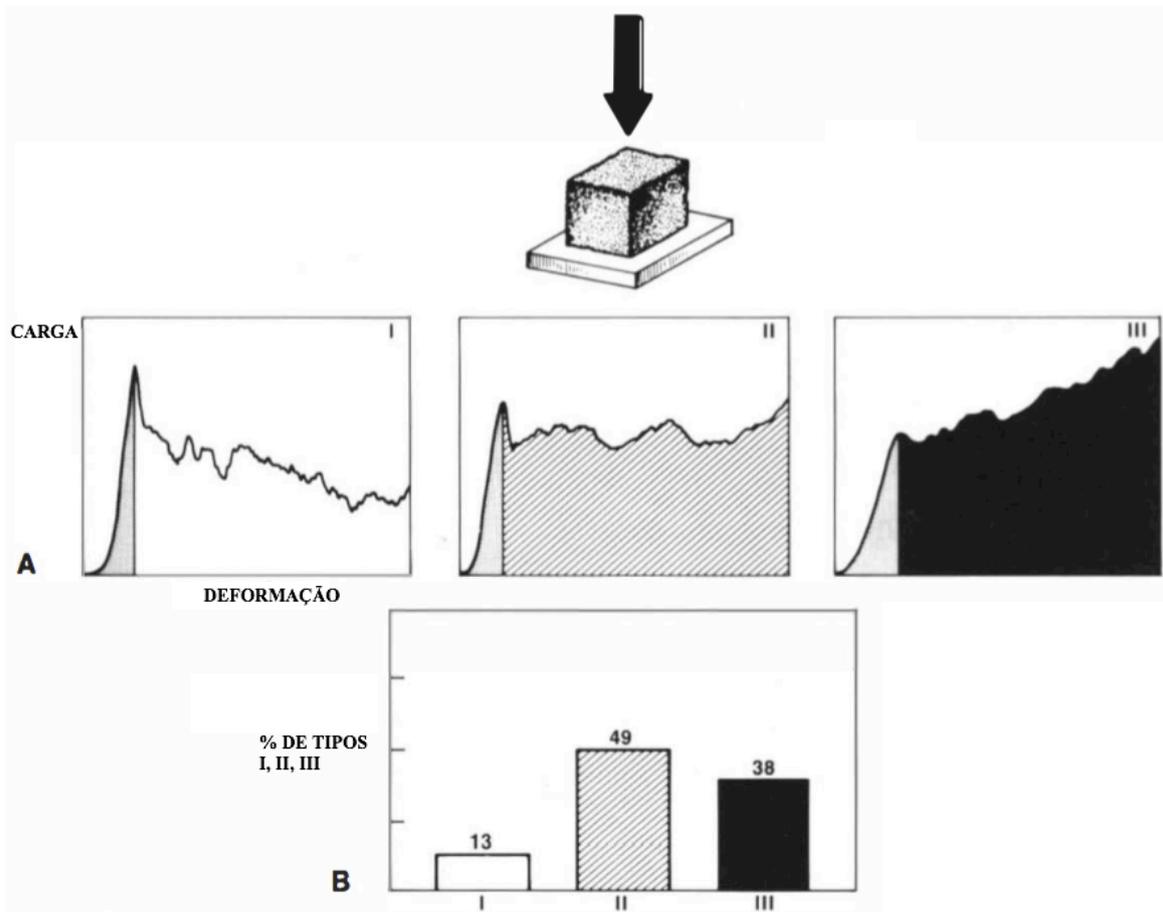


Figura 31 - Modelos de falha nos osso trabeculares. A) Mostrando os tipos I, II, e III, e em B) a proporção de cada tipo nos ossos estudados. Para uma determinada deformação, a área sob a curva do gráfico carga-deformação representa a energia que tenha sido absorvida para produzir a deformação. Comparando a curva de tipo I com a curva de tipo III para uma dada deformação além da carga de ruptura, vê-se que a curva de tipo III tem a maior reserva de energia. Esta energia pode ser usado de forma vantajosa, quer durante trauma, em que o dano ao tecido mole adjacente é diminuído, ou durante o período de recuperação, onde ele pode servir como uma salvaguarda contra novo aumento da deformidade. (LINDAHL, 1976)

Este autor, mais a frente, relatou que o tipo III foi mais encontrado em homens com menos de 40 anos de idade. Embora haja muita diferença entre as vértebras lombares após a falha (FIGURA 31), as propriedades mecânicas antes desta são muito consistentes entre os vários tipos de ossos trabeculares. Estas foram quantificadas e apresentadas na Tabela 2. Notar que o osso trabecular consegue resistir até 9,5% de deformação compressiva antes da falha. A deformação correspondente ao osso cortical é menor do que 2% (WHITE, 1990). Ou seja, fraturas são mais aptas a ocorrerem na porção externa do osso vertebral, à interna. Mas claro, se a magnitude da força for suficientemente grande ambas irão romper-se.

Tabela 2 - Propriedades de Forças Compressivas do Osso Trabecular de Vértebras Lombares de Humanos. (*) Um ponto na curva tensão-deformação, além do qual, a porção elástica, não é mais linear (LINDAHL, 1976).

Propriedades Compressivas de Força	
Propriedade Físicas	Magnitude
Tensão - Limite Proporcional *	1.37 - 4.0 Mpa
Compressão - Limite Proporcional	6.0 - 6.7%
Módulo de Elasticidade	22.8 - 55.6 Mpa
Tensão - Falha	1.55 - 4.6 Mpa
Falha à Compressão	7.4 - 9.5%

Keller et al. (1989) utilizou ossos trabeculares de vértebras frescas lombares, cortou em cubos perfazendo 12 craniais e 12 caudais, identificando cada um destes de acordo com sua localização espacial na vértebra, além se o disco adjacente ao cubo estava degenerado ou não. Os cubos seguiram para testes de compressão crânio-caudal e a curva tensão-deformação foi analisada. Os resultados mostraram que houve uma tendência do osso trabecular ser mais resistente no centro do corpo da vértebra, logo acima do núcleo do disco intervertebral, e mais frágil nas periferias, principalmente nos com disco degenerados. As barras da Figura 32 representam estes achados.

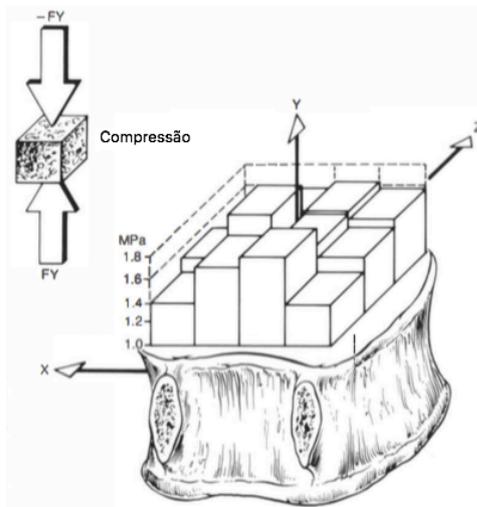


Figura 32 - Teste de compressão trabecular com sua distribuição de forças no plano transversal (KELLER et al., 1989).

Lindahl et al. (1976), fazia seus estudos biomecânicos utilizando vértebras sem o tecido marrom que permeia as trabéculas. Outros estudos foram feitos em vértebras bovinas, as quais não foram removidos este tecido, e conseguiram também identificar os três padrões descritos anteriormente, bem como reservar um fator adicional em resistência a fratura e em absorção de impacto só pela presença do tecido marrom (CARTER et al., 1977). Tal efeito somatório foi mais pronunciado em altos índices de carga.

Outro autor, Perry et al. (1957), conduziu exaustivos experimentos a fim de identificar o mecanismo de funcionamento das placas terminais. Os testes conduzidos pelo pesquisador envolviam uma unidade funcional articular (UFA - vértebra-disco-vértebra), sob compressão progressiva até falha, identificada através da perda de carga súbita. Nestes testes estáticos, um terço das amostras apresentavam fratura da placa terminal, mais frequentemente jovens, e em vértebras lombares altas (L1-L3). Em relação a idade, houve muita variabilidade. Em vértebras de indivíduos de menos de 40 anos, a UFA aguentou aproximadamente 8000 N de carga compressiva. Entre as vértebras de 40-60 anos, a resistência diminuiu para 55% do total e acima de 60 anos para menos de 45% do total. Além disso, quando testes de compressão mais rápidos (menos de 0,006 segundos) foram realizados, cargas maiores antes das fraturas foram encontradas (até 13500 N).

Tipicamente, três tipos de fraturas foram descrita, neste estudo; central, periférica e as envolvendo toda placa terminal. As primeiras foram as mais frequentes em discos não degenerados, e o oposto foi verdadeiro para fraturas periféricas. Fraturas envolvendo toda a placa ficaram reservadas para traumas de maior carga.

2.5 BIOMECÂNICA DO PARAFUSO PEDICULAR

Os Parafusos Pediculares (PP) (FIGURA 33) estão entre os implantes mais utilizados atualmente na ortopedia/neurocirurgia (GELALIS et al., 2012; PONNUSAMY et al., 2011; RANSOM; LA ROCCA; THALGOTT, 1994; RESNICK et al., 2005a, 2005b). Este assemelha-se a um parafuso comum, mas com particularidades específicas para o local onde é implantado (osso vertebral) e com propriedades compatíveis ao corpo humano (biocompatibilidade).

A fixação transpedicular tem sido extensivamente utilizada em coluna vertebral, como armamento para tratar a instabilidade, devido a doenças degenerativas, trauma, tumores; e como forma de corrigir deformidades adquiridas ou provocadas durante um procedimento cirúrgico (BEVEVINO et al., 2014; BRIDWELL, 2006; HERKOWITZ, HARRY N.; GARFIN, 2011; WEINSTEIN et al., 1988).



Figura 33 - Parafuso pedicular padrão com tamanho de 55mm de comprimento e 5,5mm de diâmetro (Arquivo pessoal).

Os parafusos pediculares são, até o momento, a melhor forma de restaurar a estabilidade da coluna vertebral, perdida através de um processo patológico ou cirúrgico (BOOS et al., 1997; HIRANO et al., 1997; VACCARO et al., 1995; YAHIRO, 1994). O processo de fixação faz-se através da introdução do parafuso para dentro do corpo vertebral, passando pela estrutura do pedículo até chegar ao corpo vertebral (Figura 34, ver ainda Figura 10).



Figura 34 – Figura de um PP inserido dentro de uma vértebra de adulto. Vista superior (axial), sendo possível visualizar a porção dentro do pedículo e a porção no corpo vertebral (Arquivo Pessoal).

2.5.1 História do Parafuso

A necessidade de fusão vertebral há muito é digna de debates acalorados, e excluindo-se fatores intrínsecos do paciente e da sua patologia, a estabilidade somente se alcança quando o movimento é reduzido ou abolido. Os parafusos vertebrais foram criados desde 1940 como forma de evitar a utilização de estabilizadores externos corporais e assim aumentar a mobilidade imediata ao procedimento cirúrgico de qualquer ordem.

A história da fixação vertebral começa com King (1947), quando descreveu a inserção na borda inferior da lâmina vertebral, $\frac{3}{4}$ de polegada para a mulher e 1 polegada para o homem. Seus níveis de pseudoartrose (capacidade de não ossificação) chegavam a 10% mesmo tendo, o paciente, que ficar imobilizado por 3 semanas. Mais tarde outros autores observaram índices de pseudoartrose que eram superiores a 50% (THOMPSON et al., 1949). Boucher (1959) e Pennal (1964) descreveram um outro método de fixação inseridos nas facetas articulares e já utilizando o pedículo vertebral da vértebra abaixo. Complicações a este método foram quebra de implante em 9%, irritação radicular (nervo) 1,1% e pseudoartrose em 8,2%. Em 1970 Roy-Camille, descreve pela primeira vez o uso de parafusos pediculares. Seus estudos preliminares registraram quase 100% de fusão (ROY-CAMILLE et al., 1970; ROY-CAMILLE et al., 1986). Desde então várias modificações foram propostas.

2.5.2 Estrutura Óssea

Quando os parafusos são usados na fixação interna vertebral, a estabilização inicial depende da força de retenção dos parafusos no osso. A resistência do próprio osso é um fator importante. O osso em si varia significativamente em densidade e na orientação trabecular de paciente para paciente, de osso a osso, e em diferentes áreas dentro de um único osso (ASNIS et al., 1996).

Cada lamela em ambos os tecidos ósseos, cortical e trabecular, são formados por colágeno e minerais na forma de cristais de hidroxiapatita. A estrutura mecânica da região dependerá da disposição de ambas. A Tabela 3 expõe as principais diferenças anatômicas e físicas dos diferentes tipos ósseos.

Tabela 3 - Diferenças químicas e anatômicas do osso cortical e trabecular (esponjoso) em humanos (COWIN; TELEGA, 2003).

DIFERENÇAS ENTRE OSSO CORTICAL E TRABECULAR		
VARIÁVEL	OSSO	
	CORTICAL	TRABECULAR
Massa Corporal	80%	20%
Superfície Óssea	33%	67%
Quantidade de Tecido Mole	~10%	~75%
Função Mecânica	Suporte e Proteção	Absorção Impacto
Microestrutura	Ósteon de diâmetros de 100-300 μ m	Trabéculas de espessura 100-600 μ m
Espaço Entre as Microestruturas	53 μ m	250-900 μ m
Conteúdo Ca ⁺⁺ (mg/g)	280	230
Densidade (g/cc)	1.914	1.874

Do ponto de vista mecânico, as propriedades do osso cortical estão bem documentadas, e em geral exibem propriedades elásticas anisotrópicas e em diferentes direções (ortotropismo). Por exemplo, geralmente na direção longitudinal, o módulo de elasticidade é maior do que na direção transversal (ver Tabela 4) (COWIN et al., 2003).

Tabela 4 - Módulo de Elasticidade do osso cortical humano em diferentes exposições. GPa= Giga Pascal (COWIN; TELEGA, 2003).

Módulo Elástico do Osso Cortical	
Movimento	Módulo Elástico (GPa)
Longitudinal	17,4
Transverso	9,6
Dobrar	14,8
Cisalhamento	3,51

Os dados mecânicos do osso trabecular são muito mais difíceis de serem adquiridos dos que do cortical. As dificuldades técnicas incluem dimensões extremamente reduzidas das trabéculas e sua orientação não disposta exatamente respeitando o sistema cardinal, o que confere inúmeras técnicas de aquisição. Devido a isto, nos últimos 30 anos os valores do módulo de elasticidade medidos por vários autores variou de 0,76 a 20 GPa, aumentando a controvérsia se este tipo de osso é ou não similar em propriedades mecânicas ao osso cortical (RHO et al., 1997).

Tabela 5 - Valores médios dos módulos de elasticidade adquiridas sob diversas técnicas e autores. GPa= Giga Pascal, FEM= *Finite Element Model*.

Módulo de Elasticidade do Osso Trabecular em Vértebras Lombares Sob Diversas Técnicas e Autores		
Autor	Técnica	Valor (GPa)
(JENSEN et al., 1990)	Modelo Tridimensional Estrutural	3,8
(RHO et al., 1997)	Nanoindentação	13,4
(HOU et al., 1998)	Imagem de Micro CT - FEM	5,7
(LADD et al., 1998)	Tomografia de Raios X - FEM	6,6
(SILVA et al., 1997)	Dobradura em Quatro Pontos	2.11

Existe um número crescente de técnicas de medição das propriedades biomecânicas dos ossos, a nível ultra estrutural até micro estrutural. Estudos iniciais nesta área utilizaram o princípio da compressão ao longo do eixo do osso e extrapolavam estes resultados calculando o Módulo de *Young* (ROY et al., 1996). Outros preferiram ir mais a fundo e estudar as propriedades das micropartículas ósseas (KO et al., 1995). No entanto, foi notado que não existiam padrões de engenharia para o tamanho e geometria das amostras de micropartículas para teste. Assim, amostras muito pequenas raramente atendem a esses critérios, de modo que as informações derivadas de testes de microtração devem ser interpretados com cuidado. Por exemplo, as propriedades derivadas de ensaios de flexão de micro espécimes são dependentes do tamanho da amostra, com menor módulo de *Young* ser medidos para pequenas amostras (HOFFLER; et al., 1997).

Entretanto, testes de tensão não mostram o mesmo efeito dramático a depender do tamanho da amostra. Por exemplo, o módulo de elasticidade colhido através de testes de tensão ficam muito perto aos utilizados rotineiramente para amostras macroscópicas (MULLENDER et al., 1996).

Técnicas de micro e nanoindentação oferecem a possibilidade para medir propriedades biomecânicas em uma região tão pequena quanto 1µm. Métodos de microindentation fornecem resolução espacial variando de 30 a 100 µm, dependendo da forma do penetrador. Medidas de dureza refletem o grau e a qualidade da mineralização do osso. Usando o penetrador Knoop, a anisotropia da dureza mineral óssea pode ser medida. Os métodos de nanoindentação recentemente desenvolvidos oferecem resolução espacial de 1 a 5 µm. Conseqüentemente, nanoindentação pode ser usado para medir as propriedades mecânicas de lamelas individuais no osso. Nanoindentação permite a estimativa do módulo de *Young* da rigidez contato utilizando a fórmula (Eq. 7):

$$S = 2\pi^{-1/2} \left[\left(\frac{1-\nu b^2}{Eb} \right) + \left(\frac{1-\nu i^2}{Ei} \right) \right]^{-1} A^{1/2}, \quad (7.)$$

onde, E e ν são o módulo de Young e a razão de Poisson respectivamente para o osso (b) e o penetrador (i do inglês *identor*) e A a área de contato (VAN RIETBERGEN et al., 1998).

As condições experimentais de aplicação nanoindentação para a medição das propriedades do tecido ósseo foram caracterizados em um estudo de validação usando amostras de osso cortical (HOFFLER et al., 2005). Os experimentos de nanoindentação produziram módulos elásticos repetíveis para o osso cortical humano (valor médio de $18,6 \pm 4,2$ GPa para *osteons*, e $20,3 \pm 5,1$ GPa para o tecido ósseo intersticial). Além disso, as medições de dureza produziram resultados consistentes com os dados da literatura (média 0,52 a 0,15 GPa para *osteons* 0,59 e 0,20 GPa para o tecido ósseo intersticial). Atualmente é a técnica mais utilizada mas ainda requer uma afirmação definitiva (COWIN et al., 2003).

Como visualizado nas TABELA 4 TABELA 5, o módulo de elasticidade o do osso trabecular é 20 a 30% menor ao cortical (quando utilizando estudo de nanoindentação), daí segue-se a pergunta: que fator(es) contribui(em) para esta diferença? É plausível hipotetizar que o módulo de *Young* está relacionado com a densidade/porosidade, conteúdo mineral e características micro estruturais com a orientação lamelar, lacunar e trabecular. Choi et al. (1990), conseguiu demonstrar que a diferença no módulo de elasticidade entre os dois tipos ósseos não podem ser explicados pela diferença de mineralização, mesmo sendo esta última importante entre eles. Esta comparação eleva a importância da microestrutura perfazendo um papel de regulador na carência de densidade do osso trabecular.

No Capítulo 2.3 foi discutido de forma geral a deformidade existente nos materiais, e que os materiais sólidos exibem deformidades, principalmente sob baixas tensões, que obedecem a Lei de Hooke (pg. 52), no entanto fora desta área estes materiais desviam desta lei. Uma das formas de desvio é a Viscoelasticidade, que depende do tempo e da frequência da oscilação das cargas.

No osso, o estudo da viscoelasticidade é importante primeiramente por ser ele um material viscoelástico, e com isso sofrer deformidades microfísicas que possam alterar os implantes ligados a ele.

Quando os materiais que não são perfeitamente elásticos sofrem estresse cíclico, a tensão medida não depende somente da tensão aplicada. Assim, a diferença de comportamento observado entre uma tensão única e a cíclica, chama-se de viscoelasticidade e é medida através do tangente *delta* ($\tan \delta$). Em cada ciclo de carga, não há dissipação de energia em tais materiais. $\tan \delta$ é uma medida de amortecimento, isto é, a dissipação de energia dos materiais em cada ciclo de carregamento (em Hertz – Hz).

A $\tan \delta$ é usada para quantificar a dissipação da viscoelasticidade do material. Por exemplo, num material sólido idealmente elástico o $\tan \delta$ é 0° (0), para um material fluido puramente viscoso o $\tan \delta$ é 90° (1) e para materiais viscoelásticos o $\tan \delta < 90^\circ$ e $> 0^\circ$, no qual o osso está incluído. E como o $\tan \delta$ depende da frequência do movimento cíclico seu valor apresenta modificações.

2.5.3 Falha Óssea

As propriedades mecânicas de fixação do parafuso dependem, em grande parte, da estrutura óssea, mais especificamente do osso trabecular. Em contrapartida, o osso trabecular pode variar sua resistência a depender de sua densidade, arquitetura e propriedades mecânicas íntimas (BAYRAKTAR et al., 2004). O conhecimento destas propriedades trarão o entendimento da falha e quando esta ocorre.

Embora haja inúmeros trabalhos demonstrando a propriedades elásticas do osso trabecular (Tabela 5), há ainda muita discrepância nos seus valores, e principalmente o nível onde a falha acontece ((Figura 21, ver ponto de escoamento) (RHO et al., 1999).

Bayraktar et al. (2004), utilizando ossos femorais de cadáveres frescos, identificou que o valor limite de deformação antes da falha correspondeu a 0,618% (deformação de escoamento), já o valor da tensão de escoamento foi de 87,52MPa. Em outras palavras, enquanto a deformação não tenha alcançado aproximadamente 0.6% do tamanho inicial, ou 87MPa a estrutura óssea consegue resistir a quebras.

2.5.4 Anatomia Extrínseca do Parafuso

Os parafusos pediculares atuais apresentam porções bem definidas e específicas. Como visualizado na Figura 35 observa-se o parafuso em si com suas três porções (ponta, porção rosca e transição, algumas vezes também referida com pescoço do parafuso), conector que faz a ligação do parafuso com a barra, e a rosca que fixa a barra (Figura 36). Na Figura 37, pode-se observar o sistema completo já inserido na coluna vertebral.

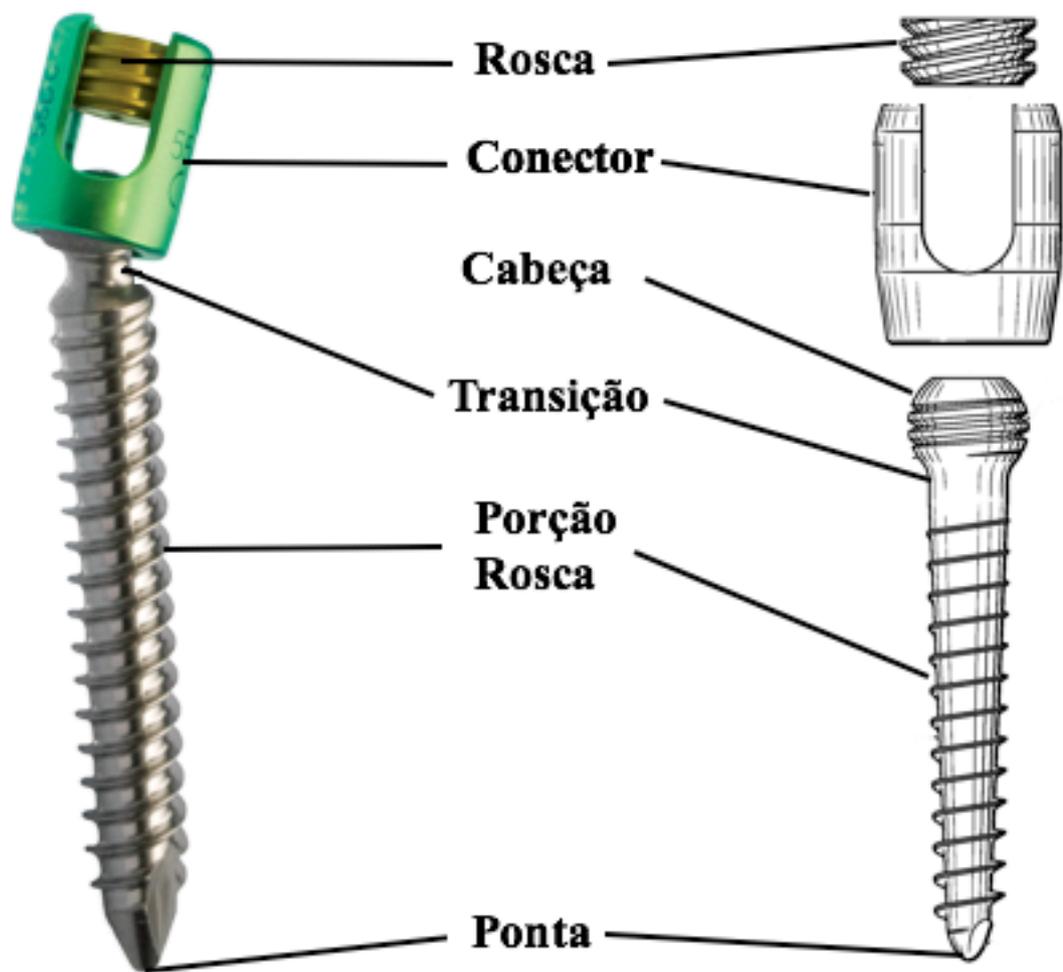


Figura 35 - Parafuso pedicular com suas porções identificadas (TEYFIK et al., 2015).

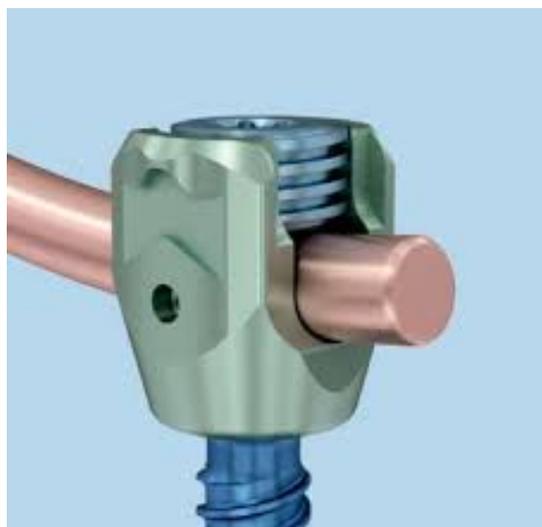


Figura 36 - Figura mostrando a conexão entre o parafuso, o conector e a barra (Arquivo Pessoal).



Figura 37 - Figura sob visão posterior da coluna lombar, mostrando todo o sistema conectado aos outros parafusos (Arquivo Pessoal).

2.5.5 Anatomia Intrínseca

O parafuso pedicular como qualquer parafuso define-se por um cilindro preenchido sobre este com um sulco helicoidal (Figura 38). É composto pela cabeça, corpo e rosca.



Figura 38 - Demonstração do princípio básico de um parafuso mostrando o cilindro, o sulco helicoidal que forma a rosca terminando no parafuso completo (Mundo Mecânico).

A cabeça permite apoiar o parafuso ou imprimir-lhe um movimento giratório com a ajuda de ferramentas adequadas. O corpo é a parte do cilindro que está sem rosca (em alguns parafusos a parte do corpo pode tomar algumas formas, sendo as mais comuns a quadrada e a nervada). E estas estruturas que podem apresentar variações de acordo com o objetivo e local a ser utilizado. Assim sendo, define-se as variáveis como comprimento, diâmetros, e o perfil da rosca. A Figura 39, por exemplo, faz um resumo dos principais tipos de roscas e suas aplicações.

TIPOS DE ROSCAS (PERFIS) PERFIL DE FILETE	APLICAÇÃO
 <p>triangular</p>	<p>Parafusos e porcas de fixação na união de peças. Ex.: Fixação da roda do carro.</p>
 <p>trapezoidal</p>	<p>Parafusos que transmitem movimento suave e uniforme. Ex.: Fusos de máquinas.</p>
 <p>redondo</p>	<p>Parafusos de grandes diâmetros sujeitos a grandes esforços. Ex.: Equipamentos ferroviários.</p>
 <p>quadrado</p>	<p>Parafusos que sofrem grandes esforços e choques. Ex.: Prensas e morsas.</p>
 <p>rosca dente-de-serra</p>	<p>Parafusos que exercem grande esforço num só sentido Ex.: Macacos de catraca</p>

Figura 39 - Tipos de roscas e sua aplicação (OBERG, 1996).

Muito precisa ser levado em conto para determinar o projeto adequado a um parafuso pedicular que possa ser utilizado em um paciente. O aumento do diâmetro e comprimento do parafuso traduz-se em maiores forças de arrancamento, mas também aumentar o risco de fratura (SHEA, 2014; ZINDRICK et al., 1986). O aumento do diâmetro do parafuso pode ajudar a comprimir o osso circundante, que por sua vez aumenta a fixação do parafuso na vértebra (CHEN et al., 2011; KIM et al., 2012; KRENN et al., 2008). Projetos envolvendo estudo de diferentes roscas na confecção dos parafusos foram necessários, devido à grande variabilidade na microarquitetura óssea bem como a variabilidade entre indivíduos (KIM et al., 2012; KRENN et al., 2008; SHEA et al., 2014). Além, um material que possa oferecer não só excelentes propriedades mecânicas, mas também propriedades biocompatíveis excepcionais seria crucial para um bom desempenho a longo prazo (CHO; CHO; WU, 2010; SHI et al., 2012).

De forma geral, e consensual, existem pontos cruciais necessários no design do parafuso pedicular (Figura 40). Tais estruturas normalmente são trabalhadas com o intuito

de obter-se uma osteointegração imediata e tardia. As estruturas geométricas são o *Diâmetro Externo (DE)*; *Diâmetro Interno (DI)*; *Ângulo Cônico (AC)*, que representa o quanto de perda em diâmetro interno (medido por um ângulo) que o parafuso apresenta junto a sua cabeça até a porção final, associado com termo *Porção Inicial (PI)* que define de onde inicia-se esta angulação (por exemplo, parafusos cilíndricos apresentam este valor com 0°); *Ângulo Distal (AD)*; *Ângulo Proximal (AP)*; *Raio da Raiz Proximal (RRP)*; *Raio da Raiz Distal (RRD)*; *Largura da Rosca (LR)*; *Passo da Rosca (PR)* (AMARITSAKUL et al., 2013; TEYFIK et al., 2015).

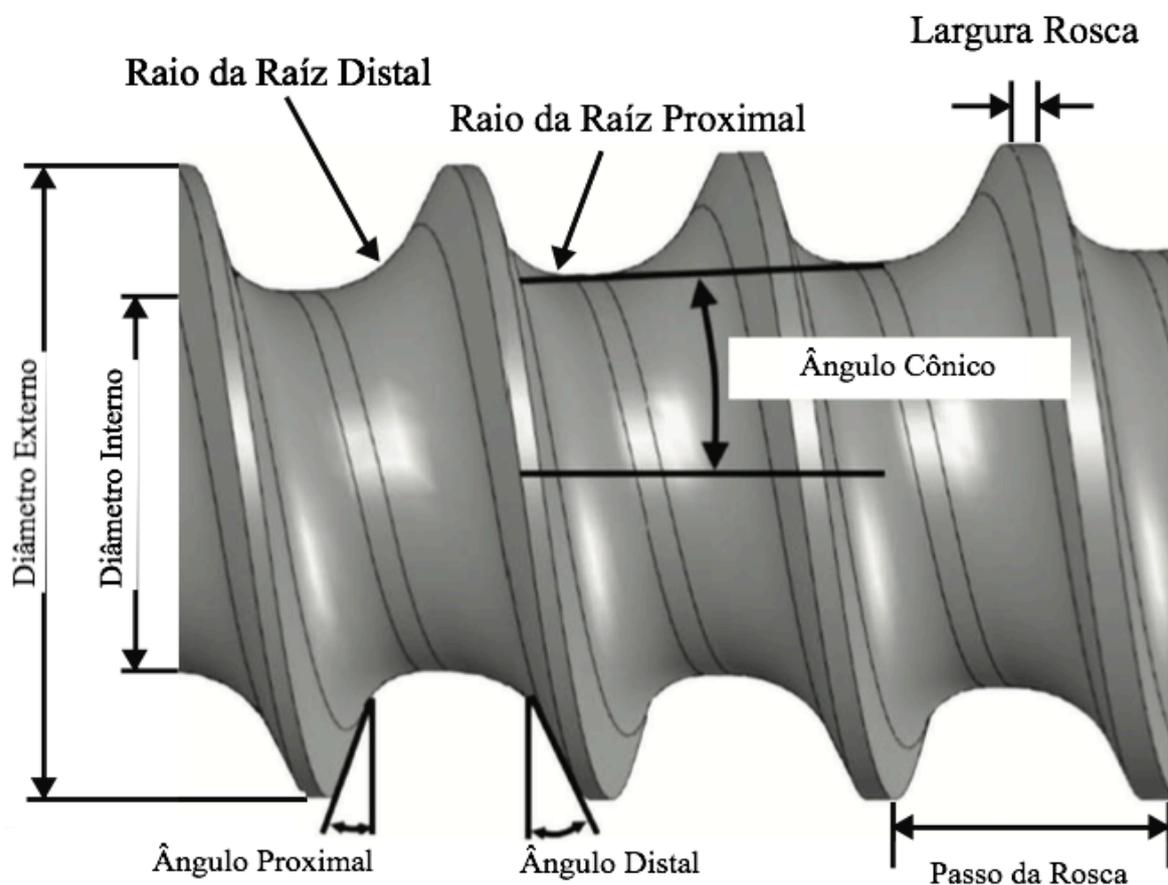


Figura 40 - Desenho esquemático de todas as dimensões que podem variar em um parafuso pedicular (AMARITSAKUL et al., 2013).

2.5.6 Tipos de Parafuso – Eixo

O eixo do parafuso pode ser único quando o mesmo apresenta o conector e a porção do cabeça, rosca e ponta como uma peça só. Nestas situações é denominado com Parafuso Monoaxial (Figura 41). Já nas situações como nas Figura 33 e Figura 35 onde o conector é separado do restante do parafuso, é chamado de Parafuso Poliaxial.

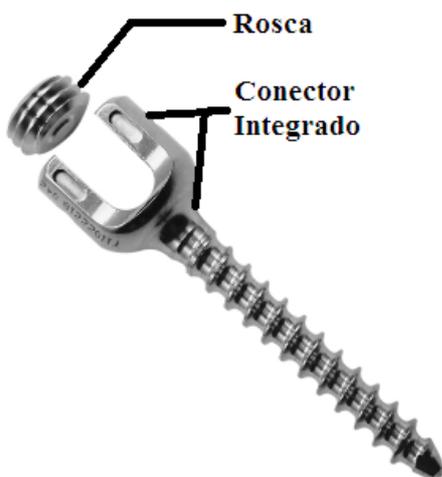


Figura 41 - Parafuso Monoaxial. Notar que o conector e a cabeça do parafuso são uma peça única, impedindo qualquer mobilidade (Arquivo Pessoal).

O parafuso poliaxial apresenta a capacidade de permitir que a porção do parafuso que fica dentro do osso vertebral ganhe uma liberdade de movimento em relação ao seu conector, no momento da fixação. Este fator é importante já que a orientação de um parafuso não será a mesma do seu conseqüente.

A coluna lombar, como as demais porções da coluna vertebral, apresenta uma curvatura e esta curvatura, se não existente, deve ser criada e a liberdade de angulação permite o parafuso posicionar-se em diferentes eixos de rotação (Figura 42 e Figura 43).

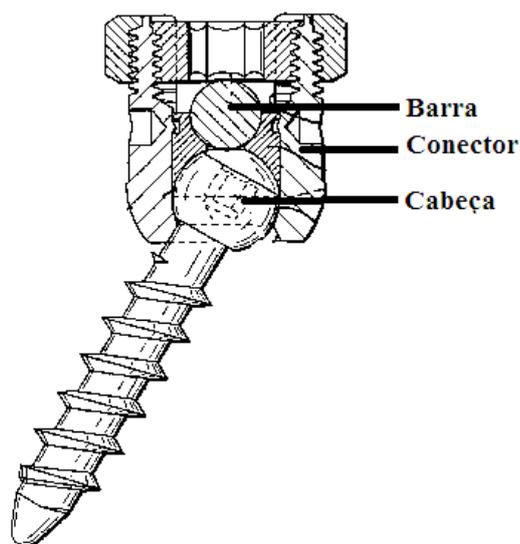


Figura 42 - Diagrama de um parafuso poliaxial, mostrando as porções da barra (ligação entre dois ou mais parafusos), o conector e a cabeça do parafuso. O parafuso e o conector são móveis até que a rosca empurra a barra contra a cabeça do parafuso e daí em diante ele torna-se imóvel (BOGDUK, 2012).



Figura 43 - Parafusos poliaxiais conectados as barras mostrando o benefício da poliaxialidade (Arquivo Pessoal).

Os parafusos ditos monoaxiais por não apresentarem mobilidade, entre o corpo do parafuso e o conector, tem seu uso mais restrito a situações em que angulação não é um problema. Ademais, por serem uma peça única apresentam um menor índice de quebra (BRANTLEY et al., 1994b; HIRANO et al., 1997). Vários autores sugerem que nos parafusos poliaxiais a área de transição (Figura 35) apresenta maior potencial de falha, e uma das soluções, não é regredir para o parafuso monoaxial, mas sim mudar o diâmetro desta transição (ver a seguir Formato Interno) (ABSHIRE et al., 2001).

2.5.7 Tipos de Parafuso – Formato Interno

Desde a introdução dos parafusos pediculares na coluna vertebral muitos estudos foram realizados como forma de identificar falhas e sucessos (AGHAYEV et al., 2014; AMBATI et al., 2014; BRODKE et al., 2001; COOK et al., 2004; ESSES et al., 1993; GELALIS et al., 2012; KUENY et al., 2014; RANSOM et al., 1994; SCHWAB et al., 1995; SU et al., 2009; SUK, 2011; TAN et al., 2014; VILLAVICENCIO et al., 2014; WEINSTEIN et al., 1988).

Alguns estudos identificaram que a quebra ou dobra do parafuso é a falha mais comumente encontrada relacionado à prótese em si (PFEIFFER et al., 1997). Detalhes do porquê desta falha foram relacionados ao diâmetro reduzido do parafuso, ou ao comprimento desproporcional ao diâmetro, ou ainda, a orientação dentro do osso (MCLAIN et al., 1997; YERBY et al., 1997a, 1997b). As análises dos parafusos que quebravam tinham uma dado muito comum, esta falha acontecia na transição entre a rosca e a cabeça do parafuso (ver Figura 35) (DAVNE et al., 1992).

Devido a esta peculiaridade e complicação Davne et al. (1992) descreve, da mesma forma, que na ocorrência de uma fratura no parafuso, esta normalmente ocorre na transição, e assim cria três novos tipos de instrumentais que reforçam a área mais vulnerável (Parafusos B, C e D da Figura 44).

