

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Tiago de Oliveira Martins

**MODELAGEM NUMÉRICA E SIMULAÇÃO VIRTUAL DA COLUNA VERTEBRAL
CERVICAL HUMANA UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS E A TÉCNICA DE
MÚLTIPLOS CORPOS**

Belo Horizonte
2016

Tiago de Oliveira Martins

**MODELAGEM NUMÉRICA E SIMULAÇÃO VIRTUAL DA COLUNA VERTEBRAL
CERVICAL HUMANA UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS E A TÉCNICA DE
MÚLTIPLOS CORPOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos
Vimieiro

Belo Horizonte

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

M386m Martins, Tiago de Oliveira
Modelagem numérica e simulação virtual da coluna vertebral cervical humana utilizando elementos finitos e a técnica de múltiplos corpos / Tiago de Oliveira Martins. Belo Horizonte, 2016.
67 f.: il.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

1. Coluna vertebral - Simulação por computador. 2. Articulações - Fisiologia. 3. Análise estrutural (Engenharia). 4. Biomecânica. 5. Método dos elementos finitos. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 624.04

Tiago de Oliveira Martins

**MODELAGEM NUMÉRICA E SIMULAÇÃO VIRTUAL DA COLUNA VERTEBRAL
CERVICAL HUMANA UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS E A TÉCNICA DE
MÚLTIPLOS CORPOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Prof. Dr. Claysson Vimieiro (Orientador) – PUC-MG

Prof. Dr. Pedro Américo Almeida Magalhães Junior (Membro interno) – PUC-MG

Prof. Dr. Jânes Landre Junior (Membro interno) – PUC-MG

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas – UFMG

Belo Horizonte, 29 de fevereiro de 2016

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo que visa utilizar análises de engenharia para simular funções estruturais do corpo humano, segundo o que promove a biomecânica. O trabalho consiste na modelagem computacional da coluna vertebral humana, com o objetivo de simular a movimentação das partes que a compõe e comparar com resultados experimentais publicados na literatura. O modelo foi criado utilizando aplicativos computacionais que calculam através do método de múltiplos corpos e de elementos finitos. Com o modelo criado e a modelagem validada comparativamente, obteve-se a distribuição das forças e suas componentes ao longo da estrutura óssea e a movimentação da coluna para diversas posições do cotidiano. Para a modelagem, foi utilizado o método de análise dinâmica de múltiplos corpos através dos softwares *MSC Adams* e *Altair MotionView* e o método de elementos finitos através dos softwares *Altair Hyperworks*.

Palavras-chave: Simulação computacional, Múltiplos corpos, Análise dinâmica, Elementos Finitos, Biomecânica, Coluna vertebral humana.

ABSTRACT

This paper presents a study to use engineering analysis to simulate the human body mechanisms, called biomechanics engineering. The work consists in the computational modeling of the human spine, with the purpose of simulating a movement of the parts that compose and compares with experimental results published in the literature. The model was created using computational applications that calculate through the finite element and body method. With established and validated model to model comparison, the distribution of forces and its components along the bone structure was obtained and the movement of the spine for some positions that the human. For modeling, it was used the dynamic analysis method of multiple bodies on the *MSC Adams* software and *Altair MotionView* and the finite element method on the *Altair HyperWorks* software.

Keywords: Virtual Analysis, Multibody, Dynamic Analysis, Finite Elements, Biomechanical, Human spine.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Posição anatômica	8
Figura 2 - Eixos e planos de referência do corpo humano	9
Figura 3 – Vistas da coluna vertebral	10
Figura 4 - Vista no plano sagital da coluna vertebral humana	11
Figura 5 - Região entre as vértebras	12
Figura 6 - Graus de liberdade das vértebras das regiões cervical, torácica e lombar	12
Figura 7 - Junta formada pelas vertebrae Atlas (C1) e Áxis (C2).....	13
Figura 8 - Região torácica com as costelas ligadas às vértebras	14
Figura 9 - Ligação das vertebrae da coluna torácica	15
Figura 10 - Curvatura da coluna humana	16
Figura 11 - Curva de deformação dos ligamentos	18
Figura 12 - Facetas de restrição de movimento das vértebras.....	20
Figura 13 - Amplitude do movimento relativo das vértebras.....	21
Figura 14 - Amplitude comparativa do movimento global da coluna em atividades cotidianas de indivíduos	22
Figura 15 – Exemplo simples de elementos finitos.....	24
Figura 16 – Técnica de corpos flexíveis (adaptado MSC Adams Tutorial)	26
Figura 17 - Fluxograma do desenvolvimento do trabalho.....	31
Figura 18 – Dimensões analisadas por Gilad & Nissan (1985).....	32
Figura 19 – Dimensões comparativas das vértebras com o trabalho de Gilad & Nissan (1985).....	33
Figura 20 – Diferença percentual entre as dimensões das vértebras em relação a Gilad & Nissan (1985)	34
Figura 21 - Comparação das dimensões geométricas das vértebras com o trabalho de Han, Kim, & Jung (2012)	34
Figura 22 - Diferença percentual entre as dimensões das vértebras em relação a Han, Kim, & Jung (2012)	35
Figura 23 – Modelo da coluna cervical modelada em elementos finitos.....	37
Figura 24 - Modelo dos ligamentos com elementos mola.....	38
Figura 25 – Modelo do contato por gaps	39

Figura 26 - Modelo em elementos finitos do disco intervertebral Axis-C3	42
Figura 27 - Modelo ADAMS com as vértebras em corpos flexíveis	43
Figura 28 - Modelo ADAMS com a representação dos ligamentos em mola amortecedor	43
Figura 29 – Modelo da coluna vertebral em múltiplos corpos sendo a coluna modelada em corpos flexíveis	46
Figura 30 – Imposição dos movimentos das vértebras para a obtenção do equilíbrio estático	48
Figura 31 – Instabilidade na análise de múltiplos corpos	50
Figura 32 – Distribuição de tensão nas vértebras durante movimentações da coluna cervical.....	56
Figura 33 - Análise de tensão para o movimento de extensão.....	56
Figura 34 – Análise de tensão para o movimento de flexão	57
Figura 35 - Análise de tensão para o movimento de flexão lateral	58
Figura 36 - Distribuição de tensão von Mises nos discos intervertebrais durante movimentações da coluna cervical.....	59
Figura 37 – Comparação dos resultados de flexão entre o modelo de múltiplos corpos flexíveis e o modelo de elementos finitos	60
Figura 38 - Comparação dos resultados de extensão entre o modelo de múltiplos corpos flexíveis e o modelo de elementos finitos	61

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	5
1.1 Objetivos	6
1.2 Objetivos específicos	6
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1 Posição Anatômica, Eixos e Planos.....	7
2.1.1 Posição Anatômica	7
2.1.2 Planos.....	8
2.1.3 Eixos.....	9
2.2 Anatomia da coluna vertebral humana.....	10
2.2.1 Coluna cervical	13
2.2.2 Coluna torácica.....	14
2.2.3 Coluna lombar	15
2.2.4 Anomalias da coluna vertebral	15
2.2.5 Discos intervertebrais	16
2.2.6 Ligamentos	17
2.2.7 Músculos	17
2.2.8 Juntas	19
2.3 Biomecânica da coluna	19
2.4 Teoria do método dos elementos finitos	22
2.5 Múltiplos corpos aplicados à biomecânica	24
2.6 Técnica de corpos flexíveis em múltiplos corpos	25
3 ESTADO DA ARTE	27
4 METODOLOGIA	30
4.1 Modelo geométrico CAD	30
4.2 Modelo numérico FEM	35

4.2.1 Modelo FEM das vértebras e discos	36
4.2.2 Modelo FEM dos ligamentos	37
4.2.3 Contato entre as vértebras	38
4.3 Propriedade mecânicas	39
4.3.1 Vértebras	39
4.3.2 Discos intervertebrais	40
4.3.3 Ligamentos	41
4.4 Modelo numérico de múltiplos corpos com corpos flexíveis modelados separadamente	41
4.4.1 Modelo numérico das vértebras	44
4.4.2 Modelo numérico dos ligamentos	44
4.4.3 Modelo numérico dos discos intervertebrais.....	44
4.4.4 Contatos	45
4.5 Modelo numérico de múltiplos corpos com corpos flexíveis modelados como modelo único.....	45
5 RESULTADOS	47
5.1 Simulação da coluna vertebral modelada separadamente em múltiplos corpos.....	47
5.2 Simulação da coluna vertebral modelada em elementos finitos.....	50
5.2.1 Extensão (Momento no eixo X no sentido horário).....	51
5.2.2 Flexão (Momento no eixo X no sentido anti-horário).....	52
5.2.3 Lateral (Momento no eixo Z).....	54
5.2.4 Comparação de solicitação nas vértebras durante os movimentos de flexão, extensão e lateral	55
5.2.5 Comparação de solicitação nos discos intervertebrais durante os movimentos de flexão, extensão e lateral	58
5.3 Simulação da coluna vertebral modelada em múltiplos corpos como modelo único	59

6 CONCLUSÃO.....	62
6.1 Propostas para trabalhos futuros	63
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64

1 INTRODUÇÃO

A modelagem numérica é um recurso importante no desenvolvimento e análise de projetos, pois permite prever a resposta do mecanismo e adequá-la ou readequá-la ao objetivo. Com o desenvolvimento das ferramentas computacionais, o processo de modelagem está em fase de expansão, onde as metodologias numéricas estão sendo inserido nas rotinas dos softwares, o que permite a evolução e aplicação em sistemas reais. Essa evolução permite focar os estudos, através da correta utilização dos *softwares*, na análise do comportamento dos sistemas e obtenção de resultados representativos sem a necessidade da criação do modelo real. Várias áreas de atuação, seja ela a engenharia, administração, economia e biomedicina, já utilizam dessas ferramentas de simulação para prever, de forma confiável, os resultados, permitindo estudar o caminho a seguir.

A biomecânica é um ramo da engenharia que, em conjunto com a área biomédica, estuda o comportamento mecânico dos sistemas do corpo humano como, por exemplo, a análise estrutural esqueleto, análise do bombeamento de sangue do coração, dentre outros. Esse estudo conjunto permite que a origem de várias enfermidades seja descoberta e, principalmente, que técnicas de tratamento sejam desenvolvidas.

Surge então a aplicação da modelagem numérica e computacional nos sistemas biomecânicos. Essa técnica permite que os sistemas humanos sejam representados virtualmente nos *softwares* e o comportamento seja analisado de forma a obter um diagnóstico mais rápido.

Baseado nisso, esse trabalho apresenta um estudo que consistem em aplicar as técnicas de modelagem computacional em um sistema humano, no caso à coluna vertebral, e obter resultados comparativos entre o modelo virtual e análises reais encontradas na bibliografia.

1.1 Objetivos

Desenvolver um modelo que permita realizar simulações virtuais da movimentação da coluna vertebral cervical humana a partir da criação de um modelo numérico biomecânico utilizando as técnicas de elementos finitos e múltiplos corpos.

1.2 Objetivos específicos

O trabalho terá como objetivos específicos:

- Adequar o modelo geométrico tridimensional das vértebras da coluna vertebral humana (região cervical) para a modelagem numérica;
- Desenvolver um modelo em elementos finitos que represente as vértebras e suas restrições de movimento geradas pelos discos intervertebrais e ligamentos com o auxílio de ferramentas computacionais;
- Validar o modelo numérico comparando dados de deslocamento resultantes das vértebras em movimentações a partir de dados obtidos na literatura.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A coluna vertebral humana é formada por diversas partes, sejam elas mais ou menos flexíveis. O trabalho em conjunto dessas partes garante a rigidez suficiente para suportar o restante do corpo e flexibilidade para permitir movimentações, como explicam Klodowski, Rantalainen, Mikkola, Heinonen, & Sievanen (2011).

O estudo das partes que formam a coluna vertebral humana é de suma importância para o entendimento da função de cada uma no comportamento estrutural e dinâmico da coluna. A partir desse entendimento, pode-se prosseguir com o estudo do comportamento mecânico e dos modelos matemáticos que a representarão.

Inicialmente é mostrada uma normalização dos eixos e planos que serão referências nas demonstrações e análises de movimentos.

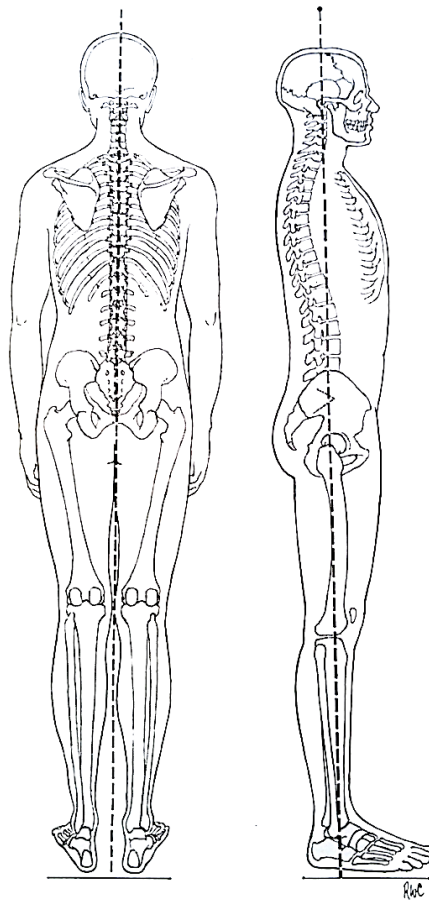
2.1 Posição Anatômica, Eixos e Planos

Para permitir analisar o movimento do corpo no espaço, há um sistema de coordenadas padronizado que consiste em 3 planos e 3 eixos, resultando em um espaço tridimensional. O sistema de coordenadas é definido a partir de uma posição inicial do corpo humano, chamada de posição anatômica.

2.1.1 Posição Anatômica

A posição anatômica do corpo é uma postura ereta, com a face para frente, com os braços ao lado do corpo, as palmas das mãos para frente e os dedos e polegares em extensão, podendo ser observada na Figura 1. Esta posição é designada posição zero para medir movimentos para a maior parte das articulações do corpo, como sugere Kendall, McCreary, & Provance (1993).

Figura 1 - Posição anatômica



Fonte: Kendall, McCreary, & Provance, 1993

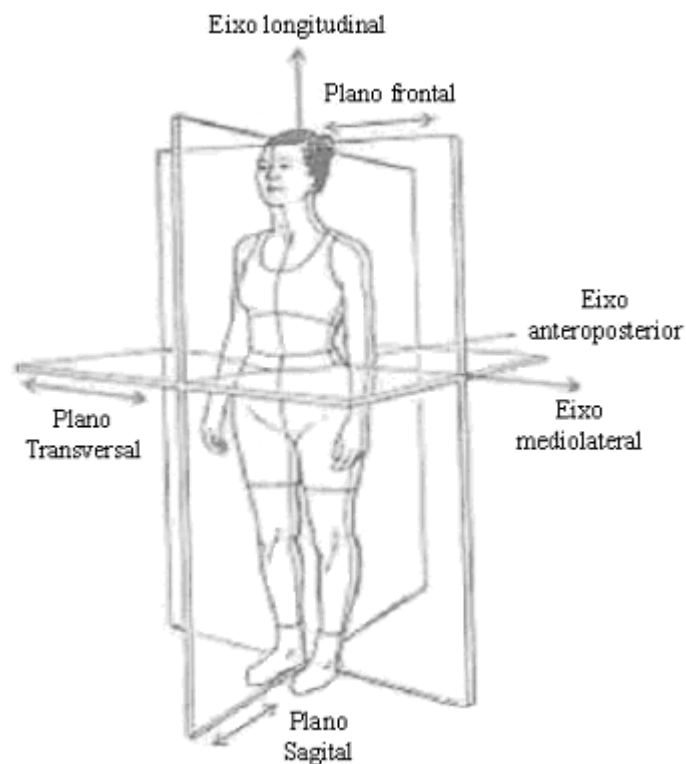
2.1.2 Planos

São definidos três planos que identificam as três vistas ortogonais do corpo humano, ilustrado na Figura 2. O plano médio ou sagital é vertical e divide o corpo nas metades direita e esquerda. O plano frontal ou coronal é vertical e divide o corpo nas metades anterior e posterior. O plano horizontal ou transversal divide o corpo nas metades superior e inferior. (Oliver & Middleditch, 1998).

2.1.3 Eixos

Os eixos permitem que os vetores de movimento e força sejam referenciados. O eixo vertical é perpendicular ao plano horizontal e ao solo, o eixo frontal é perpendicular ao plano sagital e se direciona do lado direito para o esquerdo e o eixo sagital é perpendicular ao plano frontal e se direcional de frente para trás referenciados do indivíduo, como mostrados na Figura 2.

Figura 2 - Eixos e planos de referência do corpo humano

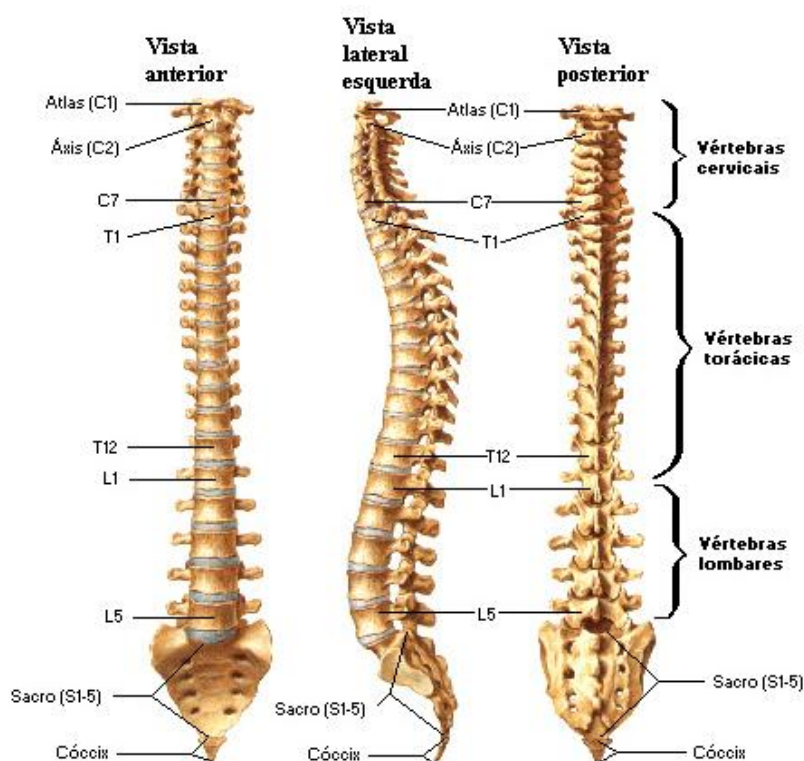


Fonte: Vimieiro, 2008

2.2 Anatomia da coluna vertebral humana

A coluna vertebral possui as funções de suportar o homem em sua posição ereta, permitir o movimento e a caminhada além de proteger a medula espinhal, como dizem Oliver & Middleditch (1998). Representa o conjunto de ossos articulados denominado vértebras, que formam o eixo de sustentação corporal dos vertebrados, viabilizando a postura ereta do tronco, movimento dos membros superiores e inferiores e absorção e dissipação de choques mecânicos e pressão gravitacional. Como é a estrutura que sustenta a posição bípede humana, grandes esforços são gerados em seus componentes. Sua forma anatômica varia de cada pessoa e deve possuir a curvatura necessária que permita o correto funcionamento da estrutura.

Figura 3 – Vistas da coluna vertebral

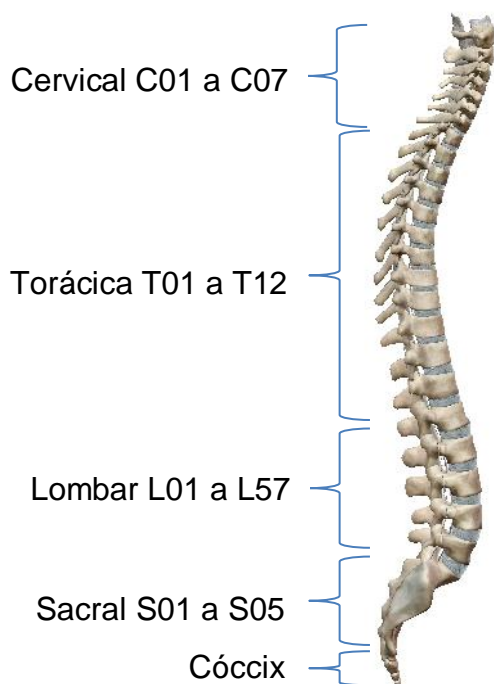


Fonte: NETTER, 2000

A estrutura da coluna liga a cabeça com a região da pélvis, sendo dividida em cinco regiões, cervical, torácica, lombar, sacral e cóccix, conforme Figura 3.

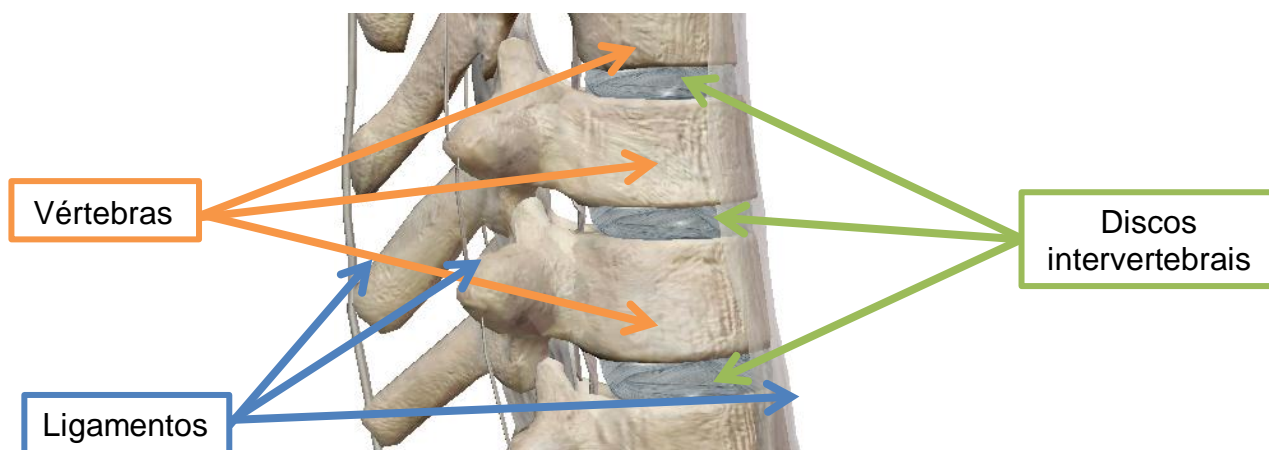
A coluna vertebral consiste em 24 vértebras individualizadas, sendo 7 vértebras na região cervical, 12 vértebras na região torácica e 5 vértebras na região lombar. Abaixo delas estão 5 vértebras fusionadas que formam a região sacral e mais 5 vértebras que formam a região do cóccix, totalizando 33 vértebras como representado na Figura 4.

Figura 4 - Vista no plano sagital da coluna vertebral humana



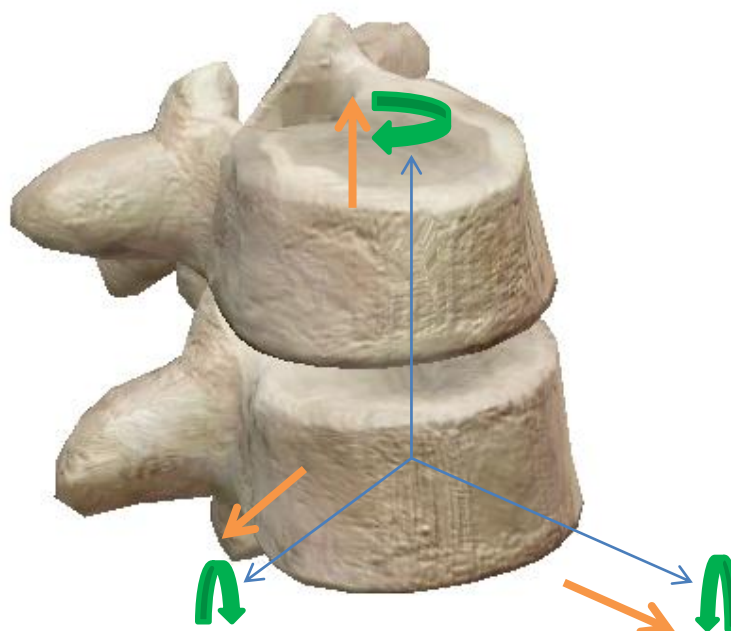
Fonte: Human Anatomy Atlas: Visible Body

Nordin & Frankel (2012) dizem que o movimento da coluna é dado por duas vértebras adjacentes separadas por um tecido mole, chamado de disco intervertebral, que juntamente com os ligamentos e músculos fornecem estabilidade para a coluna, como ilustrado na Figura 5.

Figura 5 - Região entre as vértebras

Fonte: The visible human (2012)

Cada uma das 24 vértebras individuais das regiões cervical, torácica e lombar articula com as adjacentes para permitir o movimento de rotação e translação em três planos (6 graus de liberdade), como mostrado na Figura 6.

Figura 6 - Graus de liberdade das vértebras das regiões cervical, torácica e lombar

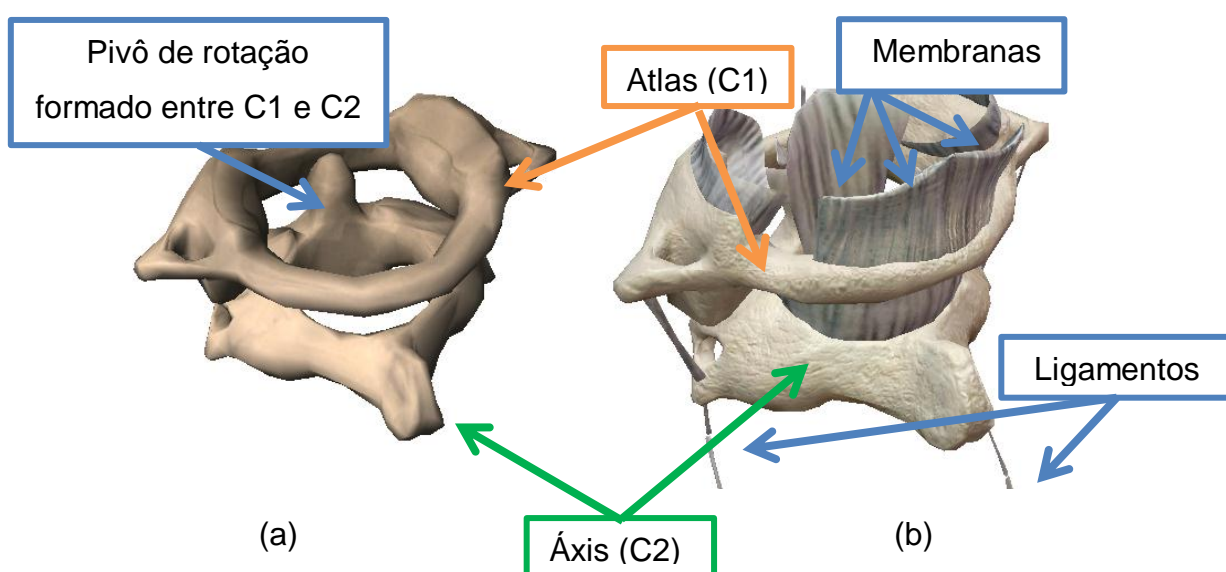
Fonte: The visible human (2012)

2.2.1 Coluna cervical

A coluna cervical tem características para permitir mobilidade e transmitir movimentos altamente precisos para a cabeça, como diz Oliver & Middleditch (1998). É responsável por importantes funções estruturais no corpo humano, pois suporta o crânio, amortece os choques que chegam ao cérebro e protege o tronco cerebral, a medula espinhal e diversas estruturas nervo vasculares que passam pelo pescoço, citado por Nordin & Frankel (2012). A modelagem em múltiplos corpos da coluna requer o cálculo simultâneo de elementos rígidos e flexíveis, como cita por Argatov (2011).

A estrutura cervical é composta pelas vértebras C01 a C05 e seus respectivos discos intervertebrais, ligamentos e músculos. O Atlas (C1) e o Áxis (C2) diferem das demais vértebras da coluna cervical, pois formam uma junta que permite extensão e flexão além de funcionar como um pivô de rotação, conforme Figura 7-a. A junção entre o Atlas (C1) e o Áxis (C2) é feita por ligamentos e entre o Atlas (C1) e a região do crânio é feita por ligamentos e membranas flexíveis que permitem os movimentos, ilustrados na Figura 7-b.

Figura 7 - Junta formada pelas vertebrae Atlas (C1) e Áxis (C2)



Fonte: The visible human (2012)

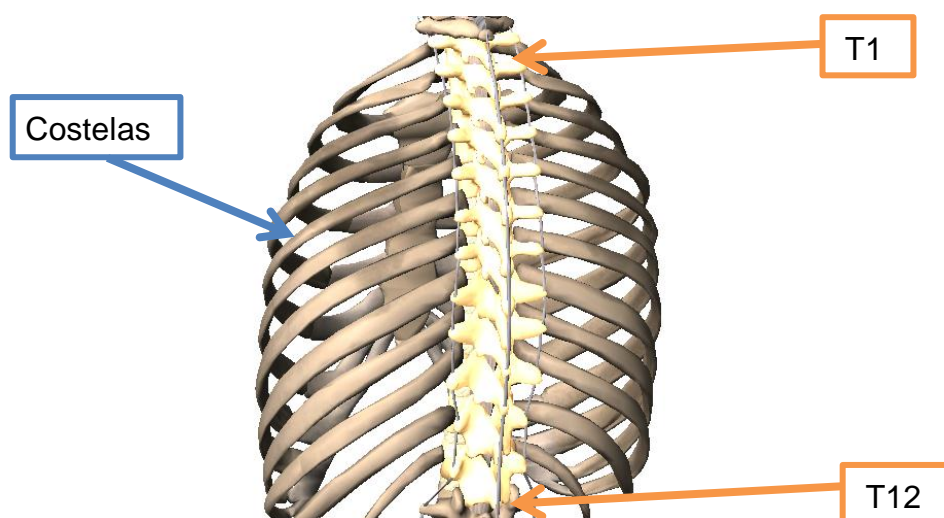
As vértebras de C3 a C7 possuem estruturas idênticas e discos intervertebrais entre elas.

2.2.2 Coluna torácica

A região torácica é a menos móvel da coluna vertebral, devido à estabilidade gerada pelas costelas que são ligadas às suas vértebras. Esta geometria aumenta o momento de inércia e a rigidez, aumentando a capacidade de absorver forças. Outra função importante da coluna torácica juntamente com as costelas é a de prevenir a compressão do coração, dos pulmões e dos grandes vasos sanguíneos que passam por esta região, como cita Oliver & Middleditch (1998). A Figura 8 mostra a imagem das vértebras da coluna torácica e as costelas ligadas a elas.