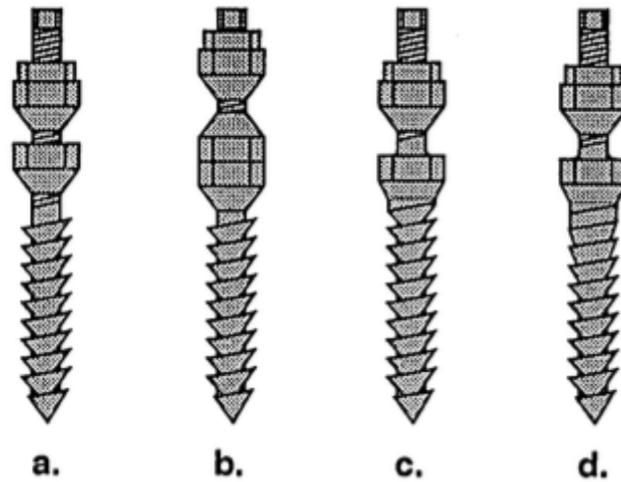


Figura 44 - Parafusos lombares, A) Original com alto índice de quebra no final da rosca. Assim foram criados três novos parafusos, B) com duas cabeças, C) com a cabeça integrada à rosca, e D) com formato cônico (DAVNE et al., 1992).

Desta forma o mercado mundial apresenta estas duas formas de parafusos, cilíndricos (iniciais) e os cônicos (Figura 45).



Figura 45 - Imagem mostrando os dois tipos de parafusos, Cônico (A) e Cilíndrico (B) (CHEN et al., 2011).

2.5.8 Testes Biomecânicos

Estudos biomecânicos da coluna vertebral pode ser grosseiramente divididos entre aquelas que são executadas com ou sem uso de implantes. Trabalhos que lidam com implantes podem ser classificados naqueles que preservam o movimento e aqueles que corrigir a coluna vertebral e a transformam em uma estrutura rígida. A instrumentação para a fixação pode incluir parafusos pediculares, ganchos, fios, parafusos na massa lateral, gaiolas anteriores, parafusos laminares anteriores, além de outros implantes que imobilizam a coluna vertebral, enquanto a fusão ocorre. Destes, os parafusos pediculares são os mais comumente utilizados (CHO; CHO; WU, 2010).

Os estudos sobre a biomecânica do parafuso pedicular podem ser dividido em três tipos: as que dizem respeito às características do próprio parafuso, as que tratam de como eles são inseridos na vértebra e aqueles que lidam com técnicas de aumento da área parafuso-osso (BARBER et al., 1998; CHAPMAN et al., 1996; KINER et al., 2008). Esta dissertação irá detalhar com maior ênfase os trabalhos do primeiro grupo, ou seja que lidam com variações nas características do parafuso em si.

Inúmeros testes podem ser aplicados para avaliar a capacidade de fixação de um parafuso pedicular ao osso vertebral. O teste de arrancamento é normalmente o mais utilizado para avaliar a capacidade de fixação do parafuso pedicular (VISHNUBHOTLA et al., 2011). Entretanto outros testes, como o teste de torque, teste de torção, teste de alternância ou carga cíclica são utilizados, mas com menor frequência (BECKER et al., 2008; COOK et al., 2000, 2004; MAHAR et al., 2006; MOHAMAD et al., 2006; WHITE et al., 2006; WITTENBERG et al., 1991).

Teste de Arrancamento

O teste de arrancamento do parafuso é o método biomecânico mais utilizado até o momento com fins de avaliar o grau de fixação de um parafuso a uma estrutura a qual ele está inserido (BIANCO et al., 2014; CHAO et al., 2008; CHAPMAN et al., 1996a, 1996b; CHATZISTERGOS et al., 2010; CHEN et al., 2011; DAFTARI et al., 1994; INCEOGLU et al., 2004; KIM et al., 2012; KUENY et al., 2014; TEYFIK et al., 2015; TSAI et al., 2009).

Quando um parafuso pedicular é tracionado para fora do osso, as estruturas ósseas dispostas entre as cristas da rosca são usualmente fraturadas. Assim a quantidade, bem como a qualidade do osso entre as estruturas do parafuso são muito importantes. De forma geral quanto mais e melhor osso existir neste espaço, maior será a força de arrancamento do parafuso.

Normalmente, um parafuso é inserido numa vértebra de acordo com a técnica normalmente utilizada no procedimento cirúrgico. Esta vértebra é fixada a um sistema, que não sofre influência da força que puxará o parafuso (Figura 46).

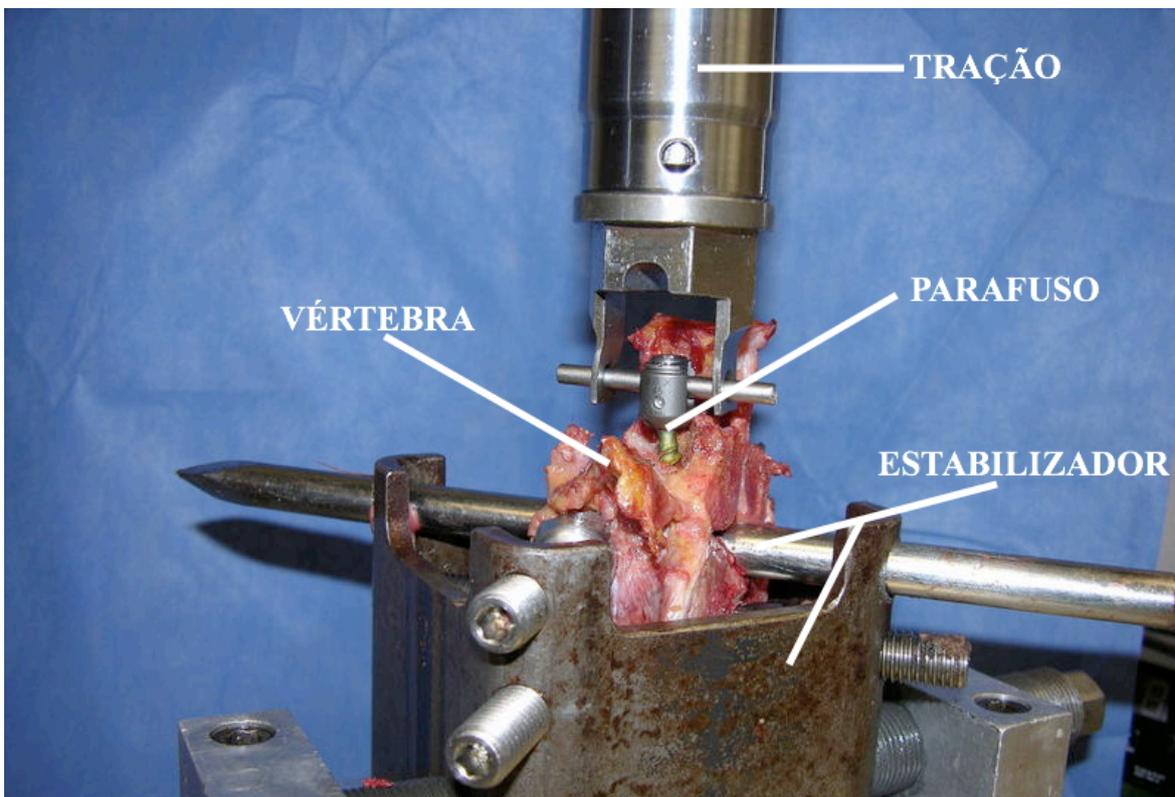


Figura 46 - Equipamento capaz de fazer o teste de arrancamento (MTS - USA).

Ao passo em que a máquina procede o arrancamento do parafuso, os dados de deslocamento e força são registrados por um computador ligado a esta máquina (Figura 47). Esta gera um gráfico com os resultados numa típica curva de Tensão-Deformação, até o completa extrusão do parafuso (Figura 21).



Figura 47 - Equipamento completo de arrancamento, MTS *Bionix Test System* (USA).

Embora o teste de arrancamento já tenha sua validade confirmada, como método de prever a estabilidade inicial na interface osso-implante, à longo prazo, esta estabilidade não pode ser confirmada apenas com esta técnica. Isto porque o método não contempla a resposta óssea de remodelamento que o osso vivo sofrerá com o parafuso, ademais, não consegue prever o complexo de cargas tridimensionais que o parafuso irá sofrer sob várias posturas ou cargas, em que o paciente está sujeito.

Torque de Inserção

Existe um sentimento altamente difundido que se um parafuso, já na sua inserção mostrar-se rígido, a fixação está garantida. E este sentimento pode ser transportado para muitos cirurgiões que preferem utilizar parafusos pediculares com alto torque de inserção, pois têm um sentimento de alta aquisição óssea (CHO et al., 2010).

Torque de inserção é definido como a força de momento angular requerida para introduzir o parafuso dentro do osso (DAFTARI et al., 1994). Normalmente usa-se um chave (torquímetro) capaz de medir a o grau de força aplicada a cada esforço rotacional pré-estipulado (Figura 48). O resultado gerado pode ser transportado para um gráfico (Figura 49A)



Figura 48 - Chave de torque ligada a um sistema eletrônico (em verde) capaz de medir o grau de força aplicada a cada esforço rotacional (KWOK et al., 1996).

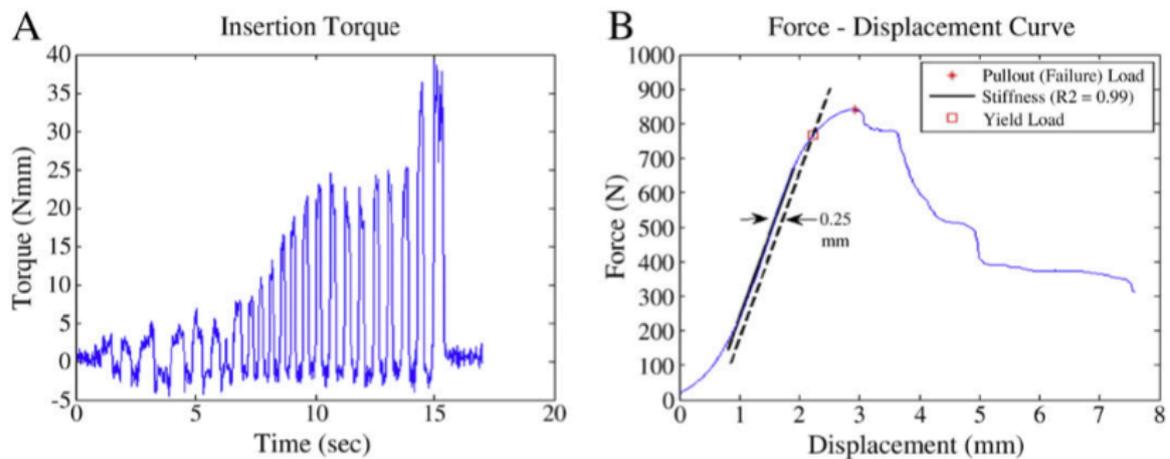


Figura 49 – Diferenças gráficas entre o de torque de inserção (A) e força de arrancamento (B) (MEHTA et al., 2012).

O torque de inserção é o resultado da resistência do atrito entre as cristas da rosca e osso, junto a compressão radial das trabéculas. Arrancamento, no entanto, é o resultado de uma falha de cisalhamento das trabéculas, que ocorrem na direção axial (DAFTARI et al., 1994; KLEEMAN et al., 1992; MYERS et al., 1996). Uma vez que a orientação do osso trabecular produz diferentes características mecânicas em direções diferentes, pois o osso

tem características anisotrópicas, o torque de inserção não pode servir como um indicador de força de arrancamento, embora possa haver alguma correlação entre ambas e afetar tanto o torque e a força de arrancamento, ao mesmo tempo (INCEOGLU et al., 2004). Daftari et al. (1994), fazendo o uso de um osso sintético simulando o cortical e esponjoso, conseguiu fazer a correlação adequada entre força de arrancamento e o torque. O interessante é que este osso sintético não tinha o perfil anisotrópico do osso, assim a relação entre os dois foi fidedigna.

Carga Cíclica

Embora o teste de arrancamento seja a forma de estudo mais comumente encontrado nos estudos envolvendo o parafuso pedicular e sua fixação, a arquitetura biomecânica não condiz com o que ocorre na vida real num paciente (KUENY et al., 2014; ZINDRICK et al., 1986).

O teste de arrancamento produz uma força que é muito incomum, a de tração em direção sagital posterior. Alguns autores argumentam que a carga mais aplicável a estes parafusos seria a mobilidade crânio-caudal, ou seja axial (ROHLMANN et al., 1997, 2001). Além do mais, a frouxidão encontrada em exames de imagens mostram que este conceito é clinicamente mais viável do que o de arrancamento (BOSTELMANN et al., 2015).

Existem várias sistemas capazes de gerar força no sentido crânio-caudal, a maioria, se não a totalidade são customizadas em cada centro de estudo. Um modelo utilizado por alguns autores consiste em fixar a vértebra em uma mesa (coordenadas x e y) permitindo movimentos de translação em dois eixos, em uma máquina de testes servo-hidráulica biaxial. Esta máquina consegue então gerar carga (iniciando com 20-50N) e incrementos contínuos (0,1N) numa frequência (1Hz) durante um certo número de ciclos (totalizando 5000) até chegar num máximo de carga pré-determinada (usualmente 500N) ou até a frouxidão completa do parafuso (10mm de deslocamento no sentido crânio-caudal) (BOSTELMANN et al., 2015).

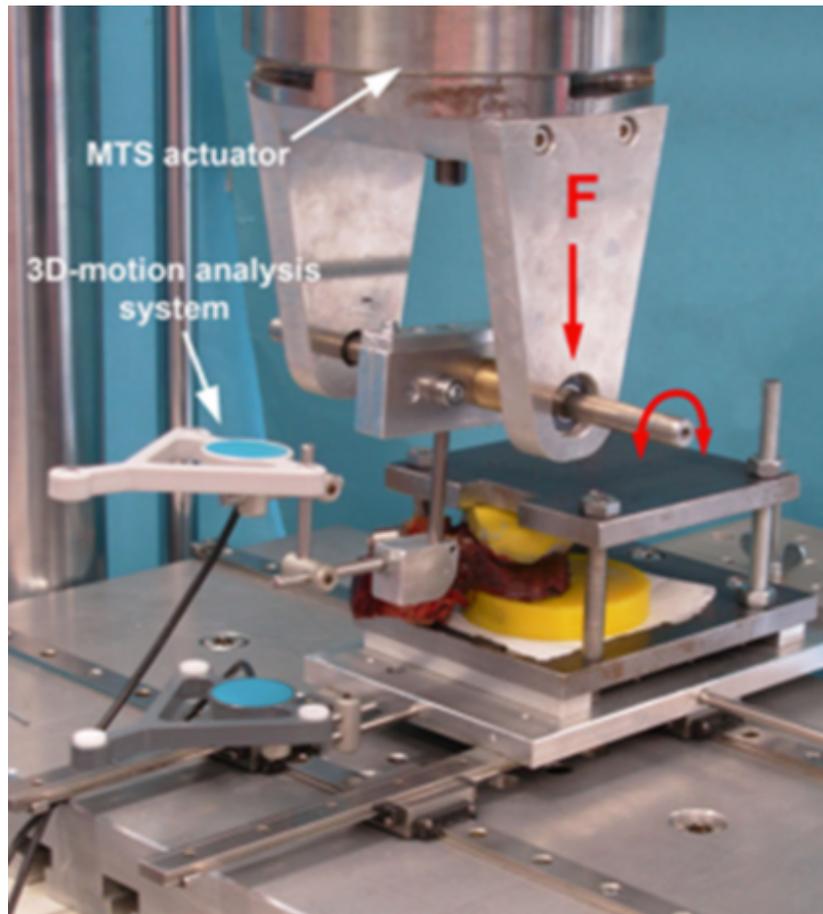


Figura 50 - Máquina customizada (MTS, USA) com a finalidade de gerar carga em ondas cíclicas crescentes. Notar a vértebra dentro de uma substância fixadora (em amarelo) com o parafuso pedicular introduzido, ligado a uma barra que conecta o parafuso à máquina de teste. Notar ainda o analisador de imagem 3D (em azul) que envia o grau de mobilidade existente no parafuso para então gerar o resultado de acordo com a carga e movimento gerado (BOSTELMANN et al., 2015).

Bostelmann et al. (2015), utilizando vários tipos de parafusos inseridos em vértebras suínas, conseguiu demonstrar que o movimento cíclico, com incremento de carga, produziu um afrouxamento do parafuso pedicular muito semelhante aos vistos em pacientes com falha da instrumentação.

Ashman et al. (1988 e 1989) estimaram que durante os primeiros 4 meses pós uma instrumentação lombar, os implantes podem sofrer mais de um milhão de ciclos de carga. A maioria dos estudos utilizam em seus métodos até 20.000 ciclos com cargas bem acima do visto e vida real (até 400N) (WITTENBERG et al., 1992).

Influência da Mineralização Óssea

A estabilidade do parafuso depende muito da qualidade do osso que será implantado. Entretanto, o grau de perda de estabilidade, quando há alguma perda de densidade óssea, é ainda motivo de muitos estudos (CHEN et al., 2011; COE et al., 1990; KIM et al., 2012; OKUYAMA et al., 2001; SOSHI et al., 1991). É certo que a densidade mineral óssea (DMO) afeta a estabilidade do parafuso pedicular (OKUYAMA et al., 2001; SOSHI et al., 1991; WITTENBERG et al., 1991; YAMAGATA et al., 1992). Entretanto, o real valor da DMO, a qual todos indivíduos que tenham densidades abaixo deste terão afrouxamento dos parafusos, ainda carece resposta.

A fim de elucidar a relação entre a gravidade da osteoporose e força de fixação de um parafuso pedicular, Soshi et al. (1991), estudou ensaios de arrancamento de parafusos, utilizando vértebras lombares de cadáveres. A gravidade da osteoporose foi avaliada pela escala de classificação de osteoporose de Jikei (HASEGAWA et al., 1997), pela densidade mineral óssea, e pela micro-densitometria. Quando um parafuso de 7,0 mm foi utilizado, a força para puxar do parafuso foi de 1,056.4 N no grupo normal (tal como determinado pelo método Jikei), ao mesmo tempo 495,6 N na osteoporose grau I e 269,5 N no Grau II.

Okuyama et al. (2001) realizou um trabalho em pacientes que necessitavam de procedimento cirúrgico com instrumentação, e os separou de acordo com o resultado fusão vertebra em definitiva, indeterminada ou nenhum grau de fusão, em um período de 2-6 anos, fazendo uma correlação com o nível de DMO. Vinte e nove dos parafusos (12,6%) estavam espanados. Nenhuma fusão ou fusão indeterminada foi encontrado em 4 (7,6%) e 8 (15,3%) dos doentes respectivamente. A média da DMO nos pacientes fusionados foi de $0,934 \pm 0,210 \text{g/cm}^2$, para os pacientes indeterminados $0,710 \pm 0,116 \text{g/cm}^2$ e para o grupo não fusionado $0,674 \pm 0,104 \text{g/cm}^2$, alcançando significância entre os primeiro e o segundo ($p < 0,05$) e o primeiro e o terceiro ($p < 0,01$) grupos.

Kim et al. (2012) utilizando nove tipos de parafusos, avaliou a força de arrancamento em espumas sintéticas (poliuretano) que simulam o tecido ósseo sob várias densidades (3 tipos). As espumas continham densidades de $80,1\text{Kg/m}^3$, representando o osso osteoporótico, $240,3\text{ Kg/m}^3$, representando osso normal e $320,4\text{ Kg/m}^3$ representando um osso com densidade mais alta do que o osso normal (tipos 1, 2 e 3 respectivamente). Após inserção dos parafusos, os mesmos foram avaliados de acordo com o força de arrancamento em cada espuma. Os resultados mostraram, que independente do tipo de parafusos, houve uma diferença grande em Newtons de acordo com a espuma utilizada. No tipo 1 (osteoporótico) a força de arrancamento ficou entre 159,12 e 254,70N, no tipo 2 entre 441,66-849,42N e no tipo 3 variando de 1162,16 a 2284,08N.

Santoni et al. (2009) levanta a discussão sobre uma nova forma de fixar o parafuso na vértebra lombar, propondo um trajeto que ele descreve como “Trajeto Cortical”. Neste estudo, feito em vértebras osteoporóticas (densidade óssea $0.786 \pm 0.060\text{g/cm}^2$), promove o arrancamento dos parafusos inseridos. Os testes são feitos em espelho, sendo que num lado a técnica usual e no outro lado a nova (Figura 51). A análise de densidade óssea mostrou que o trajeto da nova técnica recrutou áreas de maior resistência física, quando comparados com a técnica tradicional ($p < 0,001$). A força de arrancamento do parafuso da técnica cortical obteve uma força média de $367,54 \pm 23,65\text{N}$, já a da técnica tradicional foi de $287,59 \pm 35,64\text{N}$ ($p = 0,08$).

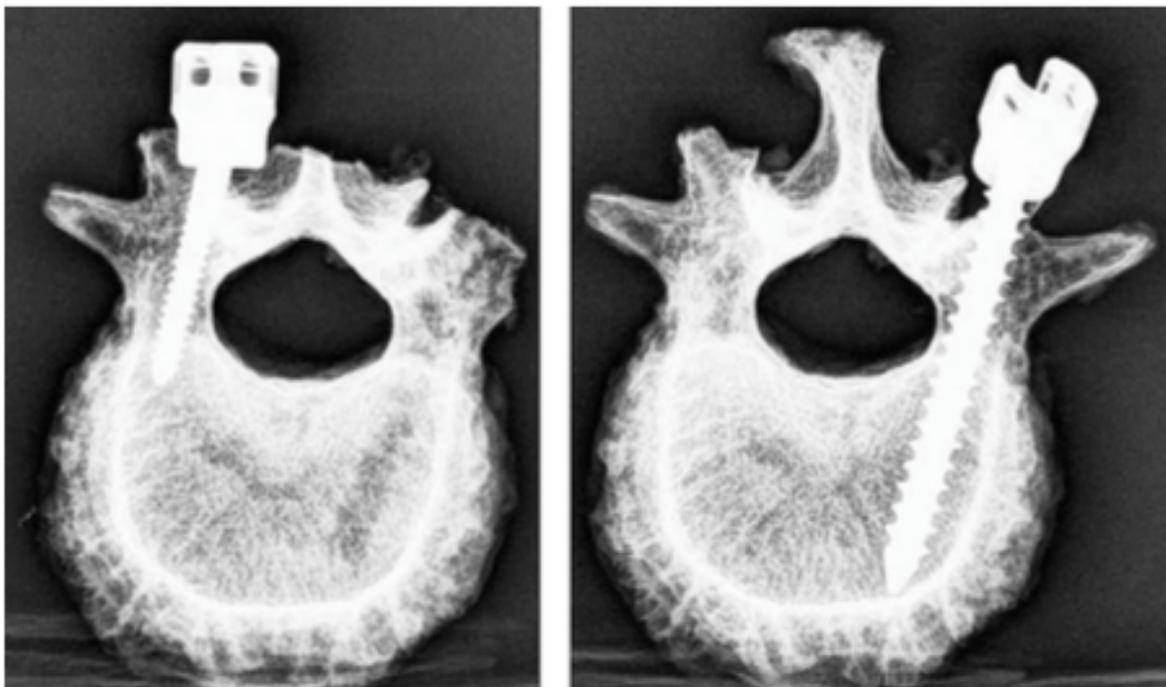


Figura 51 - Estudo comparativo de uma nova técnica de inserção do parafuso, descrita como "Trajeto Cortical", comparando-a com a "tradicional" (SANTONI et al., 2009).

Mai et al. (2015), utilizando como método de análise para valores de densidade óssea a tomografia e as Unidades Hounsfield (UH), seguindo outro estudo (SCHREIBER, 2011), analisou 180 pacientes entre 30 e 90 anos de idade, escaneando suas colunas lombares, a fim de confirmar o trabalho descrito acima sobre a inserção do parafuso "tradicional" e a "Técnica Cortical"(SANTONI et al., 2009). As UH foram medidas através de halos, descritos como regiões de interesse (ROIs - Figura 52). Comparou-se áreas do osso cortical e do trabecular em diferentes idades.

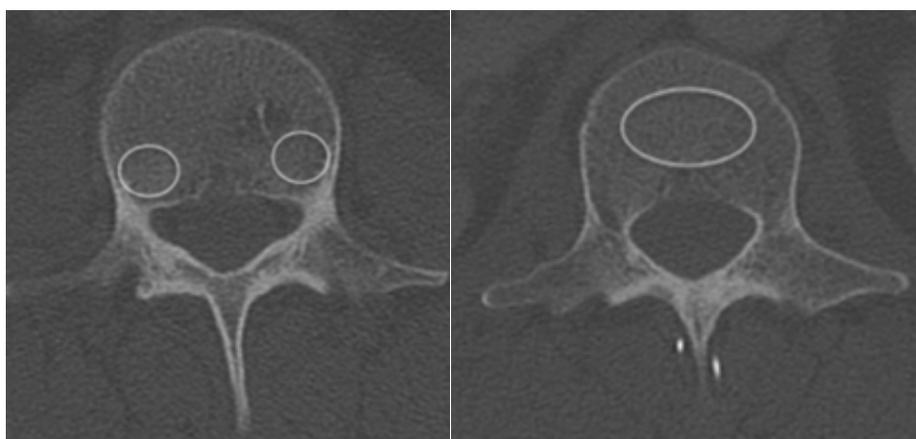


Figura 52 – Exame tomográfico com corte axial da coluna lombar. ROIs de diferentes áreas, cortical (a esquerda) e trabecular (a direita) (MAI et al., 2015).

Os resultados mostraram, em primeiro lugar, que os valores em UH foram maiores na área para a técnica cortical do que a da técnica convencional (15.9-40.2% maiores dependendo do nível lombar estudado, sendo que a diferença aumenta quanto mais caudal a vértebra estudada, ou seja L1 diferença menor e L5 diferença maior), e com relevância altamente significativa ($p=1,1 \text{ E-}12$ até $1,8\text{E-}28$). Além, observaram que quanto maior a idade maior ficava a diferença de densidade (em UH) entre as áreas do osso da técnica cortical *versus* trabecular Figura 53.

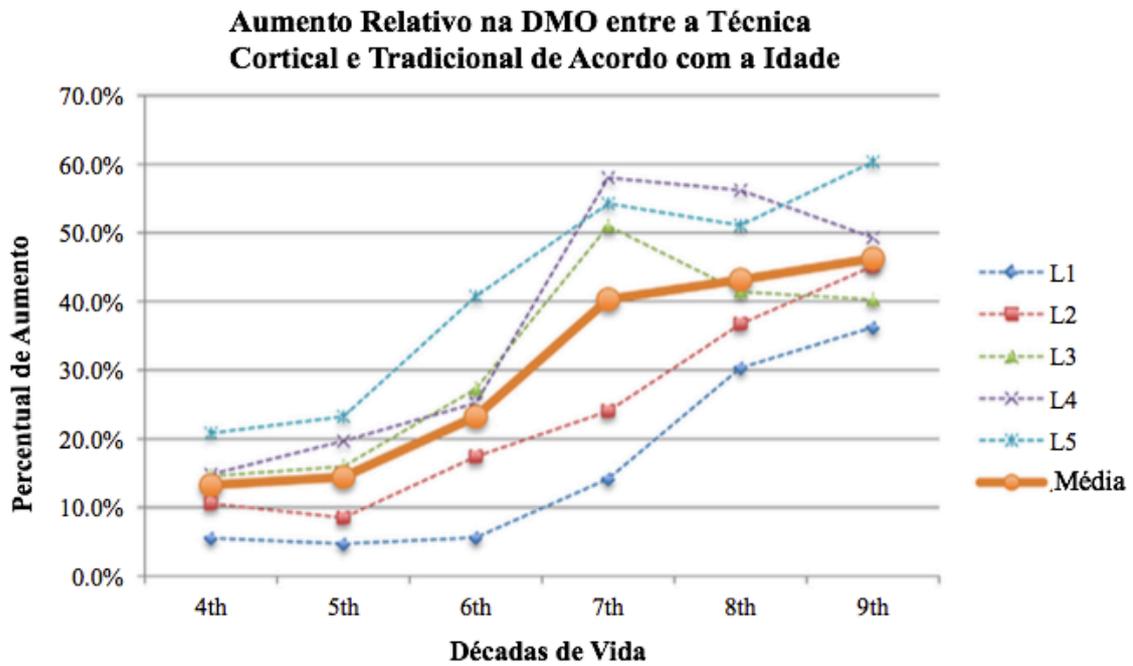


Figura 53 - Percentual de diferença das densidades ósseas nas região da coluna vertebral que são utilizadas na técnica Cortical comparado a Tradicional, conforme a idade. Notar que a diferença percentual vai aumentando, ou seja, com o avançar da idade menos osso da região da técnica cortical é perdida, se comparada a da área da técnica tradicional (MAI et al., 2015).

Outros trabalhos descrevem, da mesma forma que, a densidade óssea influi de forma significativa na força de arrancamento do parafusos pedicular, sendo que variações na técnica utilizada, ou na conformação do parafuso apresentam menores resultados quanto mais osteoporótico for o osso (GILBERT et al., 1993; HALVORSON et al., 1994).

2.5.9 Influência do Desenho do Parafuso

Qual é o melhor desenho em termos de estrutura extrínseca e intrínseca de um determinado parafuso para um ambiente específico? Para alguns materiais, principalmente os que não contam com variabilidade interestruturais, ou que ainda apresentam uma isotropia interna, a resposta é já bem conhecida (NORTON; R. L.NORTON, 2006). Existem parafusos para as mais diversas estruturas. Parafusos utilizados em madeira, por exemplo, diferem dos utilizados em metais.

No osso a situação é diferente por dois principais motivos. Primeiro, existe uma variabilidade muito grande entre tipos de ossos. Esta variabilidade depende de inúmeros fatores que interferem na qualidade óssea e não se apresentam por uma relação direta e proporcional. Por exemplo, se um indivíduo com 40 anos de idade apresenta, em termos de dureza, um valor “X” de densidade em sua estrutura óssea, outro indivíduo de 80 anos não terá o valor “2X” ou “X/2”. Em segundo lugar, mesmo dentro de um mesmo indivíduo o osso apresenta uma geometria morfológica em termos microscópicos totalmente diferente entre áreas, muitas vezes contíguas. E assim um valor de resistência que se dá em uma direção não serve para o mesmo estudo em outra direção, a este comportamento é dado o nome de anisotropia (GIBSON, 1985).

Respondendo ao questionamento feito no início deste capítulo, há de se levar em consideração, como já descrito (Capítulos 2.5.4 e 2.5.5), que na coluna vertebral o parafuso poderá variar o seu diâmetro inicial e final, comprimento, e as características intrínsecas da rosca. Ou seja, como na aerodinâmica de um automóvel, o veículo com melhor performance de atrito será o que obtiver melhor resultado através de um conjunto de fatores específicos, e não somente em um detalhe isolado.

Tentativas de melhorar a relação mecânica da interface osso-implante no parafuso pedicular é matéria de inúmeros estudos há mais de 30 anos (AGHAYEV et al., 2014; ASNIS et al., 1996; BECKER et al., 2008; BIANCO et al., 2014; BRANTLEY et al., 1994; BRASILIENSE et al., 2013; COOK et al., 2004; GLASSMAN et al., 1995; HELGESON et al., 2013; HIRANO et al., 1997; KRENN et al., 2008; LIN et al., 2003; MEHTA et al., 2012; MOHAMAD et al., 2006; MOORE et al., 1997; RENNER et al., 2004; SKINNER et al., 1990; VACCARO et al., 1995; WILLETT et al., 1993; YAMAGATA et al., 1992). Em todos, o consenso é que a fixação primária, ou seja, a que acontece sem a interferência biológica do osso, depende de três fatores, o desenho do parafuso, as propriedades do osso, e a técnica utilizada pelo cirurgião (COOK et al., 2004).

Com a intenção de melhorar as complicações existentes devido a falhas inerentes a estes fatores, a indústria investe muitos esforços na tentativa de melhorar a fixação primária do implante, e este assunto será tratado a seguir.

Diâmetro e Comprimento

Os fatores extrínsecos do parafuso parecem influenciar soberanamente na estabilidade de um sistema de parafusos pediculares (BIANCO et al., 2014; BRANTLEY et al., 1994; CHAO et al., 2008; DAFTARI et al., 1994; HELGESON et al., 2013; MOHAMAD et al., 2006; RENNER et al., 2004; SKINNER et al., 1990; VISHNUBHOTLA et al., 2011; YAZU et al., 2005), e incluem o comprimento, diâmetro externo, diâmetro interno proximal e distal, entretanto alguns fatores necessitam ser considerados.

Em primeiro lugar a estrutura do pedículo e do corpo vertebral, que servem de “hospedagem” para o parafuso pedicular, apresentam dimensões que necessitam ser respeitadas. Garza et al. (2009) descreve que o pedículo apresenta um diâmetro externo que varia de 7,81mm ($\pm 1,30$) até 14,36mm ($\pm 1,85$) em comprimento por 16,67mm ($\pm 2,13$) até 20,92mm ($\pm 2,62$) de altura (ver Tabela 1 e Figura 10). Já o corpo vertebral, no seu sentido ântero-posterior apresenta valores de 30,58mm ($\pm 2,09$) até 37,28 ($\pm 5,04$), a depender do nível vertebral estudado.

Assim se computarmos os valores somados do comprimento do pedículo junto ao corpo vertebral poder-se-á notar que os parafusos poderão variar em comprimento de 47,25mm ($\pm 4,22$) até 58,2 ($\pm 7,66$). A variação no diâmetro (imposto somente pelo diâmetro do pedículo) não poderá ser maior do que 7,81mm, neste caso o parafuso já violaria a cortical externa do pedículo, com risco de contato como estruturas neurais adjacentes (BANTA et al., 1989). De fato Banta et al. (1989) criou o conceito de Diâmetro Pedicular Efetivo (EPD – do inglês *Effective Pedicle Diameter*), no qual descreve como valor real do diâmetro pedicular um círculo perfeito criado dentro da parede interna do córtex pedicular (Figura 54), com um redução de até 40% do valor medido.

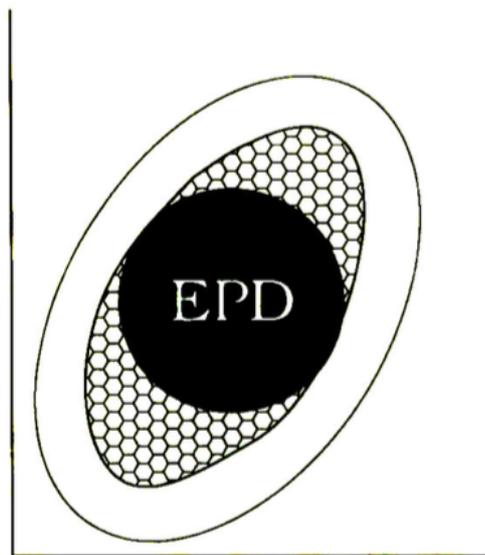


Figura 54 - Definição do diâmetro pedicular efetivo (EPD), numa seção transversal do pedículo lombar (BANTA et al., 1989).

Além do espaço restritivo que osso impõe às medidas do parafuso, outro fator importante deve ser considerado, a densidade óssea. É bem possível que seja intuitivo para qualquer pessoa, que aumentando as dimensões do parafuso ter-se-á maior força de fixação. Hsu et al. (2005) demonstrou que há um aumento progressivo na força de arrancamento do parafuso quando 1mm em diâmetro é adicionado. Este estudo utilizou três marcas de parafusos com três diâmetros diferentes em compostos inorgânicos (espuma) de baixa densidade e testes de elementos finitos. Patel et al. (2010), utilizando parafusos ortopédicos (não vertebrais) em uma espuma sintética com várias densidades (0,09 até 0,32g/cm³) demonstrou que parafusos com 4.5mm de diâmetro tiveram forças de arrancamento menor, quando comparados ao parafusos de 6.5mm de diâmetro, somente nas espumas de densidades maiores (0,16 e 0,32g/cm³).

Willett et al. (1993), utilizando vértebras congeladas de cadáveres frescos, comparou parafusos com rosca idênticas mas diâmetros diferentes (5 e 6mm). O teste de arrancamento mostrou que a força para extrusão do parafuso foi 47% maior no parafuso de 6mm (404 x 597 Newtons), e esta diferença foi considerada de relevância significativa ($p=0,0002$).

Na inserção de um parafuso dentro de um osso, existe, em um primeiro momento, o movimento de quebra das microestruturas e o subsequente movimento destas para fora, ao redor do parafuso. Como se o cilindro interno fosse afastando excentricamente as partículas ósseas. Estas vão sendo depositadas entre as ranhuras (passo da rosca) e as unidades ósseas intactas onde o parafuso ainda não alcançou. Esse efeito de compactação é dito como responsável pelo torque de inserção (KWOK et al., 1996). Em teoria, quanto maior o parafuso em diâmetro, maior será este efeito de compactação expansiva e maior capacidade de fixação.

Kwok et al. (1996) utilizando 5 parafusos, comercializáveis em seu país, introduziu-os em vértebras extremamente osteoporóticas. Observou que o efeito no incremento de 1mm (5 para 6mm) trouxe um aumento da força de arrancamento de 65% e que no parafuso de 7mm este incremento foi ainda maior (143%).

Outro autor, Brantley et al. (1994b), fez referência que o pedículo é uma estrutura elipsoide, se visto através de um corte coronal, sendo a porção de menor diâmetro a látero-lateral, e a maior no plano crânio-caudal. Além, discute que os parafusos não ocupam toda a extensão do pedículo, já que nas vértebras lombares seus diâmetros, no maior plano, podem chegar de 20 a 30mm e os parafusos maiores ditam de 7mm de diâmetro. Ou seja, não ocupam menos do que 35%, considerando o maior diâmetro. Neste estudo, duas estruturas vertebrais, uma com densidade normal e outra extremamente osteoporótica, foram utilizadas. O intuito era analisar a força de arrancamento de parafusos com 6,5, 7,0 e 9mm portando o mesmo desenho de rosca. O resultado foi que em vértebras osteoporóticas o aumento do diâmetro não trouxe aumento da força de fixação dentro do osso, em testes de arrancamento.

Inceoglu et al. (2004) comparou dois parafusos, um com 6,5mm e outro com 7,5mm de diâmetro e identificou uma força de arrancamento 18% maior em favor do de maior diâmetro. Os testes foram feitos em vértebras de bezerros sadios, ou seja assume-se que tenham uma densidade óssea normal.

A provável teoria sobre estes resultados está na quantidade de osso que o parafuso consegue recrutar no momento que adentra o osso, ou seja, entre os passos da sua rosca. Quanto mais poroso o material, menor quantidade existe neste espaço, e assim menor força contra as estruturas ainda presentes ao redor do parafuso. No entanto, não existe ainda nenhum estudo, até o momento, que adentre por este caminho biomecânico.

Além do diâmetro externo como fator extrínseco, o comprimento do parafuso pedicular deve ser alvo de estudo quando o assunto é biomecânica da fixação. Estudos, realizados até o momento, apresentam uma variabilidade de resultados e mostram que a definição, quanto a influência de penetração para dentro do osso, está longe de ser adquirida. E essa indefinição provavelmente dependerá de como a vértebra e o parafuso são estudados (BRANTLEY et al., 1994b).