Oliver & Middleditch (1998) dizem que as vértebras que compõe a região torácica vão da T1 a T12, sendo de tamanhos menores da T1 a T3 e aumentando progressivamente até a T12.

Figura 8 - Região torácica com as costelas ligadas às vértebras

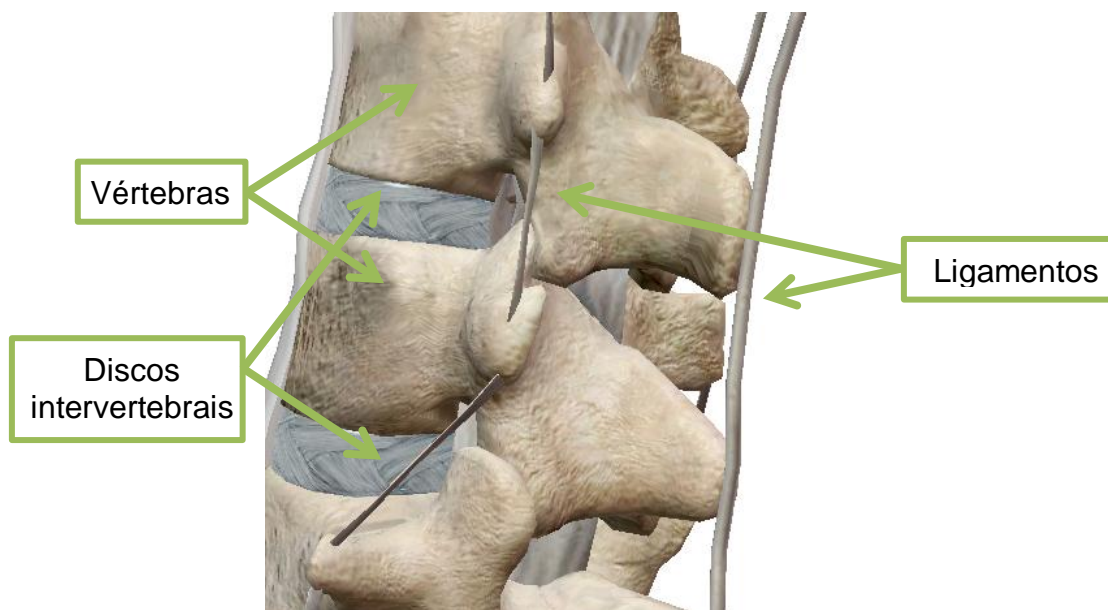


Fonte: The visible human (2012)

Tipicamente às demais regiões da coluna vertebral, a torácica apresenta a estrutura das vértebras e a ligação entre elas compostas por ligamentos, discos

intervertebrais e músculos, conforme Figura 9. Oliver & Middleditch (1998) explica que a altura dos discos intervertebrais é menor em comparação às demais regiões, o que aumenta sua rigidez.

Figura 9 - Ligação das vertebrae da coluna torácica



Fonte: The visible human (2012)

2.2.3 Coluna lombar

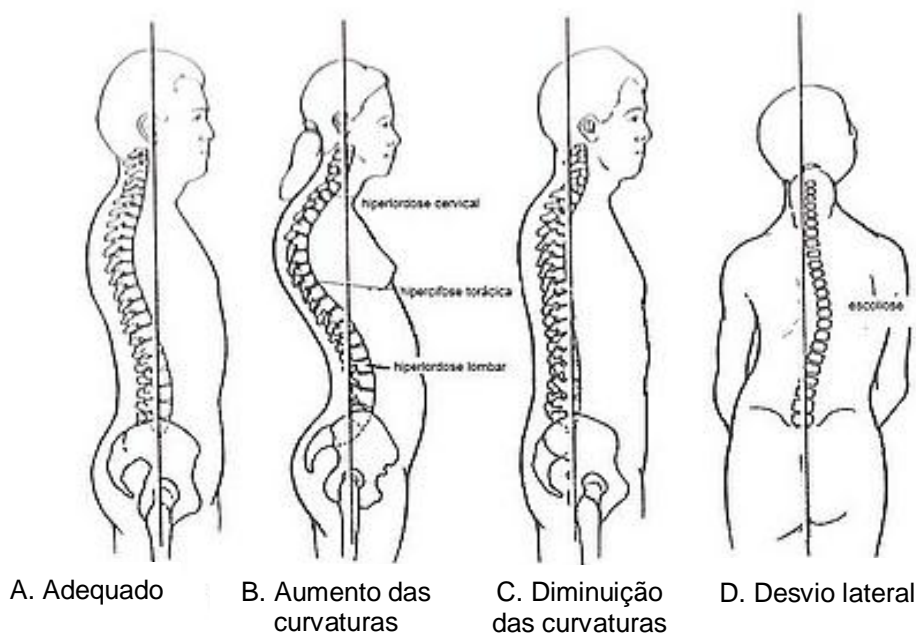
A coluna lombar é composta pelas vértebras de L1 a L5, sendo estas maiores e mais resistentes do que as demais vértebras da coluna vertebral que se movimentam, como estudado por Tortora & Derrickson (2013).

Os discos intervertebrais e os ligamentos permitem pequenos movimentos relativos entre as vértebras.

2.2.4 Anomalias da coluna vertebral

A coluna vertebral é composta de curvaturas que são a cervical (convexa ventralmente - lordose), torácica (côncava ventralmente - cifose), lombar (convexa ventralmente - lordose) e pélvica (côncava ventralmente - cifose) como se observa na Figura 10. A anomalia da curvatura, ou seja, quando esta é maior, chama-se hiper cifose (região dorsal e pélvica) ou hiperlordose (região cervical e lombar). Na vista posterior, a coluna vertebral normalmente não deve apresentar curvatura, caso contrário esta anomalia se chama escoliose. (Clínica e núcleo de ensino em saúde, 2013).

Figura 10 - Curvatura da coluna humana



Fonte: (Alternativa Saúde, 2011)

2.2.5 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais funcionam como juntas para permitir o movimento de uma vertebra em relação à vértebra adjacente. De acordo Oliver & Middleditch (1998), os discos intervertebrais representam cerca de $\frac{1}{4}$ do comprimento da coluna vertebral

e tem grande importância na absorção de choques. Na região cervical e lombar, eles tem estruturas mais flexíveis para permitir maior movimentação da coluna.

São constituídos de uma estrutura gelatinosa que garante lubrificação e flexibilidade da junta, de acordo com Coluna Vertebral (2009), onde suas propriedades mecânicas e geométricas geram rigidez e limitam a movimentação das vértebras.

A estrutura interna dos discos resulta em um componente com propriedades mecânicas cujo módulo de elasticidade se aproxima de 10MPa e coeficiente de Poisson de 0,40. (Oliveira, 2013)

2.2.6 Ligamentos

A principal função dos ligamentos é manter a estabilidade estrutural, através da restrição de movimentos, para que não haja movimentação excessiva que cause anomalias.

De acordo com Monteiro (2009), os ligamentos são estruturas visco elásticas e suas curvas de rigidez são não lineares, sendo a modelagem representada por elementos de mola e propriedades viscosas como no estudo de Nordin & Frankel (2012), conforme Figura 11.

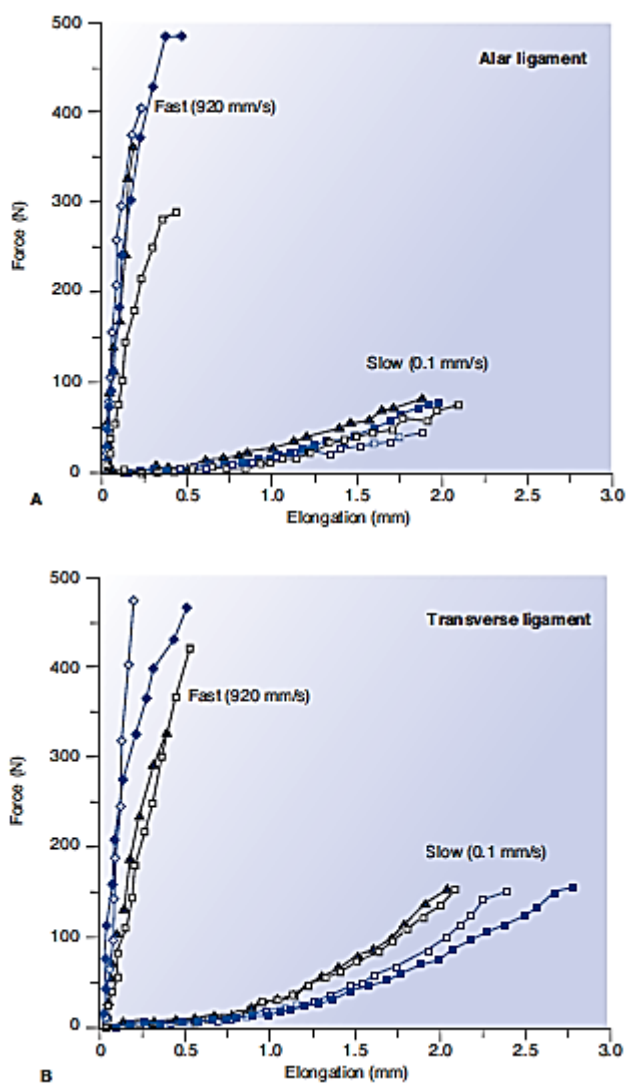
2.2.7 Músculos

Na explicação de Nordin & Frankel (2012), os músculos são imprescindíveis para manter a posição da coluna e balancear os movimentos das vértebras quando solicitadas por flexões e extensões da coluna. Atuam também no posicionamento da cabeça com o pescoço, pois a magnitude das forças geradas varia de acordo com a necessária para manter o posicionamento correto.

Como os tecidos musculares funcionam como mola e amortecedores, permitindo deslocamentos de compressão e distensão, eles tem limitações de movimentos em função do carregamento exercido, ou seja, grandes deslocamentos

podem danificar os tecidos fazendo com que não voltem para a posição original ou não gerem as forças necessárias para a correta movimentação da coluna. Várias técnicas experimentais são voltadas para a análise do comportamento cinético dos músculos, como diz Haeufle, Gunther, Blickhan, & Schmitt (2012).

Figura 11 - Curva de deformação dos ligamentos



Fonte – Adaptado (Nordin & Frankel, 2012)

2.2.8 Juntas

As juntas são os mecanismos que unem os ossos, como explica Kendall, McCreary, & Provance (1993). Elas definem os graus de liberdade entre os ossos, ou seja, quais movimentos são permitidos entre um osso e outro e quais são restringidos. Boa parte das juntas do corpo humano que permitem grandes movimentos é flexível e permitem os 6 graus de liberdade (3 translações e 3 rotações no espaço tridimensional), porém restringem a amplitude do movimento através de cartilagens, membranas, ligamentos e músculos.

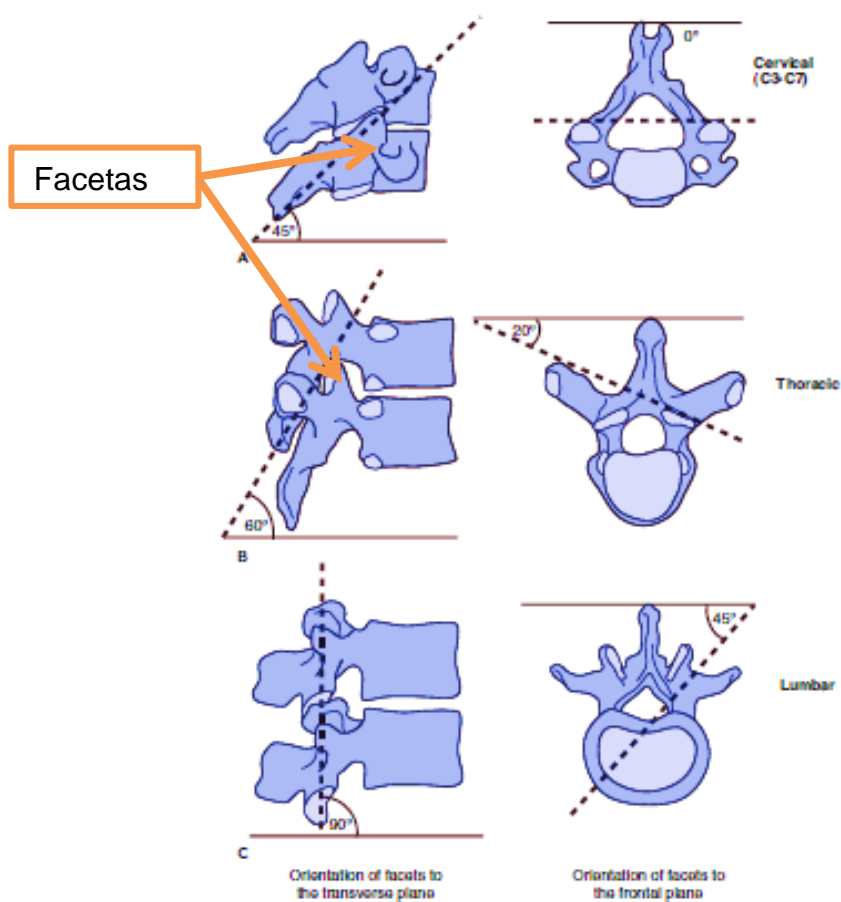
2.3 Biomecânica da coluna

A biomecânica é a área que estuda e analisa o comportamento das partes do corpo humano no ponto de vista da engenharia. Estruturalmente e dinamicamente o corpo humano possui características análogas a componentes mecânicos. A biomecânica procura aplicar estes conhecimentos para estudar lesões em seres humanos, doenças, auxílio em fabricação de próteses e órteses, além de ser amplamente utilizada em estudos de desempenho de atletas.

O comportamento funcional da coluna vertebral possui características mecânicas e pode ser estudado como um sistema biomecânico. Além da função estrutural, que é a capacidade de a coluna suportar cargas nas qual é solicitada, ela possui comportamento cinemático, ou seja, as propriedades dos ligamentos, discos e músculos alteram seus movimentos e repassam para as demais estruturas do corpo humano.

Os nervos e músculos são responsáveis por gerar o movimento da coluna, ou seja, são os atuadores. As facetas das vértebras são os limitadores dos movimentos, como se fosse o mecanismo de fim de curso do movimento. A Figura 12 mostra os ângulos de inclinação das facetas das vértebras, que encaixam umas nas outras e limitam os movimentos da coluna.

Figura 12 - Facetas de restrição de movimento das vértebras

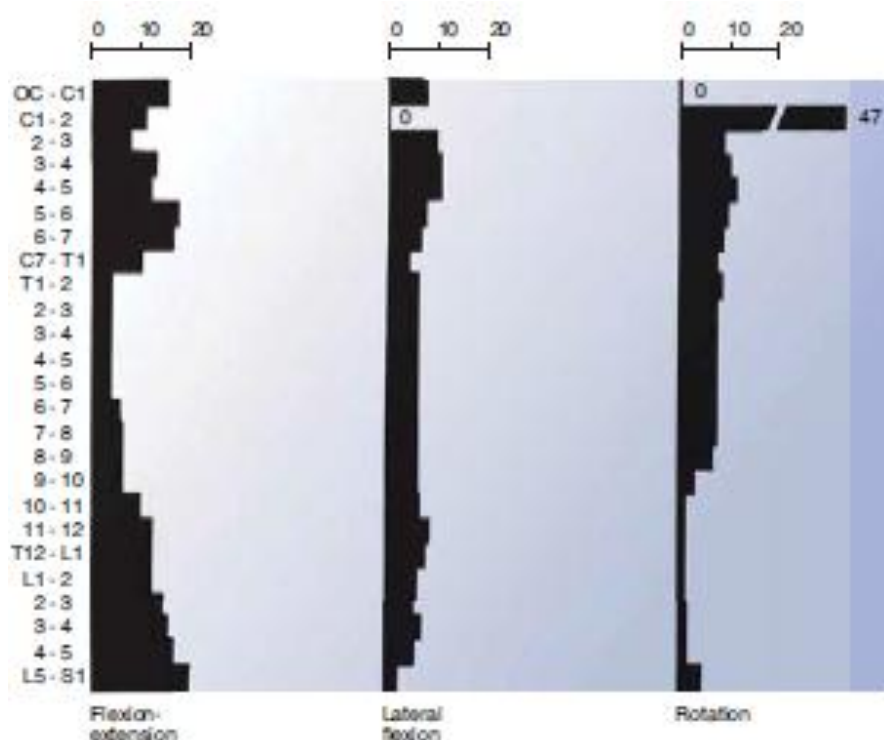


Fonte: (Nordin & Frankel, 2012)

A amplitude do movimento varia para cada vértebra e o movimento total da coluna é o resultado do movimento relativo de cada uma delas. Alterações como desgastes das vértebras ou variação da rigidez dos discos intervertebrais alteram o movimento das vértebras e conseqüentemente o movimento global, sendo este resultado repassado para as demais estruturas do corpo humano.

A Figura 13 mostra o gráfico comparativo das amplitudes das vértebras para os movimentos de flexão e extensão, flexão lateral e rotação da coluna. Os valores de amplitude são normalizados e devem ser analisados comparativamente. O eixo da esquerda indica o movimento relativo das vértebras indicadas, por exemplo, C1-2 indica o movimento relativo entre as vértebras C1 e C2. Observa-se que os valores alteram de vértebra para vértebra e isto reflete no movimento global da coluna.

Figura 13 - Amplitude do movimento relativo das vértebras



Fonte: (Nordin & Frankel, 2012)

Os valores de amplitude são menores na região torácica, em torno de 4° a 6° em movimentos de flexão e extensão e alcançam 12° nas vértebras centrais. As vértebras da região lombar podem alcançar 20° nas proximidades da região sacral. O movimento de flexão lateral apresentam valores próximos a 6° ao longo de toda a região torácica e lombar. A rotação gera valores angulares de 9° na região torácica, cai para 2° na região lombar e depois aumenta para 5° na região sacral, como mostrado em Nordin & Frankel (2012).

Os valores de movimento relativo das vértebras são difíceis de serem obtidos, sendo os indicados acima baseado em estudos e variam de coluna para coluna e podendo sofrer variações. (Nordin & Frankel, 2012).

O movimento global da coluna foi estudado por Bible, Biswas, & Miller (2010) com o objetivo de mensurar a amplitude do movimento em atividades cotidianas de indivíduos, como fez Bible, Biswas, & Miller (2010). Os valores de amplitude variam de acordo com a idade, sendo que há perda em torno de 30% da capacidade de

movimento da coluna em flexão e extensão desde a juventude até à velhice. Outros fatores como raciais e diferenças de sexo também influenciam na amplitude de movimento da coluna, sendo que o homem possui mais mobilidade em extensão e flexão e a mulher em flexão lateral. A tabela da Figura 14 mostra os resultados dos estudos de movimentos do ser humano nas atividades diárias.

Figura 14 - Amplitude comparativa do movimento global da coluna em atividades cotidianas de indivíduos

Percentage of Total Active ROM for Each Activity of Daily Living			
Average Percentage of Full Active ROM			
ADL	Flexion/Extension (%)	Lateral Bending (%)	Axial Rotation (%)
Stand to sit	37	20	12
Backing car	10	16	18 ^a
Reading	4	6	6
Feeding	5	8	9
Socks	22	19	14
Shoes	20	20	16
Sit to stand	39	14	10
Washing hands	12	15	12
Washing hair	9	11	12
Shaving	8	11	9
Make-up	7	11	8
Squatting	52	31	18
Bending	59	29	18
Walking	11	19	19
Up stairs	13	22	20
Down stairs	11	21	18

Fonte: (Bible, Biswas, & Miller, 2010)

2.4 Teoria do método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos consiste em representar a estrutura de um elemento (peça mecânica, parte biológica estrutural, etc.) em vários elementos de números finitos que se interagem e representem o comportamento da peça original de forma aproximada.

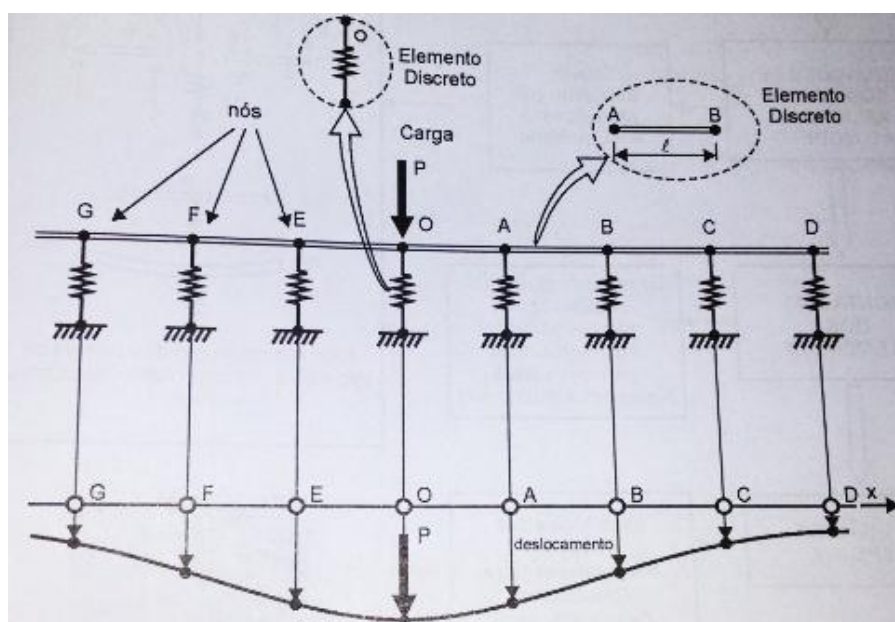
Historicamente vários pensadores pensavam em representar as coisas em diversa partículas discretizadas como o método da exaustão criado pelo pensador Eudócio, que consistia em inscrever e circunscrever figuras retilíneas em curvilíneas, permitindo o cálculo aproximado das áreas dessas figuras (Assan, 2003).

O método dos elementos finitos age com o mesmo intuito, dividir matérias em diversos elementos de forma a representar o seu comportamento estrutural aproximado. Sua formulação foi estabelecida com a publicação dos trabalhos de Turner, Clough, Martin e Topp em 1956, usando conceitos de Argyris e Kesley em 1950 para avaliação de fuselagem e asas de aviões e principalmente na formulação matricial estabelecida por Rayleigh-Ritz (Assan, 2003).

O método de elementos finitos objetiva-se discretizar uma peça em vários elementos que são conectados entre si por nós. Para esses elementos são calculadas suas rigidezes a partir das propriedades mecânicas do material constituinte. O carregamento imposto é imposto na peça e em conjunto com as rigidezes dos elementos, obtém-se os deslocamentos de cada nó. Com os deslocamentos calcula-se as deformações (deslocamentos relativos entre os nós) e chega-se na tensão solicitante.

Alves (2000) diz que no sistema discretizado, como elementos finitos, não se pretende calcular os deslocamentos dos infinitos pontos de uma estrutura, como no caso do contínuo, mas pretende-se calcular um número de pontos (ou nós) que sejam suficientes para representar o deslocamento da peça como um todo de forma aproximada. A Figura 15 mostra a divisão de uma viga em vários elementos e a representação ilustrativa da rigidez de cada elemento como uma mola.

Figura 15 – Exemplo simples de elementos finitos



Fonte: Alves (2000)

2.5 Múltiplos corpos aplicados à biomecânica

A técnica de múltiplos corpos possui aplicabilidade em ramos da biomecânica, em especial relacionado à estrutura do corpo humano, por se tratar de um método que permite o estudo da interação de várias partes simplificada e visualizá-lo com animações, como diz Ahn & DiAngelo (2011). A simplificação é importante para que se crie modelos envolvendo mais informações com menor consumo de recursos computacionais, como sugerem Halloran, et al. (2010), alcançando resultados mais abrangentes do sistema simulado.

Uma vantagem do modelo de múltiplos corpos é a possibilidade de se obter carregamentos em pontos de interação entre duas partes, por exemplo juntas de ligação, que são fontes de anomalias no corpo humano. Argatov (2011) diz que modelos de múltiplos corpos são bem aplicados no cálculo de forças e pressões geradas em juntas articuladas humana.

Outro ponto positivo do método de múltiplos corpos é a possibilidade de utilização de outros métodos de cálculo, como os elementos finitos, para representar a interação de elementos rígidos com elementos flexíveis, como dizem Klodowski, et

al. (2011). Isso permite que a rigidez de juntas e corpos seja representada na simulação.

Simulações da coluna vertebral pelo método de múltiplos corpos surgem como aliadas ao método de elementos finitos, visto que a representação das vértebras pelo método discretizado consome grande recurso computacional e pelo método de múltiplos corpos há possibilidade de modelá-las em corpos rígidos. Com isso, resultados de deslocamentos entre as vértebras e distribuição de forças entre elas pode ser obtidas de forma simplificada, como concluiu Wang, et al. (2011).

2.6 Técnica de corpos flexíveis em múltiplos corpos

Os modelos utilizando a técnica de múltiplos corpos geralmente são desenvolvidos utilizando corpos rígidos, ou seja, não considera as deformações causadas pela movimentação do mecanismo e as forças distribuídas entre as partes que os compõem.

Um das formas de se considerar essa deformação dos elementos é incluir a formulação de elementos finitos no modelo de múltiplos corpos. Vários *softwares* já possuem essa finalidade, podendo citar a ferramenta *Adams Flex* da empresa MSC Adams, que foi utilizada neste trabalho.

A criação do elemento flexível consiste na criação de uma malha de elementos finitos com as propriedades de material que o elemento possui. O *software* cria um arquivo chamado de MNF (*Modal Neutral File*), que contém a localização geométrica dos pontos nodais e a conexão entre eles, a massa e inércia de cada nó, os modos naturais de vibração do elemento e a massa e rigidez generalizada de cada modo de vibrar.

A inclusão desse arquivo no modelo resulta em uma malha de elementos finitos que contém os resultados de deformação nodais baseada na deformação natural da peça. Em resumo, a deformação gerada pela cinemática do mecanismo é comparada com a deformação nodal de determinado modo de vibrações naturais e a partir dos resultados de deformação são calculadas as tensões em cada elemento.

Deve-se citar que a deformação do corpo é uma combinação linear dos modos de deformação, ou seja, a não-linearidade não é representada. Para se considerar esse efeito, deve-se dividir a peça flexível em sub-modelos flexíveis lineares, sendo a variação de rigidez considerada na junção dos sub-modelos.

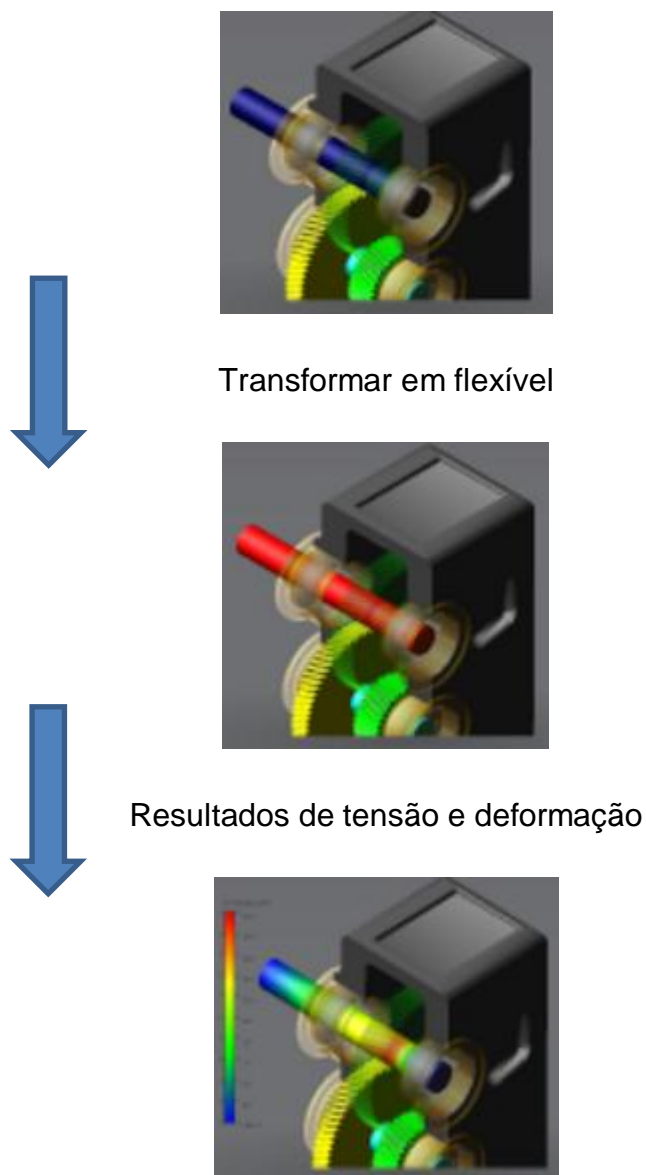


Figura 16 – Técnica de corpos flexíveis (adaptado *MSC Adams Tutorial*)

A aplicação principal dos corpos flexíveis no modelo de corpos rígidos é incluir a influência da variável deformação na cinemática do modelo, de forma a obter maior representatividade com o modelo real.

3 ESTADO DA ARTE

A modelagem computacional das partes do corpo humano é amplamente estudada e adaptada para os recentes desenvolvimentos tecnológicos. O aumento do número de técnicas e o aperfeiçoamento das técnicas já existentes possibilitam que os modelos sejam representados com um nível mais elevado de informações, objetivando a melhor correlação com a realidade. Especificamente, a modelagem da coluna vertebral humana é composta das áreas de desenhos tridimensionais, da modelagem numérica computacional e dos métodos de simulação virtual.

No aspecto de modelagem de desenho tridimensional, Rocha (2011) desenvolveu uma metodologia para a criação de modelos tridimensionais próprios para a realização de simulações numéricas estruturais e dinâmicas a partir de imagens médicas. A validação foi feita realizando uma simulação de órtese utilizada na mão para determinar as forças que agem sobre ela. Esse procedimento pode ser aplicado na modelagem de várias estruturas ósseas, como a coluna vertebral.

O estudo de simulação computacional em bioengenharia pode ser completado com dados experimentais e comparado para se obter a melhor representatividade. A análise conjunta das duas metodologias permite obter modelos virtuais com grande precisão, como o modelo desenvolvido por Vimieiro (2008) que utiliza juntas rotacionais com elementos viscoelásticos para a simulação dos movimentos das articulações e, juntamente com dados experimentais coletados *in vivo*, para a comparação de padrões de marchas no caminhar de pessoas saudáveis e pessoas que possuem dificuldades de locomoção.