Krag et al. (1988), utilizando espécimes vertebrais humanas, avaliou e comparou a força de arrancamento de parafusos com 50 e 80%, e 80 e 100% de profundidade de inserção do trajeto pedicular para dentro do corpo, e em espelho. Ou seja, como a vértebra possui dois pedículos, em um lado houve 50% de penetração e o outro 80%, bem como em outro espécime 80 contra 100%. Os resultados mostraram que o parafuso com 50% de profundidade de inserção obteve de 75-77% da força de arrancamento do parafuso com 80% de profundidade. Já o parafuso de 100% de profundidade (atingindo o córtex vertebral anterior do corpo da vértebra) obteve uma força de arrancamento 124-154% maior do que o parafuso com 80% de profundidade. E concluiu que um aumento em 5mm em profundidade trouxe um aumento de 26% da força de arrancamento.

Karami et al. (2015), utilizando vértebras frescas descongeladas com densidades ósseas extremamente baixas ($0,67\text{g/cm}^3$), inseriu parafusos sob três formas, meio corpo (onde o parafuso terminava na metade do corpo vertebral), pré-cortical (com penetração total dentro do corpo vertebral, mas sem perfurar a cortical anterior) e bicortical (com penetração na cortical anterior) e realizou testes biomecânicos através do método de carga cíclica com $\pm 2\text{Nm}$ de carga, em flexão e extensão por 5000 ciclos a 1 Hz, e através do teste de arrancamento (ver pg. 78). Os resultados revelaram que com o incremento da penetração óssea houve uma redução na rigidez angular de forma significativa ($p=0,0012$) entre o primeira e terceira forma, mas entre a primeira e a segunda essa redução não foi significativa. Similarmente, quanto mais profundo o parafuso maior foi sua força de arrancamento, com valores de $583\pm 306\text{N}$, $713\pm 321\text{N}$ e $797\pm 285\text{N}$ respectivamente para meio corpo, pré-cortical e bicortical, sendo os valores de significância estatística somente entre o primeiro e o terceiro ($p=0.278$).

Na mesma direção aos achados de Krag, Zindrick et al. (1986) da mesma forma, utilizando vértebras de cadáveres frescos descongelados e vários tipos de parafusos com estruturas intrínsecas diferenciadas, os comparou a diferentes profundidades, dentro do corpo vertebral. Seus resultados mostraram que não houve diferença significativa entre 50% contra 100% de penetração para dentro do corpo vertebral. A única diferença alcançada foi quando o parafuso ultrapassou a cortical anterior do corpo vertebral, sendo esta última a forma com maior força de arrancamento. Este valor alcançou 120% de rigidez, dos adquiridos com 100% de penetração, mas que não rompia a cortical anterior. Suas amostras ósseas foram de pacientes extremamente idosos (+75 anos de idade) e por isso a densidade óssea baixa (autor não registra o valor) possa ter contribuído para que a penetração profunda não tenha influência na força de arrancamento, quando a cortical anterior não é penetrada.

Formato Interno (Cilíndrico ou Cônico)

Com a popularização dos parafusos pediculares no final dos anos 80 e início dos anos 90, começaram haver relatos de falhas instrumentais, caracterizadas como mecânicas ou intrínsecas aos parafusos (ESSES et al., 1993). Dentre as falhas mecânicas, as mais comumente encontradas foram dobra ou quebra do parafuso (PFEIFFER et al., 1997). Neste último estudo os autores relatam que os parafusos, nos quais são impostos movimentos de torção e flexão/extensão, o risco de quebra chega a 19%. Em situações, as quais há quebra do parafuso, estas normalmente ocorrem na junção entre a cabeça e o início do parafuso, que é a porção com maior tensão de escoamento (DAVNE et al., 1992; DICKMAN et al., 1992; KWOK et al., 1996).

Parafusos com formato cônico apresentam um maior diâmetro interno na porção de maior falha (transição cabeça e início da rosca), e assim, pelo menos na teoria, tem a possibilidade de menor quebra ou dobra, comparado aos parafusos cilíndricos (YAMAGATA et al., 1992).

Ademais, alguns autores relatam mais uma possível vantagem dos parafusos com formato interno cônico. Seu uso traria um incremento na rigidez do parafuso, já que com o fator de aumento do diâmetro interno, ao passo que ele é introduzido no pedículo (área com melhor qualidade óssea), haveria uma maior recrutamento de tecido ósseo e este seria comprimido contra o tecido adjacente, aumentando seu poder de fixação (DAFTARI et al., 1994; HALAWA et al., 1978; RANSOM et al., 1994). Essa compactação iria resultar ainda em uma diminuição no efeito plástico no pedículo, e assim, reduzir o risco de fratura óssea pedicular durante a inserção (MISENHIMER et al., 1989). Há, com certeza, um aumento do torque sob o parafuso cônico maior do que com o cilíndrico (KWOK et al., 1996).

Kwok et al. (1996) estudou parafusos cônicos e cilíndricos com a finalidade de avaliar o torque insercional e força de arrancamento de ambos e compará-los. Para tanto, foram utilizados vértebras frescas descongeladas de humanos, com uma média de 76 anos de idade. Os testes foram feitos em espelho, a fim de evitar a variabilidade inter-amostral. Os resultados são visualizados na Figura 55.

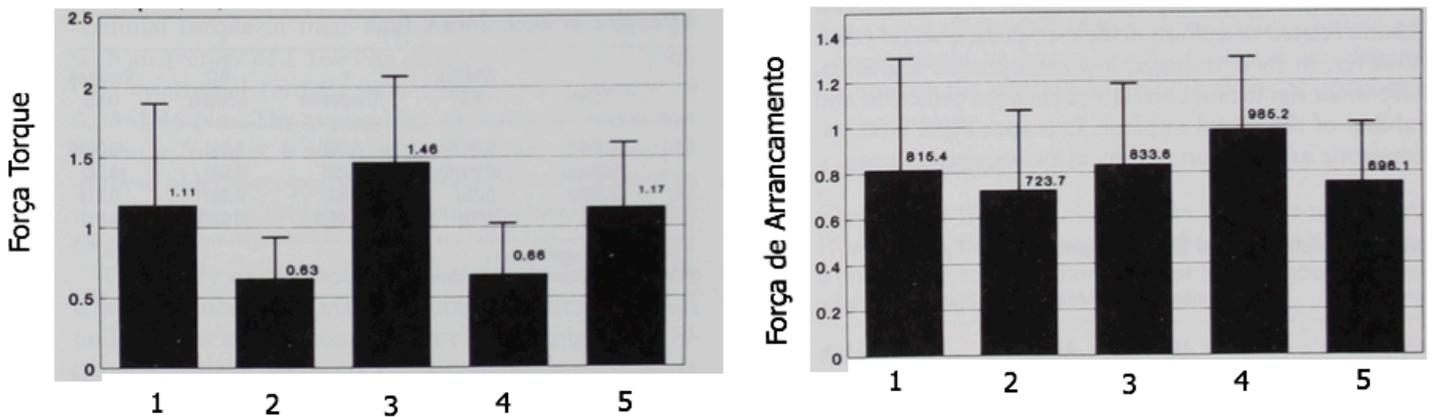


Figura 55 - Resultados dos vários tipos de parafusos. Em torque o parafuso cônico (3) apresentou uma ligeira superioridade em relação aos outros. Contudo, o mesmo não pode ser encontrado em relação a força de arrancamento do parafuso cônico (3) em relação aos outros cilíndricos.

Abshire et al. (2001) utilizando-se de vértebras de suínos jovens testou dois parafusos ambos com 6,5x40mm de diâmetro e comprimento respectivamente, realizando teste de arrancamento para avaliar a rigidez e a força de arrancamento. Os resultados mostraram que houve significância na rigidez entre os dois parafusos, em favor do cônico ($p=0.01$) e com uma tendência para maior força de arrancamento também para o cônico ($p=0.07$).

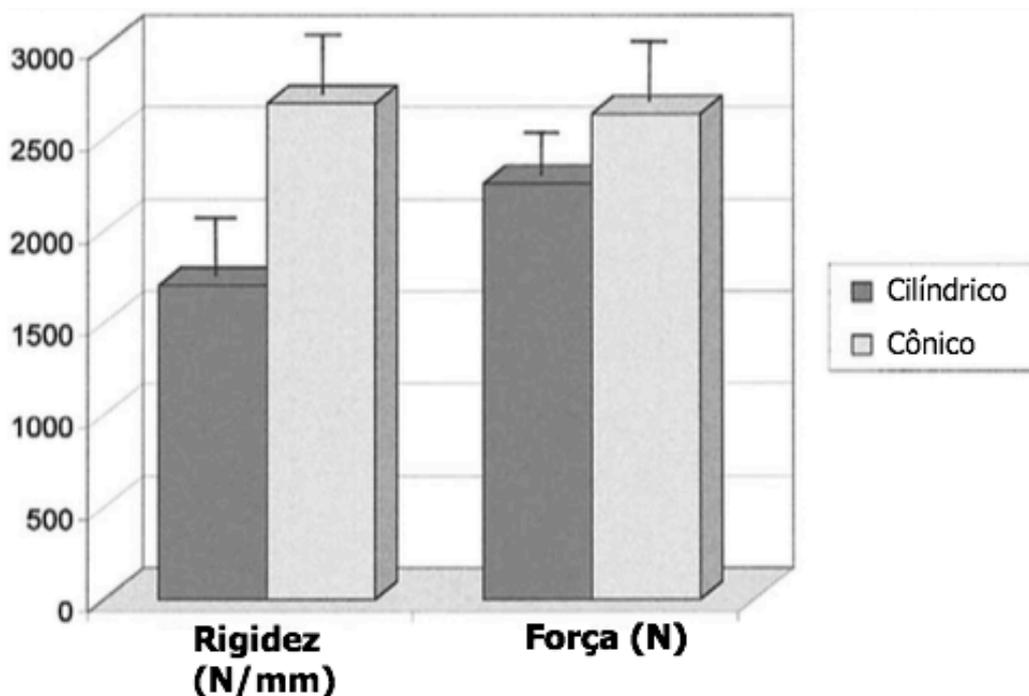


Figura 56 - Resultados da rigidez entre o parafuso cônico e cilíndrico, com vantagem de 50% ($p=0.01$) de rigidez em favor do cônico. A força de arrancamento foi maior (17%) para o cônico, mas não alcançou significância ($p=0.07$ – demonstrando uma tendência) (ABSHIRE et al., 2001).

Defino et al. (2012), em vértebras de bezerros com densidades normais, utilizou parafusos com 5mm e 3.8mm de diâmetros externos e internos respectivamente, e comparou com outro parafuso com duplo contorno interno de 5.2mm de diâmetro externo e diâmetro interno cônico, na sua porção maior de 4.8mm e menor de 3.2mm. Ambos os parafusos tinham 30mm de comprimento. Foram analisados o torque de inserção e a força de arrancamento. Os resultados do torque e força de inserção foram respectivamente para o parafuso cilíndrico $1,2 \pm 0,4\text{N}\cdot\text{m}$ e $541,2 \pm 279,6\text{N}$, e para o parafuso cônico $2,0 \pm 0,8\text{N}\cdot\text{m}$ e $595,8 \pm 342,1\text{N}$, sendo que somente o torque alcançou valores de significância ($p<0,05$).

Em outro estudo, Tsai et al. (2009) testou 6 tipos de parafuso com os valores e referências do ponto de vista cônico ou cilíndrico demonstrados na Tabela 6. Estes parafusos foram inseridos em uma espuma de poliuretano (não refere densidade), e testados sob força de arrancamento. Os resultados foram os seguintes: Parafuso 1- 1904 \pm 72N, Parafuso 2- 1600 \pm 73N, Parafuso 3- 1568 \pm 46N, Parafuso 4- 1583 \pm 59N, Parafuso 5- 1610 \pm 33N, e Parafuso 6- 1570 \pm 100N.

Como os parafusos apresentavam muitas variabilidades, além da presença ou não da conicidade, não foi possível avaliar se houve interferência do formato interno do parafuso nos resultados.

Tabela 6 - Dados e valores dos parafusos analisados (TSAI et al., 2009).

Dados dos Parafusos Testados					
Parafuso	Cônico/ Cilíndrico	Diâmetro Externo (mm)	Diâmetro Interno (mm)	Passo da Rosca (mm)	Comprimento (mm)
1	Cônico	6,0	5,4/3,8	2,4	37
2	Cilíndrico	6,0	4,0	2,5	37
3	Cônico	6,0/4,6	5,0/2,6	1,75	40
4	Cônico	6,0	5,6/4,2	2,7	40
5	Cilíndrico	6,0	4,5	2,8	30
6	Cilíndrico	6,0	4,0	2,8	35,5

Parte do estudo de Kim et al. (2012), avaliou em espuma de poliuretano de três densidades diferentes (baixa, normal e alta), parafusos formato interno e externo cônicos e cilíndricos. As opções finais foram Cilíndrico/Cilíndrico, Cilíndrico/Cônico e Cônico/Cônico em diâmetro externo e interno respectivamente (Figura 57).

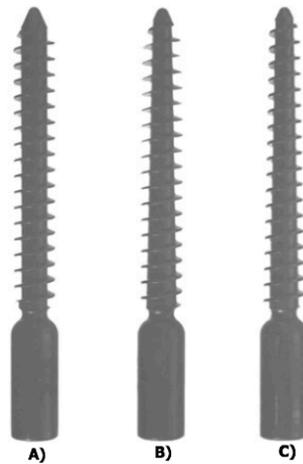


Figura 57 - Tipos de parafusos analisados A) Cilíndrico/Cilíndrico, B) Cilíndrico/Cônico e C) Cônico/Cônico (KIM et al., 2012).

Após sua inserção na espuma, foi aplicado uma força de arrancamento e suas medições em Newtons ficam evidentes na Figura 58.

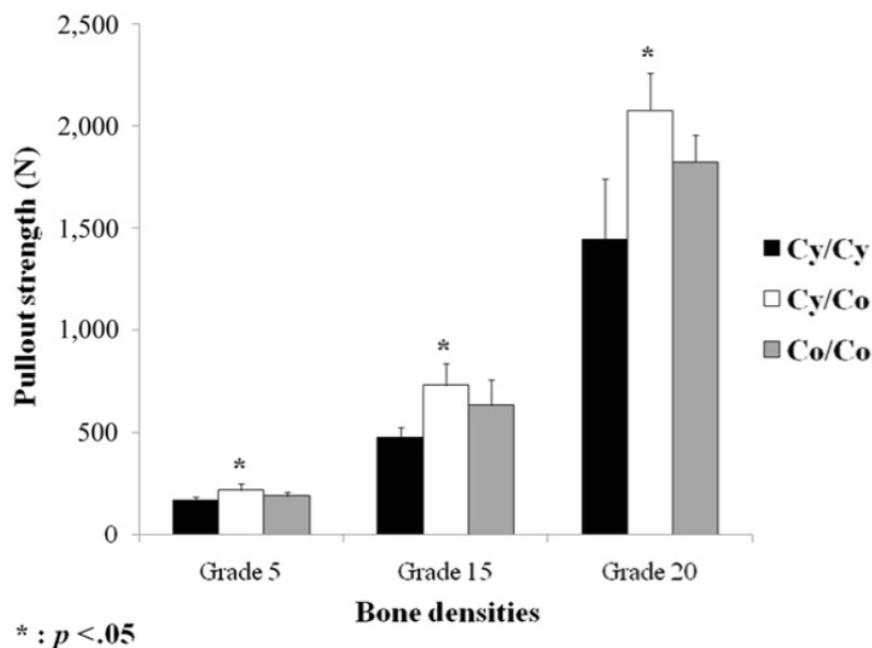


Figura 58 - Teste da força de arrancamento (Pullout Strength), dos parafusos Cy/Cy (cilíndrico/cilíndrico), Cy/Co (cilíndrico/cônico) e Co/Co (cônico/cônico) de acordo com a densidade da espuma de poliuretano (Alta= Grade 20, Normal=Grade 15 e Baixa= Grade 5). A conformação Cy/Co obteve resultado significativo em relação aos demais parafusos (*) (KIM et al., 2012).

Passo da Rosca

A rosca do parafuso, como descrito na pg. 71, nada mais é do que um estrutura helicoidal que circunda um cilindro. Esta estrutura helicoidal apresenta um espaçamento entre suas voltas (passo da rosca), uma altura que a distância do cilindro (altura da rosca) e um formato, podendo variar de quadrado, trapezoidal, arredondado e triangular (Figura 38).

Três classes de passo de rosca são definido pela *Unified Thread Standard* (UNS), passo grosso, passo fino e passo extra fino. O primeiro é mais recomendado para aplicações, ditas “ordinárias”, especialmente quando inserções repetitivas são necessárias, ou mesmo quando seu uso for para materiais moles. Roscas com passos finos são mais resistente a vibrações, e devido ao seu menor ângulo no eixo interno, e é utilizado em automóveis, aviões e em outras situações sujeitas a vibrações. As roscas com passo extra fino são utilizadas nas situações onde o local de inserção apresenta uma espessura fina, e assim a maior quantidade de rosca é necessária (NORTON et al., 2006). No osso estas definições são aproximadas à estrutura particular do tecido, e por este motivo constituem um capítulo à parte.

Apesar das estruturas intrínsecas do parafuso serem descritas isoladamente, há necessidade de entender que todas estão interligadas, e que se numa conformação o passo que trouxe maior rigidez foi “X” mm, é possível que com outra conformação o passo ideal seja “Y” mm, e assim por diante para cada detalhe intrínseco. Por isso é difícil encontrar artigos que lidam com estas variáveis de forma isolada (BRASILIANSE et al., 2013; KRENN et al., 2008; MEHTA et al., 2012).

Krenn et al. (2008) apresentou em seu trabalho o conceito de *Flank Overlap Area* (FOA), com a intenção de identificar quanto da área projetada no osso é coberta pela rosca do parafuso. Já que em termos de mecânica dos sólidos, quanto maior a área entre o parafuso e o material maior será seu poder de fixação (NORTON et al., 2006). O cálculo pode ser feito para cada rosca e utiliza o diâmetro externo do parafuso (D_{ext}), o diâmetro interno do parafuso (D_{int}), o comprimento da área com rosca (l) e o passo da rosca (p) da seguinte forma (Eq. 8):

$$FOA = \left[\frac{\pi}{4} \times (D_{ext}^2 - D_{int}^2) \right] \times \frac{l}{p} \quad (8.)$$

Neste estudo o autor comparou a força de arrancamento em espumas simulando osso trabecular (testado sob três formas com densidades diferentes). Os parafusos apresentavam características de rosca diferenciadas entre eles, conforme Tabela 7.

Tabela 7 - Sumário dos Valores dos Parafusos Analisados e Testados sob Arrancamento (KRENN et al., 2008).

Sumário dos Diferentes Parafusos			
Descritivo do Parafuso	Parafuso 1	Parafuso 2	Parafuso 3
Diâmetro Externo (mm)	6	6.2	6
Diâmetro Interno (mm)	3	3.2	4.2
Passo (mm)	3	2	3
Comprimento (mm)	42	40	43
FOA (mm ²)	261	326	206

O resultado demonstrou que a força de arrancamento foi maior no parafuso 1, e ficando o parafuso 2 e 3 com valores semelhantes e não significativos entre ambos. O resultado foi semelhante nas três formas de espumas (densidades diferentes - Figura 59).

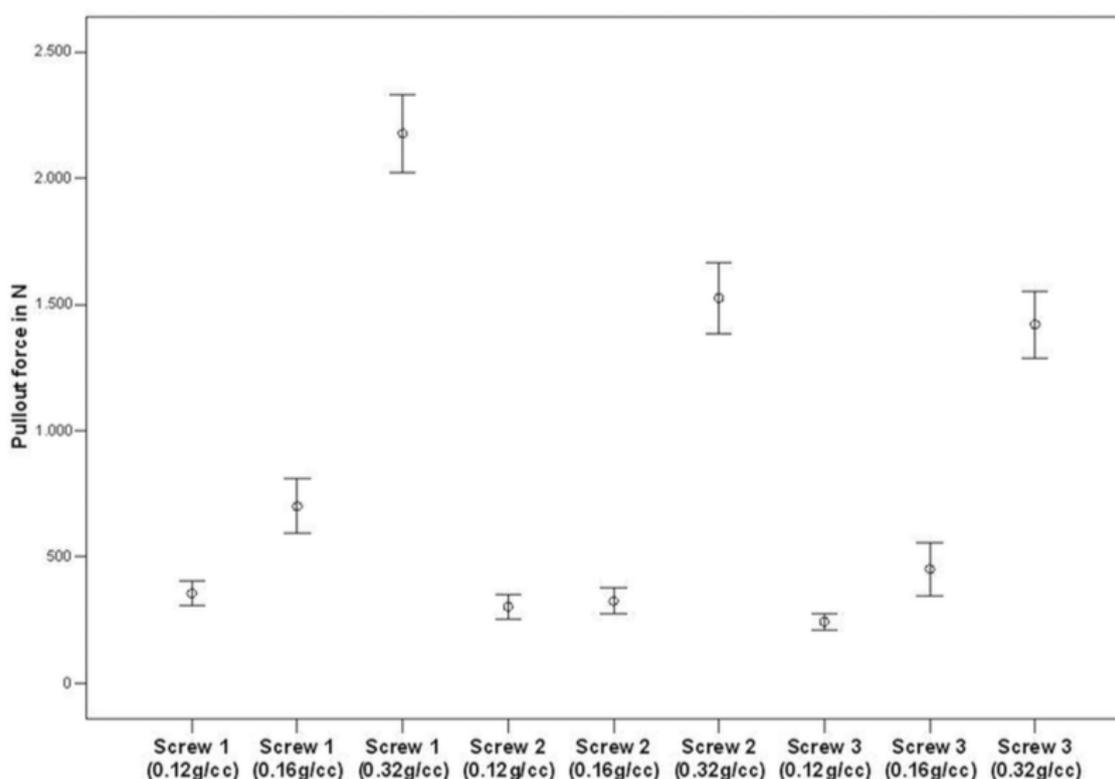


Figura 59 - Resultados da força de arrancamento (em N - Newtons) dos três tipos de parafusos (Screw) de acordo com as diferentes densidades de espumas (valores entre parênteses no eixo X do gráfico) (KRENN et al., 2008).

O interessante como apontado pelos autores, é que ,mesmo tendo o parafuso 2 o maior FOA, este não foi suficiente para alcançar a maior força de arrancamento. A explicação deriva que se o passo for muito curto, principalmente em situações onde o osso é muito poroso, não existe material sólido (osso) entre as roscas, mas somente fragmentos apoiados no ar (espaço trabecular), o que acarreta menor poder de fixação.

Brasiliense et al. (2013) utilizou dois parafusos com comprimento e diâmetro externo iguais mas com diferenças nas roscas. O parafuso com dupla rosca (*dual thread*), assim chamado, apresentava na porção que cabe ao pedículo o dobro de voltas se comparado a porção correspondente ao corpo da vértebra. Este foi testado contra um parafuso com características usuais com rosca simples (*single thread*) (Figura 60).

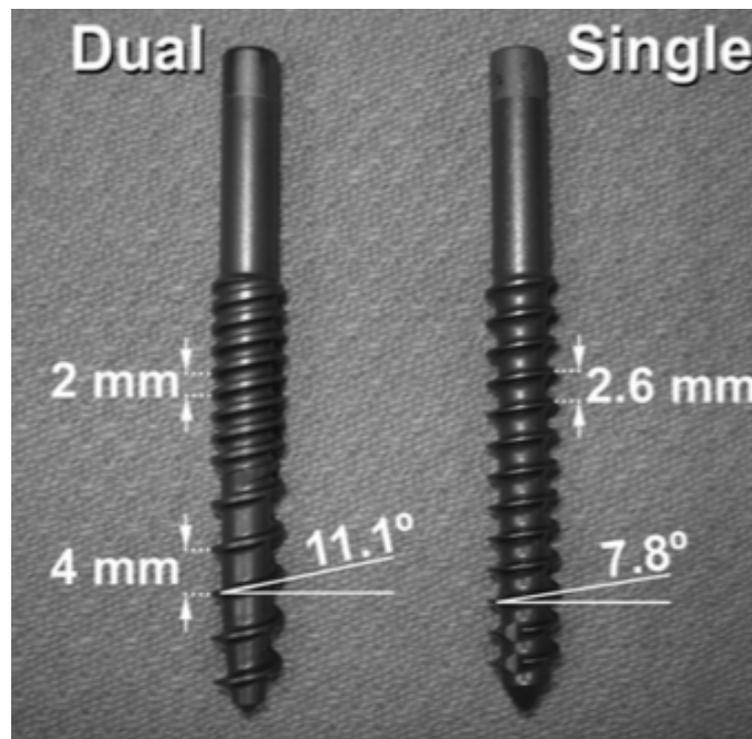


Figura 60 - Estudo de Brasiliense et al., (2013) comparando parafuso com rosca dupla (Dual) a simples (Single).

Os parafusos foram testados em vértebras frescas descongeladas, com densidade média de $0.794 \pm 0.147 \text{g/cm}^2$ e ainda em duas espumas simulando osso com densidade semelhante ao normal e osteoporótico, como forma de controle. Os resultados mostraram que a conformação de dupla rosca não trouxe maior força de arrancamento nem força de torque ao parafuso, quando comparado ao parafuso simples, já que proveu um aumento de 7.8% na força de arrancamento. O mesmo aconteceu nas espumas controles. Os autores acreditam, que o passo curto da rosca do parafuso duplo, possa ter interferido no recrutamento e na capacidade de comprimir a massa óssea. Ao invés de compactar osso sólido entre o passo da rosca, como previamente hipotetizado, parece que a maior quantidade de roscas mitigaram mais o osso em pequenos fragmentos entre os pequenos espaços do passo da rosca, e este fator levou a uma menor capacidade de fixação. Além disso, por terem usado ossos, ou espumas com baixíssima densidade, seja possível que estes resultados sejam subestimados em vértebras com densidades maiores.

Mummaneni et al. (2002) avaliou dados mecânicos de dois tipos de parafusos com estruturas iguais, com exceção no passo da rosca. Um parafuso apresentava uma segunda rosca com altura menor da outra (Figura 61).

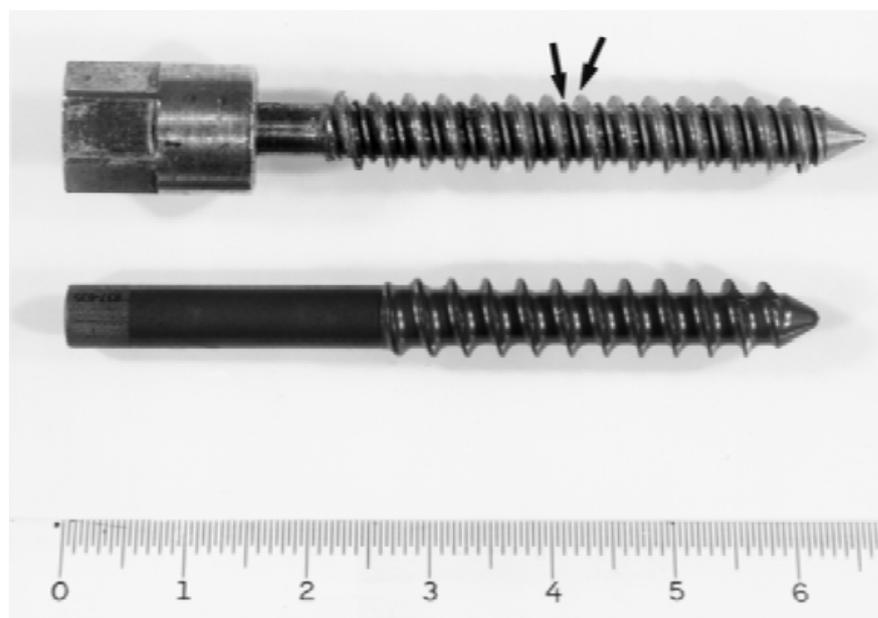


Figura 61 - Parafusos avaliados, mostrando o implante com dupla rosca sendo a segunda menor em altura, e comparando com o parafuso usual (MUMMANENI et al., 2002).

Os parafusos foram inseridos em vértebras de doadores idosos (artigo não faz referência da densidade óssea), e avaliou a força de arrancamento, rigidez, máximo ponto de falha e energia acumulada para falha conforme Figura 62.

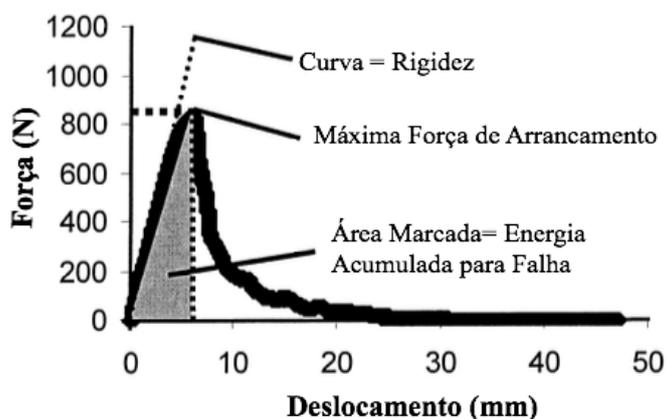


Figura 62 - Dados físicos avaliados dos parafusos. (N= Newton, mm= milímetros) (MUMMANENI et al., 2002).

Os resultados, segundo seus autores, mostram que uma segunda rosca, com altura menor a primeira, não trouxe nenhum ganho em qualquer parâmetro mecânico analisado em vértebras de indivíduos idosos. Nenhum comentário, feito pelos autores, conseguindo explicar seus resultados.

Dois outros autores (HERBERT et al., 1984; SAMMARCO et al., 1989) descreveram um outro princípio relacionado a um parafuso com roscas diferentes. Relatam que em fraturas de mão (osso escafoide), o índice de não união é significativo mesmo com a utilização de miniparafusos (50%). Como forma de melhorar estes resultados eles descrevem um parafuso com duas roscas, como forma de trazer melhor união entre os fragmentos do osso fraturado, e esta falta de junção imediata, poderia trazer a não união futura (Figura 63).

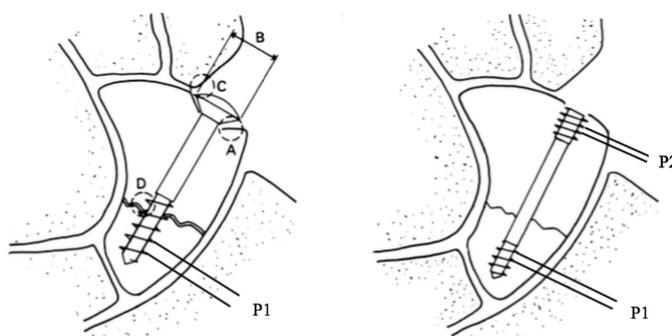


Figura 63 - Sistema de parafuso para uso em ossos da mão, usual (a esquerda) e o com dupla rosca (a direita), mostrando que o Passo (P1) dos parafusos são iguais, e maiores do que o do parafuso com dupla rosca (P2) (HERBERT et al., 1984).

Infelizmente os autores não discutem o processo biomecânico desse resultado de união com estes dois tipos de parafusos. Aqui é possível fazer uma adendo neste sentido, observando que no parafuso com duas roscas, por ter a P1(Figura 63) maior passo do que a P2, a primeira consegue, em cada volta do parafuso, adentrar mais e com e a P2 menos, assim trazendo o fragmento (onde P2 está inserido) para junto do outro (onde P1 está inserido).

DeCoster et al. (1990) utilizando 6 tipos de parafusos dentro de uma espuma que simulava osso, formada de 33-cc uretano, avaliou suas forças de arrancamento. Descrevendo aqui somente dados referente ao passo da rosca, foram comparados dois parafusos com 6,0, 5,0 e 1,0mm versus 6,0, 5,0 e 2,5mm respectivamente diâmetro externo, diâmetro interno e passo da rosca. O resultado mostrou que a força de arrancamento diminuiu de 1360N para 1102N quando o passo da rosca aumentou em 2.5x, uma redução de 19% aproximadamente no arrancamento.

Mesmo sendo uma estrutura importante na microarquitetura do parafuso, o passo da rosca ainda carece de identificação quanto ao seu poder de ajudar ou não na estabilização imediata.

Em primeiro lugar, toda a vez que se compara duas variáveis, há necessidade de isolá-las de modo a não haver confusão no momento de analisar os resultados. Ou seja, inúmeros autores comparam parafusos de marcas já consolidadas, e entre estes parafusos não há um padrão. Eles variam, entre as amostras, não somente um parâmetro, como o passo da rosca, mas também os diâmetros internos e externos, se é cônico ou cilíndrico e assim por diante (ABSHIRE et al., 2001; SKINNER et al., 1990). Ou seja, na hora de definir o real valor da variável, a conclusão fica imprecisa.

Além, parece bem definido, como descrito acima, que os resultados, dos valores dos dados mecânicos quanto a fixação dos parafusos, variam, a depender do local onde os testes são feitos, se em osso normal, osteoporótico ou em espumas, que simulam o osso, mesmo se só a variável passo da rosca for modificada.

Altura da Rosca

A altura da rosca é um valor indireto da diferença entre o raio externo e o interno do parafuso (Figura 40 e Figura 64). Junto com o passo da rosca forma uma região que normalmente é preenchido pelo tecido ósseo, que foi expulso pelo cilindro do parafuso (medido pelo diâmetro interno), principalmente se o osso tiver uma densidade elevada. Aparentemente, quanto maior a altura da rosca, mais osso estará alojado dentro dela. Desde que houvesse osso suficiente ocupando a parte a ser preenchida pelo cilindro do parafuso (ASNIS et al., 1996).

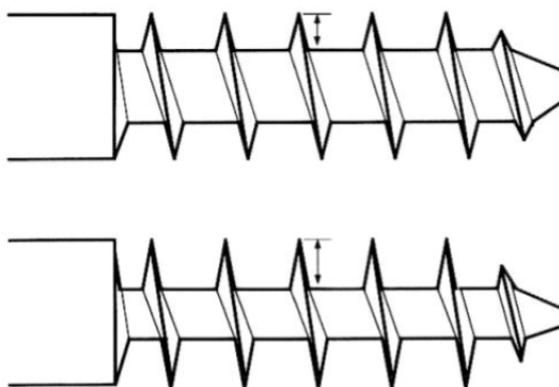


Figura 64 - Definição da altura da rosca (setas) (Arquivo Pessoal).

Se a literatura já é escassa quando o assunto for o passo da rosca, estudos envolvendo somente a altura não foram encontrados. O que se tem, são citações dentro de estudos específicos envolvendo outros questionamentos (ASNIS et al., 1996; DECOSTER et al., 1990; KRENN et al., 2008; MIGLIORATI et al., 2013; PATEL et al., 2010; YAZU et al., 2005).

No estudo de Krenn et al. (2008) citado acima (pg. 100) os autores somente comentam, fazendo referência a diferença entre o diâmetro externo, interno e o passo da rosca, que em ossos osteoporóticos quanto maior for o espaço criado por estas estruturas maior será a quantidade de osso recrutado no espaço, o que, a princípio, acarreta uma maior estabilidade.

Chapman et al. (1996) relata, quando descreve, que os parafusos com uma rosca mais profunda (um diâmetro interno menor) ou com um passo de rosca reduzido, obtiveram melhores resultados de fixação em materiais de ensaio porosos rígidos, do que outros parafusos. Este estudo fixou-se em estudar o comportamento do parafuso ortopédico no osso trabecular. Especificamente, este autor descreve que foram utilizados três espumas de poliuretano com densidades baixas (0.16g/cm^3), moderada (0.24g/cm^3), e alta (0.32g/cm^3). Além, para avaliar a confiabilidade dos estudos de arrancamento nas espumas, foram utilizados ossos de cabras jovens (6 semanas de idade) e vértebras torácicas humanas descongeladas. Foram utilizados 12 tipos de parafusos, sendo aqui analisados os resultados relacionados à altura da rosca. A Tabela 8 resume os resultados.

Tabela 8 - Valores da força de arrancamento dos parafusos em espumas de poliuretano de acordo com as medidas dos parafusos.

Força de Arrancamento dos Parafusos Avaliando Diferentes Alturas da Rosca				
Diâmetro (mm) x Comprimento (mm)	Altura Rosca (mm)	Força de Arrancamento		
		Alta Densidade	Média Densidade	Baixa Densidade
4.0 x 14	0.63	518 ±56 N	336 ±27N	153 ±18N
4.0 x 14	1.05	631 ±13N	428 ±9N	194 ±25N
7.0 x 16	1.00	1153 ±69N	675 ±47N	273 ±22N
7.0 x 17	1.25	938 ±52N	598 ±14N	298 ±5N
7.0 x 32	1.00	2355 ±127N	1502 ±64N	467 ±77N
7.0 x 32	1.25	2042 ±46N	1375 ±16N	545 ±17N

Não houve de maneira geral uma tendência de maior ou menor força de arrancamento em pequenas variações nas alturas das rosças.

Patel et al. (2010) fez comparação de dois tipos de parafusos com diâmetros externos e comprimentos iguais mas com altura da rosca e passo da rosca diferentes. O parafuso dito “cortical” apresentava respectivamente 0,74 e 1,83mm, e o parafuso “trabecular” 1,32 e 2,60mm. Foram realizados testes de arrancamento em espumas de várias densidades (0,09, 0,16 e 0,32 g/cm³) sob vários ângulos diferentes. O resultado mostrou uma diferença insignificante entre os parafusos nas espumas de 0,09g/cm³, leve diferença em favor do parafuso trabecular para 0,16g/cm³ e diferença significativa em favor do parafuso trabecular em espuma de 0,32g/cm³. Apesar do parafuso cortical ter sido desenvolvido para tecidos ósseos de alta densidade, e o parafuso trabecular para baixas densidades, o último obteve melhores resultados na maioria das amostras. Os autores relatam que a explicação provável está relacionada no fato de que mesmo as espumas com alta densidade (0,32g/cm³), foram construídas como forma de simular o osso trabecular e não cortical. A superioridade do parafuso trabecular, na força de arrancamento, não pode ser creditada ao aumento do passo da rosca ou a maior altura da rosca, já que os testes foram feitos somente com estes dois parafusos.

Gausepohl et al. (2001) testou oito diferentes parafusos classificados como parafusos trabeculares (1 tipo), corticais (4 tipos) e finos (3 tipos). Infelizmente não há referências das dimensões intrínsecas dos parafusos, como o passo ou a altura da rosca (Figura 65).