No âmbito da utilização da modelagem numérica computacional para obter dados a serem utilizados em componentes reais, a representação dos elementos que compõem o sistema do corpo humano necessita da criação de modelos computacionais para que sejam analisados e posteriormente aplicados em sistemas reais como próteses e componentes artificiais que visam substituir partes humanas danificadas. Nagem (2011) realizou um estudo para a determinação da força, pressão e volume que, relacionadas, geram a realimentação necessária para o sistema de controle estabelecer corretamente o controle de posicionamento para o funcionamento do músculo artificial pneumático desenvolvido no departamento de

Engenharia Mecânica da UFMG que age na posição, velocidade e aceleração das articulações do quadril e do joelho.

Com as metodologias e ramificações das metodologias de simulação virtual, há estudos que utilizam várias metodologias no mesmo modelo, visando obter o complemento de um método a partir de outro método. Um exemplo é utilizar os deslocamentos obtidos por um modelo de múltiplos corpos simplificado e inserir em um modelo em elementos finitos mais completo para se obter a integridade estrutural ao longo do tempo. Nesse ramo, Monteiro (2009) desenvolveu uma metodologia para simulação numérica e estrutural dos discos intervertebrais que se utiliza das metodologias de múltiplos corpos e elementos finitos seguindo o procedimento de co-simulação onde o resultado dos elementos finitos é transferido para o modelo de múltiplos corpos durante a simulação e ambos os resultados são gerados ao mesmo tempo.

Na visão mais específica da coluna vertebral, a metodologia de elementos finitos é utilizada para se obter resultados e comportamento mecânico e estrutural. Oliveira (2013) desenvolveu um modelo tridimensional em elementos finitos da coluna lombar para a análise de tensão nos discos intervertebrais e nos ligamentos quando solicitados por cargas normais que agem sobre a coluna vertebral lombar. O autor incluiu propriedades mecânicas não lineares nos ossos e ligamentos e propriedades de contato para a representação do sistema com as partes funcionais. Após a criação do modelo foi realizado um estudo com discos intervertebrais artificiais para e demonstrou-se que o modelo apresenta bons resultados acerca do projeto de materiais protéticos.

Dao, et al. (2015) desenvolveram uma metodologia para a criação de um modelo de estudo físico a partir de imagens médicas. O modelo físico proposto é utilizado para calcular as forças na coluna lombar. Os resultados encontrados foram valores de forças em determinados movimentos da coluna e dados para a criação de modelos de computação gráfica para avaliação cinemática e biomecânicas.

Mannen, et al. (2015) realizou um estudo da influência da caixa torácica na rigidez da coluna vertebral em cadáveres humanos aplicando momentos de 5Nm e obtendo deslocamentos globais da coluna. O estudo comprovou que a caixa torácica promove estabilidade em movimentos de flexão da coluna.

Wang, et al. (2014) realizou uma revisão bibliográfica do uso de elementos finitos na avaliação e tratamento da escoliose da coluna vertebral e concluiu que o método exige a captura criteriosa da geometria da coluna e as propriedades mecânicas para simular, sendo essas informações obtidas experimentalmente, logo o desenvolvimento tecnológico é de grande importância no refino das informações obtidas.

Cronin (2014) utilizou modelo de elementos finitos do pescoço para investigar fontes de dores na região devido a movimentos e impactos, resultado em deformações nos discos intervertebrais e ligamentos.

Deinlein, et al. (2013) criaram uma correlação entre os parâmetros espinhais e pélvicos em pacientes adultos com deformidade na coluna vertebral, resultando em uma equação que pode prever e ajudar em tratamentos de complicações, como insuficiência nas juntas.

Jalalian, et al. (2013) pesquisaram os modelos computacionais da coluna vertebral humana sem alterações e colunas com escoliose, no qual foram modelados vértebras, discos, ligamentos, articulações e músculos e realizou discussões comparativas entre os modelos. Como resultado, foi concluído que os modelos não reproduzem integralmente o comportamento ativo da coluna e as propriedades dos modelo não podem ser personalizadas.

Kunze, et al. (2012) estudou por simulação computacional as consequências para o ser humano ao se levantar de uma cadeira de determinadas alturas em termos de forças e concluiu que certas medidas de altura podem ter influência direta na estrutura óssea da pélvis.

4 METODOLOGIA

Para se alcançar o objetivo deste trabalho, segue-se o fluxograma da Figura 17 que inclui a revisão bibliográfica para se entender o comportamento biológico e mecânico da coluna vertebral e as funções de cada componente e definiu-se a formulação de múltiplos corpos e corpos flexíveis como metodologia para a modelagem computacional. Os resultados serão comparados com dados retirados de fontes bibliográficas para a análise de validação do modelo.

4.1 Modelo geométrico CAD

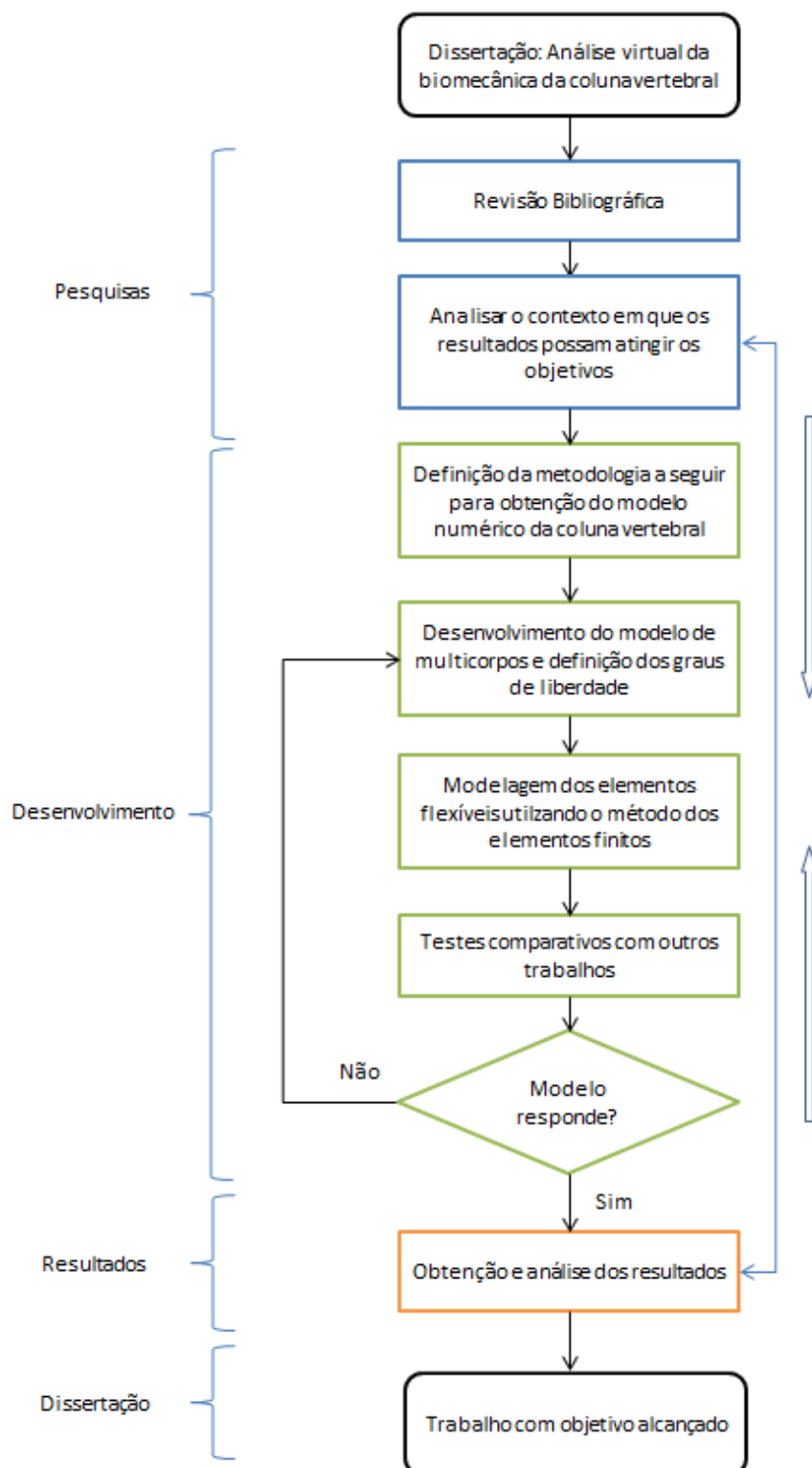
O modelo geométrico utilizado foi criado partindo-se da metodologia da modelagem por fotos obtidas em exames de tomografia. As fotos são transformadas em linhas geométricas e essas linhas são extrudadas em sólidos, obtendo-se as geometrias sólidas que formam as partes.

O modelo utilizado foi disponibilizado no site *GrabCAD* (GrabCAD.com, acessado em 30 de outubro de 2014), que é uma comunidade de engenharia onde são compartilhados modelos de geometrias criados por diversas metodologias.

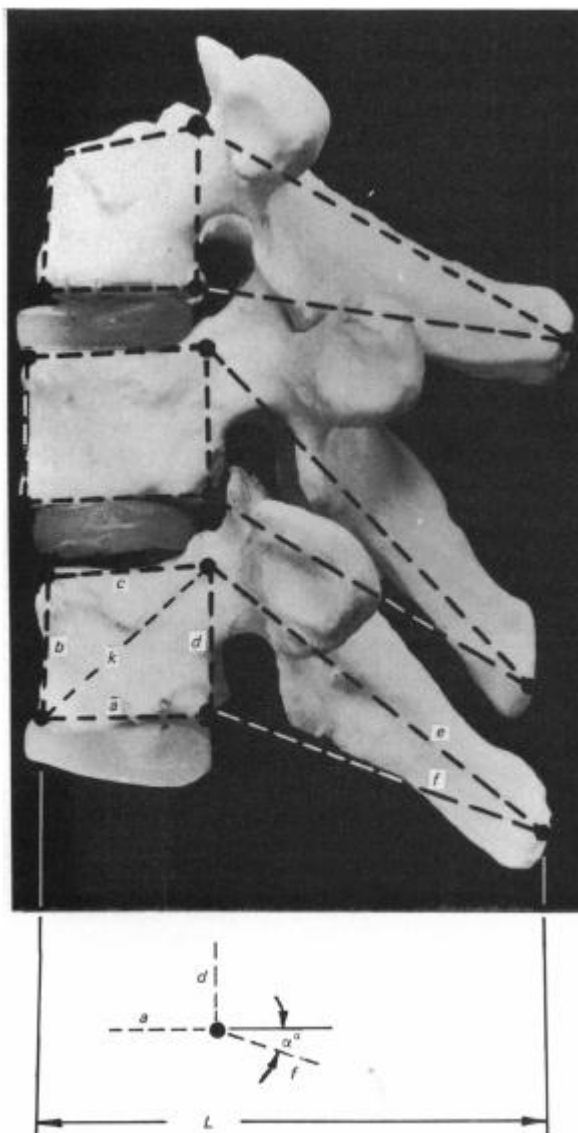
A modelagem geométrica foi feita a partir de um cadáver masculino que não contém traumas e patologias, sendo o corpo sólido íntegro e com qualidade suficiente para a continuação do trabalho.

Foram pesquisados dados de geometria para a comparação das dimensões das vértebras e discos com o modelo estudado. Gilad & Nissan (1985) realizaram estudo quantitativo das dimensões principais das vértebras da coluna cervical através da medição de radiografias de pessoas do sexo masculino entre 20 e 38 anos com média de altura de 1,74cm. As dimensões coletadas estão indicadas na Figura 18 e foram comparadas com o modelo conforme Figura 19.

Figura 17 - Fluxograma do desenvolvimento do trabalho



Fonte: Próprio autor

Figura 18 – Dimensões analisadas por Gilad & Nissan (1985)

Fonte: Gilad & Nissan (1985)

A Tabela 1 mostra a comparação das dimensões principais das vértebras com as dimensões obtidas no trabalho de Gilad & Nissan (1985) e a diferença é ilustrada no gráfico da Figura 20 na forma percentual. Observa-se uma diferença máxima de 25% registrada na cota “a”. Como há relação direta das dimensões com diferenças abaixo de 15%, as diferenças maiores que estas podem ser explicadas pela diferença do padrão de medição das dimensões quando comparadas entre o modelo do presente trabalho e o trabalho de Gilad & Nissan (1985).

Figura 19 – Dimensões comparativas das vértebras com o trabalho de Gilad & Nissan (1985)

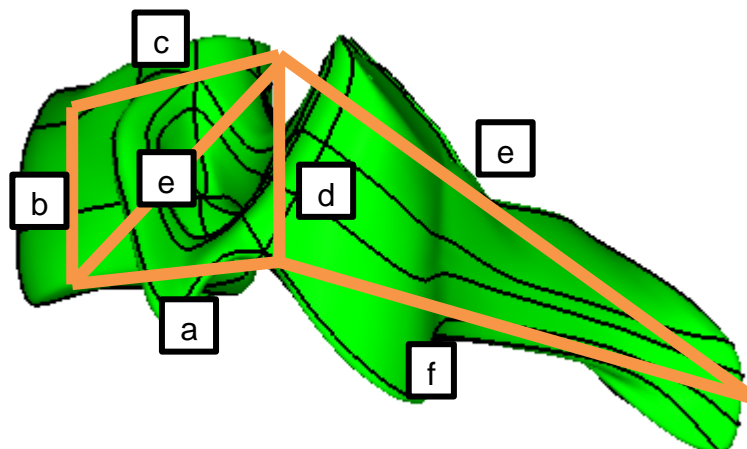
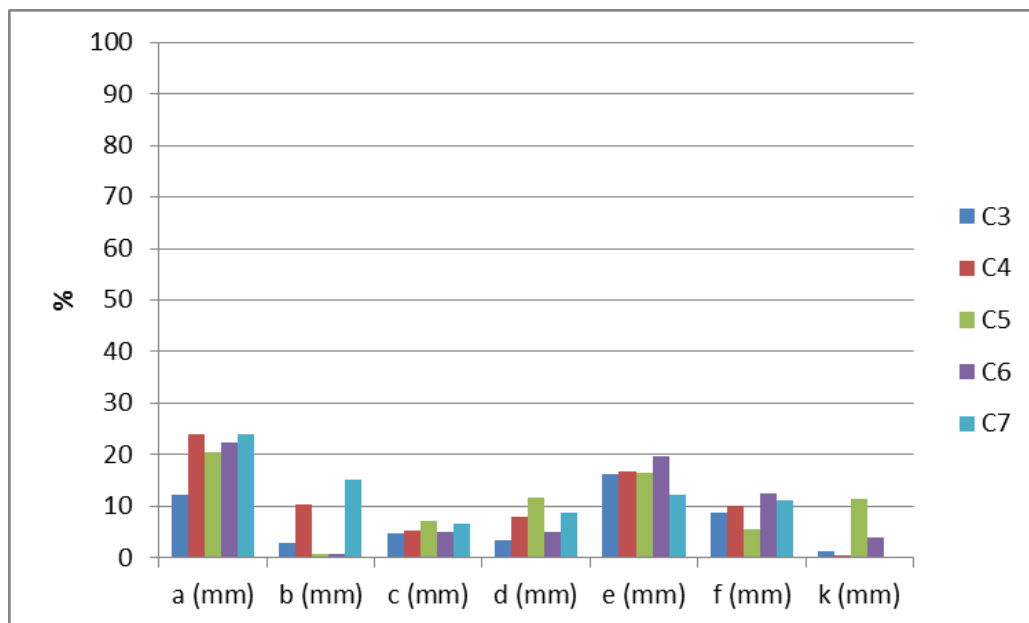