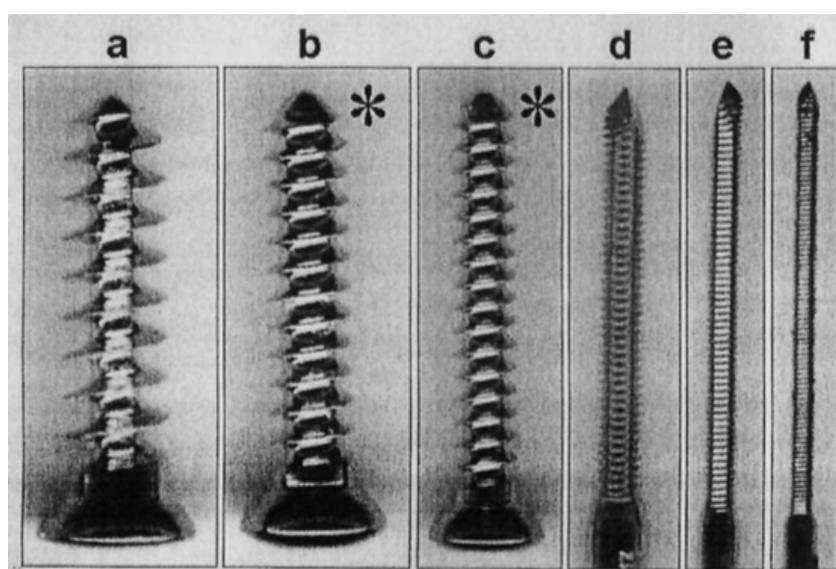


Figura 65 – Amostra dos parafusos utilizados no estudo, trabecular de 4mm de Ø (a) cortical com

3.5mm de Ø (b), cortical com 2.7mm de Ø (c), fino com 2.2mm de Ø (d), finco com 1.6mm de Ø (e) e fino com 1.2mm de Ø(f). Ø=Diâmetro (GAUSEPOHL et al., 2001).

Os implantes foram inseridos em dois meios, espuma de poliuretano e osso trabecular da cabeça do fêmur de bovinos, onde aplicou-se uma força de arrancamento de 50mm/min e anotada a força máxima de sustentação. Os resultados são visualizados na Figura 66.

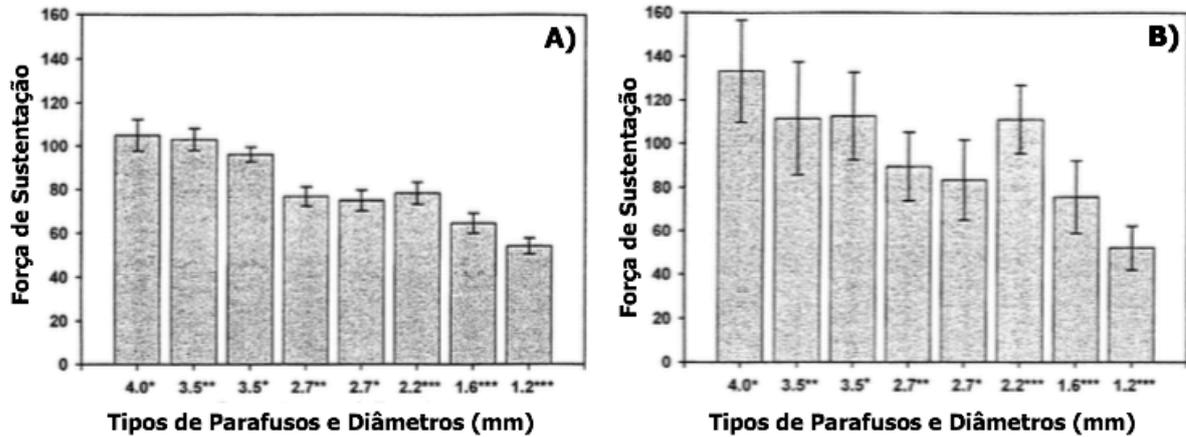


Figura 66 - Força máxima de sustentação dos diferentes tipos de parafusos no meio poliuretano (A) e osso trabecular bovino (B). Força de sustentação em Newtons (GAUSEPOHL et al., 2001).

Os resultados mostram que a força de sustentação foi maior, quanto maior foi o diâmetro externo do parafuso, no entanto a significância ficou maior somente no meio de poliuretano ($p < 0,05$) e não no meio ósseo, os autores relacionam esta insignificância ao desvio padrão elevado. Entretanto, fazem um estrapolação dos dados adquiridos e simulam de forma teórica se todos os parafusos apresentassem o diâmetro externo de 4mm. O artigo não cita como foram adquiridos os novos resultados, mas os valores foram em favor dos parafusos com roscas finas (Figura 67).

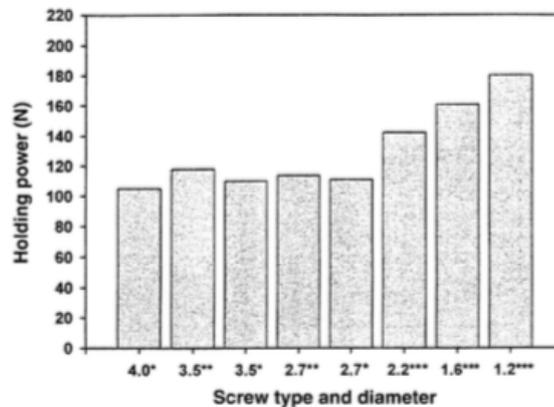


Figura 67 - Recálculo dos resultados no meio poliuretano, sendo que agora todos os parafusos apresentam 4mm de diâmetro (GAUSEPOHL et al., 2001).

De forma estranha o trabalho mostra dados histológicos, obtidos a partir de cortes do osso após plastinação (uma forma fixação e de preservação da matéria biológica). Nestes nota-se uma clara perda das ranhuras, feitas pelas roscas do parafuso, nos implantes de rosca fina (Figura 68). Um bom indicativo que quanto menor o arranjo e interligação entre o parafuso e o osso maior será sua estabilização no meio (BRASILIANSE et al., 2013; KRENN et al., 2008; NORTON et al., 2006), mas o trabalho não chega a essa conclusão.

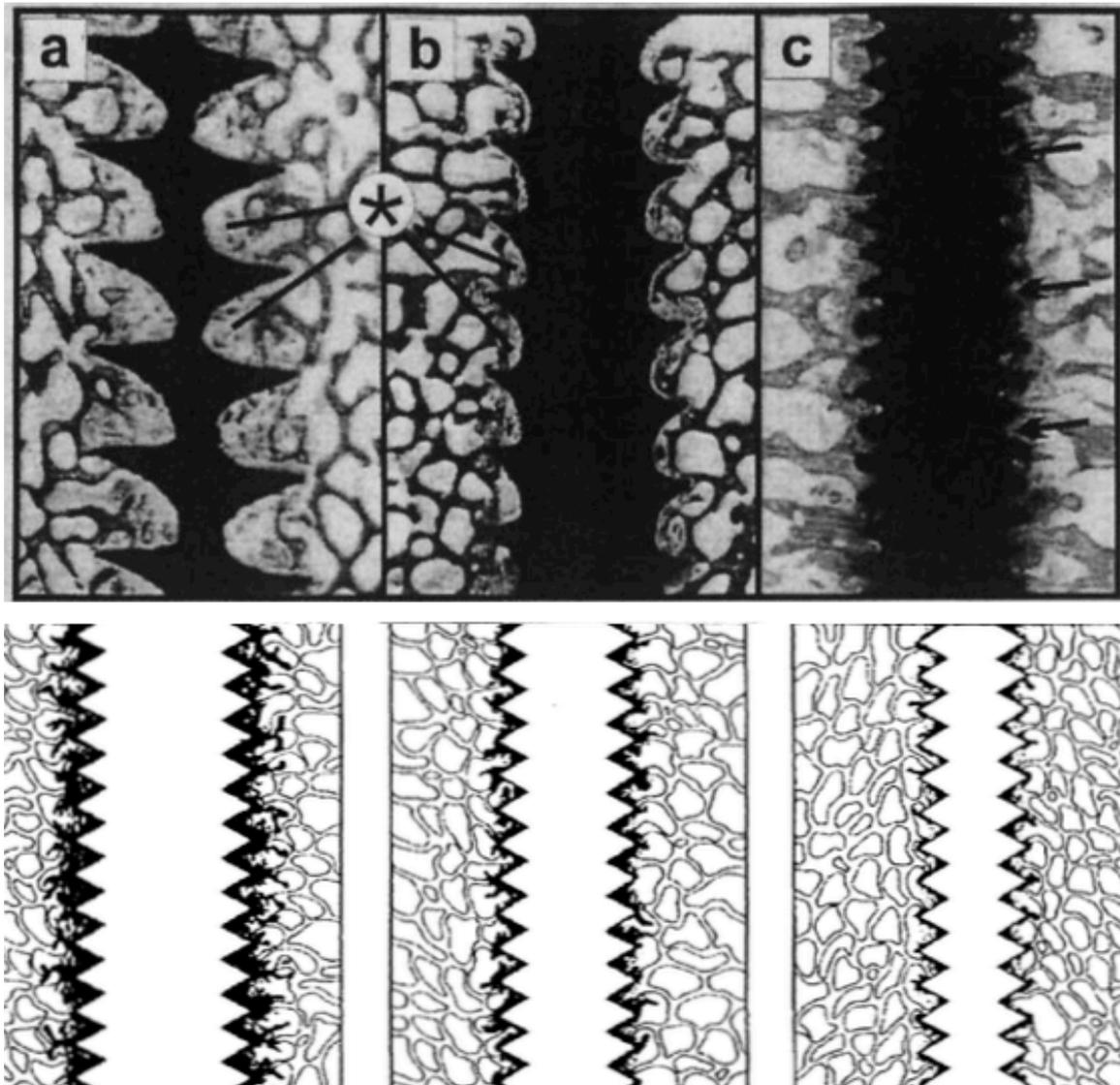


Figura 68 - Imagens mostrando fotos (em cima) e desenho esquemático (abaixo) dos três tipos de parafusos, trabecular (a), cortical (b) e fino (c). Notar a grande presença de substrato ósseo macerado pelo parafuso nas bordas das roscas (GAUSEPOHL et al., 2001).

Formato da Rosca

O desenvolvimento de um parafuso adequado, com um desenho ideal, é essencial para se alcançar um resultado excelente no organismo humano, principalmente entre vários indivíduos, com características físicas tão distintas. Depois do diâmetro externo do parafuso, o formato da rosca talvez seja a variável do parafuso mais estudada na literatura (SHEA et al., 2014).

Do ponto de vista puramente mecânico, a carga distribuída no parafuso será altamente dependente da quantidade de material que é posto em contato como a estrutura do parafuso (NORTON et al., 2006). Desta forma, a princípio, por haver um incremento na área de contato entre o parafuso pedicular e o osso trabecular, haverá uma melhor distribuição de forças, e assim, melhores índices na força de arrancamento deste implante. Entretanto, por se tratar do osso, uma estrutura anisotrópica e não linear, estas inferências, baseadas em estruturas mais homogêneas, não podem ser transpoladas (BRASILIANENSE et al., 2013; HIRANO et al., 1997; KRENN et al., 2008; WEINSTEIN et al., 1992).

O formato da rosca pode variar sob diversas formas geométricas, descritas como formato em “V”, trapezoidal, arredondado, rosca de dente e quadrado (Figura 39). De forma convencional, no que tange a aplicações na engenharia, o desenho em “V” é apropriado a processos de “fixação”, ou seja, utilizado para ações que requerem que duas partes obedeçam um padrão de junta definitiva (NORTON et al., 2006). O formato quadrado e o trapezoidal (também definido com ACME) são utilizados para situações onde existam grande transmissão de carga. A rosca ACME não é tão eficiente como a rosca quadrada, devido à fricção adicional à ação em cunha, mas muitas vezes é preferido porque é mais fácil de usinar. (SHIGLEY et al., 2002). Se a carga for unidirecional a opção pode ser a rosca de dente, já que terá mais capacidade de suportar carga no sentido direcional da raiz (Figura 69).

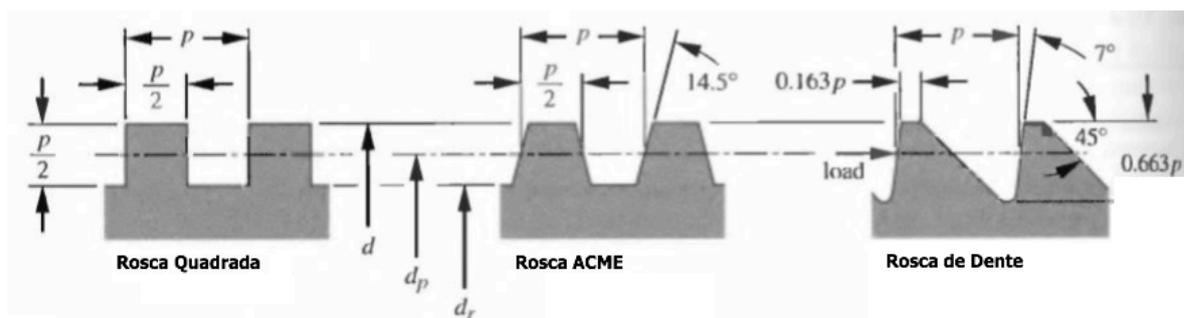


Figura 69 - Desenho esquemático de alguns tipos de roscas (NORTON et al., 2006).

Kim et al. (2012) manufacturou 9 parafusos com formas diferentes (cilíndricos e cônicos), e com roscas em “V”, rosca de dente e rosca quadrada, realizando testes de arrancamento em três tipo de espumas de poliuretano (Grau 5 – 80,1Kg/m³, Grau 15 – 240,3 Kg/m³ e Grau 20 - 32 Kg/m³), representando baixo, normal e alta densidade comparada ao osso normal. Todos os parafusos apresentavam os mesmos diâmetros internos e externos, comprimento e passo da rosca. Avaliando-se aqui somente os resultados referentes ao tipos de roscas, observaram os autores que, os parafusos em “V” obtiveram melhores respostas na força de arrancamento em Newtons, conforme Figura 70. Choi et al. (2012) realizou estudos muito semelhantes e concluíram que os parafusos com formato da rosca em “V” apresentam o máximo de força de arrancamento independente da da densidade do tecido ósseo.

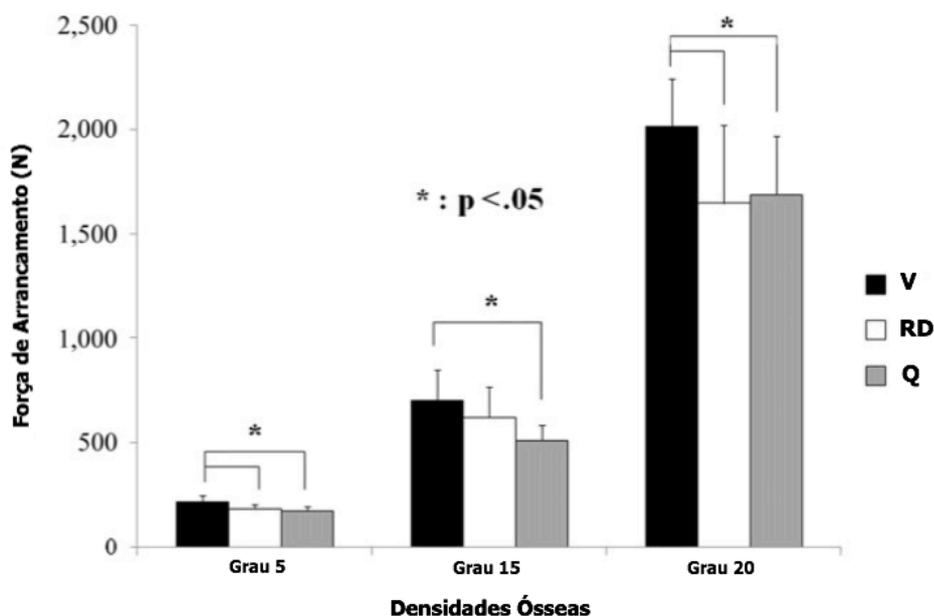


Figura 70 - Resultados dos testes de arrancamento em diferentes espumas, de acordo com o desenho da rosca. V= Rosca em "V", RD= Rosca de Dente, Q= Rosca Quadrada (KIM et al., 2012).

A osteointegração (ossificação definitiva entre o parafuso e o osso) parece ter muita relação entre a área total do implante e o osso (BRASILIANSE et al., 2013; KRENN et al., 2008). Sob forma teórica, a área de contato e a distribuição de cargas guardam uma relação direta (AKKOCAOGLU et al., 2005). Lee et al. (2010) realizou um estudo através de elementos finitos, a fim de avaliar a área de contato e a distribuição de cargas como osso cortical. Foram criadas malhas representando 3 tipos de parafusos, denominados simétricos (assemelhando como a rosca em “V”), quadrado e rosca de dente (Figura 71). Do ponto de vista dimensional, a fim de evitar erros nas medições, os três tipos de roscas apresentaram a mesma altura (0,35mm) e largura (0,50mm), fazendo com que a rosca quadrada apresentasse um passo de 0,80mm e os dois restantes de 0,60mm.

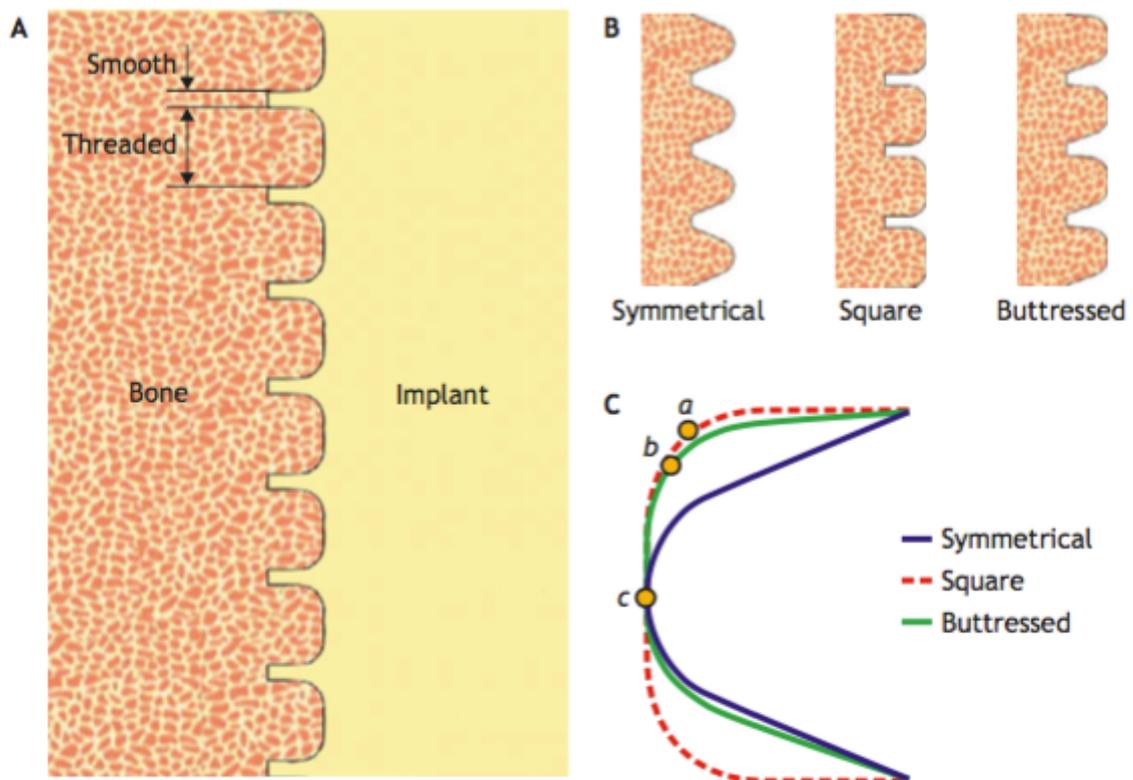


Figura 71 - Em A visualização da área de contato do osso (em laranja) e o parafuso (em amarelo). B mostrando a impressão dos três tipos de rosca no osso e C mostrando a diferença dos três tipos de desenhos. *Bone* = Osso, *Implant* = Parafuso, *Symmetrical* = Simétrico, *Square* = Quadrado e *Butressed* = Rosca Denteada, termos traduzidos do inglês original (LEE et al., 2010).

A área de contato foi maior para a rosca quadrada, seguida da denteadada e por último a simétrica (Figura 72). Notar que independente da conformação do parafuso (se cilíndrico ou cônico) e o tamanho do passo, as áreas foram maiores no parafuso quadrado e menores no simétrico, ficando a rosca de dente como intermediária.

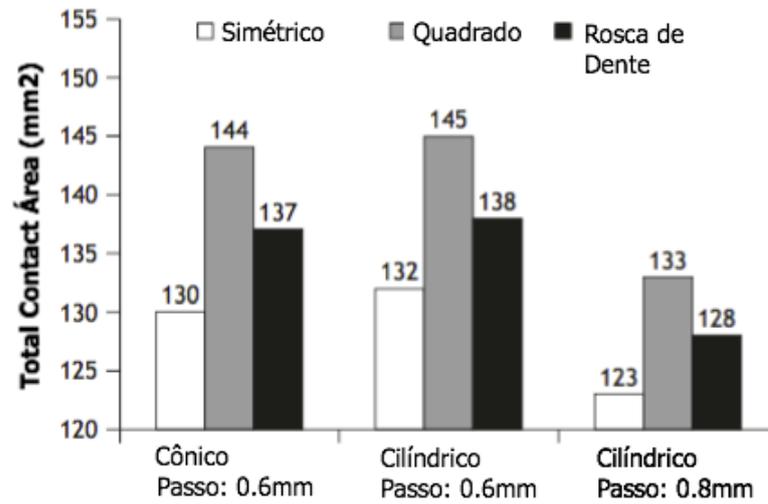


Figura 72 - Valores das áreas dos três parafusos com conformações diferentes e passos diferentes (LEE et al., 2010).

O osso pertencente à porção pedicular é claramente diferente da região do corpo vertebral. Fato é que, segundo alguns autores, a força de arrancamento da região pedicular compreende mais de 60% da força total do parafuso pedicular (HIRANO et al., 1997; WEINSTEIN et al., 1992). Outros avaliaram que 82% da rigidez crânio-caudal do parafuso é realizado no pedículo vertebral (HIRANO et al., 1997). Assim sendo, é razoável idealizar e desenvolver roscas diferentes para cada região da vértebra.

Pensando assim Inceoglu et al. (2004) analisou três tipos de parafusos inseridos em vértebras de bezerras. Os parafusos inseridos eram: 1- Cônicos com tamanho 7,5x40mm (diâmetro e comprimento) com rosca progressiva caracterizada por formato em “V” com transformação para trapezoidal perto da conexão com a cabeça do parafuso; 2- Cônico de 7,5x40mm com rosca em “V” tradicional; 3- Cilíndrico 6,5x50mm com rosca “V” (Figura 73). Os parafusos 2 e 3 apresentam o passo da rosca em 1,8mm, já o parafuso 1 iniciava na ponta com passo de 1,8 mas chegando na porção perto da cabeça com um passo de 1,6mm.



Figura 73 - Descrição dos parafusos 1-3 da esquerda para a direita: 1- Cônicos com tamanho 7,5x40mm (diâmetro e comprimento) com rosca progressiva caracterizada por formato em “V” com transformação para trapezoidal perto da conexão com a cabeça do parafuso; 2- Cônico de 7,5x40mm com rosca em “V” tradicional; 3- Cilíndrico 6,5x50mm com rosca “V” (INCEOGLU et al., 2004).

Com esse tipo de conformação, o parafuso 1, a ideia, seria criar uma concentração de tecido ósseo cada vez mais denso, já que o passo da rosca teve seu espaço diminuído em 0,2 mm, da ponta para a cabeça do parafuso, aumentar a área de contato osso-parafuso com a conformação trapezoidal (LEE et al., 2010). Porquanto, a tensão contra o tecido ósseo normal, ao redor do parafuso seria maior, acarretando assim, uma maior força de arrancamento. Os autores analisaram tanto o torque requerido para a inserção dos parafusos, quanto a força de arrancamento.

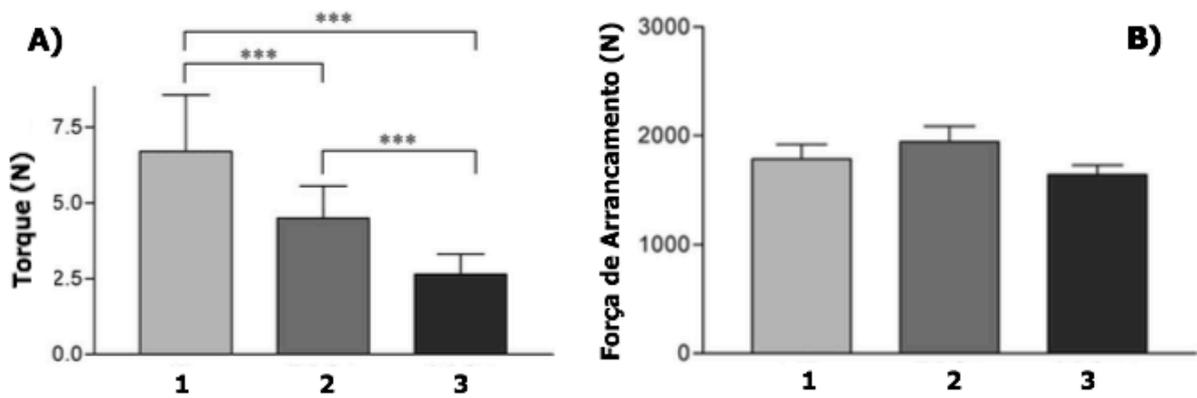


Figura 74 - Resultados do torque (A) e da força de arrancamento (B) dos parafusos 1- Cônico com tamanho 7,5x40mm (diâmetro e comprimento) com rosca progressiva caracterizada por formato em “V” com transformação para trapezoidal perto da conexão com a cabeça do parafuso; 2- Cônico de 7,5x40mm com rosca em “V” tradicional; 3- Cilíndrico 6,5x50mm com rosca “V”. Os resultados comparativos que alcançaram diferença estatística estão assinalados com ***, e indicados pelos colchetes (INCEOGLU; FERRARA; MCLAIN, 2004).

Os resultados, somente a luz da forma da rosca, segundo os autores, foram decepcionantes. Visto que o parafuso com maior capacidade de tencionar o osso ao redor, além de trazer a associação do formato trapezoidal, seria o 1, mas este não confirmou a expectativa. Mesmo tendo apresentado um torque maior do que o coletado no parafuso 2 (158% maior se comparado com parafuso 3), sua força de fixação foi praticamente a mesma dos outros dois. A explicação dada pelos autores, faz menção a propriedade anisotrópica do osso, como já descrito anteriormente (pg.84).

Yaman et al. (2015), utilizou três diferentes parafusos, Tipo A com formato cônico uniforme e rosca simples e rosca em formato “V”; Tipo B com formato cônico uniforme e com rosca dupla e rosca em formato “V”; e Tipo C com formato cônico duplo (até metade do parafuso com uma angulação cônica, e após outra angulação) com rosca dupla tendendo de formato em “V” para trapezoidal. Destaca-se ainda que os parafusos apresentavam o passo da rosca iguais (2,6mm), com exceção do parafuso Tipo C que na sua porção inicial (ponta) era de 2 mm. Ainda que as roscas tinha angulações diferentes, com o intuito de permitir as características de rosca simples, rosca dupla e formatos cônicos duplos (Figura 75). Ademais, as dimensões foram iguais em comprimento e diâmetro, 45x5,5mm respectivamente.

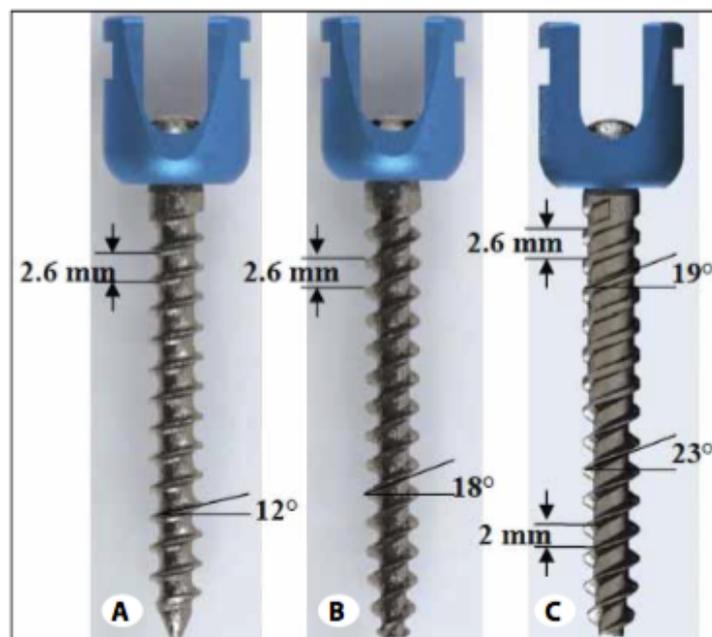


Figura 75 - Formatos dos parafusos do estudo, Tipo A, B e C (YAMAN et al., 2015).

Os testes de arrancamento foram realizados sob três meios, espuma de poliuretano de 25mm, 50mm e vértebras de ovelhas e inseridos conforme Figura 76. A espuma de poliuretano foi utilizada com o intuito de obter-se a força de arrancamento somente se o pedículos fosse utilizado na fixação vertebral.

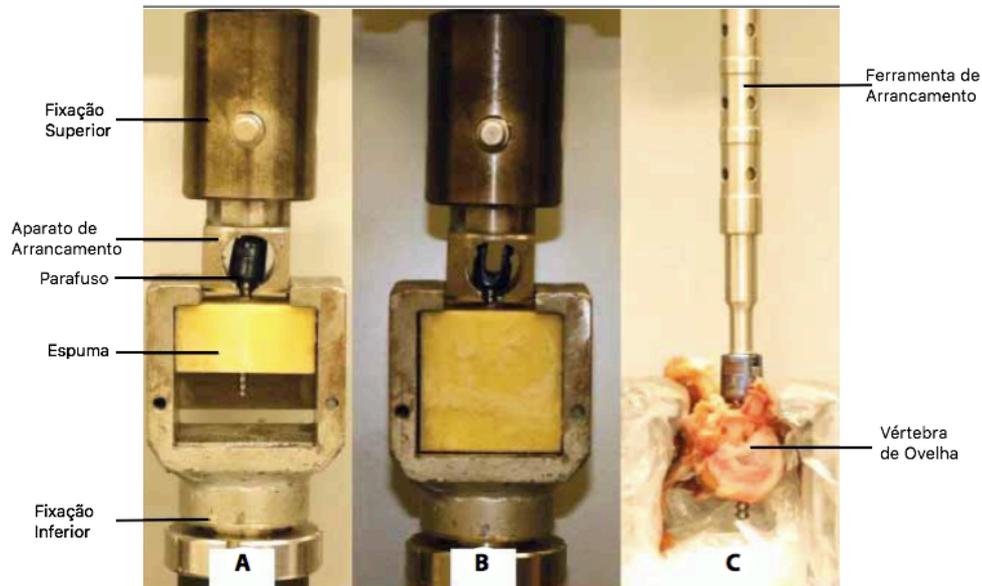


Figura 76 - Três formas de arrancamento, A em espuma de poliuretano de 25mm, B espuma de poliuretano de 50mm e C em vértebra de ovelha (YAMAN et al., 2015).

Os resultados foram para o parafuso Tipo A na ordem de espuma 25mm, 50mm e vértebra de ovelha, 879, 910 e 431N; para o parafuso Tipo B, 820, 967 e 614N; e para o Tipo C 926, 1050 e 752N .

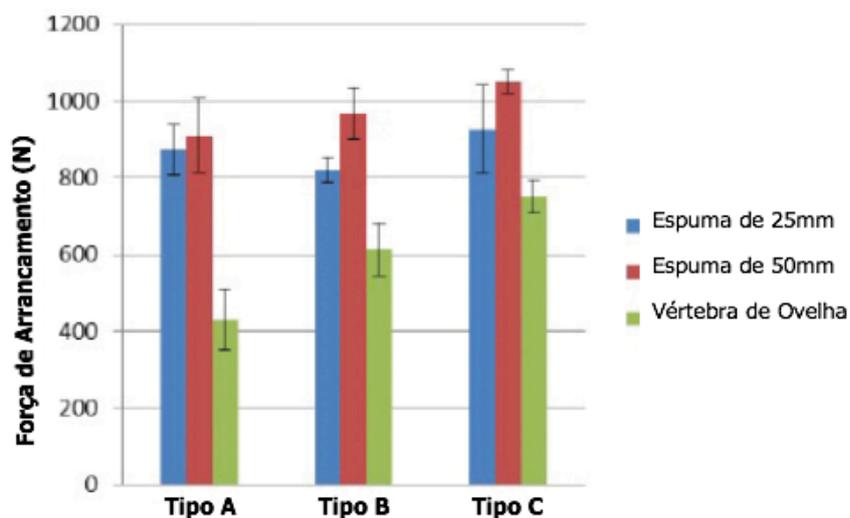


Figura 77 - Gráfico mostrando as diferenças nas forças de arrancamento para cada parafuso, com seus desvios padrões, para cada meio (YAMAN et al., 2015).

O estudo mostrou que ao ser comparados com o parafuso controle (Tipo A) o parafuso Tipo B que tinha um aumento do ângulo da rosca (12° para 18°) e duplicando a hélice trouxe uma redução de 6,2% da força de arrancamento para a espuma de 25mm e um aumento de, 6,3% e 42,5% da força de arrancamento respectivamente da espuma de 50mm e vértebra de ovino. Da mesma forma, o parafuso C que mudou o ângulo da hélice (12° para 18° e 23°), duplicou a hélice e ainda alterou o passo e a altura da rosca, conseguiu um aumento de 5,9%, 15,4% e 22,5% dos meios espumas de 25 e 50mm, e vértebra de ovino respectivamente. Infelizmente os autores não relatam se algumas destas comparações alcançaram significância.

2.6 ELEMENTOS FINITOS

2.6.1 Introdução

Nos dias de hoje as ferramentas digitais como os Elementos Finitos (EF) ou Modelos de Elementos Finitos (MEF) são extremamente difundidos na engenharia de análises. Suas ferramentas são empregadas de forma extensiva na análises de sólidos, estruturas, transferências de calor e assim por diante. Ou seja, MEF são utilizados, virtualmente, em todos os campos da engenharia de análises.

O desenvolvimento do MEF como solução práticas para problemas de engenharia começou com o advento do computador digital, ou seja, no momento em que equações algébricas foram estabelecidas e resolvidas por este método (BATHE, 2006).

Como em muitas situações de inovação, é muito difícil definir o exato momento da “data da invenção” dos MEF, mas os primórdios foram cientistas, matemáticos e engenheiros, especialmente R. W. Clough, que em 1960 utilizou pela primeira vez o termo “Elementos Finitos” (CLOUGH, 1960).

Os MEF em engenharia, inicialmente, foram desenvolvidos em bases físicas somente, para análises de problemas em estruturas mecânicas. Mas logo, foi reconhecido que esta técnica poderia ser aplicada de forma igualitária na solução de muitas outras classes de problemas.

É importante entender que os MEF lidam com problemas físicos, e para tanto soluções matemáticas devem ser criados para simular os problemas e as soluções. Portanto, ele resolverá aos questionamentos físicos com as informações em linguagem matemática, que forem imputados no programa, e nunca conseguirá resolver mais questionamentos que estejam contidos neste banco de dados. Outro fator, digno de entendimento, é que estes programas utilizam, como ferramenta de análise a ajuda dos desenhos computacionais, os chamados *Computer-Aided Design* (CAD), facilitando o entendimento entre o questionador e a máquina (BATHE, 2006).

2.6.2 Problemas Físicos, Modelos Matemáticos e Soluções de EF

Os problemas físicos, tipicamente, envolvem uma estrutura real por si só, ou componentes estruturais da estrutura, sujeitos a certas cargas. A idealização dos problemas físicos para um modelo matemático, requer certas associações com as equações diferenciais, que governam os modelos matemáticos. E, assim, as análises dos EF resolvem estes modelos matemáticos. Por serem os EF modelos numéricos, é necessário que a solução seja acurada, o que muitas vezes não ocorre, por isso da repetição dos processos de solução, com melhor detalhamento do modelo, até que a precisão seja alcançada (BATHE, 2006).

É importante enfatizar que, só se obtém um entendimento, aproximado, do problema físico, ou seja a exatidão, ainda é impossível, já que a reprodução de todos os eventos que agem, são desconhecidos, ou incapazes de computabilizar em modelos matemáticos. A medida que um problema é criado, forma-se um modelo matemático para entendê-lo, então o software faz os cálculos e direciona a solução. Fica a critério do pesquisador prosseguir com o resultado ou requerer maior precisão, através de um refinamento do modelo matemático. Futuramente, uma mudança no problema físico possa ser necessário, e assim um novo processo com novos cálculos deva ser criado com outra solução por meio dos EFs (BATHE, 2006).

Um dos pontos cruciais, é a seleção de um modelo ou vários modelos matemáticos adequados ao problema específico. Estes modelos necessitam ser confiáveis e efetivos em prever os resultados. Como efetivo, diz-se que seja capaz de trazer a melhor resposta com menor tempo, dificuldade e custo. Por confiável traduz-se por ser preciso o suficiente, já que seus resultados não causarão falhas inesperadas (BATHE, 2006).

Assim quando se enfrenta um problema físico qualquer, como a capacidade de um parafuso pedicular com as dimensões “XY” conseguir suportar a carga de um indivíduo de 100Kg, modelos matemáticos devem ser criados e governados pelas equações de Geometria, Cinemática, Leis dos Materiais, Cargas, etc. Estes modelos, em conjunto, trazem em uma resposta específica, mas testes mecânicos confirmatórios mostram que a resposta está errada. Ou seja, o parafuso não aguentaria o peso do paciente. Há necessidade, assim, de reformular o modelo matemático, e escolher novas ferramentas até que estas resultem na resposta correta. O modelo, portanto, é criado, e agora poderá ser utilizado para outras situações, sem a necessidade de confirmação mecânica (BATHE, 2006).

2.6.3 Análise de Elementos Finitos e CAD

Inicialmente ao surgimento do MEF, somente estruturas específicas eram analisadas com esta ferramenta, principalmente em engenharia aeroespacial e industrial. Entretanto, com o avanço em tecnologias computacionais e melhor entendimento dos MEF, outras modalidades foram sendo alvo de estudo. Assim, os elementos finitos se tornaram parte integral de processos mecânicos, civis e ultimamente médicos (SIDORENKO et al., 2011).

A análise de EF é só uma parte de todo o processo, confluindo com o resultado e sua interpretação. A primeira parte é a criação e representação geométrica do problema. Muitos softwares são utilizados neste processo (o mais popular é o AutoCAD). Neste passo, as propriedades dos materiais, a aplicação de cargas e as condições adjacentes à geometria também precisam ser definidas. Assim a geração de cálculos poderá ser realizada. É óbvio que o modelo matemático deverá ser, como descrito acima, efetivo e confiável. No final há a resolução das equações, terminando com o pós-processamento.

É importante esclarecer que o modelo matemático e os cálculos não devem ser a única parte confiável e robusta, mas sim, em todo o ambiente, no qual o estudo está sendo criado. Quanto mais detalhado é o desenho gráfico, quanto mais específico o ambiente a qual ele está inserido, e quanto mais perfeito é a aplicação das cargas, mais verossímil será o resultado final.

Outro ponto importante em MEF é a estimativa de erros, ou seja, identificar quão perto a solução em EF está da solução matemática exata. Esta estimativa, não só é importante a fim de delimitar precisão, mas como transformar o modelo criado a ser mais preciso, caso ela esteja longe do ideal. Pode ser que haja necessidade de mudar somente um pequeno parâmetro, ou ainda seja imperativo mudar vários, ou até a concepção toda.

2.6.4 Construção de um MEF

A construção de um MEF baseia-se no entendimento que se segue utilizando a Figura 78. Em um domínio qualquer (qualquer material), sabe-se que em um ponto P, este apresenta duas propriedades físicas (x e y), que são governadas por uma ou mais equações. Assim este ponto P pode ser representado de forma matemática (Figura 78a).

Em b) na Figura 78, vê-se um elemento triangular, que se aproxima de um subdomínio de elemento finito. Por ser bidimensional assume-se que sua espessura, na direção z , seja constante. Os vértices do elemento triangular são numerados, indicando que estes pontos são definidos como sendo nós, ou seja um ponto específico no EF em que o valor de suas variáveis devem ser explicitamente calculáveis. Nós exteriores estão localizados nas adjacências do EF, e podem ser utilizados para conectar um EF a outro. Nós que não estão nas adjacências são nódulos internos e não podem ser conectados com outros elementos. O elemento triangular aqui em questão apresenta somente três nós exteriores.

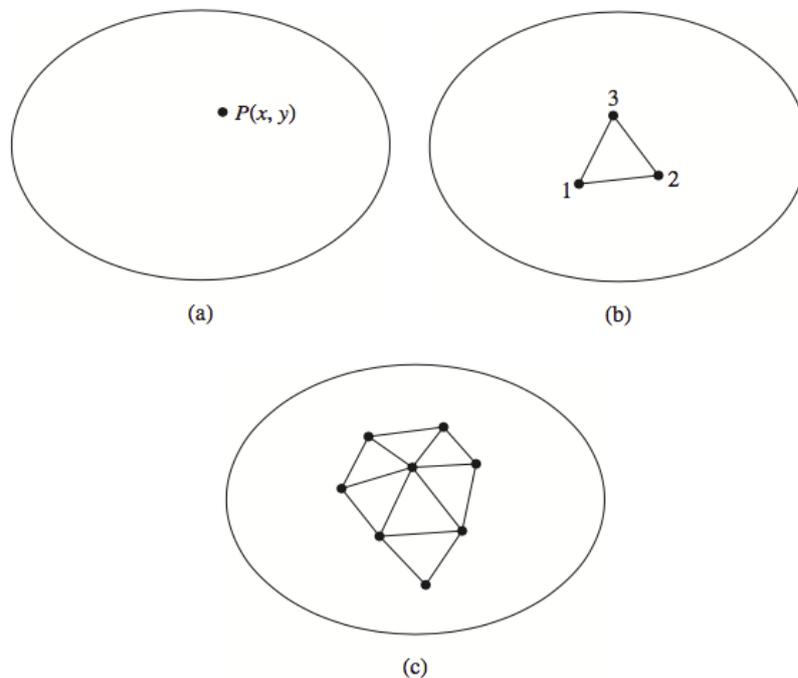


Figura 78 - Em um domínio vê-se um nó em a), três nós em b) e uma malha parcial de elementos finitos em c), dentro de um domínio qualquer (HUTTON, 2004).

Um questionamento muito comum quando analisando a formulação de informações em nós é, como são obtidos valores que estão fora dos nós no elemento em estudo? Na verdade os valores dos nós devem ser representativos aos pontos não-nós (elementos interiores), e isto se faz por interpolação de aproximação. Com isso cada ponto interno não-nó aproxima-se do externo utilizando-se Eq.11.

$$\phi(x, y) = N_1(x, y)\phi_1 + N_2(x, y)\phi_2 + N_3(x, y)\phi_3 \quad (9.)$$

Onde ϕ_1, ϕ_2 e ϕ_3 são valores das variáveis de campo (*Field Variable* do Inglês) nos nódulos, e N_1, N_2 e N_3 são as funções de interpolação, também conhecidas como função de

forma (*Shape Function* do Inglês). Os valores nodais das variáveis de campo são tratadas como constantes a serem determinadas. A função de interpolação é, na maioria das vezes, polinômios de variáveis independentes, derivadas a satisfazer certos requisitos nos nós. Em resumo, a função de interpolação é predeterminada, função conhecida de variáveis independentes, e estas funções descrevem variações de variáveis de campo dentro do EF.

O elemento triangular (Figura 78b) é dito com tendo três graus de liberdade, já que os valores nodais do campo das variáveis representam as variáveis de campo em qualquer ponto dentro deste elemento. Assim de forma generalista, o número de graus de liberdade associado a um EF é igual ao produto de número de nós e o número de valores das variáveis de campo, que deverão ser computadas em cada nó.

Como transpor este conhecimento para todo o domínio? Na Figura 78c cada elemento é conectado através de um nó externo a outro elemento. A equação de EF é formulada de tal forma, nas conexões intranodais, que o valor das variáveis de campo, em cada conexão, é a mesma para cada elemento conectado a um nó, mantendo uma continuidade intranodal. Esta propriedade é importante, a fim de garantir contiguidade entre os elementos.

Mesmo sendo um elemento coeso entre si, apresenta propriedades interelementares de gradientes (derivadas), e estes comportamento é muitas vezes mais esclarecedor do que o próprio elemento. Por exemplo, em problemas estruturais, as variáveis de campo são o deslocamento, mas o real interesse é a deformação causada pela tensão aplicada. A deformação é na verdade a primeira derivada dos componentes de deslocamento, e não é contínuo em todo o plano.

O processo de representar fisicamente um domínio com elementos finitos é definido como criação da malha, e o resultado é a malha *per se*. A criação da malha, a fim de representar o objeto da forma mais real possível, é um processo muitas vezes restrito, já que por ter linhas retas, torna-se impossível contornos arredondados.

Na Figura 79 visualiza-se um objeto com contornos arredondados, mas durante o processo de criação de malha com elementos quadrados, não conseguiu a completa realidade do domínio (a). Mas quando utilizou-se quadrados menores houve uma clara maior cobertura e a curvatura foi alcançada de forma mais adequada (b). Talvez elementos triangulares aproximaria melhor a malha ao domínio.

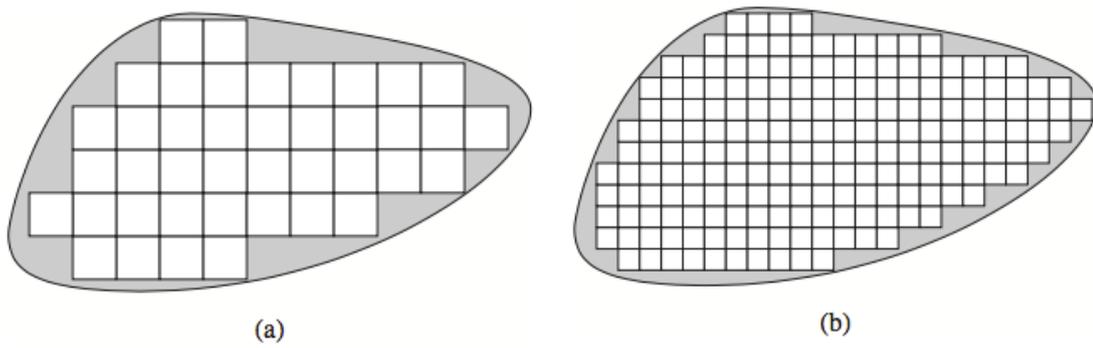


Figura 79 - Domínio irregular com elementos quadrados maiores (a) e menores (b) (HUTTON, 2004).

Quanto maior o número de elementos existentes na malha, ou seja menor são os elementos, mais incrementado é a solução de EF. As mudanças incrementais fazem um processo de refinamento de malha e se aproximam à solução exata assintoticamente. Esse processo é chamado de convergência. A fim de ilustrar considera-se a Figura 80. A figura cônica esta suspensa e presa em sua base, e sujeita a tensão por carga na outra ponta. Assumindo que o deslocamento ocorre na parte onde a carga é aplicada cria-se um cilindro com área aproximada (b). Assim, a primeira aproximação retorna uma malha com um elemento. Após, é criado um modelo com dois elementos (c) e em última instância um modelo com quatro elementos (d). Para este modelo simples o deslocamento na ponta do domínio será conforme descrito na Figura 81.

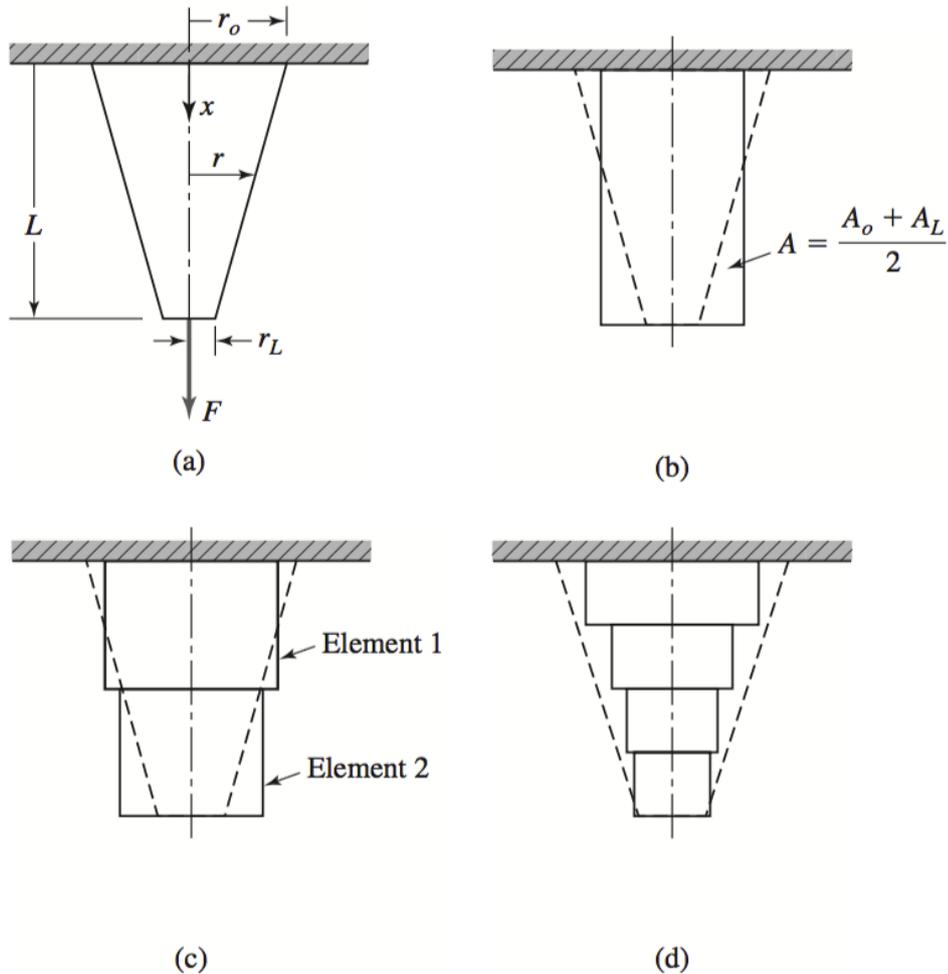


Figura 80 – Em a) a estrutura cônica está sujeita a carga de tensão: $r(x) = r_0 - \left(\frac{x}{L}\right)(r_0 - r_L)$. B) Ao domínio cônico é caracterizada uma área utilizando a média, e a estrutura original é detalhada em linhas descontinuas. Em c) a área é modelada com dois elementos e em d) com quatro elementos.

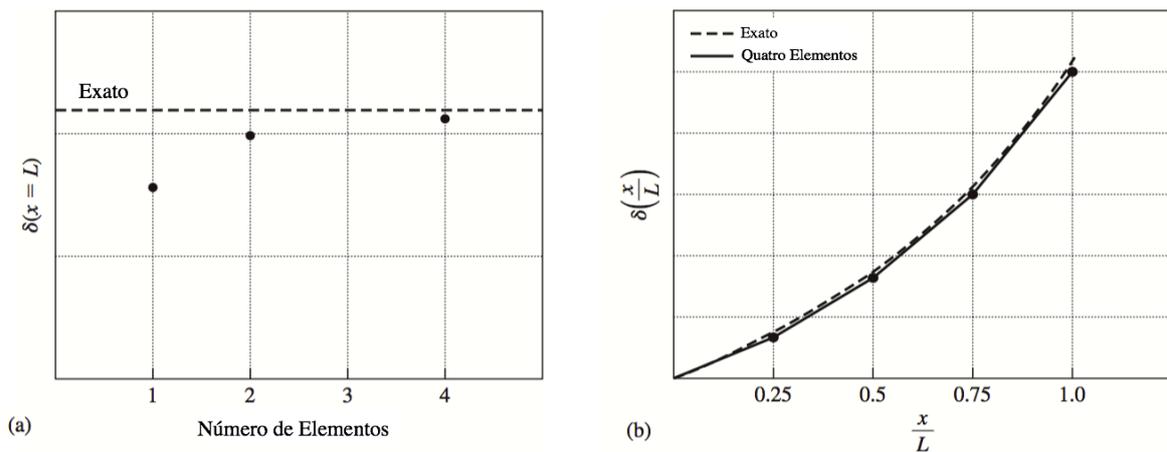


Figura 81 - Em a) o Deslocamento (δ) em $x = L$ (comprimento) e de acordo com o número de elementos sendo criados, maior é a aproximação ao valor exato. B) Comparação com os diferentes tipos de elementos e o valor exato.

Como descrito acima o grau de deslocamento é importante, mas em muitos estudos com EF a deformidade decorrente de alguma tensão é o principal questionamento. E como estas variáveis decorrem do deslocamento, são denominadas como variáveis derivadas. Utilizando-se do exemplo acima, podemos calcular o grau de deformação com os diferentes elementos (Figura 82). A tensão é contínua em cada elemento, mas é representado sob uma solução descontinuada, em termos de tensão-deformação, e como o aumento do número de elementos o espaço de descontinuidade diminui em magnitude.

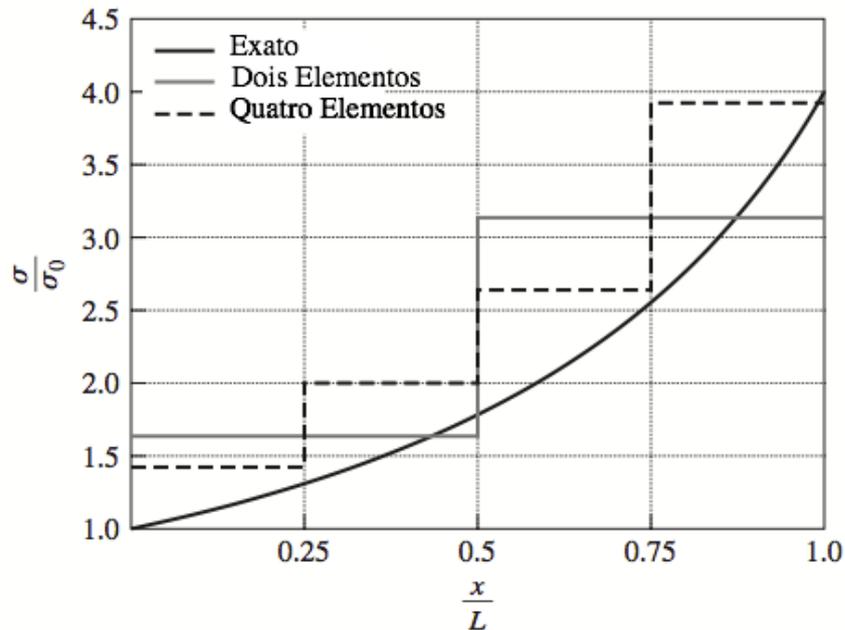


Figura 82 - Comparação da tensão axial computada no objeto cônico $\sigma_0 = F/A_0$, onde σ é a deformidade final e σ_0 a deformidade inicial, L o comprimento, F a força aplicada e A_0 área inicial (HUTTON, 2004).

A formulação do MEF, para um determinado problema, é tal que os resultados iniciais são contínuos, de elementos para elementos, mas as derivadas destes elementos não o são. Entretanto, com o refinamento da malha, as variáveis derivadas tornam-se cada vez mais próximas e uma continuidade relativa é adquirida (HUTTON, 2004). E esta é a forma como um MEF pode tornar-se exato. Se há possibilidade de saber, por meios físicos o valor exato, há que se refinar a malha até que este objetivo seja alcançado. Caso esse não seja conhecido, há ainda a possibilidade de discutir convergência e transformá-la em solução correta. Após este ser alcançado, há que se questionar: (1) houve convergência numérica? (2) o resultado tem sentido físico-mecânico? (3) as leis físicas foram obedecidas? (4) o descontínuo de variáveis derivadas está razoável?. O aceite dar-se-á quando o bom senso acima de tudo prevalecer, e então há possibilidade de que o MEF seja validado.

2.6.5 Visão Geral dos MEF na Coluna Vertebral

No estudo da biomecânica da coluna vertebral, o pesquisador pode optar por dois métodos, o estudo experimental, utilizando vértebras ou materiais sintéticos que simulam a estrutura óssea, e aplicar quaisquer fator mecânico que este estiver interessado. Ou, poderá utilizar o estudo analítico (modelo matemático). Um não é excludente ao outro, mas complementares.

O modelo matemático pode ser considerado como um experimento substituto, capaz de ser repetido quantas vezes for necessário, somente variando um ou mais de um parâmetros, com a conseqüente observação dos resultados de cada mudança. Ademais, consegue superar os estudos experimentais pela habilidade em estimar parâmetros que não podem ser facilmente medidos, como por exemplo a tensão interna de um objeto.

Sabe-se que os modelos matemáticos são, entretanto, dependentes de experimentos científicos, já que os dados inseridos muitas vezes derivam de resultados já alcançados com estudos físicos. Além, os resultados adquiridos em modelos finitos necessitam ser validados nos experimentos científicos (GILBERTSON et al., 1995).

Desde 1983 há um interesse que só cresce em utilizar modelos matemáticos na coluna vertebral. Entretanto o primeiro estudo utilizando MEF ocorreu em 1972 com Brekelmans et al. (1972), que desenvolveu um modelo de malha para um fêmur humano e conseguiu reproduzir um gráfico de tensão-deformação baseado em um MEF. Depois de alguns poucos artigos, Yoganandan et al. (1987) fez uma revisão extensiva de todos os tipos de modelos matemáticos, utilizados na coluna vertebral, incluindo modelos contínuos, discretos e aglomerados, bem como modelos mais modernos como MEF. Ultimamente os EF tem sido a melhor ferramenta analítica nos estudos biomecânicos da coluna (GILBERTSON et al., 1995).

Na coluna vertebral os modelos formam uma estrutura contínua, com finitos pontos de adesão, chamados de nós, e estes constituem os elementos. Estes elementos geram formas geométricas das mais variadas (barras, placas, blocos, etc.), contribuindo para a modelagem de uma coluna, com vários graus de complexidade. Esta forma de criar, ou adicionar maior complexidade ao modelo já existente, traz uma curva de aprendizado crescente ao pesquisador. Em outras palavras, pode partir de um modelo simples e quimérico para um modelo mais robusto, sempre somando estruturas e funções. Atualmente, já há trabalhos que tentam discriminar os estudos com EF em modelos básicos, detalhados ou compreensivos (FAGAN et al., 2002).

Inúmeros propósitos podem ser criados ao estudo biomecânico da coluna, alguns investigam as interações entre as partes da coluna (relação do disco intervertebral e os ligamentos ou as facetas articulares, por exemplo) (DREISCHARF et al., 2014; KURUTZ, 2005). Há possibilidade de se avaliar as variações biomecânicas existentes em processos patológicos, como em disfunções de curvatura, ou na osteoporose, etc. (BAUER et al., 2014; ZHANG et al., 2008). Mais recentemente, os MEF tem servido de pesquisa inicial para novas técnicas cirúrgicas ou instrumentais de uso vertebral (SCHMIDT et al., 2012; ZANDER et al.; BERGMANN, 2009).

2.6.6 Modelamento da Coluna Lombar

Sendo a coluna uma estrutura composta altamente heterogênea, a estruturação da malha é realizada com vários elementos utilizando-se o princípio de que todas sejam normais do ponto de vista físico-mecânico.

Sob forma geral, existe muita variabilidade em números exatos das propriedades mecânicas dos componentes vertebrais (Figura 83). Sob um prisma simplista, osso cortical é considerado como um material linear elástico isotrópico (LITTLE et al., 2008; ROHLMANN et al., 2006; ROHLMANN et al., 2006; ZANDER et al., 2006), com alguns estudos mostrando ser transversalmente isotrópico (SCHMIDT et al., 2009) ou ortotrópico (BOARD et al., 2006). Da mesma forma, osso trabecular é modelado, geralmente, como isotrópico linear elástico (LITTLE et al., 2008; ROHLMANN et al., 2006; ROHLMANN et al., 2006; ZANDER et al., 2006), ou transversalmente isotrópico (SCHMIDT et al., 2009). A estrutura, altamente resistente, da placa terminal geralmente apresenta inúmeras variações conforme identificado na Figura 84.

Vertebral cortical bone				
Material model	E [MPa]	ν	G [MPa]	References
linear elastic, isotropic	5 000	0.3		Rohlmann et al. 2006b, Zander et al. 2006,
linear elastic, isotropic	10 000	0.3		Argoubi, Shirazi-Adl 1996, Kumaresan et al. 1999, Rohlmann et al. 2006a, 2006c, 2007,
linear elastic, isotropic	11 300	0.2		Little et al. 2008,
linear elastic, isotropic	12 000	0.3		Shirazi-Adl et al. 1984, Cassidy et al. 1989, Lavaste et al. 1992, Goel et al. 1995a, 2002, Lu et al. 1996b, Smit et al. 1997, Wang et al. 2000, Chen et al. 2001, 2008, Baroud et al. 2003, Zhong et al. 2006, Denoziere and Ku, 2006, Williams et al. 2007, Ruberté et al. 2009, Zhang et al. 2009, Kurutz and Oroszváry 2010
linear elastic transversely isotropic	11 300 11 300 22 000	0.48 0.20 0.20	3 800 5 400 5 400	Lu et al. 1996a, Schmidt et al. 2009,
linear elastic, transversely isotropic	8 000 8 000 12 000	0.40 0.23 0.35	2 857 3 200 3 200	Noailly et al. 2005, 2007, Malandrino et al. 2009,
poroelastic	10 000	0.3		Ferguson et al. 2003,

Vertebral cancellous bone				
Material model	E [MPa]	ν	G [MPa]	References
linear elastic, isotropic	10	0.2		Shirazi-Adl et al. 1984, Cassidy et al. 1989, Lu et al. 1996b, Smit et al. 1997, Goel et al. 1995a, 2002, Wang et al. 2000, Chen et al. 2001, 2008, Denoziere and Ku 2006, Zhong et al. 2006, Ruberté et al. 2009,
linear elastic, isotropic	50 81 140 100 100 150 500	0.2 0.2 0.2 0.29 0.3 0.3 0.2		Rohlmann et al. 2006a, Baroud et al., 2003, Little et al., 2008, Zhang et al. 2009. Lavaste et al., 1992, Kurutz and Oroszváry, 2010, Rohlmann et al. 2006b, Zander et al., 2006,
poroelastic	100	0.2		Argoubi and Shirazi-Adl 1996, Williams et al. 2007
linear elastic transversely isotropic	200 140	0.45 0.315		Rohlmann et al. 2006c, 2007,
linear elastic transversely isotropic	140 140	0.45 0.176	48 77	Noailly et al. 2005, 2007, Malandrino et al. 2009,
isotropic	250	0.315	77	
linear elastic transversely isotropic	140 140 200	0.45 0.32 0.32	48.3 48.3 48.3	Lu et al. 1996a, Schmidt et al. 2009,

Figura 83 - Valores conferidos em diferentes estudos ao Osso cortical e trabecular (*cancellous*) E= Módulo de Elasticidade, ν = Coeficiente de Poisson e G= Módulo de Cisalhamento, MPa= Mega Pascal (KURUTZ, 2005).

Endplate			
Material model	E [MPa]	ν	References
<i>bony</i> , linear elastic, isotropic	12 000	0.3	Baroud et al. 2003, Noailly et al. 2005, 2007, Chen et al. 2001, 2008, Lavaste et al. 1992, Zhang et al. 2009, Kurutz and Oroszváry 2010,
	1000	0.3	
	1000	0,4	
	500	0.4	
	500	0.3	
<i>cartiliginous</i> , linear elastic, isotropic	24	0.4	Shirazi-Adl et al. 1986, Goel et al. 1995a, 2002, Noailly et al. 2005, 2007, Wang et al. 2000, Zhong et al. 2006, Ruberté et al. 2009, Lu, et al. 1996, Schmidt et al, 2009
<i>cartiliginous</i> , poroelastic	5	0.1	Argoubi and Shirazi-Adl 1996, Malandrino et al. 2009, Williams et al. 2007,
	5	0.17	
	20	0.4	
<i>bony</i> , outer:	12 000	0.3	Denoziere and Ku 2006
intermediate:	6 000	0.3	
central:	2 000	0.3	

Figura 84 - Valores conferidos em diferentes estudos ao Osso cortical e trabecular (*cancellous*) e placas terminais (*Endplate*) E= Módulo de Elasticidade, ν = Coeficiente de Poisson e G= Módulo de Cisalhamento, MPa= Mega Pascal (KURUTZ, 2005). Continuação.

Os elementos posteriores são considerados materiais elásticos, lineares e isotrópicos, todos com os mesmos módulos de elasticidade (E=2500MPa), coeficiente de Poisson ($\nu=0,25$ ou $0,20$) (KURUTZ, 2005). As facetas articulares são consideradas em separada com propriedades sem atrito, conectoras de transmissão de carga (somente compressão) entre uma vértebra e outra adjacente, com um espaço de 0.5mm (ROHLMANN et al., 1997, 2006; ZHANG et al., 2009), não linear (SCHMIDT et al., 2009). Outros autores, as consideraram como uma articulação tendo espaço de 1mm entre as facetas, com capacidade de gerar atrito (coeficiente de atrito 0,10) (ZHONG et al., 2006).

2.6.7 Cargas Aplicadas nos MEF

A aplicação de qualquer simulação em termos de carga a um EF, irá depender muito do objetivo o qual o estudo está voltado. Se o objetivo é avaliar a resistência vertebral às tensões axiais (de cima para baixo), cargas devem ser aplicadas na parte superior da vértebra, e assim por diante. Muitos estudos tiveram sua aplicação com intuito de estudar vértebras normais, sob diversas situação de tensão, como flexão, extensão, sair de uma posição de sentado para em pé, etc. (BAROUD et al., 2003; CHEN et al., 2001; DENOZIÈRE; KU, 2006; FERGUSON et al., 2004; GOTO et al., 2002; ZANDER et al., 2009).

Outros estudos concentram suas atenções em modelos onde preexiste uma patologia, com necessidade de correção cirúrgica ou implementação de próteses metálicas. E nestes casos que os MEF tem seu uso, recentemente, mais explorado (AMARITSAKUL et al., 2013; CHAZISTERGOS et al., 2006; CHOWDHARY et al., 2013; HANSSON et al., 2003; HSU et al., 2005; LEE et al., 2010; MACEDO et al., 2015; ZHANG et al., 2008).

Em um estudo típico EF inicia-se com a modelagem, que pode ser simples ou complexa, idealizando uma coluna normal. Esta será primeiramente validada, como referência para simular os segmentos vertebrais sob condições patológica. Em seguida, o modelo será modificado, através da remoção de certas partes da estrutura vertebral, seguido da inserção do implante, conforme as instruções médicas. O efeito do implante pode, então, ser avaliado, comparando os resultados do modelo saudável e instrumentado, sob várias cargas fisiológicas. É, por conseguinte, essencial que o MEF da coluna lombar intacta seja preciso, de modo a refletir o movimento dos segmentos simulados e cargas internas comuns, entre os vários componentes reais (ZHANG et al., 2008).

É, ainda, um grande desafio o desenvolvimento de um modelo da coluna lombar, devido à sua complexa não linearidade, tanto em geometria quanto em materiais. Atualmente, apesar de outros métodos também serem mencionados para a construção de geometrias da coluna, é a corrente principal, utilizar dados convertidos, por meio de tomografia computadorizada, na modelagem da geometria das vértebras, muito devido à sua precisão e conveniência. Geralmente, as dimensões vertebrais, não são críticas para o estudo de implante, desde que as características primárias reflitam fielmente a sua função e as propriedades. Entretanto, as características secundárias devem ser "similares", como a ação dos músculos e ligamentos (ZHANG et al., 2008).

No entanto, grande cuidado devem ser tomados, para as regiões articulares como a faceta e do disco intervertebral, devido à sua contribuição significativa para o movimento da coluna, sob cargas fisiológicas. Além disso, as técnicas de modelagem, da interface, entre o implante e o osso adjacente, devem também ser observados. A maioria dos estudos utiliza elemento de contato para simular as interações entre a placa terminal e o implante (parafusos, disco artificial, etc.). A fixação do parafuso foi, em geral, simplificada como um elemento de viga ou um cilíndrico simples. Poucos estudos avaliam, como essas suposições afetariam a distribuição de tensão resultante e movimento do modelo instrumentado (ZHANG et al., 2008).

O próprio modo de carregamento de cargas é questão de debate (ROHLMANN et al., 2005). Já que, como discutido anteriormente, o processo de simulação de tensão, que realmente represente o cenário *in vivo* ainda carece de desenvolvimento (SHIRAZI-ADL et al., 2000).

Amaritsakul et al. (2013), com o intuito de analisar as falhas encontradas nos parafusos pediculares, como quebra, afrouxamento ou dobra, estudou cinco tipos de parafusos num estudo de EF. Seu trabalho objetivou avaliar qual parafuso teria a melhor fixação e o menor índice de falha. O MEF foi criado num molde tridimensional cilíndrico simulando o espaço ósseo ao qual o parafuso seria inserido. Para criação da malha foi utilizado o software SolidWorks 2005, e esta transportada para o software ANSYS 10 Workbench para análise. O mesmo foi executado para os cinco parafusos. Estes tinham uma malha de elementos tetraédricos de 10 nós, já o osso (cilindro) uma malha de elementos tetraédricos de 20 nós, tendo ambos os elementos 1,2mm de distância. A superfície de contato entre os dois elementos (osso e parafuso) foi estipulada com ausente de atrito, além de que não se permitiu movimento rotatório axial.

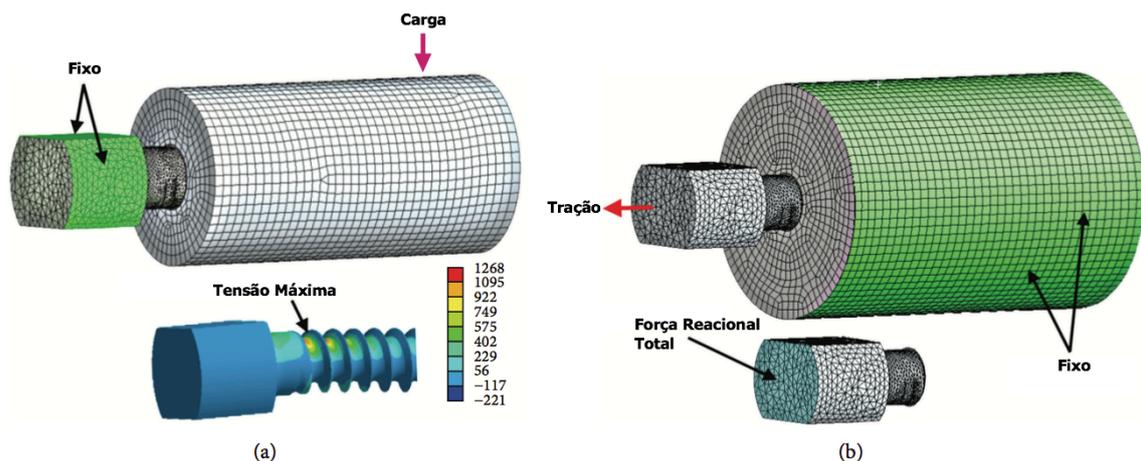


Figura 85 - MEF dos parafusos e os cilindros representando o osso com as regiões rígidas e móveis (tensionadas) a) dobra e b) arrancamento (AMARITSAKULet al., 2013).

Para avaliar a capacidade do parafuso em dobra-se dentro de um cilindro com 20 mm de diâmetro, com um módulo de elasticidade (E) de 20 GPa, e razão de Poisson (ν) de 0,3, aplicou-se uma carga no sentido transversal ao parafuso de 225N (Figura 85a). O resultado foi medido através da tensão máxima na superfície do parafuso, representando a resistência à dobra.

Já para simular o arrancamento o cilindro teve aumentado seu diâmetro para 30mm e com um E de 137,5MPa, e ν de 0,3, como forma de simular um osso osteoporótico (Figura 85b). Além, foi feita uma previsão de que na inserção do parafuso o osso fosse compactado de forma a exteriorizar ao redor deste, através de um ajuste no módulo de elasticidade, com uma função da mudança da densidade elevada ao quadrado, conforme descrito por outros autores (HSU et al., 2005). Como simulador da tração, foi aplicado ao parafuso um deslocamento de 0,01mm, tendo as estruturas ao redor do parafuso fixadas, não permitindo movimento. O resultado foi a força reacional axial resultante no parafuso, sendo maior a força de arrancamento quanto maior a força reacional.

Chazistergos et al. (2006), utilizando o entendimento que a força de arrancamento é o fator mais importante na avaliação da fixação do parafuso, fez um estudo paramétrico do comportamento do parafuso pedicular sob dois aspectos, o contato (osso-parafuso) e a geometria intrínseca do parafuso. Utilizando de um MEF, através do software ANSYS 8, criou as malhas para os elementos, parafuso, e vértebra; sendo esta representada por um cilindro. Este cilindro continha ainda diferenças mecânicas para representar os diferentes tipos de ossos que o parafuso encontra na sua inserção (Figura 86).

Todos os materiais foram considerados como sendo isotrópicos e linearmente elásticos em natureza. Os valores de suas propriedades mecânicas foram, titânio (parafuso) E de 193GPa, ν de 0,3, osso trabecular E de 100MPa, ν de 0,2 e osso cortical E 780MPa e ν 0,3. O coeficiente de atrito foi estipulado em 0.2 entre o osso e o parafuso. Para desenho da malha foi utilizado uma estrutura em 3D tetrahédrica de elementos sólidos com o software SOLID 187.

De forma a tornar a malha mais precisa, um refinador de malha foi utilizado nas porções onde haveria maior concentração de tensão. A fim de assegurar que o comportamento do modelo não dependesse do processo de discretização específico escolhido, os autores usaram a "técnica de malha livre" tendo os elementos tamanhos cada vez menores quanto mais perto chegassem da superfície do parafuso.

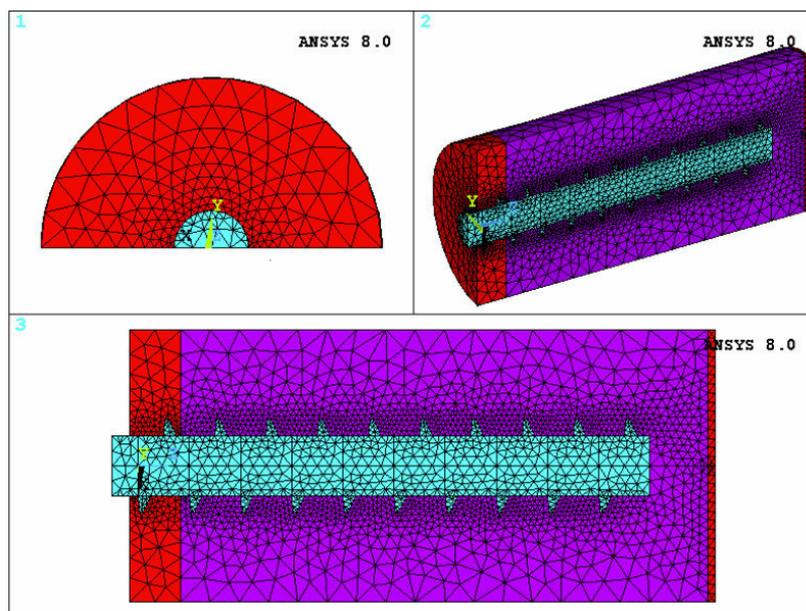


Figura 86 - MEF, com os diferentes elementos representados por cores, vermelho= osso cortical, roxo= osso trabecular e verde= parafuso, numa visão coronal (1) oblíqua (2) e sagital (3) (CHAZISTERGOS et al., 2006).

Em relação às condições de ligação, as superfícies externas foram consideradas imóveis, enquanto que as duas bases dos cilindros podiam mover-se em quaisquer direção. Além, as estruturas internas ósseas tiveram permissão para movimento na direção “Y” e o parafuso na direção “X” e “Y”. Em termos de carga, um deslocamento constante foi induzido ao parafuso ao longo de seu eixo, sendo que o valor do deslocamento à força de arrancamento seria determinado, assumindo que a tensão equivalente, desenvolvida durante o processo de extrusão, não pudesse exceder o ponto de tensão máxima de qualquer material do sistema. Um ponto crítico foi determinado como sendo 5×10^{-6} m.

Outro dado interessante é que o estudo envolveu dois cenários de interface entre o osso e o parafuso. Um foi a interface de contato e o outra a interface de ligação. A primeira seria uma representação do parafuso sendo inserido no osso sem nenhuma conexão biológica entre os componentes, ou seja fase aguda da inserção no quesito osteointegração. O segundo (ligação) representaria a reação biológica que ocorre após alguns meses, num cenário ideal, o parafuso torna-se osteointegrado ao osso. Na interface de contato cada elemento tem suas características físicas e há uma situação de penetração de um para dentro do outro, causando reações físicas à um processo de arrancamento e tensões entre as partes. Na interface de ligação os nós dos elementos se fundem, como se o osso virasse parafuso e o parafuso virasse osso, e nessa situação gera-se um atrito infinito.

Os autores também discutem os método de contato, principalmente no modelo interface de contato. Para tanto eles utilizaram o método *Penalty Stiffness Factor* (PSF). Este método é o padrão, e utiliza o tamanho do segmento de contato e as suas propriedades de material, para determinar a rigidez da superfície de contato. Como este método depende das constantes de material e o tamanho dos segmentos, funciona de forma mais eficaz quando os parâmetros de rigidez do material entre as superfícies de contato são da mesma ordem em magnitude. Nos casos em que materiais diferentes reagem, o contato pode falhar, como a rigidez excessiva de um, frente a baixa de outro. Isso acontece com frequência com materiais densos de metal quando entram em contato com espumas (“Contact stiffness calculation — LS-DYNA Support”, [s.d.]).