Tabela 1 – Comparação das dimensões geométricas das vértebras com o trabalho de Gilad & Nissan (1985)

Vértebra	a (mm)		b (mm)		c (mm)		d (mm)	
	Gilad	Modelo	Gilad	Modelo	Gilad	Modelo	Gilad	Modelo
C3	15,6	15,1	14,1	13,7	14,8	14,1	14,5	15,0
C4	15,8	14,8	13,4	12,0	15,5	16,3	13,9	15,0
C5	16,1	15,3	12,7	12,8	15,5	14,4	13,8	12,2
C6	16,6	16,2	13,0	12,9	16,0	15,2	13,9	14,6
C7	16,3	17,1	14,6	12,4	16,4	17,5	14,9	13,6

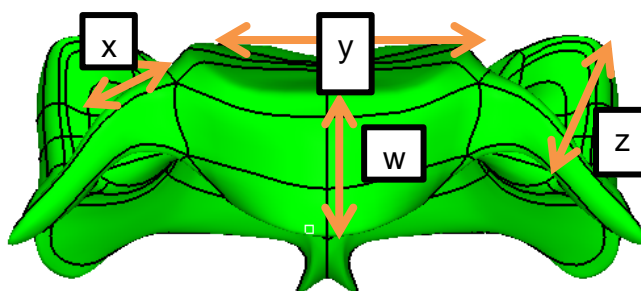
Vértebra	e (mm)		f (mm)		k (mm)	
	Gilad	Modelo	Gilad	Modelo	Gilad	Modelo
C3	34,4	40,0	30,6	33,3	23,4	23,1
C4	33,6	39,2	30,4	33,5	23,0	23,1
C5	35,4	41,2	33,0	34,8	22,6	20,0
C6	41,0	49,1	39,7	44,7	22,6	21,7
C7	49,6	55,6	46,6	51,8	22,8	22,8

Figura 20 – Diferença percentual entre as dimensões das vértebras em relação a Gilad & Nissan (1985)



O trabalho realizado por Han, Kim, & Jung (2012) de modelagem da coluna cervical utilizou comparações do modelo geométrico com dados obtidos nos trabalhos experimentais de Milne (1991) e Gilad & Nissan (1985) com os dimensionamentos nas posições mostradas na Tabela 2 e ilustrado como diferença percentual na Figura 22.

Figura 21 - Comparação das dimensões geométricas das vértebras com o trabalho de Han, Kim, & Jung (2012)



Fonte: Próprio autor

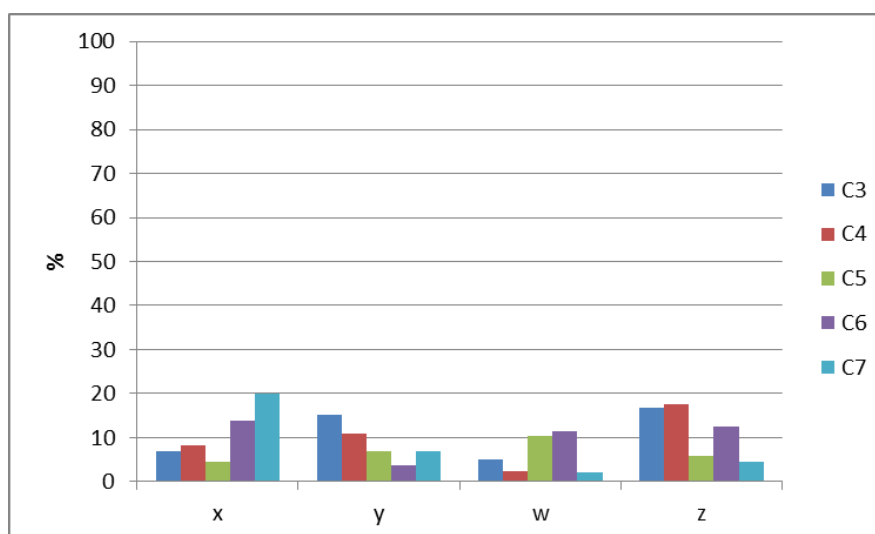
Tabela 2 - Comparação das dimensões geométricas das vértebras com o trabalho de Han, Kim, & Jung (2012)

	x (mm)		y (mm)		W (mm)		Z (mm)	
	Han	Modelo	Han	Modelo	Han	Modelo	Han	Modelo
C3	14,8	15,8	23,6	27,2	13,8	13,1	11,4	9,5
C4	13,3	14,4	23,9	26,5	12,3	12,6	12,6	10,4
C5	15,2	14,5	25,7	27,5	13,6	12,2	10,3	10,9
C6	14,5	12,5	26,8	27,8	13,2	11,7	10,3	11,6
C7	15,1	12,1	29,1	27,1	13,7	13,4	11,0	10,5

Fonte: Próprio autor

Observa-se pela Figura 22 que a diferença máxima é de 20% na cota “x” da vértebra C7, o que pode ser oriundo de diferença da posição do dimensionamento dos dois trabalhos.

Figura 22 - Diferença percentual entre as dimensões das vértebras em relação a Han, Kim, & Jung (2012)



Fonte: Próprio autor

4.2 Modelo numérico FEM

O modelo numérico em elementos finitos da coluna foi construído utilizando o software *Hypermesh*. Foram modeladas as vértebras Axis-C7, seus discos

intervertebrais e os ligamentos longitudinal anterior e posterior e os ligamentos laterais.

4.2.1 Modelo FEM das vértebras e discos

A malha das vértebras e dos discos foi modelada com elementos tridimensionais tetraédricos, que são elementos que conseguem traduzir bem o modelo geométrico CAD em malha discretizada.

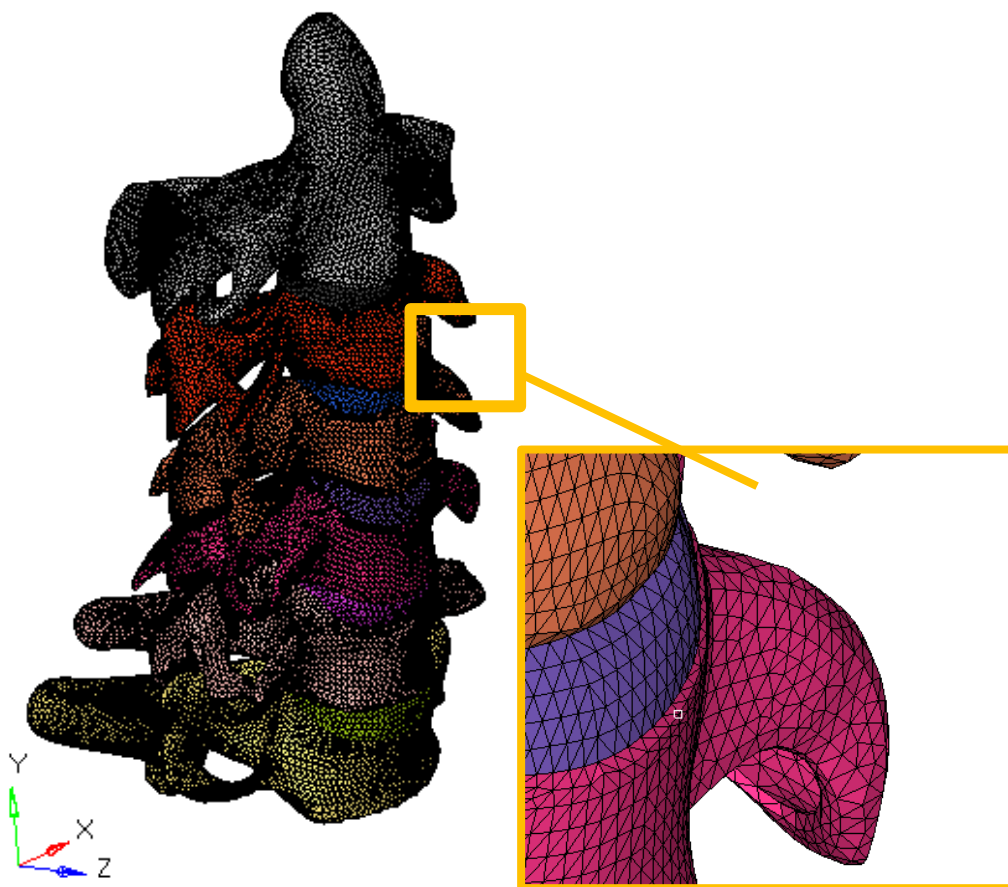
A dimensão dos elementos utilizada foi máxima de 1 mm, que se traduz na distância entre nós, sendo esse valor reduzido onde há curvas na geometria de forma a refinar os elementos e representar melhor as curvas. A Tabela 3 mostra o número de elementos que foi utilizado na modelagem, totalizando 394.718 elementos e 93.170 nós.

Em comparação com outros trabalhos, Han, Kim, & Jung (2012) utilizou o mesmo tamanho elemento (1mm) na modelagem da coluna cervical assim como Oliveira (2013) na modelagem da coluna lombar, onde realizou vários testes com malha mais grosseira (elementos com maiores dimensões) e concluiu que a geometria se adapta melhor com malha de 1mm. Ambos os estudos utilizaram elementos tridimensionais tetraédricos

Tabela 3 – Número de elementos e nós do modelo FEM

		Número de elementos	Número de nós
	Axis	70.255	15.831
Vértebras	C3	55.661	13.032
	C4	53.624	12.639
	C5	44.413	11.376
	C6	64.519	15.057
	C7	73.919	16.938
Discos	Axis-C3	6.066	1.536
	C3-C4	5.759	1.504
	C4-C5	6.692	1.751
	C5-C6	7.118	1.784
	C6-C7	6.692	1.722
Total		394.718	93.170

Figura 23 – Modelo da coluna cervical modelada em elementos finitos

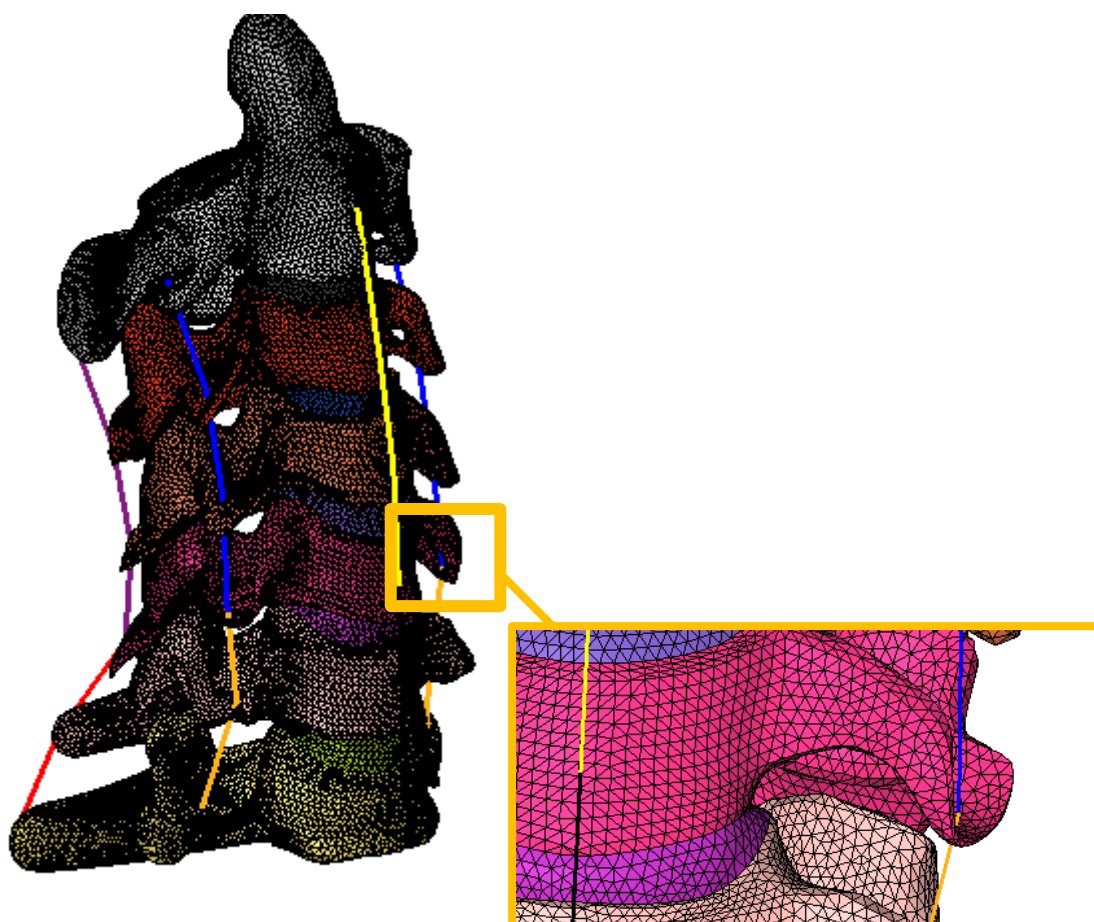


Fonte: Próprio autor

4.2.2 Modelo FEM dos ligamentos

Os ligamentos foram modelados por elementos unidimensionais de mola, onde se impõem uma rigidez uniaxial (somente em uma direção). Foi imposta uma rigidez mínima de compressão e a rigidez de tração conforme item 4.3.3.

Figura 24 - Modelo dos ligamentos com elementos mola



Fonte: Próprio autor

4.2.3 Contato entre as vértebras

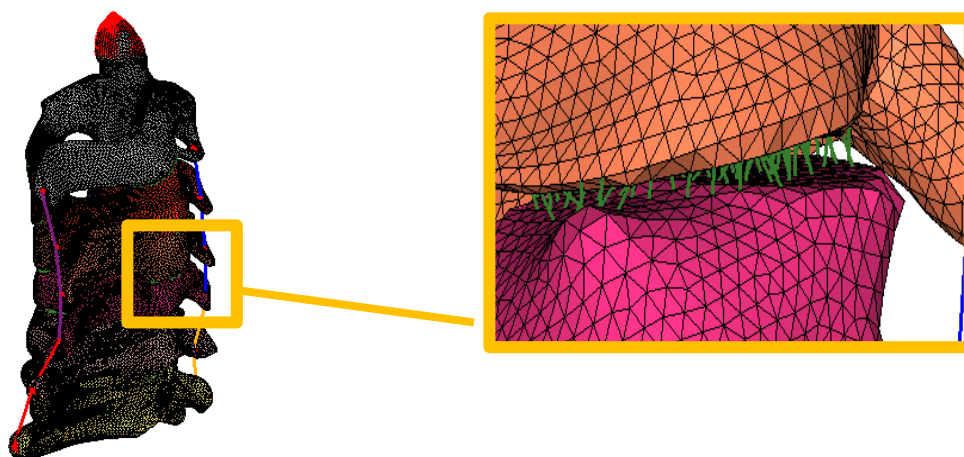
O contato entre as vértebras foi modelado por elementos unidimensionais de gap, onde se impõem uma rigidez uniaxial (somente em uma direção). O elemento gap é a base dos contatos de superfícies e contatos nodais, onde se pode indicar como é o contato de nó com nó.

Para o modelo da coluna cervical, criou-se conjuntos de gaps na região das facetar das vértebras, onde se indicou uma rigidez alta de compressão e mínima de tração. Outra característica do elemento gap é o momento em que o contato irá agir,

ou seja, quando as malhas se interceptarem geometricamente o gap começará a utilizar da rigidez de compressão para transmitir o deslocamento para nó em contato correspondente.

Os elementos de gap foram criados ligando uma vértebra na outra nas posições anterior, posterior e laterais, permitindo tração e impondo rigidez quando comprimidos. A Figura 25 mostra a representação dos elementos gaps no modelo.

Figura 25 – Modelo do contato por gaps



Fonte: Próprio autor

4.3 Propriedade mecânicas

As propriedades mecânicas utilizadas se basearam em estudos experimentais e teóricos publicados. Para as vértebras e os discos intervertebrais considerou-se o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. Para os ligamentos considerou-se a rigidez axial.

4.3.1 Vértebras

Em seu estudo de modelagem da coluna cervical, Maurel, Lavaste, & Skalli (1997) utilizaram propriedades mecânicas oriundas dos estudos de Cressend (1992) que estudou as propriedades mecânicas das partes da coluna cervical. Nordin & Frankel (2012) em sua publicação fizeram várias comparações dos valores das propriedades mecânicas. Oliveira (2013) baseou sua modelagem da coluna lombar no trabalho de Smit, Dgard, & Schneider (1997) de análise mecânica dos ossos.

A Tabela 4 mostra o resumo das propriedades mecânicas dos trabalhos mencionados. O valor considerado para o presente estudo é $E=12.000\text{MPa}$ e $\text{Poisson}=0,30$ que são valores encontrados em trabalho de modelagem da coluna cervical. A densidade considerada foi de $1,85\text{g/cm}^3$, como valor indicado por Nordin & Frankel (2012) em seu estudo.

Tabela 4 – Propriedades mecânicas das vértebras

	Módulo de elasticidade E	Coeficiente de Poisson
	N/mm ² (MPa)	
Maurel	12.000	0,30
Nordin	10.000-15.000	0,30
Oliveira	3.000	0,30
Han	12.000	0,29
Presente trabalho	12.000	0,30

Fonte: Próprio autor

4.3.2 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais possuem propriedades viscoelásticas, ou seja, sua curva de rigidez varia em função da velocidade de deformação. Para a análise estática considerou-se o valor de rigidez para baixa velocidade, visto que nessa análise o tempo não é variável.

Oliveira (2013) se baseou no trabalho de Kim, Lee, Suk, Lee, & Jeong, (2010) para alcançar o valor aproximado de 2,0MPa de módulo de elasticidade e 0,40 de coeficiente de Poisson.

Para o presente trabalho, utilizou-se os mesmos valores utilizados por Oliveira (2013).

4.3.3 Ligamentos

As propriedades mecânicas dos ligamentos modeladas estão de acordo com o trabalho de Monteiro (2009) que se baseou nas propriedades de encontradas por Moroney S. P. (1988) em seu estudo. Os valores se aproximam ao publicado por Nordin & Frankel (2012). A Tabela 5 mostra os coeficiente utilizados.

Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos ligamentos

	C2-C3		C3-C4		C5-C6		C6-C7	
	Rigidez	Amortec.	Rigidez	Amortec.	Rigidez	Amortec.	Rigidez	Amortec.
	N/m	Ns/m	N/m	Ns/m	N/m	Ns/m	N/m	Ns/m
Ligamento lateral	33600	0,4	33600	0,4	36900	0,4	36900	0,4
Ligamento anterior longitudinal	16000	0,4	16000	0,4	17900	0,4	17900	0,4
Ligamento posterior longitudinal	25400	0,4	25400	0,4	23000	0,4	23000	0,4

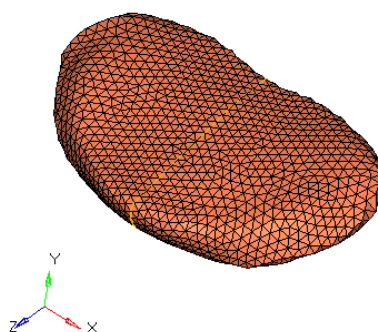
Fonte: Próprio autor

4.4 Modelo numérico de múltiplos corpos com corpos flexíveis modelados separadamente

Para a modelagem da coluna utilizou-se o método de múltiplos corpos, considerando a deformação dos discos intervertebrais pelo método dos corpos flexíveis. Para se alcançar o objetivo de representar a dinâmica da coluna, foi necessário representar as partes móveis flexíveis, pois estas exercem influência na movimentação global.

Os discos intervertebrais foram representados por elementos flexíveis que se comunicam com o restante da coluna por contato. Como a geometria do disco é mais complexa, recorreu-se ao método dos elementos finitos para trabalhar a particularidade e incluir os detalhes no modelo de cálculo mais particularmente, mostrado na Figura 12 como modelo no *software Hypermesh*.

Figura 26 - Modelo em elementos finitos do disco intervertebral Axis-C3



Fonte: Próprio autor

O comportamento mecânico do disco intervertebral é definido principalmente pela sua rigidez, pois a deformação sofrida por ele na dinâmica da coluna vertebral influi nas amplitudes de movimentação. Para representar esta rigidez no modelo numérico, utilizou-se as propriedades de módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson e densidade descritas no item 4.3.

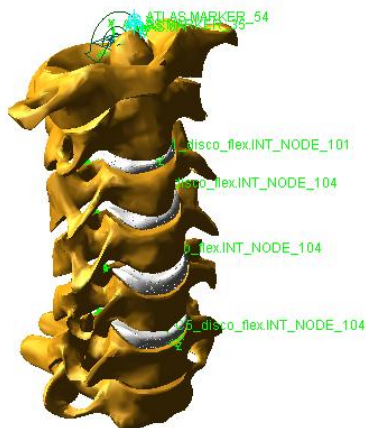
Com o modelo de cálculo, foi criado um procedimento que utiliza a metodologia de transformação de corpos rígidos em elementos flexíveis por analogias de massa e rigidez, disponíveis no *software Motion View*. A metodologia cria um modelo, a partir dos elementos finitos, no formato Motion View. A partir desse modelo converte-se para o formato ADAMS.

Com o modelo no formato MNF do ADAMS, importou-se o modelo junto às vértebras representadas por corpos rígidos, conforme Figura 27.

Os ligamentos foram representados por componentes mola e amortecedor já existentes no *software ADAMS* de múltiplos corpos, considerando o comportamento

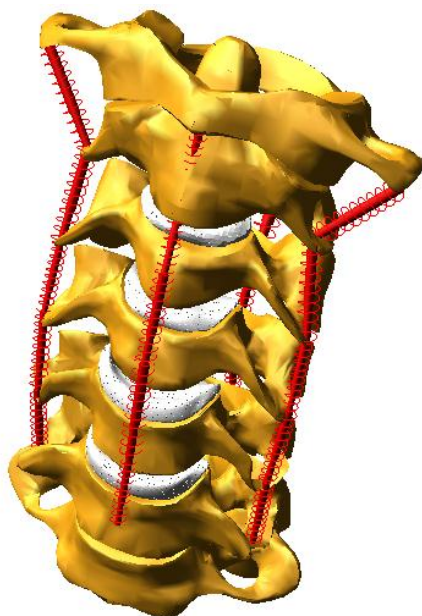
linear do material. O modelo ADAMS com a representação dos ligamentos e das rigidezes musculares pode ser vista na Figura 28.

Figura 27 - Modelo ADAMS com as vértebras em corpos flexíveis



Fonte: Próprio autor

Figura 28 - Modelo ADAMS com a representação dos ligamentos em mola amortecedor



Fonte: Próprio autor

4.4.1 Modelo numérico das vértebras

As vértebras possuem características estruturais próprias. A definição da geometria é fundamental no modelo da coluna, pois consistem na estrutura onde os ligamentos e os músculos são conectados, segundo Monteiro (2009).

A definição das coordenadas móveis de cada vértebra seguiu o modelo CAD e as propriedades mecânicas estruturais foram consideradas rígidas, ou seja, desconsiderou-se deformação das vértebras para as análises, baseando no princípio de que em condições normais de posição do ser humano, não há solicitação suficiente para ocorrer deformação significativa nas vértebras. Deformações elevadas devido à solicitações anormais poderiam causar danos às vértebras, visto que a estrutura óssea é composta de material frágil.

As dimensões do modelo das vertebrae seguem a metodologia descrita no item 4.1 e as propriedades mecânicas utilizadas foram descritas no item 4.3.

4.4.2 Modelo numérico dos ligamentos

Os coeficientes de rigidez dos ligamentos foram introduzidos no modelo através da rigidez dos elementos de molas, como explicitado no item 4.3.3. Considerou-se a rigidez somente de tração, sendo a compressão nula, ou seja, equalizou-se em 0 a força na compressão do elemento mola.

4.4.3 Modelo numérico dos discos intervertebrais

A modelagem numérica foi realizada utilizando o método de elementos finitos, cujas propriedades mecânicas foram obtidas na análise bibliográfica de Oliveira (2013), que concluiu e considerou em seu trabalho o valor de 10MPa de módulo de elasticidade e 0,40 para o coeficiente de Poisson, como descrito no item 4.3.3.

4.4.4 Contatos

As juntas que ligam as vértebras apresentam superfícies de contato nas articulações que podem restringir os movimentos da coluna vertebral. O modelo foi desenvolvido mediante técnicas de modelagem não linear de contatos, onde criou-se a interface de contato entre corpo rígido e corpo flexível (vértebra e disco respectivamente).

4.5 Modelo numérico de múltiplos corpos com corpos flexíveis modelados como modelo único

O modelo de múltiplos corpos com corpos flexíveis como um modelo único consiste na construção de um modelo da coluna vertebral a partir do modelo de elementos finitos (descrito no item 4.2) no qual as vértebras e discos estão ligadas, formando um modelo único.

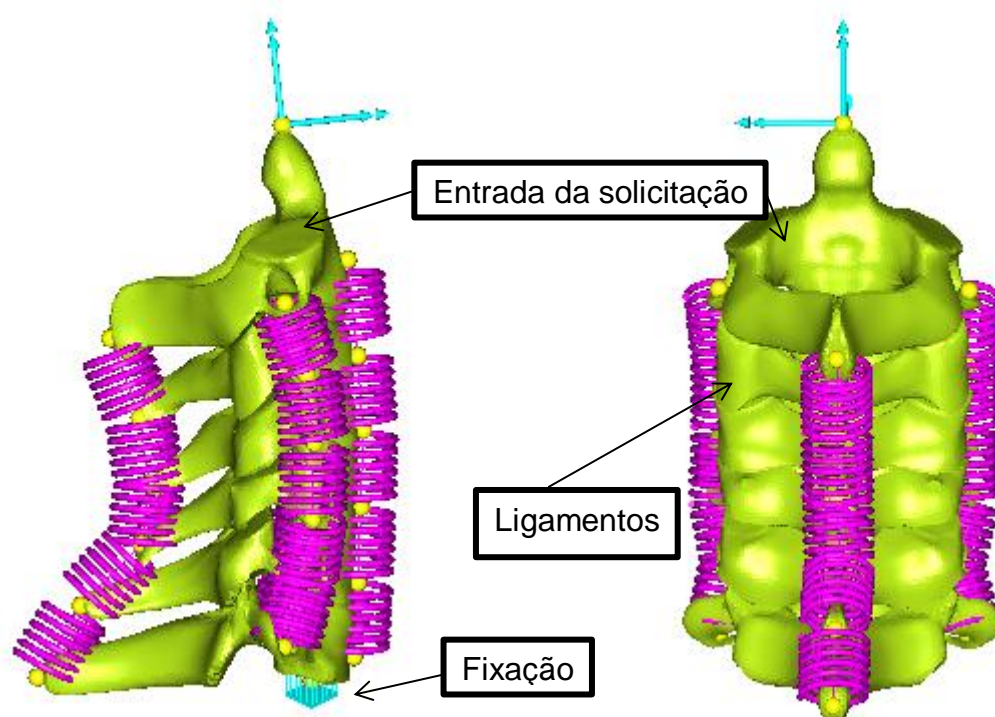
A partir desse modelo FEM, foi criado o corpo flexível para o modelo de múltiplos corpos. As propriedades de rigidez e massa das vértebras e discos intervertebrais já estão consideradas.

A entrada do modelo FEM são os elementos e nós com suas propriedades de materiais e a predefinição dos nós de interface, que são os mesmo onde fixam os ligamentos, a base C7 para indicar a restrição e o topo da vértebra Axis, que é o local onde se indica a solicitação proveniente da cabeça.

A rigidez dos ligamentos foram consideradas através de elementos de mola do modelo de múltiplos corpos, considerando-se rigidez de tração e nula a rigidez de compressão. Os valores considerados estão descritos no item 4.3.3.

A Figura 29 mostra o modelo construído em múltiplos corpos.

Figura 29 – Modelo da coluna vertebral em múltiplos corpos sendo a coluna modelada em corpos flexíveis



Fonte: Próprio autor

5 RESULTADOS

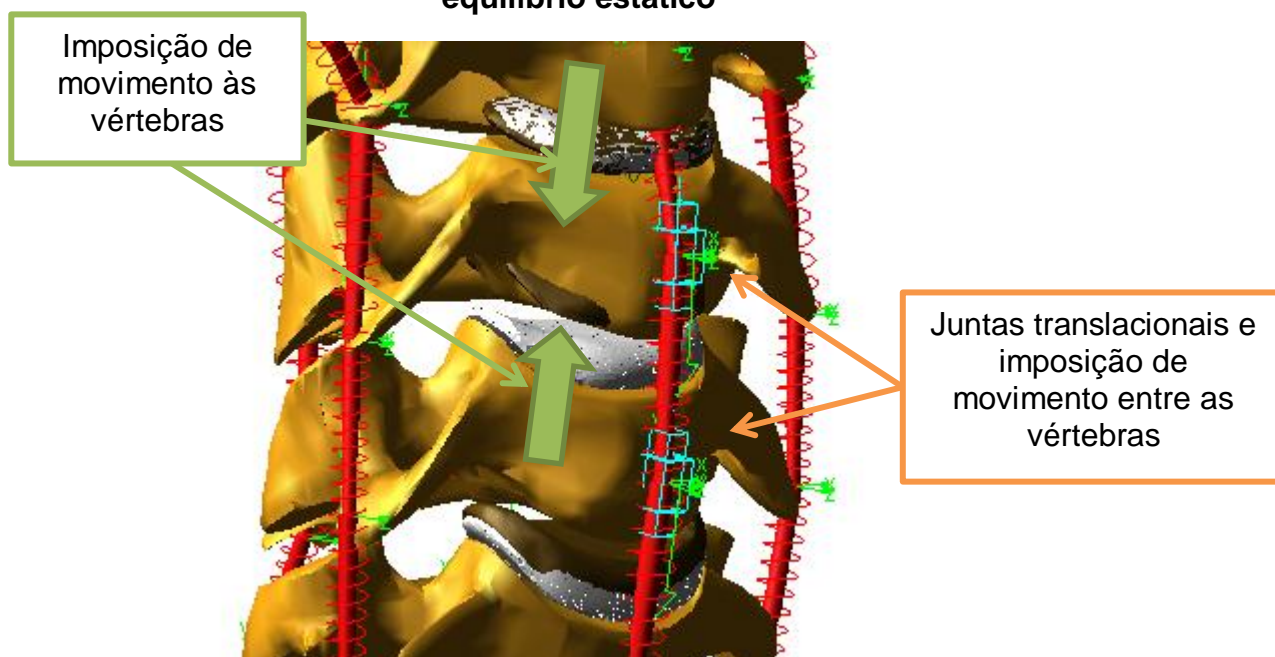
Foram testadas as duas metodologias separadamente, múltiplos corpos com as vértebras modeladas por corpos rígidos e os discos como corpos flexíveis e a coluna vertebral modelada como um único corpo flexível (vértebras e discos modelados como corpos flexíveis), além da análise em elementos finitos utilizando contato por elementos *gaps*.