O outro método de análise é o *Soft Constrained* (SC), não padrão, na maioria dos softwares, que calcula a rigidez de forma linear das superfícies baseado nas massas nodais, que sofrerão contato. O resultado independe das propriedades mecânicas das estruturas, e por isso, é adequada para elementos com durezas muito discrepantes entre si (“Contact stiffness calculation — LS-DYNA Support”, [s.d.]).

Este estudo apesar de detalhar adequadamente os métodos utilizados, apresenta algumas falhas que podem ter interpretações errôneas. Como o desenho de malha atribuído ao parafuso não é o mais adequado como descrito por outros autores (AMARITSAKUL et al., 2013; CHAO et al., 2008).

Macedo et al. (2015) procurou validar um modelo virtual (utilizando MEF) para o estudo de parafusos com rosca dupla e cilíndricos, a fim de avaliar quanto a geometria teria influência em seu comportamento mecânico, ancoramento e qual teria, a longo prazo, a melhor performance. O modelo virtual tridimensional simulando os testes de arrancamento foram criados no software ANSYS WorkBench 10,0, entretanto os elementos da malha foram criados pelos softwares SOLID186, SOLID187, CONTA170E e TARGE170. Todos os componentes foram considerados homogêneos e isotrópicos. Foram simulados um bloco de Poliuretano (representando o osso) com E de 0,023GPa e ν de 0,30, e o Parafuso com E 114GPa e ν 0,30, conforme já descrito por Hsu et al. (2005). Foram criada uma força de 50N no sentido (arrancamento), transversalmente e de forma oblíqua ao parafuso (Figura 87).

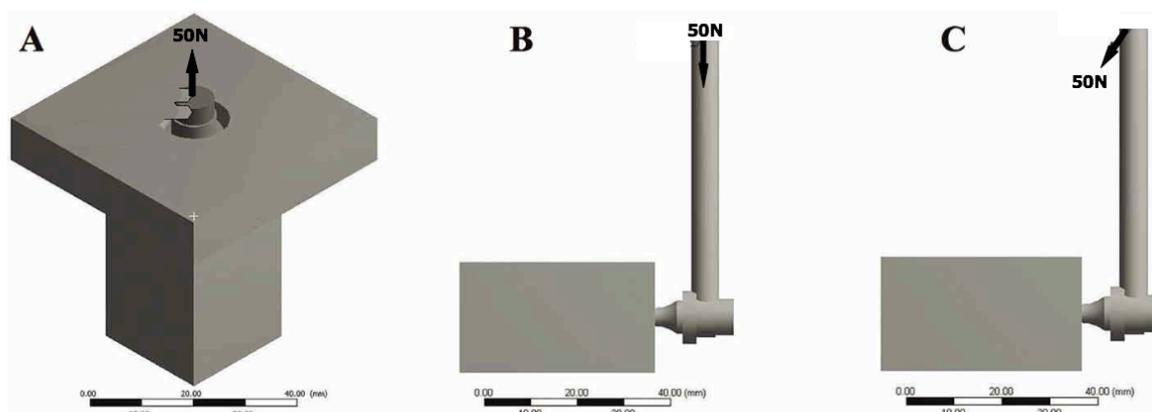


Figura 87 - Condições de simulação de carga (50N) no parafuso ao longo (A), transversalmente (B) e de forma oblíqua (45°) (C) (MACEDO et al., 2015).

A distribuição da tensão de von Mises foi avaliada nas adjacências ao parafuso em treze pontos, com 6mm de distância entre eles. As tensões geradas no parafuso, ao longo do seu diâmetro interno, na região superior, central e inferior, foram avaliadas em 30 pontos cada (Figura 88).

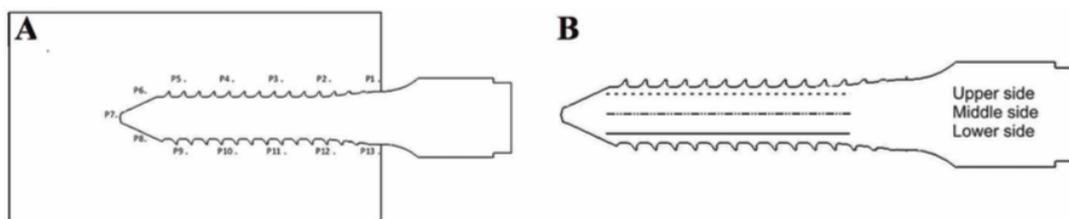


Figura 88 - Pontos analisados na espuma de poliuretano (tensão von Mises) e no parafuso (MACEDO et al., 2015).

Este estudo, simples em fatos, mostra a presença de outras formas de cargas, que não só o arrancamento, como também a transversal e a oblíqua. Entretanto, para se fazer esta análise, há de se considerar que o osso não é um material isotrópico, mas sim com características mecânicas diferentes nos diversos planos. Ou seja, seria mais convincente, o MEF, se contemplasse um padrão ortotrópico ou no mínimo transversalmente isotrópico (MALANDRINO et al., 2009; NOAILLY et al., 2005; SCHMIDT et al., 2009).

Matsukawa et al. (2015) objetivando validar, através de um MEF, uma nova técnica de estabilização vertebral, que utiliza um acesso diferente, a comparou com a técnica tradicional, com vias de elucidar vantagens e desvantagens do novo método. Utilizando-se de vértebras lombares (L4) reconstruídas de tomografia (TC), foram criados modelos tridimensionais de EF. Estes foram modelados a partir de elementos sólidos tetraédricos de 0.5-1mm com 150.000-200.000 e 800.000-1.000.000 nós. Com objetivo de obter a forma geométrica de dados das vértebras, a Densidade Mineral Óssea (DMO) de cada elemento foi computada baseado nas Unidades Hounsfield (UH) das imagens de TC. Em outras palavras o autor estipulou valores para cada elemento baseado num ponto específico da tomografia. O módulo de elasticidade (E) e o Limite da Resistência (σ) foram adquiridos de acordo com outros autores (KEYAK et al., 1998). Os parafusos, de forma semelhantes, foram gerados numa malha contendo elementos tetraédricos de 0.5-1.0mm, adquiridos em uma aparelho de micro-TC. Estes foram considerados como feitos de uma liga de Cromo-Cobalto com E de 220GPa, σ de 900MPa e ν de 0.33 (MAHMOUD et al., 2005).

A superfície entre osso e o parafuso foi modelada usando a interface de contato (ver CHAZISTERGOS et al., 2006)), condição na qual o coeficiente de atrito foi definido com zero (CHAO et al., 2008). Em cada modelo de parafuso (a técnica usual e a nova) uma análise de EF não-linear foi realizada. Em termos de carga, houve um incremento de 20N/passo gradualmente aplicada no corpo vertebral em cada plano (X,Y,Z) como forma de simular flexão, extensão e lateralização e rotação (Figura 89).

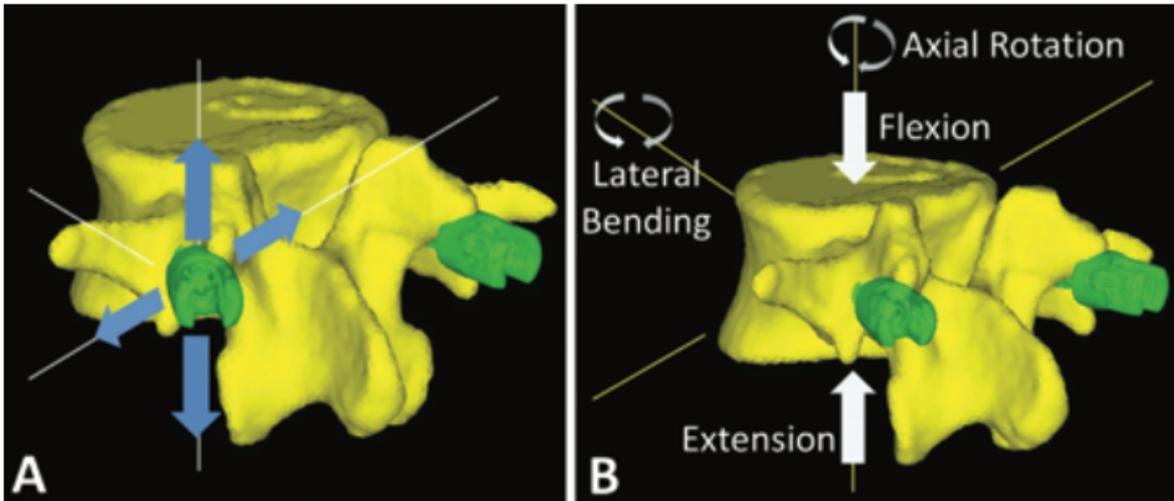


Figura 89 - Modelo computacional das malhas evidenciando as possibilidades de carga (A) simulando os movimentos possíveis (B) (MATSUKAWA et al., 2015).

Sob condições de tensão no eixo do parafuso, a força de arrancamento foi definido como sendo a carga capaz de criar um ponto de flexão na curva de tensão-deformação, imediatamente antes de causar uma abrupta elevação na deformação (Figura 90).

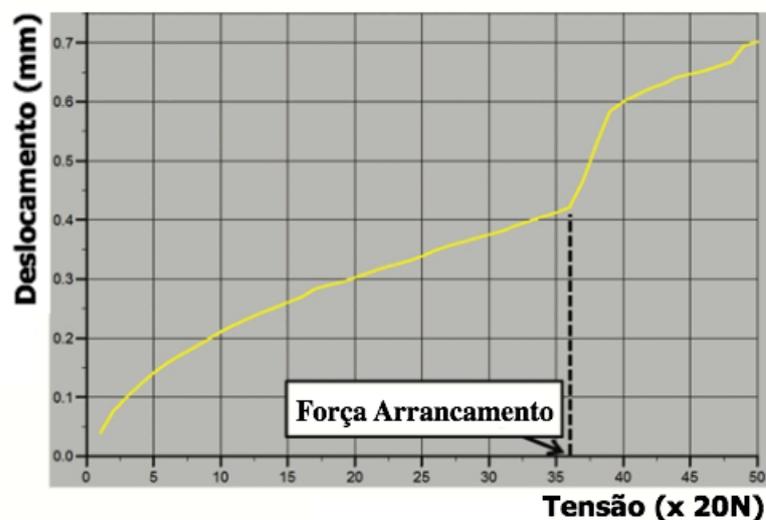


Figura 90 - Ponto de falha que representou neste estudo a força de arrancamento (MATSUKAWA et al., 2015).

Shih et al. (2015) propuseram um estudo para investigar a performance de tensão de dobra em seis tipos de parafusos, com variações na estrutura interna (sólido ou canulado) e no formato interno (cônico ou cilíndrico) e ainda com ou sem um pino internamente ao parafuso canulado .

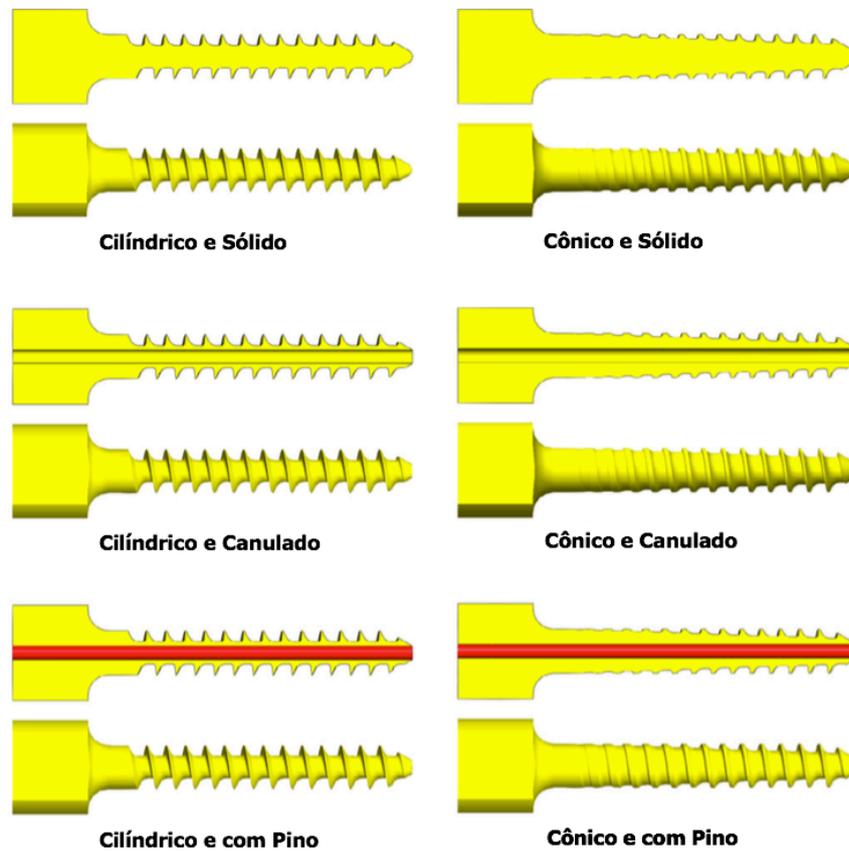


Figura 91 - Os seis tipos de parafusos analisados neste estudo (SHIH et al., 2015).

Os modelos dos parafusos e ósseos foram construídos e combinados utilizando-se o software SolidWorks 2013. O osso foi simplificado como um cilindro de 20mm de diâmetro com 45mm de comprimento. Ambos os elementos foram convertidos em um formato para-sólido e transferidos para o Software ANSYS Workbench 14,5. Os parafusos foram feitos de titânio com um E de 2,6GPa e ν de 0,3. As propriedades do osso foram referidas de acordo com a propriedade do material utilizado neste estudo (espuma de poliuretano). Todos os modelos sólidos foram moldados de forma livre utilizando elementos tetraédricos de 10 nós, sendo que um refinamento foi utilizado nas porção de contato osso-parafuso. O contato foi assumido como sendo sem nenhum ponto de atrito. As condições de contorno foram definidas como de integração completa (Figura 92).

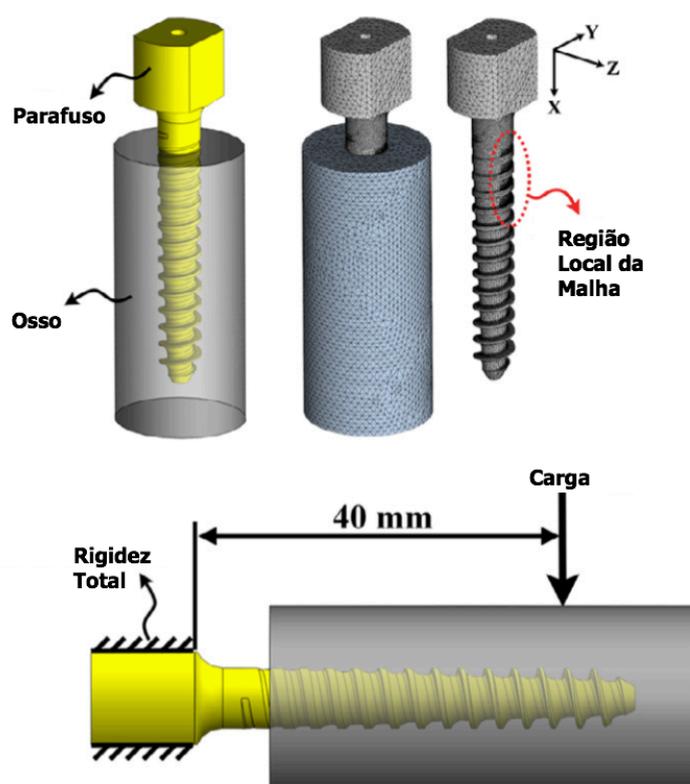


Figura 92 - Carga e condições de contorno dos parafusos .

As cargas aplicadas foram 220N, verticalmente ao osso, e de forma cíclica, variando de 40-400N. Durante o pós-processamento, o deslocamento máximo do modelo numérico foi utilizado como sendo representando pelo Limite da Resistência, ou Tensão de Escoamento (σ). Da mesma forma a tensão máxima de tensão representou a força fadiga

2.6.8 Nastran

Nastran é um programa análise de EF que foi originalmente desenvolvido para a NASA no final dos anos 1960 por Stephen Burns, da Universidade de Rochester sob financiamento do governo dos Estados Unidos para a indústria aeroespacial. A Corporação *MacNeal-Schwendler* (MSC) foi um dos principais promotores iniciais do código Nastran disponíveis publicamente. Nastran é um código fonte integrado num número de diferentes pacotes de software, os quais estão distribuídos por uma variedade de companhias (“NASA Releases Classic Software To Public Domain”, [s.d.]).

O NX Nastran é um software com base na linguagem Nastran desenvolvido pela Siemens. Ele resolve a maioria dos problemas de análise estrutural linear e não linear, respostas dinâmicas, dinâmica do rotor, aero elasticidade e otimização. A vantagem de ter todas estas soluções disponíveis em um único solver é que os formatos de arquivo de entrada / saída são as mesmas para todos os tipos de solução, simplificando os processos de modelagem (POIATE et al., 2009).

Os pesquisadores podem facilmente criar modelos NX Nastran através de um número de pré-processadores de EF disponíveis (CAD) que suportam NX Nastran. Mas, para simplificar o processo de modelação ainda mais, NX Nastran contém características únicas que permitem conectar rapidamente componentes complexos em conjunto e o com menor tempo de processamento (SHI, 2014).

Recentemente tem sido utilizado na medicina como ferramenta de avaliação dos componentes biomecânicos em otorrinolaringologia, dentística e ortopedia (CLAVERT et al., 2006; POIATE et al., 2009; YAO et al., 2012).

Em suma, existe inúmeras formas de se representar um cenário ainda longe do ideal, e com diferentes pontos de carregamento, todos objetivando entender o perfil biomecânico dos parafusos vertebrais e suas estruturas ósseas.

3 METODOLOGIA

Neste Capítulo tratar-se-á da metodologia do estudo, seu ambiente, o foco delimitante bem como os objetivos. Além, apresentar-se-á como se deu a criação das malhas, e as características físicas a elas impostas.

3.1 AMBIENTE DE ESTUDO

O estudo ambientou-se no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA) em Mossoró – RN. O local conta com componentes essenciais para a realização do estudo.

Primeiramente, pela presença dos profissionais técnicos na área de modelagem e análise de EF, representados pelo Prof. Dr. Alex Sandro Silva, que junto a sua equipe, conta com experiência de modelagem e análises matemáticas de EF em Tecnologia Aeroespacial, adquirida no Instituto Tecnológico da Aeronáutica (ITA). O Prof. Dr. Alex foi o coparticipou nas avaliações e seleções dos vários softwares existentes no mercado e escolher o que mais se adequava as situações aqui propostas, e assim atingir os objetivos firmados. Ademais, reproduziu todas as malhas e, ainda, simulou os testes em EF. Foi ainda co-responsável pela entrega dos resultados passíveis de serem analisados.

A UFERSA também foi importante na estruturação do trabalho pois possui as licenças de uso de diversos softwares de modelagem, análise e cálculos, para a completa realização de estudos utilizando os MEF.

E, por último, conta com relações internacionais importantes no meio da modelagem, como ocorreu no mês de Outubro de 2015, quando o Prof. Dr. Alex foi convidado para participar de um treinamento com um novo Software desenvolvido pela *MotionPort Utah* Estados Unidos, chamado *RecurDyn*. Este mesmo software é utilizado pela Instituto Aeroespacial Americano (NASA) como forma de estudar os satélites em órbita.

3.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O estudo, aqui descrito, considerou identificar, se a separação do pedículo, ao corpo vertebral, pode causar alguma perda de fixação nos parafusos pediculares. Além, se o desenho do parafuso pode influenciar no resultado de fixação mesmo com o pedículo destacado do resto do corpo vertebral.

Todos os resultados mecânicos, aqui adquiridos são baseados somente em MEF. Assim sendo, nenhum estudo mecânico foi realizado em caráter físico, com peças ou parafusos reais.

Para tanto, seguiu-se os seguintes passos, nesta ordem:

- Identificação dos objetos físicos que pudessem representar os MEF;
- Criação das malhas que representassem os parafusos pediculares e a estrutura óssea na qual o parafuso foi inserido;
- Integração dos elementos das malhas e estabelecimento dos pontos de contato e cargas a serem aplicadas.
- Fase de Teste (*Solver*), onde foram analisados todos os parafusos, em duas situações, a primeira com vértebra intacta, onde o osso trabecular e o cortical estivessem presente; e em outra, com a subtração da região representada pelo pedículo, ficando aderido ao parafuso somente a área trabecular.

3.4 OBJETOS DE ESTUDO

3.4.1 Osso

Referindo-se primeiramente a estrutura óssea buscou-se, inicialmente, reconstruir uma coluna lombar exata que pudesse representar o MEF de forma fiel, mas também que pudesse ser representativa para um cenário global.

Optou-se aqui, representar a estrutura do pedículo e do corpo vertebral por um formato de cilindro, com já descrito na literatura. Esta conformação foi projetado com o intuito de representar a porção pedicular e a trabecular do corpo vertebral em toda a extensão do parafuso. Além, o diâmetro foi suficientemente amplo para que todas as alterações de tensão e deslocamento não se exteriorizem para sua superfície. Optou-se, em resumo, pela dimensão 47,5 x 10mm.

3.4.2 Parafuso

Às medidas dos parafusos, optou-se por utilizar valores já adquiridas em outros artigos científicos, que pudessem ser facilmente replicados e ao mesmo tempo conseguissem representar a grande maioria dos parafusos existentes na atualidade. Utilizou-se, neste estudo cinco parafusos, denominados, *Synthes*, *A-Spine*, *MossMiami*, *Viper* e *Optimal*, de acordo com o nome comercial fornecidos pelas empresas.

Cada parafuso apresentou, na sua estrutura intrínseca, dados que são utilizados como fatores responsáveis para uma maior ou menor estabilidade imediata ao osso. Estas estruturas estão evidenciadas na Figura 93. A Tabela 9 resume os valores das variáveis intrínsecas dos parafusos utilizadas como moldes para a criação das malhas que representam os parafusos.

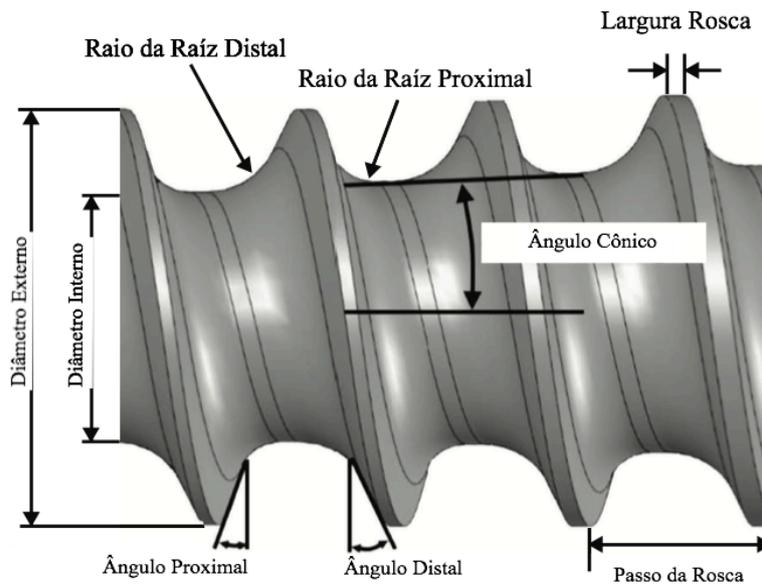


Figura 93 - Dados dos parafusos utilizados com a finalidade de reproduzir a anatomia intrínseca do parafuso, e assim criar o modelo virtual.

Tabela 9 - Valores dos cinco tipos de parafusos dos dados intrínsecos utilizados para modelar as malhas que representam os parafusos. BP= Posição inicial de conicidade do parafuso, sendo que se for 0mm representa que a conicidade inicia-se junto a cabeça do parafuso; CA=Ângulo de Cônico, DHA= Ângulo Distal; DRR=Raio da Raiz Distal, ID= Diâmetro Interno, L= Comprimento, OD= Diâmetro Externo, P=Passo da Rosca, PHA=Ângulo Proximal, PRR=Raio da Raiz Proximal, TR= Raio da Ponta do Parafuso, TW= Largura da Rosca, (mm)= milímetros, (°)=Graus.

DADOS GERAIS DOS PARAFUSOS ESTUDADOS					
PARÂMETROS	PARAFUSOS ESTUDADOS				
	Synthes	A-Spine	MossMiami	Viper	Optimal
BP (mm)	0	0	40	Cylindrical	0
CA (°)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
DHA (°)	25	25	25	25	25
DRR (mm)	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
ID (mm)	2.76	4	4.61	4.4	3.8
L (mm)	45.0	45.0	45.0	45.0	45.0
OD (mm)	7.0	7.0	7.0	7.0	7.0
P (mm)	2	2	2.95	2.87	3.3
PHA (°)	0	0	31.4	29.9	5.0
PRR (mm)	0.2	0.1	3.0	3.0	0.4
TR (mm)	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
TW (mm)	0.1	0.1	0.2	0.33	0.1

3.5 CRIAÇÃO DA MALHA

3.5.1 Osso

Para confecção da malha óssea, foi utilizado o Software *NX Advanced Simulation 10* - Siemens licença número NQBZHK2LO6 instalado em um computador com sistema operacional Windows 10 com a seguinte configuração, Processador Core I7 (6ª geração), com placa gráfica de 2Gb NVídea dedicada e disco rígido SSD de 256Gb.

Através da linguagem CAD e CAE, aplicadas neste programa, gerou-se um modelo tetraédrico tridimensional com 3 nós por elemento. Em áreas sem contato entre o osso e o parafuso, os elementos apresentaram um arranjo mais grosseiro com 0,5mm de distância. No entanto, em locais de contato, foi feito um refinamento da malha com 15 nós por elementos separador por uma distância 0.1mm (Figura 94). O osso foi considerado como uma substância linear e isotrópica.

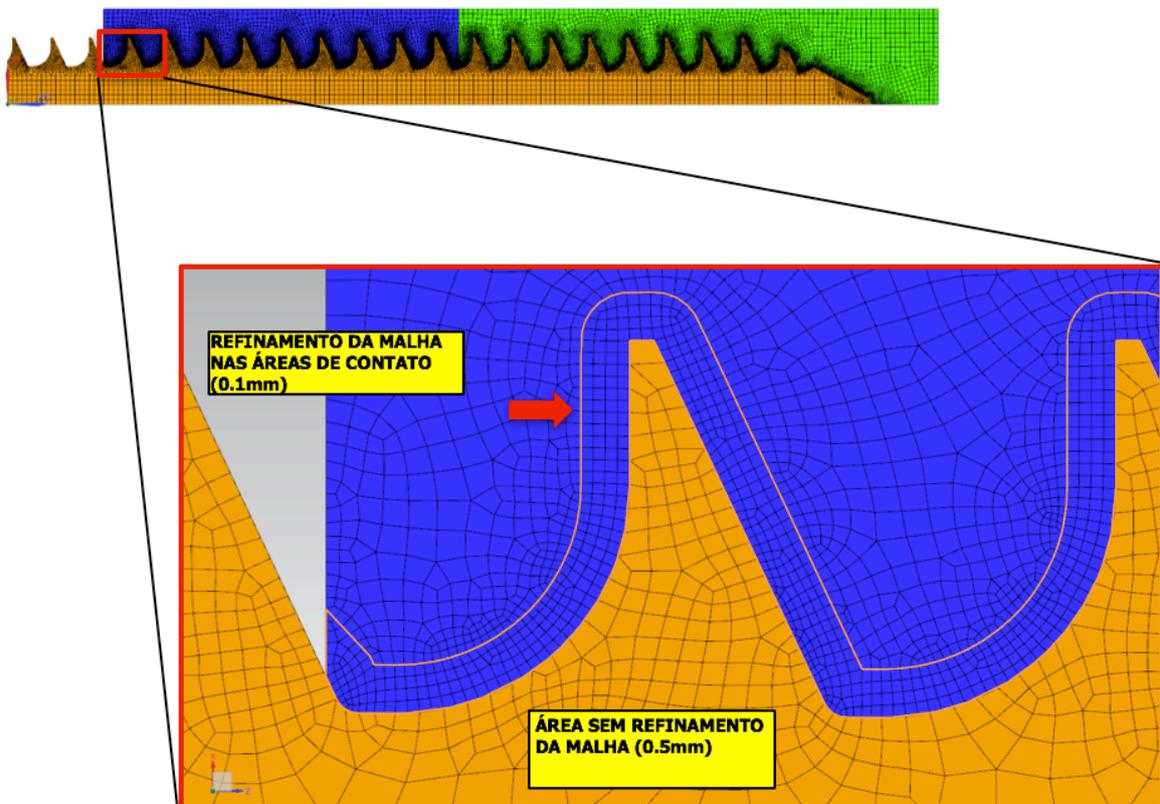


Figura 94 - Malha do osso (em azul) mostrando os tipos de definição, grosseira e refinada.

O cilíndrico que representou o osso foi separado em duas porções, osso trabecular, simulando, o corpo da vértebra e o osso cortical, representando a porção pedicular (Figura 95). Ambas as estruturas apresentaram valores mecânicos, em termos de módulo de elasticidade (E), e razão de Poisson (ν), distintos, de acordo com suas propriedades físicas. No osso cortical, os valores foram, E 19900 MPa e ν 0,3, e para o osso trabecular E de 18000MPa e ν de 0,3.

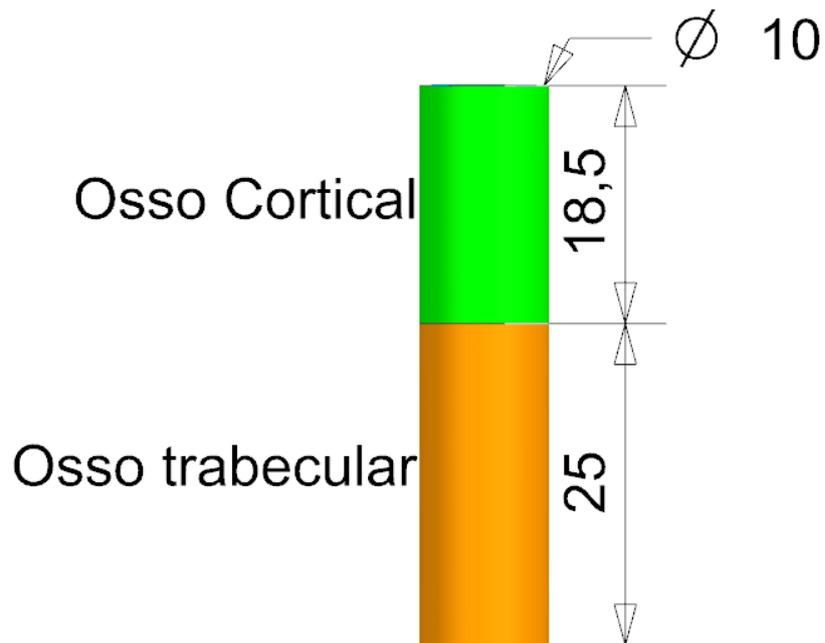


Figura 95 - Modelo do osso trabecular evidenciando as regiões do osso cortical e trabecular.

3.5.2 Parafusos

A modelagem dos parafusos baseou-se em alguns princípios. Inicialmente, se a estrutura interna tivesse formato cônico ou cilíndrico (Figura 45). Se fosse cônico, qual o início desta conicidade, para tanto criou-se o conceito do Ponto Inicial da Conicidade (BP da Tabela 9), assim, quanto menor o valor, mais próximo da cabeça esta característica iniciava-se. Ademais desenhou-se os detalhes conferidos a cada parafuso conforme a Figura 93. No final obteve-se os cinco parafusos (Figura 96).

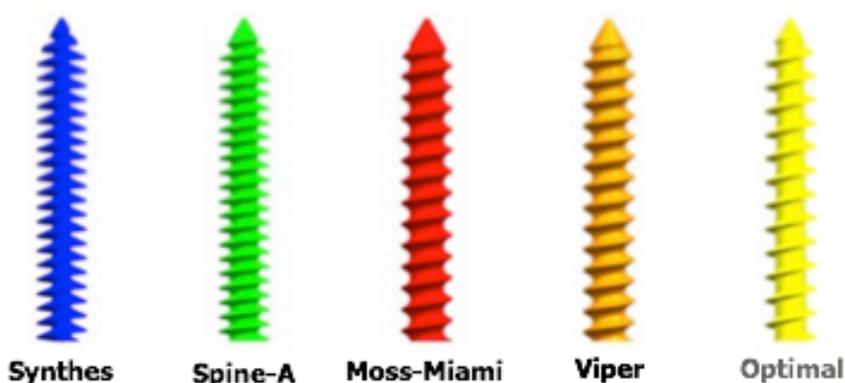


Figura 96 - Os 5 tipos de parafusos criados. Ver Tabela 9 que contém as dimensões.

No processo de criação das malha foram obedecidos os mesmos princípios utilizados no osso, um modelo tetraédrico tridimensional com variações de nós e elementos, conforme a área de contato. Em áreas sem atrito com o osso, os elementos do parafuso apresentam um arranjo mais grosseiro com 0,5mm de distância, no entanto em locais de contato, foi feito um refinamento da malha com uma distância 0,1mm. Todo este processo foi desenvolvido no Software NX Nastran.

VALORES DE NÓS E ELEMENTOS PARA CADA PARAFUSO PEDICULAR						
CARACTERÍSTICA		TIPO DE PARAFUSO				
		Synthes	A-Spine	MossMiami	Viper	Optimal
Número de elementos		14334	14529	10281	9836	9186
Número de nós		45432	45969	32475	30956	29174
Tamanho Médio dos Elementos	Malha Grosseira	0.5 mm				
	Malha Refinada	0.1 mm				

O parafuso foi considerado como uma substância linear e isotrópica, e feito de liga de titânio com E de 105.449,4MPa e ν com 0,36.

A Tabela 10 resume todos os dados mecânicos aplicados.

Tabela 10 - Resumo dos dados mecânicos aplicados aos elementos ósseos e ao parafuso de titânio.

DADOS MECÂNICOS DOS ELEMENTOS		
Material	E (Mpa)	ν
Osso Cortical	19900.0	0.3
Osso Trabecular	18000.0	0.3
Titânio (Liga Ti-6Al-4V)	105449,4	0.36

3.6 INTEGRAÇÃO E APLICAÇÃO DAS CONDIÇÕES

As duas unidades virtuais, osso e parafuso, que apresentavam malhas em forma tridimensionais, foram unidas e integradas sob forma bidimensional. O processo procedeu como se o sistema, já integrado, fosse seccionado no meio e desta metade somente sua porção superficial pudesse ser analisada. Após, por questão de simplificar, foi feito mais um corte, agora já num modelo bidimensional, exatamente no meio, ficando duas partes bidimensionais iguais, e assim a análise foi feita somente em uma parte, assimétrica (Figura 97).

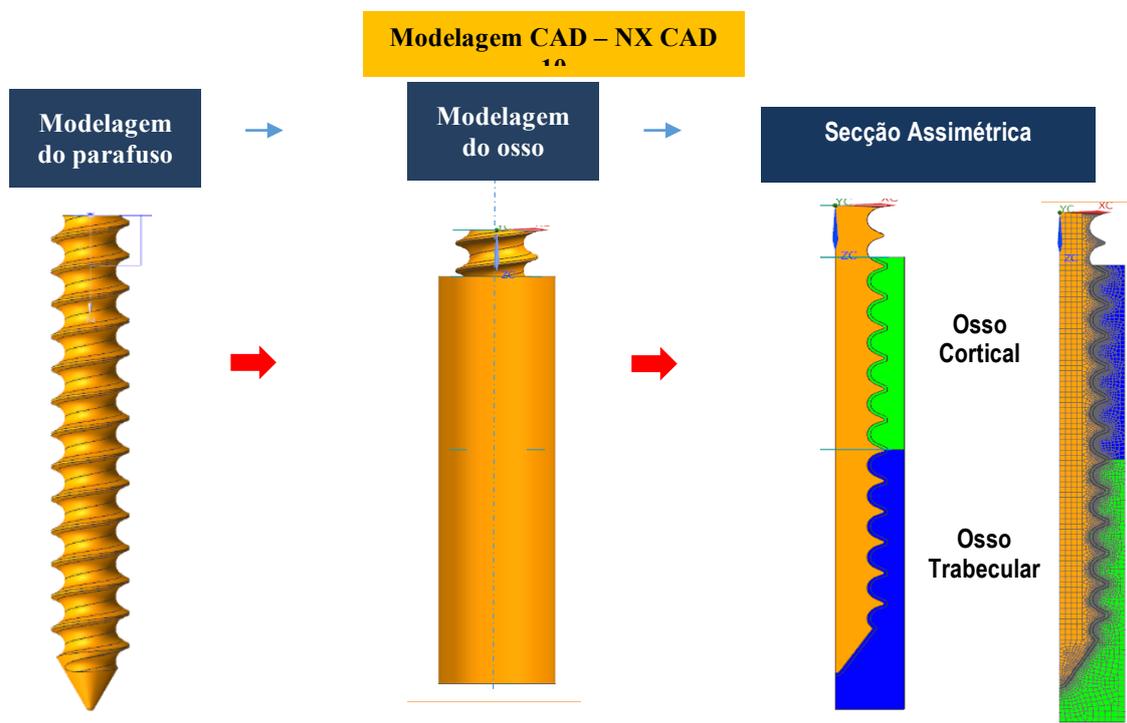


Figura 97 – Processos de construção do modelo bidimensional assimétrico, com a modelagem do osso e parafuso em formato tridimensionais, união das parte e secção para então chegar num modelo bidimensional.

No processo de integração estipulou-se alguns comandos ao Software NX Nastran. Tanto o osso cortical e trabecular não apresentaram mobilidade entre si, ou seja foram considerados uma peça só. Entre as estruturas ósseas e o parafuso foram considerados com tendo uma ligação móvel em todos os sentidos (X, Y e Z) sem atrito. A estrutura do osso foi considerada fixa e o parafuso móvel. Ao parafuso foi aplicado uma carga de 500N no sentido negativo ao “Z” (Figura 98).

Em relação a tensão, foram estipuladas algumas regras, como forma de padronizar os resultados. As tensões não são as mesmas para diferentes áreas do parafuso ou do osso, nem mesmo podem ser classificadas com em valor médio, já que há pontos de alta e outros de baixa tensão. Assim, estipulou-se duas formas para a aferição, a primeira sendo a tensão máxima existente no modelo para cada parafuso, independente do nó. A segunda, para o estrutura correspondente à primeira volta do parafuso, já dentro do osso, independente se for com ou sem o pedículo.

Modelagem CAE – NX CAE 10

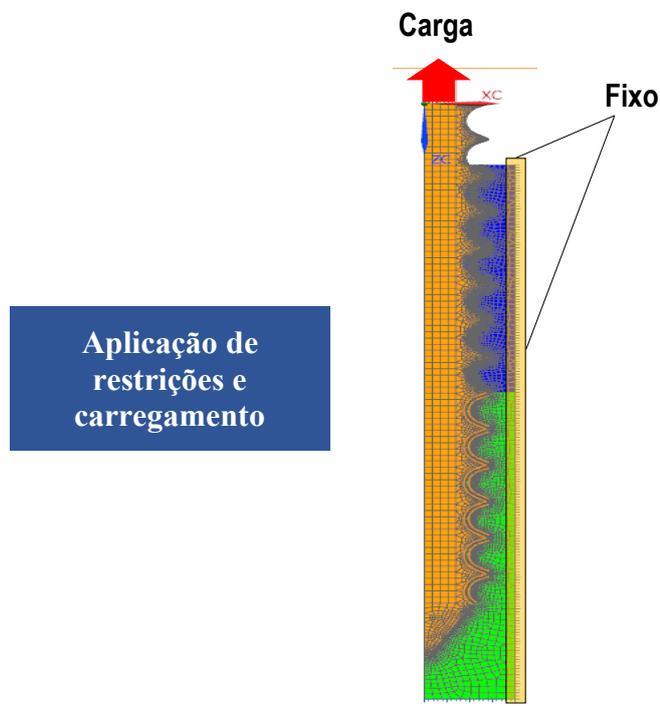


Figura 98 – Aplicação ao modelo de malha as propriedades de movimento e estática, o parafuso tem liberdade de movimento e o osso não. E uma carga (seta vermelha) foi aplicada como forma de simular uma tração, ou arrancamento do parafuso.

3.7 TESTES E PÓS-PROCESSAMENTO

Sendo, o objetivo, avaliar se a subtração da região do pedículo vertebral traz perda para a estrutura do parafuso, há necessidade em comparar a estabilidade dos parafusos, em ambos os cenários. Ademais, procurou-se, em caso de perda de fixação, no modelo subtraído, um desenho de parafuso, que pudesse contrabalancear a menor área óssea, com melhor rendimento. Desta forma, primeiro os testes foram feitos com todos parafusos e o osso intacto, e após, refeitos sem a área pedicular. A comparação destas variáveis nos mostraria se o desenho traz relação importante na fixação, quando este é exposto apenas a um osso de menor qualidade, como o trabecular (Figura 99). Os testes e o pós-processamento foram gerado no software NX Nastran (Siemens, 2015).

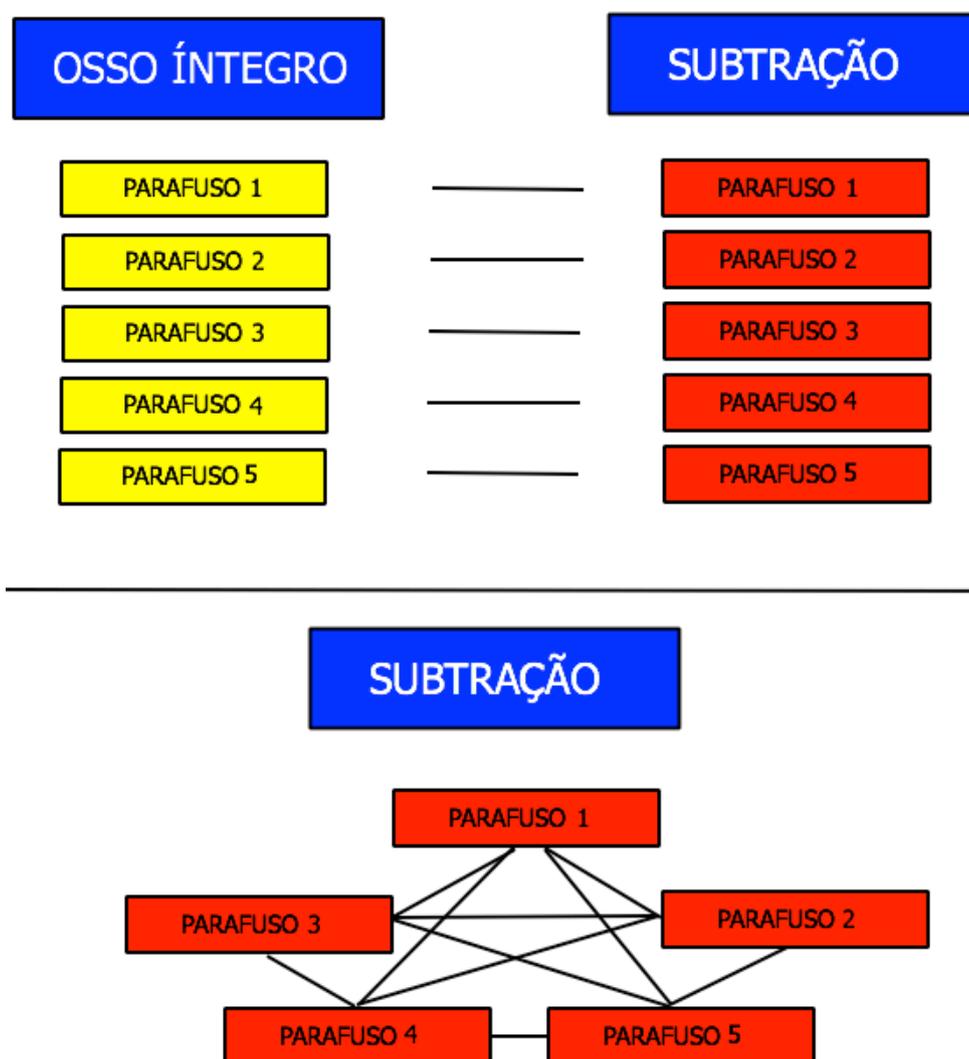


Figura 99 - Processo do desenho do estudo e relação entre as variáveis. As linhas representam as comparações feitas, inicialmente entre mesmos parafusos e após entre seus diferentes tipos, num mesmo cenário de situação (sem pedículo ou subtração).

O pós-processamento se fez sob duas formas, a de tensão, existente entre o parafuso e o osso (*von Misses*), e o deslocamento, existente no sentido da carga. E a interpretação dos resultados mostrará que quanto maior a tensão existente, para uma mesma carga, ou quanto maior seu deslocamento, menor será a capacidade deste em suportar cargas, e assim inferir falhas precoces.

4 RESULTADOS

Os resultados foram separados em 3 categorias gerais, onde é relatado o tempo de cada análise, o efeito em que a subtração pedicular trouxe aos 5 parafusos em conjunto tanto na tensão quanto no deslocamento. E por último individualizando para cada implante, e assim ser possível avaliar se há diferenças no *design* do parafuso quanto a fixação.

4.1 VISÃO GERAL

No total foram gerados 10 testes de arrancamentos, um para cada parafuso, em dois cenários diferentes, um com vértebra íntegra e outro com a vértebra subtraída da sua região pedicular. Com isso, foram computados 20 resultados de pós-processamento, 10 de tensão von Misses e 10 de deslocamentos. O tempo médio de processamento para cada cenário foi 51 segundos, sendo que para o cenário com pedículo o tempo foi 54,8% maior do que o sem pedículo. Os resultados para cada parafuso, nos cenários respectivos estão descritos na Tabela 11.

Tabela 11 - Valores de tempo transcorridos, quando o programa foi acionado para gerar os resultados. Dados em formato HH:MM:SS (Hora, Minuto e Segundo).

VALORES TRANSCORRIDOS EM TEMPO PARA O PROCESSAMENTO DOS RESULTADOS							
Teste Com Vértebra	PARAFUSOS					Média	Desvio Padrão
	A-Spine	Synthes	MossMiami	Viper	Optimal		
Íntegra	00:01:20	00:01:05	00:01:10	00:00:49	00:01:02	00:01:05	00:00:10
Subtraída	00:00:35	00:00:35	00:00:53	00:00:42	00:00:44	00:00:42	00:00:07
Média	00:00:57	00:00:50	00:01:01	00:00:46	00:00:53	Média Geral	00:00:51
Desvio Padrão	00:00:23	00:00:15	00:00:09	00:00:04	00:00:09	Desvio Geral	00:00:15

4.2 EFEITO DA SUBTRAÇÃO PEDICULAR

4.2.1 Tensão

Sob forma geral, quando se aplicou uma carga de arrancamento de 500N aos implantes, os parafusos no modelo da vértebra intacta, obtiveram valores inferiores de tensão, quando comparados aos parafusos inseridos somente na malha que simulava a subtração pedicular (Figura 100).

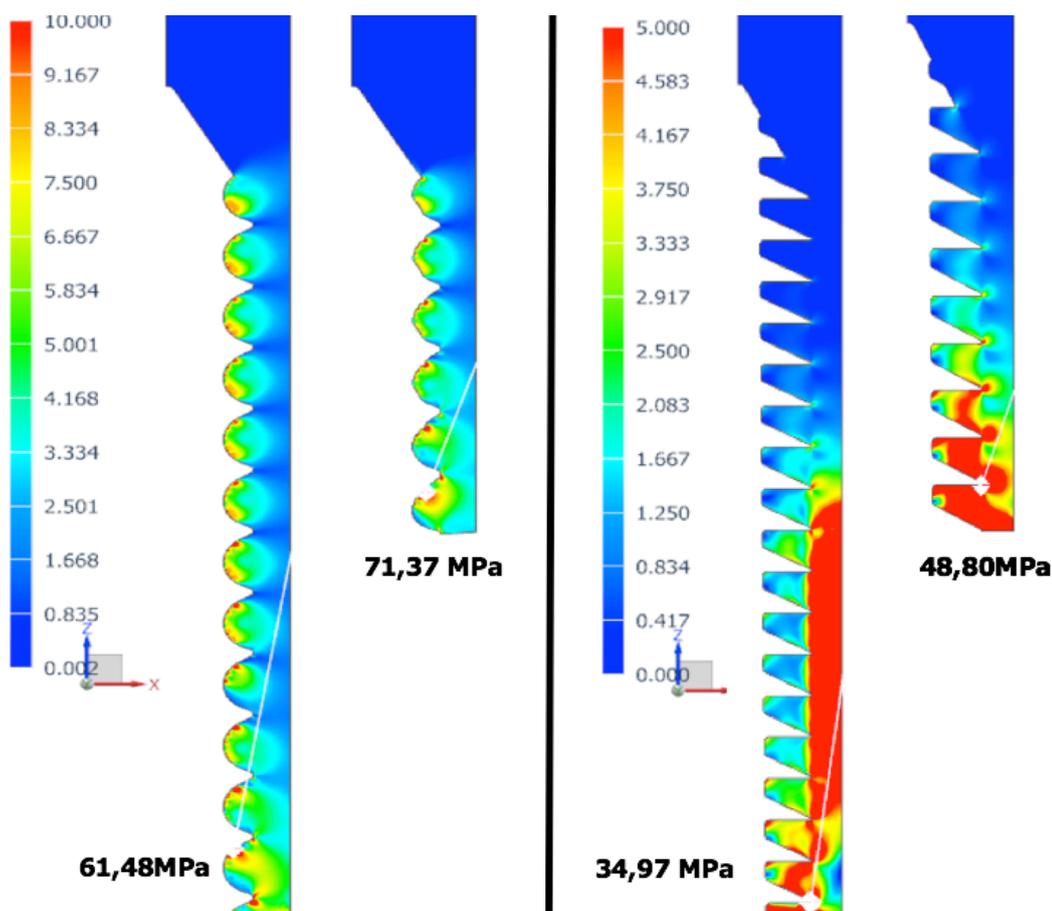


Figura 100 - Demonstração das tensões máximas (valores junto aos elementos) de dois parafusos (*MossMiami* - Esquerda , e *A-Spine* – Direita). O parafuso foi removido com intuito de melhor demonstrar as tensões. Os valores, segundo a escala de cores, estão em Mpa (Mega Pascal). Observar que os pontos de maior tensão (indicado pelo ponto branco) são sempre a primeira volta da rosca em contato com o osso.

A média da tensão na primeira rosca dentro do osso foi de 7,41MPa (2,20 – 12,00MPa; DP 4,06) para o modelo intacto e de 7,94MPa (3,16 – 10,97MPa; DP 2,88) para o subtraído. A tensão máxima alcançada foi de 47,37MPa (62,24 – 30,33MPa; DP 11,08) para o modelo intacto e de 44,90MPa (31,54 – 53,30MPa; DP 8,02) para o subtraído. O resultado mostra que na média houve um diminuição de 5,21% (2,47MPa) para tensão máxima, e um aumento e de 7,15% (0,53MPa) na primeira rosca, quando a subtração estava presente Figura 101).

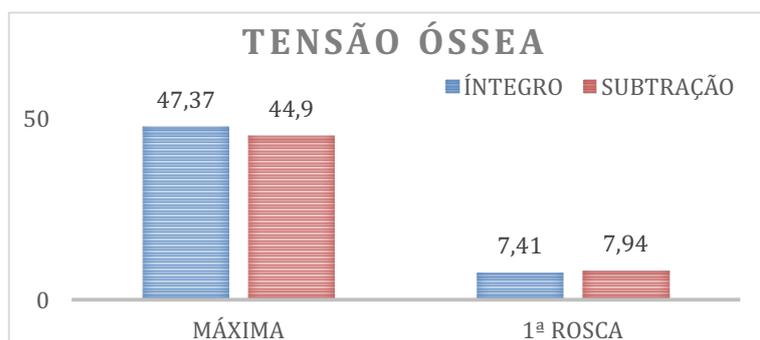


Figura 101 - Média das tensões máximas e na primeira volta da rosca dos 5 parafusos.

4.2.2 Deslocamento

O mesmo padrão visualizado na tensão foi encontrado, quando analisado o deslocamento médio de todos os parafusos inseridos no modelo intacto e o com subtração pedicular. Em média, a subtração pedicular trouxe uma perda de 47% da fixação do parafuso medido através do deslocamento, quando imposto uma carga de arrancamento de 500N. A média de deslocamento nos parafusos com o pedículo presente foi de 8,66 μ m, já sem o pedículo foi de 12,78 μ m, com aumento de 4,12 μ m na mobilidade (Figura 102).

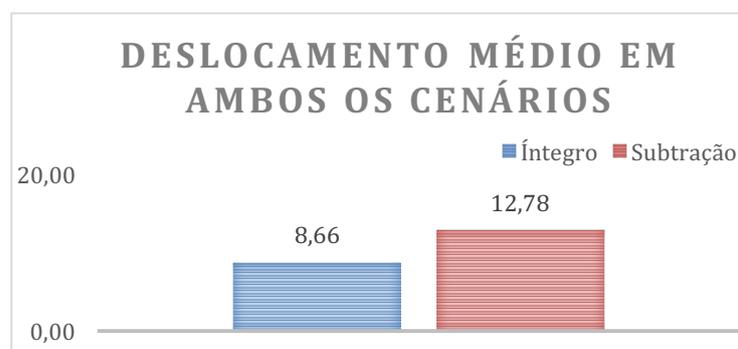


Figura 102 - Valores médios de todos os parafusos nos dois cenários, modelos com a vértebra íntegra e com subtração pedicular. Valores em (micrômetros) μ m.

4.3 EFEITO DO DESENHO INTRÍNSECO DO PARAFUSO

4.3.1 Tensão

Os resultados para cada parafuso e seus cenários respectivos estão descritos na Tabela 12, e representados graficamente na Figura 103. O parafuso com menor tensão na vértebra íntegra e na primeira rosca foi o parafuso *Viper*, e o parafuso *Optimal* foi que apresentou menor tensão máxima nesse mesmo modelo. O parafuso com menor tensão na primeira rosca e tensão máxima foi o *Viper* no modelo com subtração. O parafuso com maior tensão tanto na primeira rosca, quanto na máxima foi o *A-Spine*, em ambos os modelos vertebrais.

Tabela 12 - Valores das tensões encontrados na região de contato do osso com o parafuso em ambos os cenários (modelo de subtração e íntegro). Valores em MPa (Mega Pascals).

TENSÕES EXERCIDAS NO OSSO SOB DIFERENTES PARAFUSOS E MODELOS										
TENSÃO	<u>Synthes</u>		<u>A-Spine</u>		<u>MossMiami</u>		<u>Viper</u>		<u>Optimal</u>	
	Íntegro	Subtração	Íntegro	Subtração	Íntegro	Subtração	Íntegro	Subtração	Íntegro	Subtração
Máxima	42,44	45,37	64,24	53,30	50,95	52,73	48,91	31,54	30,33	41,58
Diferença	6,46%		-20,53%		3,38%		-55,08%		27,06%	
Primeira Rosca	8,36	10,58	12,00	10,97	8,71	8,55	2,20	3,16	5,79	6,45
Diferença	21,00%		-9,39%		-1,91%		30,29%		10,20%	

A diferença em entre os parafusos extremos de tensão, no cenário de subtração chegou a 40.8% e 71.2% respectivamente para máxima e primeira rosca, no modelo de subtração.

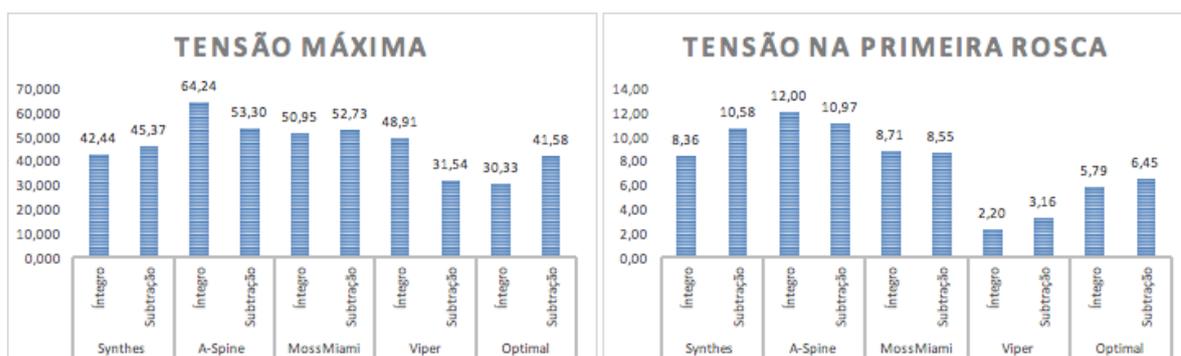


Figura 103 – Representação gráfica dos valores das tensões encontrados na região de contato do osso com o parafuso em ambos os cenários (subtração e íntegro). Valores em MPa (Mega Pascals).

4.3.2 Deslocamento

Os resultados para cada parafuso e seus cenários respectivos estão descritos na Tabela 13 e representados graficamente na Figura 104. No cenário com a vértebra íntegra o parafuso com maior e menor deslocamentos foram respectivamente o *Synthes* e *MossMiami*. Já no cenário com subtração o parafuso com maior deslocamento foi novamente o *Synthes* e com menor dois parafusos obtiveram os mesmos resultados *MossMiami*, e *Viper*.

Tabela 13 - Valores em micrômetros dos deslocamentos de cada parafuso nos modelos de vértebras íntegras e com subtração pedicular.

VALORES DE DESLOCAMENTO DOS PARAFUSOS					
Modelo	TIPOS DE PARAFUSOS				
	Synthes	A-Spine	MossMiami	Viper	Optimal
Íntegro (μM)	12,80	9,20	5,70	6,40	9,20
Subtração (μM)	24,60	11,80	7,80	7,80	11,90
Diferença	92,2%	28,3%	36,8%	21,9%	29,3%

A diferença percentual entre os parafusos com maior e menor deslocamento, no modelo de subtração, foi de 68,3%. Além, o parafuso que obteve a maior perda de estabilidade, por remoção do pedículo, foi o *Synthes* e a menor perda foi *Viper* (92,2% e 21,9% respectivamente).

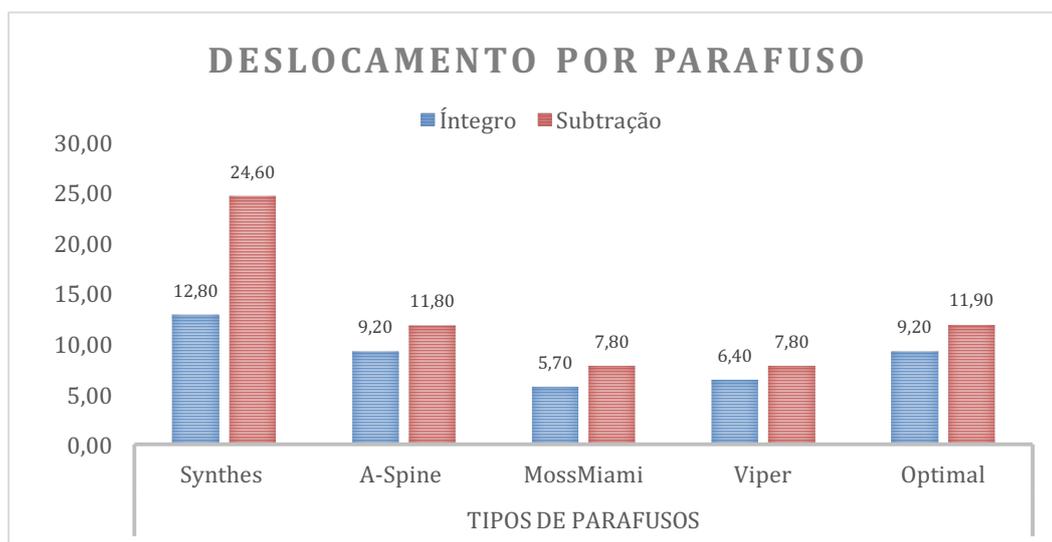


Figura 104 - Descrição gráfica dos deslocamentos de cada parafuso nos modelos de vértebras íntegras e com subtração pedicular. Valores em micrômetros.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Discute-se aqui uma possível técnica cirúrgica que leva à subtração pedicular, bem como os resultados encontrados.

5.1 VISÃO GERAL

A evolução no tratamento das doenças da coluna vertebral obtiveram um grande salto, desde a criação dos parafusos pediculares (ROY-CAMILLE et al., 1970). Os índices de falha, ou mesmo de morbi/mortalidade, diminuíram consideravelmente. Entretanto, complicações relacionadas aos implantes propriamente ditos, como quebra, frouxidão, substituíram as intercorrências anteriores, mas claro, em menor gravidade sob o ponto de vista clínico (COE et al., 1990; DAVNE; MYERS, 1992; DICKMAN et al., 1992; ESSES et al., 1993; WENG et al., 2002).

Inúmeros são os fatores relacionados com um bom resultado clínico e mecânico na instrumentação da coluna vertebral lombar. Cita-se fatores relacionados ao osso, como densidade, geometria da malha trabecular, e fatores mecânicos da estrutura óssea. Além, a técnica cirúrgica utilizada na introdução do parafuso faz com que surjam diferentes resultados clínicos. E por último, o desenho do parafuso (SHEA et al., 2014).

Algumas patologias tem registrado o uso de parafusos mais do que outras, um exemplo é a Estenose de Canal Lombar (ECL), é uma patologia frequentemente encontrada na clínica médica (SURI ET AL., 2010). Afeta mais os idosos e refere-se a um estreitamento de fora para dentro do canal que mantém todo o tecido neural da coluna (LEE; SCLAFANI, 2013). O termo estenose é derivado do grego antigo, e é mais bem traduzido como “estrito” (“ESTENOSE - DICIONÁRIO ONLINE DE PORTUGUÊS”, [S.D.]). Verbiest, 1950 declarou, referindo-se ao canal vertebral, como sendo um “estreitamento anormal de uma cavidade, capaz de produzir doença em seus constituintes internos. Os sintomas clínicos de dores lombares, com ou sem irradiação para os membros inferiores, juntamente com claudicação neurogênica, levam a suspeição clínica da doença (LEE; SCLAFANI, 2013). Essa tem sua confirmação relativa através de exames radiológicos, onde o canal vertebral estreitado é o seu maior achado (FITZGERALD; NEWMAN, 1976). Várias técnicas existem com a intenção de aliviar o sofrimento dos afetados por essa doença. Entretanto, apesar de todos os esforços, pacientes ainda apresentam uma qualidade de vida precária, sendo a cirurgia o método mais eficaz para pacientes gravemente acometidos (WEINSTEIN et al., 2006).

Estuda-se uma nova técnica na qual o processo de melhora possa ser mais duradouro, e talvez permanente. Este novo procedimento faz a descontinuidade e a separação do pedículo ao corpo vertebral (Figura 105). No entanto, quanto de instabilidade, à coluna vertebral sofre, é uma questão ainda não pesquisada.

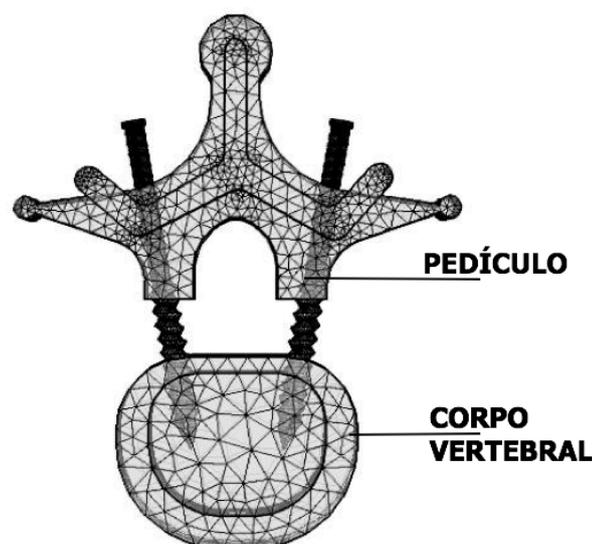


Figura 105 - Técnica cirúrgica em estudo, onde o pedículo é separado do corpo vertebral.

5.2 DISCUSSÃO DOS MÉTODOS

Existem vários métodos capazes de gerar respostas mecânicas de novas técnicas cirúrgicas. A mais antiga, e ainda de grande valor, é a forma mecânica *in vitro*, no qual retira-se vértebras de cadáveres ou mesmo de animais sacrificados para este fim. Recentemente, os métodos matemáticos tem apresentado uma maneira mais fácil, ética e menos controversa para obter-se dados físico-mecânicos de cargas e tensões, em quaisquer material estudado. Ademais, produz resultados compatíveis aos modelos mecânicos usuais.

Utilizou-se aqui o modelo de elementos finitos (MEF), para avaliar quanto da estabilidade do parafuso é perdida no momento em que se faz a subtração (termo aqui utilizado para demonstrar a desconexão desta estrutura, ao corpo vertebral).

Para realizar este estudo seguiu-se alguns passos nesta ordem, conforme literatura. Identificação das estruturas a serem modeladas (desenhadas virtualmente); modelagem das estruturas; aplicação de características a estas estruturas; interconexão e criação de parâmetros de movimento, carga e mobilidade; execução da ação e por fim pós-processamento (AMARITSAKUL et al., 2013; CHAZISTERGOS et al., 2006; CHOWDHARY et al., 2013; HANSSON et al., 2003; HSU et al., 2005; LEE et al., 2010; MACEDO et al., 2015; ZHANG et al., 2008).

O osso foi representado por um cilindro, com medidas suficientes para que a superfície deste não recebesse nenhuma influência mecânica da introdução do parafuso, nem mesmo quando cargas fossem aplicadas. Esta técnica utilizando-se do cilindro já é bem determinada na literatura científica (AMARITSAKUL et al., 2013; CHAZISTERGOS et al., 2006; SHIH et al., 2015).

Os parafusos precisavam representar os diferentes desenhos encontrados no mercado de próteses mundial, assim utilizou-se os modelos de Amaritsakul et al. (2013). Estes são em número de 5, e estão bem descritos, quanto sua anatomia intrínseca e extrínseca.

As propriedades aplicadas as estruturas modeladas foram retiradas do estudo publicado por Bayraktar et al. (2004), por representar a forma mais moderna de descrever as características do osso trabecular através de nanoindentação (HOFFLER et al., 2005), e por ser referenciado por vários autores nesta área, como serem seus valores representativos (CAMPOLI et al., 2014; EBERLE et al., 2013; GIAMBINI et al., 2015; HELGASON et al., 2008). Vale ressaltar que o cilindro, para representar o local onde o parafuso entra em contato

com os diferentes de modelos ósseos, foi dividido em região pedicular e corpo vertebral (AMARITSAKUL et al., 2013; CHAZISTERGOS et al., 2006; SHIH et al., 2015).

As regras, para a aplicação dos testes, foram definidas a partir de modelos simulando a relação osso-parafuso. Os modelos seguiram o princípio de materiais lineares isotrópicos tetraédricos (MALANDRINO; PLANELL; LACROIX, 2009; NOAILLY et al., 2007; SCHMIDT et al., 2013; SHIRAZI-ADL; PARNIANPOUR, 2000) com malha grosseira e refinada, sem atrito entre o parafuso e o osso (AMARITSAKUL; CHAO; LIN, 2013; CHAZISTERGOS; FERENTINOS, 2006; CHOWDHARY et al., 2013; DU et al., 2015; HANSSON; WERKE, 2003; HSU et al., 2005; MACEDO et al., 2015). A aplicação da carga ficou definida em 500N por ser a média dos resultados dos testes de arrancamentos que são encontrados em modelos mecânicos físicos (ABSHIRE et al., 2001; GILBERT et al., 1993; PATEL et al., 2010).

5.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Inicialmente, como meio de discutir os resultados, há de se levar em conta dois princípios básicos sobre fixação de parafusos em qualquer estrutura de propriedade isotrópica e obedecendo somente resultados encontrados na porção linear (elástica) da curva tensão-deformação.

Primeiramente quanto maior a capacidade de difundir as tensões dentro de um sistema maior será a capacidade de fixação definitiva deste. Já que ter-se-á, nesta situação, menor chance de quebra e arrancamentos (NORTON et al., 2006). A tensão não é simétrica em todo o arcabouço implante-furo, e sim variável, de acordo com o tipo de carga exercida, desenho do parafuso e propriedade do material a ser implantado (BEER et al., 2014). Desta forma, um parafuso pode obter valores máximos menores de tensão, mas em um local específico ser excessivo e causar falha, ou o contrário.

Outro princípio importante, refere-se ao deslocamento. A associação parece lógica, quanto maior o deslocamento, maior será a chance de falha, mas há outros fatores associados. Aqui, o principal alvo é o material onde o furo será realizado, já que muito se resume ao Módulo de Elasticidade (E) e ao componente linear ou elástico deste. Materiais com E reduzido e uma fase linear maior, conseguem suportar deformidades ampliadas e no momento da retirada da tensão, retornarem ao estado inicial sem nenhuma deformação definitiva (BEER et al., 2014; NORTON et al., 2006).

O osso responde parcialmente a estes dois princípios, mas com algumas particularidades. Existe o osso cortical e o trabecular, o primeiro obedece muito a um padrão isotrópico, por sua matriz ter propriedades maciças (COWIN et al., 2003; RHO et al., 1999). Já o osso trabecular é particular por dois motivos, um por ter uma malha trabecular barras e hastes (Figura 1Figura 12), e, entre as trabéculas, há um tecido conectivo celular (com outras propriedades mecânicas) e que influem no contexto de fixação de um parafuso (CARTER et al., 1977).

Estas particularidades complicam muito o entendimento do comportamento de uma ligação osso-parafuso, ainda mais que existe uma outra variável mais complexa ainda, e até o momento, não estudada, a osteointegração tardia.

É bem descrito na literatura o efeito de que cargas tensionais fisiológicas possam estimular células mesenquimais ósseas (promotoras de crescimento ósseo) (GRABER et al., 2011; MASELLA et al., 2006; PROFFIT et al., 2006). Assim, de uma certa forma, tensões existentes nos parafusos apresentam um potencial benéfico para que uma fixação tardia ocorra, e ainda mais resistente, do que a alcançada na introdução do implante.

Em relação às tensões encontradas nesta dissertação, os resultados mostram, em primeiro lugar, que os modelos não alcançaram o ponto de tensão de escoamento como já referendado por Bayraktar et al. (2004). Este autor relata que no osso trabecular o escoamento ocorre quando os níveis são superiores a 87.52MPa. O parafuso que alcançou maior tensão foi o *A-Spine* quando o pedículo ainda estava presente (64.24MPa).

Outro dado interessante é que a tensão máxima foi maior nos parafusos com pedículo do que sem. Poder-se-ia esperar, analisando em primeira mão, que o resultado óbvio fosse o inverso, mas quando se amplia o entendimento às características do osso trabecular e seu *E*, entende-se, que por ser este um material mais maleável do que o osso pedicular, levará a um estado de menor tensão para deformar a mesma quantidade, explicando este fator.

Sobre o deslocamento, ficou bem evidente que a perda do pedículo foi importante para um aumento em 47% no deslocamento médio dos parafusos. Além, houve uma grande diferença entre os tipos de parafusos no quanto o pedículo é importante. O parafuso *Synthes* foi o que mais sofreu com a remoção (92.2%) já o parafuso *Viper* o que menor teve comprometimento (21.9%).

5.4 CONCLUSÃO

Este trabalho conseguiu alcançar os objetivos propostos. Primeiro, já que mostrou uma clara diferença de fixação, medidos através da tensão e do deslocamento, diferenciado entre os modelos com e sem o pedículo. Depois, quantificou quanto da estabilidade é perdida, através do grau de deslocamento entre os dois modelos, e, por fim, conseguiu estipular diferenças entre os parafusos em ambos os modelos de vértebras.

Inicialmente viu-se que o pedículo exerce grande influência na transmissão das cargas entre o parafuso e o tecido ósseo. No entanto, esta mudança estrutural não acarreta que o ponto de tensão de escoamento seja alcançado, mesmo variando o desenho dos parafusos. Este resultado é importante pois não invalida que novos parafusos possam ser construídos somente para a técnica da subtração pedicular.

Depois, conclui-se que, o pedículo traz uma perda média na fixação do parafuso em torno de 47%, medidos através do aumento do deslocamento do implante. E que o desenho do parafuso exerce grande influência já que esta perda pode ser quase 100% ou menos que um terço.

Quando forem desenvolvidos parafusos especificamente para a técnica do pedículo flutuante, esta dissertação será de grande valia, já que prevê características que poderão atrapalhar ou influenciar na fixação do implante.

6 TRABALHOS FUTUROS

Fica como sugestão para trabalhos futuros os seguintes questionamentos:

- Qual a influência de cada estrutura intrínseca ou extrínseca do parafuso, de forma isolada, na estabilização do implante, quando o pedículo vertebral é removido?
 - Neste quesito, poder-se-ia desenhar parafusos variando somente uma variável de cada vez e repetir os testes de arrancamento sucessivamente. Desta forma, efeitos secundários seriam dirimidos.
- O padrão encontrado através de MEF é o mesmo obedecido em vértebras de animais?
 - Vértebras humanas são difíceis de serem obtidas, visto que devem lidar com disponibilidade, serem frescas, e precisem de autorização de órgão de comissão de ética. Vértebras de suínos, abatidos em frigoríficos, são uma grande opção, já que ultrapassa as barreiras necessárias para tecidos humanos, e são uma opção com validade alcançada na literatura. Estas poderiam confirmar ou refutar o padrão encontrado nos MEF.
- Os testes de arrancamento podem não simular as cargas fisiológicas diárias, assim o teste de Carga Cíclica é opção. Esta nova metodologia mudaria o resultado?
 - Já existem trabalhos com MEF utilizando testes com Carga Cíclica, estes poderiam ser aplicados com a técnica do Pedículo Flutuante. Ademais testes com vértebras suínas, da mesma forma, poderiam trazer maiores informações.
- Os parafusos são, de forma isolado, conseguirão dar segurança para a técnica do Pedículo Flutuante?
 - Talvez haja necessidade de se desenvolver novas tecnologias para que a fixação seja eficiente a longo prazo.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABSHIRE, B. B. et al. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 1, n. 6, p. 408–14, 2001.

AGHAYEV, K. et al. Feasibility and biomechanical performance of a novel transdiscal screw system for one level in non-spondylolisthetic lumbar fusion: an in vitro investigation. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 14, n. 4, p. 705–13, abr. 2014.

AKKOCAOGLU, M. et al. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: A human cadaver study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 16, n. 2, p. 202–209, 2005.

AMADIO, A. C. et al. **Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano : Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição**. [s.l: s.n.]. v. 3

AMARITSAKUL, Y.; CHAO, C.-K.; LIN, J. Multiobjective optimization design of spinal pedicle screws using neural networks and genetic algorithm: mathematical models and mechanical validation. **Computational and mathematical methods in medicine**, v. 2013, p. 462875, 2013.

AMBATI, D. V et al. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion : a finite element study. **The Spine Journal**, 2014.

ASHMAN, R. B. et al. Mechanical testing of spinal instrumentation. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 227, p. 113–25, 1988.

ASHMAN, R. B. et al. In Vitro Spinal Arthrodesis Implant Mechanical Testing Protocols. **Journal of Spinal Disorders**, v. 2, n. 4, p. 274–281, 1989.

ASNIS, S. E. et al. Cancellous bone screw thread design and holding power. **Journal of orthopaedic trauma**, v. 10, n. 7, p. 462–9, jan. 1996.

BANTA, C. J. et al. Measurement of effective pedicle diameter in the human spine. **Orthopedics**, v. 12, n. 7, p. 939–942, jul. 1989.

BARBER, J. W. et al. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? **Journal of spinal disorders**, v. 11, n. 3, p. 215–20, 1998.

BAROUD, G. et al. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: A finite-element study. **European Spine Journal**, v. 12, n. 4, p. 421–426, 2003.

BARTLEY, M. H. et al. The relationship of bone strength and bone quantity in health, disease, and aging. **Journal of gerontology**, v. 21, n. 4, p. 517–21, out. 1966.

BATHE, K. **Finite Element Procedures**. [s.l.] Prentice Hall, 2006.

BAUER, J. S. et al. Prediction of bone strength by μ CT and MDCT-based finite-element-models: how much spatial resolution is needed? **European journal of radiology**, v. 83, n. 1, p. e36–42, jan. 2014.

- BAUM, T. et al. Osteoporosis imaging: effects of bone preservation on MDCT-based trabecular bone microstructure parameters and finite element models. **BMC Medical Imaging**, v. 15, n. 1, p. 22, 2015.
- BAYRAKTAR, H. H. et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 1, p. 27–35, jan. 2004.
- BECKER, S. et al. Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. **European Spine Journal**, v. 17, n. 11, p. 1462–1469, 2008.
- BEER, F. P. et al. **Mechanics of Materials**. 7th. ed. [s.l: s.n.]. v. 41
- BELL, G. H. et al. Variations in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. **Calcified tissue research**, v. 1, n. 1, p. 75–86, jan. 1967.
- BEVEVINO, A. J. et al. Systematic review and meta-analysis of minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion rates performed without posterolateral fusion. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 21, n. 10, p. 1686–1690, 2014.
- BIANCO, R.-J. et al. Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. **Journal of spinal disorders & techniques**, 29 jul. 2014.
- BOARD, D. et al. **Biomechanics of the aging spine** Biomedical Sciences Instrumentation. **Anais...**2006
- BOGDUK, N. **Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum**. 5th. ed. [s.l: s.n.].
- BOSTELMANN, R. et al. Effect of augmentation techniques on the failure of pedicle screws under cranio-caudal cyclic loading. **European Spine Journal**, 2015.
- BOUCHER, H. H. A method of spinal fusion. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 41-B, p. 248–259, 1959.
- BOUXSEIN, M. L.; SEEMAN, E. Quantifying the material and structural determinants of bone strength. **Best practice & research. Clinical rheumatology**, v. 23, n. 6, p. 741–53, dez. 2009.
- BRANTLEY, A. G. U. et al. The Effects of Pedicle Screw Fit. **Spine**, v. 19, n. 15, p. 1752–1758, 1994a.
- BRANTLEY, A. G. U. et al. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**, v. 19, n. 15, p. 1752–8, 1 ago. 1994b.
- BRASILIANSE, L. B. C. et al. Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines. **Spine Journal**, v. 13, n. 8, p. 947–956, 2013.
- BREKELMANS, W. A; POORT, H. W.; SLOOFF, T. J. A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. **Acta Orthop Scand Scandinavica**, v. 43, n. 5, p. 301–317, 1972.
- BRIDWELL, K. H. Decision making regarding Smith-Petersen vs. pedicle subtraction osteotomy vs. vertebral column resection for spinal deformity. **Spine**, v. 31, n. 19 Suppl, p.

S171–8, 1 set. 2006.

BRODKE, D. S. et al. Segmental pedicle screw fixation or cross-links in multilevel lumbar constructs. a biomechanical analysis. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 1, n. 5, p. 373–9, 2001.

BROMLEY, R. G. et al. Quantitative histological study of human lumbar vertebrae. **Journal of gerontology**, v. 21, n. 4, p. 537–43, out. 1966.

BUSSCHER, I. et al. Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine. **European Spine Journal**, v. 19, p. 1104–1114, 2010.

CAMPOLI, G. et al. Effects of densitometry , material mapping and load estimation uncertainties on the accuracy of patient-specific finite-element models of the scapula
Effects of densitometry , material mapping and load estimation uncertainties on the accuracy of patient-s. 2014.

CARTER, D. R.; HAYES, W. C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 59, n. 7, p. 954–62, 1 out. 1977.

CHAO, C.-K. et al. Increasing Bending Strength and Pullout Strength in Conical Pedicle Screws: Biomechanical Tests and Finite Element Analyses. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 21, n. 2, p. 130–138, abr. 2008.

CHAPMAN, J. R. et al. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. **Journal of biomechanical engineering**, v. 118, n. 3, p. 391–8, ago. 1996.

CHATZISTERGOS, P. E.; SAPKAS, G.; KOURKOULIS, S. K. The influence of the insertion technique on the pullout force of pedicle screws: an experimental study. **Spine**, v. 35, n. 9, p. E332–7, 20 abr. 2010.

CHAZISTERGOS, P.; FERENTINOS, G. Investigation of the Behaviour of the Pedicle Screw-Vertebral Bone Complex, When Subjected to Pure Pull-Out Loads. **2006 International ...**, n. 1, 2006.

CHEN, C. S. et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. **Medical engineering & physics**, v. 23, n. 7, p. 483–491, 2001.

CHEN, L.-H. et al. Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 12, p. 33, jan. 2011.

CHO, W.; CHO, S. K.; WU, C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 92, n. 8, p. 1061–5, ago. 2010.

CHOI, K. et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 11, p. 1103–13, jan. 1990.

CHOI, W.; LEE, S.; KIM, J. **Assessment of pullout strengths of various pedicle screw designs in relation to the changes in the bone mineral density.** Paper presented at 49th

- Annual Meeting of the Orthopedic Research Society. **Anais...**Dallas - TX: [s.d.]
- CHOWDHARY, R. et al. Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration--an FEA study. **Implant dentistry**, v. 22, n. 1, p. 91–6, fev. 2013.
- CLAVERT, P. et al. Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone. **Surgical and radiologic anatomy : SRA**, v. 28, n. 6, p. 581–7, dez. 2006.
- CLOUGH, R. W. **The finite element method in plane stress analysis**Proceedings of the 2nd Conference on Electronic Computation of American Society of Civil Engineers. **Anais...**1960
- COE, J. D. et al. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. **Spine**, v. 15, n. 9, p. 902–7, set. 1990.
- Contact stiffness calculation — LS-DYNA Support.** Disponível em: <<http://www.dynasupport.com/tutorial/contact-modeling-in-ls-dyna/contact-stiffness-calculation>>. Acesso em: 3 maio. 2016.
- COOK, S. D. et al. Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an expansive pedicle screw design. **Journal of spinal disorders**, v. 13, n. 3, p. 230–6, 2000.
- COOK, S. D. et al. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 4, n. 4, p. 402–8, 2004.
- COWIN, S.; TELEGA, J. **Bone Mechanics Handbook, 2nd Edition.** - . [s.l: s.n.]. v. 56
- DAFTARI, T. K.; HORTON, W. C.; HUTTON, W. C. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. **Journal of spinal disorders**, v. 7, n. 2, p. 139–45, abr. 1994.
- DAVNE, S. H.; MYERS, D. L. Complications of lumbar spinal fusion with transpedicular instrumentation. **Spine**, v. 17, n. 6 Suppl, p. S184–9, jun. 1992.
- DECOSTER, T. A. et al. **Optimizing bone screw pullout force****Journal of Orthopaedic Trauma**, 1990. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2358933>>
- DEFINO, H. L. A. et al. Mechanical Performance of Cylindrical and Dual-Core Pedicle Screws After Repeated Insertion. **Spine**, v. 37, n. 14, p. 1187–1191, 2012.
- DENIS, F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. **Spine**, v. 8, n. 8, p. 817–31, jan. 1983.
- DENOZIÈRE, G.; KU, D. N. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 4, p. 766–775, jan. 2006.
- DICKMAN, C. A et al. Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases. **Journal of neurosurgery**, v. 77, n. 6, p. 860–70, dez. 1992.

DREISCHARF, M. et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 8, p. 1757–66, 3 jun. 2014.

DU, Q. et al. Quantitative Ultrasound Measurements of Bone Quality in Female Adolescents with Idiopathic Scoliosis Compared To Normal Controls. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, n. 200, 2015.

DUNNILL, M. S.; ANDERSON, J. A.; WHITEHEAD, R. Quantitative histological studies on age changes in bone. **The Journal of pathology and bacteriology**, v. 94, n. 2, p. 275–91, out. 1967.

EBERLE, S.; GÖTTLINGER, M.; AUGAT, P. An investigation to determine if a single validated density-elasticity relationship can be used for subject specific finite element analyses of human long bones. **Medical engineering & physics**, v. 35, n. 7, p. 875–83, jul. 2013.

ESSES, S. I.; SACHS, B. L.; DREYZIN, V. Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members. **Spine**, v. 18, n. 15, p. 2231–8; discussion 2238–9, nov. 1993.

Estenose - Dicionário Online de Português. Disponível em: <<http://www.dicio.com.br/estenose/>>. Acesso em: 23 nov. 2015.

FAGAN, M. J.; JULIAN, S.; MOHSEN, A M. Finite element analysis in spine research. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine**, v. 216, n. 5, p. 281–298, 2002.

FERGUSON, S. J.; ITO, K.; NOLTE, L. P. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 2, p. 213–221, 2004.

FITZGERALD, J. A.; NEWMAN, P. H. Degenerative spondylolisthesis. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 58, n. 2, p. 184–92, maio 1976.

FUH, L.-J. et al. Biomechanical Investigation of Thread Designs and Interface Conditions of Zirconia and Titanium Dental Implants with Bone: Three-Dimensional Numeric Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 2, p. e64–e71, mar. 2013.

GALLAIS M, J. M. Architecture interieure des vertebres (statique et physiologie de la colonne vètrale). **Rev Chirurgie**, v. 63, p. 687–708, 1925.

GARZA, D. E. L. A; GUZM, Á. N.; MORPHOMETRY, L. S. Morphometry of Pedicle and Vertebral Body in a Mexican Population by CT and Fluroscopy Morfometr í a del Cuerpo Vertebral y Ped í culo en una. **International Journal of Morphology**, v. 27, n. 4, p. 1299–1303, 2009.

GAUSEPOHL, T. et al. Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. **Injury**, v. 32 Suppl 4, p. SD1–7, 2001.

GELALIS, I. D. et al. Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques. **European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the**

- Cervical Spine Research Society**, v. 21, n. 2, p. 247–55, fev. 2012.
- GIAMBINI, H. et al. The Effect of Quantitative Computed Tomography Acquisition Protocols on Bone Mineral Density Estimation. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 137, n. November, p. 1–6, 2015.
- GIBSON, L. J. The mechanical behaviour of cancellous bone. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 5, p. 317–328, 1985.
- GIBSON, L. J. Cellular Solids. **MRS Bulletin**, v. 28, n. 04, p. 270–274, 2003.
- GILBERT, S. G. et al. Relation of vertebral bone screw axial pullout strength to quantitative computed tomographic trabecular bone mineral content. **Journal of spinal disorders**, v. 6, n. 6, p. 513–21, dez. 1993.
- GILBERTSON, L. G. et al. Finite Element Methods in Spine Biomechanics Research. **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, v. 23, n. 5-6, p. 411–473, 1995.
- GLASSMAN, S. D. et al. A prospective analysis of intraoperative electromyographic monitoring of pedicle screw placement with computed tomographic scan confirmation. **Spine**, v. 20, n. 12, p. 1375–9, 15 jun. 1995.
- GOTO, K. et al. Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 7, n. 2, p. 243–246, 2002.
- GRABER, L. W.; VANARSDALL, R. L.; VIG, K. W. L. **Orthodontics: Current Principles and Techniques**. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2011.
- GRABINER, M. D. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System Medicine & Science in Sports & Exercise**, 1998.
- HALAWA, M. et al. The shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface. **Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery**, v. 92, n. 1, p. 19–30, 1978.
- HALVORSON, T. L. et al. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. **Spine**, v. 19, n. 21, p. 2415–2420, 1994.
- HANSSON, S.; WERKE, M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 9, p. 1247–1258, set. 2003.
- HARRY N. HERKOWITZ MD, JIRÍ DVORÁK MD, GORDON R. BELL MD, MARGARETA NORDIN DIRSCI, D. G. M. (EDITOR). **The Lumbar Spine: Official Publication of the International Society for the Study of the Lumbar Spine**. [s.l.: s.n.].
- HELGASON, B. et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 2, p. 135–46, fev. 2008.
- HELGESON, M. D. et al. Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection. **Spine Journal**, v. 13, n. 8, p. 957–965, 2013.

HERBERT, T. J.; FISHER, W. E. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 66, n. 1, p. 114–23, 1984.

HERKOWITZ, HARRY N.; GARFIN, S. R. . **The Spine (Rothman-Simeone)**. Sixth ed. Philadelphia: [s.n.].

HERKOWITZ, H. N. et al. **Rothman-Simeone The Spine: Expert Consult**. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2011.

HIRANO, T. et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**, v. 22, n. 21, p. 2504–2509; discussion 2510, 1 nov. 1997.

HOFFLER, C. E. et al. **Evaluation of bone microstructural properties: effect of testing conditions, depth, repetition, time delay and displacement rate - University of Michigan - SciVal Experts 4.6**. Disponível em: <<http://www.experts.umich.edu/pubDetail.asp?t=&id=30717285&>>. Acesso em: 24 mar. 2016.

HOFFLER, C. E. et al. An application of nanoindentation technique to measure bone tissue lamellae properties. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 127, n. 7, p. 1046–1053, 2005.

HOU, F. J. et al. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 11, p. 1009–1015, 1998.

HSU, C.-C. et al. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: Biomechanical tests and finite element analyses. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 23, n. 4, p. 788–794, jul. 2005.

HUTTON, D. V. **Fundamentals of Finite Element Analysis**. [s.l.: s.n.].

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MCLAIN, R. F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 4, n. 5, p. 513–8, 2004.

J.A.S. Stress and strain in bones: Their relation to fractures and osteogenesis. **American Journal of Orthodontics**, v. 44, n. 10, p. 799, 1 out. 1958.

JENSEN, K. S.; MOSEKILDE, L.; MOSEKILDE, L. A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties. **Bone**, v. 11, n. 6, p. 417–423, 1990.

K HASEGAWA, H E TAKAHASHI, S UCHIYAMA, T HIRANO, T HARA, T WASHIO, T SUGIURA, M YOUKAICHIYA, M. I. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. **Spine**, v. 22, n. 9, p. 958–963, 1997.

KARAMI, K. J. et al. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth effect on screw stability under cyclic loading and subsequent pullout. **Journal of spinal disorders & techniques**, v. 28, n. 3, p. E133–9, abr. 2015.

KELLER, T. S. et al. Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degeneration. **Spine**, v. 14, n. 9, p. 1012–9, set. 1989.

- KEYAK, J. H. et al. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. **Journal of biomechanics**, v. 31, p. 125–133, 1998.
- KIM, Y. Y.; CHOI, W. S.; RHYU, K. W. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities — an ex vivo biomechanical study. **The Spine Journal**, v. 12, n. 2, p. 164–168, 2012.
- KINER, D. W. et al. Biomechanical analysis of different techniques in revision spinal instrumentation: larger diameter screws versus cement augmentation. **Spine**, v. 33, n. 24, p. 2618–2622, 2008.
- KING, D. Internal Fixation for Lumbosacral Fusion. **J Bone Joint Surg Am**, v. Hot Spring, n. Read at the Annual Meeting of The American Orthopaedic Association, p. 560–578, 1947.
- KLEEMAN, B. C. et al. Holding power and reinforcement of cancellous screws in human bone. **Clin Orthop Relat Res**, n. 284, p. 260–266, 1992.
- KO, C.-C.; DOUGLAS, W. H.; CHENG, Y.-S. **Intrinsic mechanical competence of cortical and trabecular bone measured by nanoindentation and microindentation probes** American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED. **Anais...**1995Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0029229426&partnerID=40&md5=490f0cf9c358eddf27b14cd42cf366d0>>
- KRAG, M. H. et al. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. **Journal of spinal disorders**, v. 1, n. 4, p. 287–94, 1988.
- KRENN, M. H. et al. Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation. **Journal of neurosurgery. Spine**, v. 9, n. 1, p. 90–5, jul. 2008.
- KUENY, R. A. et al. Influence of the screw augmentation technique and a diameter increase on pedicle screw fixation in the osteoporotic spine: pullout versus fatigue testing. **European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society**, 1 ago. 2014.
- KURUTZ, M. Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine. In: **Finite Element Analysis**. [s.l: s.n.]. p. 209–36.
- KWOK, A. W. et al. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. **Spine**, v. 21, n. 21, p. 2429–2434, 1 nov. 1996.
- LADD, A. J. C. et al. Finite-element modeling of trabecular bone: Comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 16, n. 5, p. 622–628, 1998.
- LEE, C.-C. et al. Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. **Journal of Dental Sciences**, v. 5, n. 3, p. 156–165, set. 2010.
- LEE, Y.-P.; SCLAFANI, J. Lumbar iatrogenic spinal instability. **Seminars in Spine Surgery**, v. 25, n. 2, p. 131–137, jun. 2013.
- LIN, L. C.; CHEN, H. H.; SUN, S. P. **A biomechanical study of the cortex-anchorage**

vertebral screw Clinical Biomechanics. **Anais...**2003

LINDAHL, O. Mechanical properties of dried defatted spongy bone. **Acta orthopaedica Scandinavica**, v. 47, n. 1, p. 11–9, fev. 1976.

LITTLE, J. P. et al. Are coupled rotations in the lumbar spine largely due to the osseoligamentous anatomy? – A modelling study. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 11, n. 2, p. 214–214, 25 abr. 2008.

MACEDO, A. P. et al. Biomechanical Evaluation of a Spinal Screw Fixation System by the Finite Element Method. **Int. J. Morphol.**, v. 33, n. 1, p. 318–326, 2015.

MAHAR, A. T. et al. Biomechanics of cantilever “plow” during anterior thoracic scoliosis correction. **Spine Journal**, v. 6, n. 5, p. 572–576, 2006.

MAHMOUD, A. et al. Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 93, n. 2, p. 183–188, 2005.

MAI, H. T. et al. Differences in bone mineral density of fixation points between lumbar cortical and traditional pedicle screws. **The Spine Journal**, p. 1–7, 2015.

MALANDRINO, A.; PLANELL, J. A.; LACROIX, D. Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 16, p. 2780–2788, 2009.

MASELLA, R. S.; MEISTER, M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics**, v. 129, n. 4, p. 458–68, abr. 2006.

MATSUKAWA, K. et al. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 23, n. 4, p. 471–478, out. 2015.

MCBROOM, R. J. et al. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 67, n. 8, p. 1206–14, out. 1985.

MCLAIN, R. F. et al. The effect of bone quality on pedicle screw loading in axial instability. A synthetic model. **Spine**, v. 22, n. 13, p. 1454–60, 1997.

MEHTA, H. et al. Clinical Biomechanics Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model. **JCLB**, v. 27, n. 3, p. 234–240, 2012.

MESSERER, O. **Über Elaslicitat und Festigkeit der Menschlichen Knochen**. Stuttgart: J. C. Cottaschen Buch--handling, 1880.

MIGLIORATI, M. et al. Thread shape factor: Evaluation of three different orthodontic miniscrews stability. **European Journal of Orthodontics**, v. 35, n. 3, p. 401–405, 2013.

MIGLIORATI, M.; SIGNORI, A.; SILVESTRINI BIAVATI, A. Temporary anchorage device stability: An evaluation of thread shape factor. **European Journal of Orthodontics**, v. 34, n. 5, p. 582–586, 2012.

MISENHIMER, G. R. et al. Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. **Spine**, v. 14, n. 4, p. 367–72, abr. 1989.

MOHAMAD, F. et al. Biomechanical comparison of the screw-bone interface: optimization of 1 and 2 screw constructs by varying screw diameter. **Spine**, v. 31, n. 16, p. E535–9, 2006.

MOORE, D. C. et al. Restoration of pedicle screw fixation with an in situ setting calcium phosphate cement. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 22, n. 15, p. 1696–1705, 1997.

MULLENDER, M. G. et al. Osteocyte density and histomorphometric parameters in cancellous bone of the proximal femur in five mammalian species. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 14, n. 6, p. 972–9, nov. 1996.

MUMMANENI, P. V et al. Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae. **Journal of spinal disorders & techniques**, v. 15, n. 1, p. 64–8, fev. 2002.

MYERS, B. S. et al. The role of imaging and in situ biomechanical testing in assessing pedicle screw pull-out strength. **Spine**, v. 21, n. 17, p. 1962–8, 1996.

NASA Releases Classic Software To Public Domain. Disponível em: <<http://web.archive.org/web/20011103023757/http://www.newsbytes.com/news/01/171514.html>>. Acesso em: 17 maio. 2016.

NETTER, F. H. **Netter. Atlas de Anatomia Humana.** 6. ed. [s.l.: s.n.].

NOAILLY, J. et al. How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 11, p. 2414–25, jan. 2007.

NOAILLY, J.; LACROIX, D.; PLANELL, J. A. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. **Spine**, v. 30, n. 20, p. 2257–2264, 2005.

NORTON, R. L.; R. L.NORTON. **Machine Design: An Integrated Approach.** 3rd. ed. Pearson PrenticeHall, Upper Saddle River, NJ, USA: [s.n.]. v. 129

OBBERG, E. **Machinery's handbook.** New York USA: Industrial Press Inc., 1996.

OKUYAMA, K. et al. Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 1, n. 6, p. 402–407, 2001.

PANJABI, M. M. et al. Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. **Spine**, v. 17, n. 3, p. 299–306, mar. 1992.

PATEL, P. S. D.; SHEPHERD, D. E. T.; HUKINS, D. W. L. The effect of screw insertion angle and thread type on the pullout strength of bone screws in normal and osteoporotic cancellous bone models. **Medical Engineering and Physics**, v. 32, n. 8, p. 822–828, 2010.

PENNAL, G. F.; MCDONALD, G. A.; DALE, G. G. A method of spinal fusion using internal fixation. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 35, p. 86–94, jan. 1964.

- PEREY, O. Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine; an experimental biochemical investigation. **Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum**, v. 25, n. September 2015, p. 1–101, 1957.
- PFEIFFER, M. et al. In vitro testing of a new transpedicular stabilization technique. **European Spine Journal**, v. 6, n. 4, p. 249–255, 1997.
- POIATE, I. A. V. P. et al. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. **Brazilian oral research**, v. 23, n. 2, p. 161–8, 2009.
- PONNUSAMY, K. E. et al. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 11, n. 1, p. 54–63, jan. 2011.
- PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; SARVER, D. M. **Contemporary Orthodontics**. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2006.
- RANSOM, N.; LA ROCCA, S. H.; THALGOTT, J. The case for pedicle fixation of the lumbar spine. **Spine**, v. 19, n. 23, p. 2702–6, 1 dez. 1994.
- RENNER, S. M. et al. Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing and method. **Spine**, v. 29, n. 11, p. E212–6, 1 jun. 2004.
- RESNICK, D. K. et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 9: fusion in patients with stenosis and spondylolisthesis. **Journal of neurosurgery. Spine**, v. 2, n. 6, p. 679–85, jun. 2005a.
- RESNICK, D. K. et al. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 10: fusion following decompression in patients with stenosis without spondylolisthesis. **Journal of neurosurgery. Spine**, v. 2, n. 6, p. 686–91, jun. 2005b.
- RHO, J. Y. et al. Elastic properties of microstructural components of human bone tissue as measured by nanoindentation. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 45, n. 1, p. 48–54, 1999.
- RHO, J. Y.; TSUI, T. Y. ; PHARR, G. M. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. **Biomaterials**, v. 18, n. 20, p. 1325–1330, 1997.
- ROCKOFF, S. D.; SWEET, E.; BLEUSTEIN, J. The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae. **Calc Tiss Res**, v. 3, p. 163–175, 1969.
- ROHLMANN, A. et al. Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo. **Medical Engineering and Physics**, v. 19, n. 6, p. 539–546, 1997.
- ROHLMANN, A. et al. Loads on an internal spinal fixation device during sitting. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 8, p. 989–993, 2001.
- ROHLMANN, A. et al. Analysis of the Influence of Disc Degeneration on the Mechanical Behaviour of a Lumbar Motion Segment Using the Finite Element Method. **J Biomech**, v. 39, n. 13, p. 2484–2490, 2006.

- ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; BERGMANN, G. Effect of total disc replacement with ProDisc on intersegmental rotation of the lumbar spine. **Spine**, v. 30, n. 7, p. 738–743, 2005.
- ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; BERGMANN, G. Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty. **European Spine Journal**, v. 15, n. 8, p. 1255–1264, 2006.
- ROSNER, M. K. et al. Thoracic pedicle screw fixation for spinal deformity. **Neurosurgical focus**, v. 14, n. 1, p. e7, 2003.
- ROY-CAMILLE, R.; ROY-CAMILLE, M.; DEMEULENAERE, C. Osteosynthesis of dorsal, lumbar, and lumbosacral spine with metallic plates screwed into vertebral pedicles and articular apophyses. **La Presse médicale**, v. 78, n. 32, p. 1447–8, jun. 1970.
- ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 203, p. 7–17, fev. 1986.
- ROY, M. et al. Variation of young's modulus and hardness in human lumbar vertebrae measured by nanoindentation. **American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED**, v. 33, p. 385–386, 1996.
- ROYLANCE, D. Stress-Strain Curves. **MIT Department of Material Science and Engineering**, p. 1–14, 2001.
- SAMMARCO, G. J.; SCIOLI, M. W.; D, M. Metatarsal Osteotomy Using a Double-Threaded Compression Screw : An Adjunct to Revision Forefoot Surgery. 1989.
- SANTONI, B. G. et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws. **Spine Journal**, v. 9, n. 5, p. 366–373, 2009.
- SCHMIDT, H. et al. Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis. **European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society**, v. 21 Suppl 5, p. S663–74, jun. 2012.
- SCHMIDT, H. et al. Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 14, p. 2513–21, 27 set. 2013.
- SCHMIDT, H.; HEUER, F.; WILKE, H.-J. Which axial and bending stiffnesses of posterior implants are required to design a flexible lumbar stabilization system? **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 1, p. 48–54, jan. 2009.
- SCHREIBER, J. J. Hounsfield Units for Assessing Bone Mineral Density and Strength: A Tool for Osteoporosis Management. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v. 93, n. 11, p. 1057, 1 jun. 2011.
- SCHWAB, F. J. et al. Effects of spinal instrumentation on fusion of the lumbosacral spine. **Spine**, v. 20, n. 18, p. 2023–8, 15 set. 1995.
- SHAH, J. S.; JAYSON, M. I.; HAMPSON, W. G. Low tension studies of collagen fibres from ligaments of the human spine. **Annals of the rheumatic diseases**, v. 36, n. 2, p. 139–

45, 1977.

SHEA, T. M. et al. Designs and Techniques That Improve the Pullout Strength of Pedicle Screws in Osteoporotic Vertebrae: Current Status. **BioMed Research International**, v. 2014, p. 1–15, 2014.

SHI, G. [Stress analysis of artificial bionic knee joint based on UG6.0 NX NASTRAN]. **Sheng wu yi xue gong cheng xue za zhi = Journal of biomedical engineering = Shengwu yixue gongchengxue zazhi**, v. 31, n. 1, p. 128–31, fev. 2014.

SHI, L. et al. A study of low elastic modulus expandable pedicle screws in osteoporotic sheep. **Journal of spinal disorders & techniques**, v. 25, n. 2, p. 123–8, abr. 2012.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. **Mechanical Engineering Design**. [s.l: s.n.]. v. New York,

SHIH, K. S. et al. Comparison of the bending performance of solid and cannulated spinal pedicle screws using finite element analyses and biomechanical tests. **Medical Engineering and Physics**, v. 37, n. 9, p. 879–884, 2015.

SHIRAZI-ADL, A.; PARNIANPOUR, M. Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 10, p. 718–725, 2000.

SIDORENKO, I. et al. Assessing methods for characterising local and global structural and biomechanical properties of the trabecular bone network. **Current medicinal chemistry**, v. 18, n. 22, p. 3402–3409, 2011.

SILVA, M. J.; GIBSON, L. J. Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: Effects of age-related changes in microstructure. **Bone**, v. 21, n. 2, p. 191–199, 1997.

SKINNER, R. et al. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. **Spine**, v. 15, n. 3, p. 195–201, mar. 1990.

SOSHI, S. et al. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. **Spine**, v. 16, n. 11, p. 1335–41, nov. 1991.

STEVENS, R. Gray's Anatomy for Students. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**, v. 88, n. 5, p. 513–514, 2006.

SU, B. W. et al. An anatomical study of the mid-lateral pars relative to the pedicle footprint in the lower lumbar spine. **Spine**, v. 34, n. 13, p. 1355–62, 1 jun. 2009.

SUK, S.-I. Pedicle screw instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis: the insertion technique, the fusion levels and direct vertebral rotation. **Clinics in orthopedic surgery**, v. 3, n. 2, p. 89–100, jun. 2011.

SURI, P. et al. Does this older adult with lower extremity pain have the clinical syndrome of lumbar spinal stenosis? **JAMA : the journal of the American Medical Association**, v. 304, n. 23, p. 2628–36, 15 dez. 2010.

TAN, C.; FOK, M. Insertional torque and pullout strength of pedicle screws with or without repositioning: a porcine study. **Journal of Orthopaedic ...**, v. 22, n. 2, p. 224–

227, 2014.

TEYFIK, D.; BASGÜL, C. **The Pullout Performance of Pedicle Screws**. 1st. ed. New York, NY: Springer; 2015 edition, 2015.

The Vertebral Column- Joints- Vertebrae- Vertebral Structure. Disponível em: <<http://teachmeanatomy.info/back/bones/vertebral-column/>>. Acesso em: 29 dez. 2015.

THOMPSON, W. A. L.; RALSON, E. L. PSEUDARTHROSIS FOLLOWING SPINE FUSION. **J Bone Joint Surg Am**, v. 31, n. 2, p. 400–405, 1 abr. 1949.

TSAI, W.-C. et al. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 10, p. 44, jan. 2009.

TWOMEY, L.; TAYLOR, J. **Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column**. **Spine**, 1982.

VACCARO, A. R.; GARFIN, S. R. Internal fixation (pedicle screw fixation) for fusions of the lumbar spine. **Spine**, v. 20, n. 24 Suppl, p. 157S–165S, 15 dez. 1995.

VAN RIETBERGEN, B. et al. Relationships between bone morphology and bone elastic properties can be accurately quantified using high-resolution computer reconstructions. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 16, n. 1, p. 23–28, 1998.

VERBIEST, H. Primary stenosis of the lumbar spinal canal in adults, a new syndrome. **Nederlands tijdschrift voor geneeskunde**, v. 94, n. 33, p. 2415–33, 19 ago. 1950.

VILLAVICENCIO, A. T. et al. Unilateral and Bilateral Pedicle Screw Fixation in Transforaminal Lumbar Interbody Fusion: Radiographic and Clinical Analysis. **World neurosurgery**, 13 dez. 2014.

VISHNUHOTLA, S. et al. A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 11, n. 8, p. 777–81, ago. 2011.

WEAVER, J. K.; CHALMERS, J. Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 48, n. 2, p. 289–98, mar. 1966.

WEINSTEIN, J. N. et al. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. **Spine**, v. 13, n. 9, p. 1012–8, set. 1988.

WEINSTEIN, J. N. et al. Surgical vs nonoperative treatment for lumbar disk herniation: the Spine Patient Outcomes Research Trial (SPORT) observational cohort. **JAMA : the journal of the American Medical Association**, v. 296, n. 20, p. 2451–9, 22 nov. 2006.

WEINSTEIN, J. N.; RYDEVIK, B. L.; RAUSCHNING, W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 284, p. 34–46, nov. 1992.

WENG, X. et al. [Complications associated with the technique of pedicle screw fixation]. **Zhongguo yi xue ke xue yuan xue bao. Acta Academiae Medicinae Sinicae**, v. 24, n. 3,

p. 294–7, jun. 2002.

WHITE, A. A. M. M. P. **Clinical biomechanics of the spine**. Philadelphia: Lippincott, 1990.

WHITE, K. K. et al. Pullout strength of thoracic pedicle screw instrumentation: comparison of the transpedicular and extrapedicular techniques. **Spine**, v. 31, n. 12, p. E355–8, 2006.

WILLETT, K.; HEARN, T. C.; CUNCINS, A. V. Biomechanical testing of a new design for Schanz pedicle screws. **Journal of orthopaedic trauma**, v. 7, n. 4, p. 375–80, jan. 1993.

WITTENBERG, R. H. et al. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. **Spine**, v. 16, n. 6, p. 647–52, jun. 1991.

WITTENBERG, R. H. et al. A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. **Spine**, v. 17, p. S121–S128, 1992.

YAMAGATA, M. et al. Mechanical Stability of the Pedicle Screw Fixation Systems for the Lumbar Spine. **Spine**, v. 17, n. 3 Suppl, p. S51–54, 1992.

YAMAN, O.; DEMIR, T. The Pullout Strength Comparison of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae. p. 1–23, 2015.

YAO, W. et al. Restoring hearing using total ossicular replacement prostheses--analysis of 3D finite element model. **Acta oto-laryngologica**, v. 132, n. 2, p. 152–9, fev. 2012.

YAZU, M. et al. Efficacy of novel-concept pedicle screw fixation augmented with calcium phosphate cement in the osteoporotic spine. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 10, n. 1, p. 56–61, 2005.

YERBY, S. A.; EHTESHAMI, J. R.; MCLAIN, R. F. Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during in situ contouring. **Spine**, v. 22, n. 4, p. 376–81, 1997a.

YERBY, S. A.; EHTESHAMI, J. R.; MCLAIN, R. F. Loading of pedicle screws within the vertebra. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 9, p. 951–954, 1997b.

YOGANANDAN, N. et al. Mathematical and finite element analysis of spine injuries. **Critical reviews in biomedical engineering**, v. 15, n. 1, p. 29–93, 1987.

YOUNG, B. et al. Wheater's Functional Histology: A Text and Colour Atlas. **Churchill Livingstone**, p. 448, 2006.

YOUNG, H.; FREEDMAN, R. **University physics with modern physics**. [s.l: s.n.].

ZANDER, T. et al. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 8, p. 767–774, 2006.

ZANDER, T.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 135–142, fev. 2009.

ZERWEKH, J. E. et al. Fibrillar collagen-biphasic calcium phosphate composite as a bone

graft substitute for spinal fusion. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 10, n. 4, p. 562–72, jul. 1992.

ZHANG, Q. H. et al. Evaluation of load transfer characteristics of a dynamic stabilization device on disc loading under compression. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, n. 5, p. 533–538, 2009.

ZHANG, Q. H.; TEO, E. C. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 10, p. 1246–1256, dez. 2008.

ZHONG, Z.-C. et al. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. **Medical engineering & physics**, v. 28, n. 1, p. 90–8, jan. 2006.

ZINDRICK, M. R. et al. A Biomechanical Study of Intrapeduncular Screw Fixation in the Lumbosacral Spine. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. &NA;, n. 203, p. 99–112, fev. 1986.

8 ANEXOS

8.1 PUBLICAÇÕES E CONGRESSOS

Abstract Preview - Step 3/4

- print version -

Program: ISASS2016

Category: Clinical

Topic: Thoraco-Lumbar Degenerative

Title: The use of Artificial Intelligence as a Tool for the Diagnose and Treatment Guide for the Lumbar Spinal Stenosis.

Author(s): M. Oppermann¹, L. Mattos Brasil¹

Institute(s): ¹*Universidade de Brasília, Brasília, Brazil*

Text: The lumbar spinal stenosis (LSS) is a complex pathology with high incidence among people above 65 years old. Although been common in the medical practice, the correct diagnose is sometimes difficult to perform. The use of Artificial Intelligence (AI) models in medicine is common, although, in general, is unfamiliar for the majority of medical community. It has been used for decades in assistance in ICUs, image methods and electronic diagnostic devices, like EKG. Only recently in neurosurgery it has been utilized as a diagnostic tool. We aimed to use one of its language, Expert System, as a guide to help us classify the severity of clinical scenario and the radiological data, identify the probability for the patient being affected by the LSS and lately to conduct the therapeutic modality. Through a systematic literature review, focused in the clinical and radiological findings, together with all treatment modalities, it was possible to identify the complete environment of LSS patients, to answer four questions: a) Based on the clinical presentation, the patient has a mild, moderate or severe scenario?; b) Based on the radiological data, the patient can be classified having a mild, moderate or severe scenario?; c) What is the probability, based on the anamneses, the patient has LSS?; d) What is the best treatment to be offered? With the aid of a software using Expert System (Expert Sinta), we allocate all the variables and their values to orient the software to answer the four questions. It was possible to identify 657 scientific articles, however only 86 mentioned not only the variables but their occurrence probability or had full text availability. The clinical scenario was classified as mild, moderate or severe according to the VAS, presence of claudication, neurological symptoms and the Zurich symptom and physical scales. The radiological profile could also be divided in mild, moderate and severe with respect to the foramen, central canal, lateral recess areas and by presence of the sedimental sign. We could set the chance as improbable, low, relative and high probability, according to a new classification scale, created by us, using the presence or the absence of clinical scenarios as a gradiator. Lately, for the treatment we considered physiotherapy, spinal injections and surgery, as options. No patients with mild or severe clinical scenario were straight to surgery, at the same time, it was offered as a first choice for severe group. As conclusion, we were possible to classify the intensity the clinical and radiological scenario, create a probability index for LSS and offer the best treatment. We recommend the use, under medical supervision, in neurosurgery or orthopedic clinics as an adviser for patients with LSS.

Dear Dr. Brant Ross,

Your submission has been updated.

Submission Details

Contribution ID: 339

Type : Biomechanics

Title : Dynamic Performance of a Pedicle Screw in a Biomechanical Application

Author(s) : Araújo Silva, Alex Sandro; Ross, Brant; Oppermann, Marcelo

Presenting Author : Ross, Brant

Presenter's E-mail: brant.ross@motionport.com**Uploaded Files**

1st file : Dynamic_Perf_Pedicle_Screw_IMSD_v1a.pdf

Last Upload: 11th Dec 2015, 07:35:02pm EST

With best regards,
Your IMSD 2016 organizers.--
IMSD 2016
The Fourth Joint International Conference on Multibody System Dynamics
<http://www.cim.mcgill.ca/imsd2016>

18 Original Article | Artigo Original

Uso da inteligência artificial como armamento no diagnóstico e condução clínica da estenose de canal lombar

Use of Artificial Intelligence in Diagnosis and Clinical Conduct of Lumbar Spinal Stenosis

Marcelo Oppermann¹ Lourdes Mattos Brasil²

¹Neurocirurgia pela Escola Paulista de Medicina; responsável técnico do Instituto de Neurocirurgia Medullaris, Brasília; mestrando em engenharia biomédica na Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil
²Doutora em engenharia elétrica/sistemas de informação com ênfase em engenharia biomédica pela Universidade Federal de Santa Catarina e coordenadora da Pós-Graduação de Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil

Address for correspondence: Marcelo Oppermann, MD, Neurocirurgia, Escola Paulista de Medicina Instituto Medullaris, Brasília, DF 70910-900, Brazil (e-mail: MarceloOppermann@hotmail.com).

Arq Bras Neurocir 2016;35:18–30.

Resumo

A estenose do canal vertebral lombar (ECL) é uma patologia complexa, com alta incidência entre pessoas acima de 65 anos de idade. No entanto, o diagnóstico correto é, por vezes, difícil de ser confirmado. O uso de modelos de Inteligência Artificial (IA) na medicina é, em geral, desconhecida para a maioria da comunidade médica, mas tem sido usada há décadas na assistência em UTI, os métodos de imagem e dispositivos de diagnóstico eletrônico (ECG). Através de uma revisão sistemática da literatura, com foco nos achados clínicos e radiológicos, juntamente com todas as modalidades de tratamento, foi possível identificar o ambiente completo de pacientes LSS, para responder a quatro questões: (a) "Com base no quadro clínico, o paciente tem um, cenário moderado ou grave?"; (b) "Com base nos dados radiológicos, o paciente pode ser classificado com um cenário leve, moderado ou grave?"; (c) "Qual é a probabilidade, com base na anamnese, do paciente ter ECL?"; (d) "Qual é o melhor tratamento a ser oferecido?". +Com o auxílio de um software usando Sistema Especialista (Expert Sinta), uma linguagem de IA, alocamos todas as variáveis e seus valores para orientar o software responder às quatro perguntas. Foi possível identificar 657 artigos científicos, no entanto apenas 63 poderia mencionar não apenas as variáveis, mas a sua probabilidade de ocorrência ou teve disponibilidade texto completo. Foi possível classificar a intensidade do quadro clínico e radiológico, criar um índice de probabilidade para LSS e oferecer o melhor tratamento. Recomendamos o uso, sob supervisão

Palavras-Chave

- ▶ estenoses de canal lombar
- ▶ inteligência artificial
- ▶ sistema especialista
- ▶ diagnóstico
- ▶ tratamento

received
July 6, 2015
accepted
October 21, 2015
published online
December 28, 2015DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0035-1570364>.
ISSN 0103-5355.

Copyright © 2016 by Thieme Publicações Ltda, Rio de Janeiro, Brazil

License terms