5.1 Simulação da coluna vertebral modelada separadamente em múltiplos corpos

A modelagem dos contatos entre as vértebras e os discos exigiu que fosse inserida uma distância inicial entre os componentes, pois a formulação do contato da parte flexível (disco intervertebral) e da parte rígida (vértebra) necessita que no tempo inicial da análise não haja contato entre esses corpos, sendo o contato obtido pelo próprio software durante a análise.

Com isso, criou-se uma metodologia para obter o equilíbrio estático do modelo partindo desta distância inicial entre os componentes. A metodologia consiste em inserir uma junta de translação entre cada vértebra e imposto um movimento nesta junta, de forma que as vértebras se unam e pressionem o disco correspondente entre elas, conforme Figura 30.

Figura 30 – Imposição dos movimentos das vértebras para a obtenção do equilíbrio estático

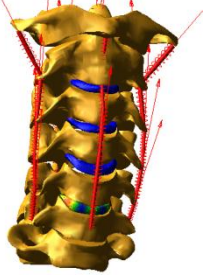
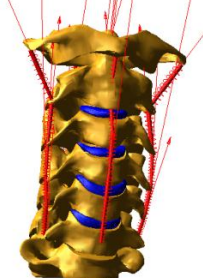
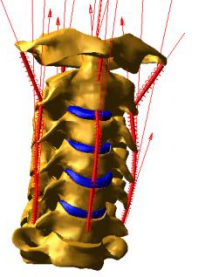
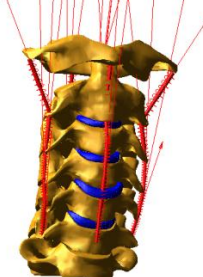
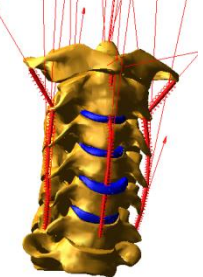


Fonte: Próprio autor

A movimentação foi imposta em cada junta de translação de forma que ocorressem não simultaneamente para que o correto posicionamento das vértebras fossem atingidos no final da simulação. Então seguiu-se o procedimento de movimentação conforme a Tabela 6..

A função computacional utilizada gera uma curva linear de deslocamento em um tempo inicial até um tempo determinado. Sua representação é STEP(variável independente, tempo inicial, posição inicial, tempo final, posição final). Com isso, cada vértebra é deslocada em um tempo determinado de uma posição à outra, com o objetivo de se encontrar o equilíbrio no momento de contato entre elas.

Tabela 6 – Tabela com a movimentação das vértebras para a obtenção do equilíbrio estático

<p>Etapa 1: vértebras C6-C5 Fórmula: STEP(time, 0.0, 0.0, 1.9, 2.0)</p>	<p>Etapa 2: vértebras C5-C4 STEP(time, 2.1, 0.0, 3.7, 3.0)</p>
	
<p>Etapa 3: vértebras C4-C3 STEP(time, 4.0, 0.0, 5.5, 2.0)</p>	<p>Etapa 4: vértebras C3-Axis STEP(time, 6.0, 0.0, 7.0, 1.65)</p>
	
<p>Etapa 5: vértebras Atlas-Axis STEP(time, 7.5, 0.0, 9.0, 8)</p>	
	

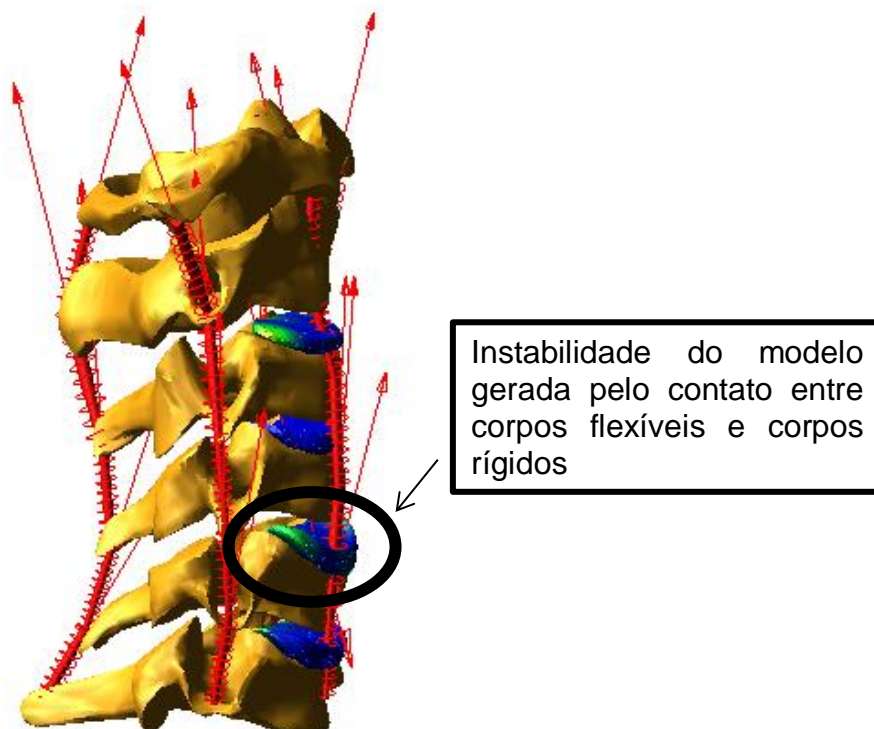
Fonte: Próprio autor

A junta que une as vértebras Axis e Atlas obteve maior amplitude que as demais, devido à compensação de distância da Axis, pois esta permaneceu-se sem movimento no momento que as demais vértebras se movimentavam.

Como o disco intervertebral é um corpo com superfícies irregulares, o contato no modelo de múltiplos corpos se tornou instável, gerando grandes forças devido ao atrito imposto e causando desalinhamento das vértebras com os discos.

Os problemas encontrados são devidos, em grande parte, ao fato dos corpos flexíveis não permitirem grandes deformações. Com isso a modelagem de contato entre corpos flexíveis não foi adequada para a estabilização e convergência da solução computacional, como ilustrado na Figura 31.

Figura 31 – Instabilidade na análise de múltiplos corpos



Fonte: Próprio autor

Tais problemas tornam a análise inviável de ser realizada, visto que a não convergência do resultado afeta diretamente na confiabilidade dos resultados.

5.2 Simulação da coluna vertebral modelada em elementos finitos

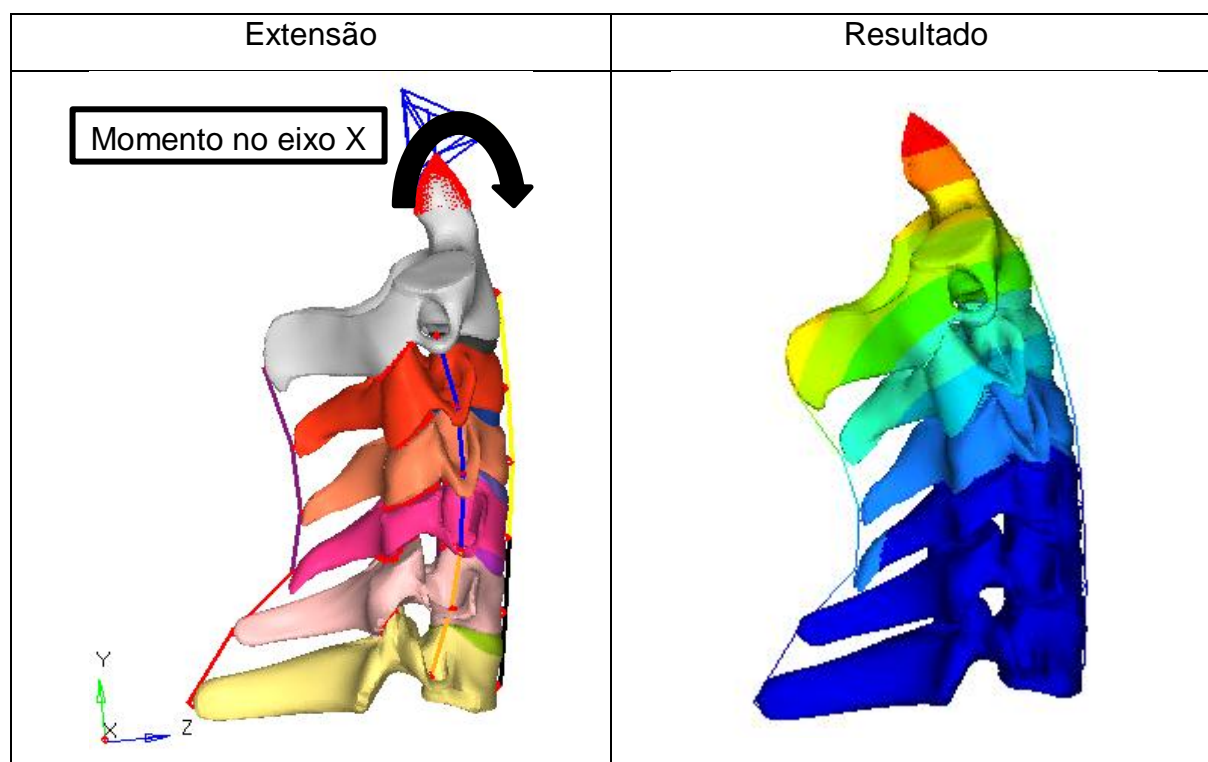
Para o modelo de elementos finitos foram simuladas situações de extensão da coluna (momento no eixo X sentido horário), flexão (momento no eixo X sentido anti-

horário) e lateral (momento no eixo Z). As cargas aplicadas foram 1,0N.m, 1,5N.m e 2,0N.m, que servirão de comparativos com outros trabalhos.

Os resultados alcançados foram ângulo relativo entre as vértebras adjacentes para cada momento solicitante.

5.2.1 Extensão (Momento no eixo X no sentido horário)

Foi imposto no eixo X no sentido horário para representar uma movimentação da coluna cervical de extensão. A extensão acontece em várias situações cotidianas, como uma pessoa observando algo acima dos seus olhos, ou quando apoia-se a cabeça em uma poltrona.



Fonte: Próprio autor

A Tabela 7 mostra o comparativo dos ângulos relativos obtidos no modelo em comparação com os trabalhos de Monteiro (2009) e Camacho (1997).

Os valores encontrados foram menores que os modelos estudados. A explicação pode se dar pela diferença dos elementos de contato considerado nos

modelos, elemento importante na transmissão de movimento entre as vértebras após o contato de suas faces.

Tabela 7 – Ângulo relativo entre as vértebras para movimento de extensão

		Extensão		
		1 N.m		
		Monteiro	Camacho	Modelo
C3-C2	(graus)	-6,53	-5,53	-1,23
C4-C3	(graus)	-6,78	-4,38	-1,42
C5-C4	(graus)	-5,77	-3,61	-1,54
C6-C5	(graus)	-5,94	-4,58	-1,90
C7-C6	(graus)	-4,02	-3,55	-1,33

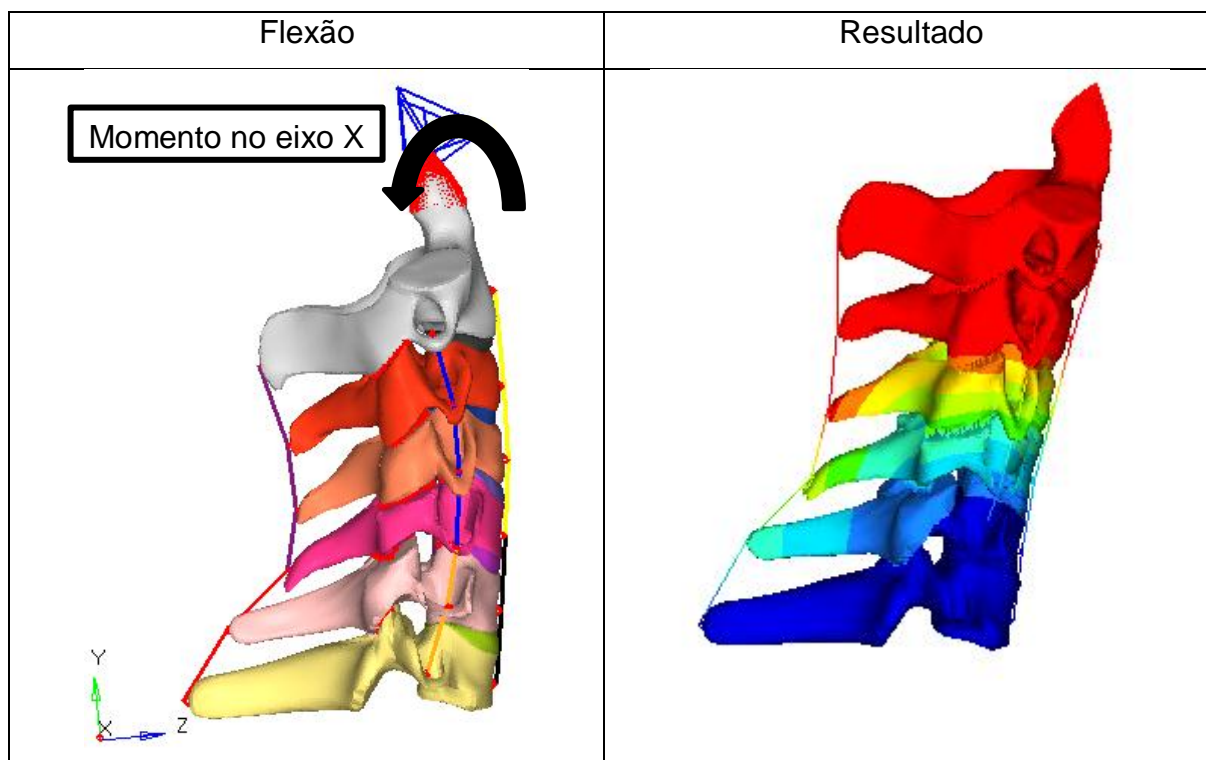
		1,5 N.m			2 N.m		
		Monteiro	Camacho	Modelo	Monteiro	Camacho	Modelo
C3-C2	(graus)	-8,37	-5,93	-1,82	-8,42	-6,21	-2,39
C4-C3	(graus)	-8,79	-4,73	-2,12	-8,97	-4,98	-2,80
C5-C4	(graus)	-7,45	-3,85	-2,31	-8,14	-4,03	-3,06
C6-C5	(graus)	-7,54	-5,00	-2,22	-8,46	-5,30	-2,55
C7-C6	(graus)	-4,24	-3,88	-2,00	-4,49	-4,11	2,66

Fonte: Próprio autor

5.2.2 Flexão (Momento no eixo X no sentido anti-horário)

O modelo foi submetido a esforços de momento no eixo X anti-horário, o que representa a flexão da coluna cervical. Foram calculados os ângulos relativos das vértebras devido ao momento imposto.

No cotidiano a flexão ocorre quando o indivíduo movimenta a cabeça para olhar para baixo da linha de visão, gerando compressão nos discos na região anterior e tração nos ligamentos posteriores.



Fonte: Próprio autor

A Tabela 8 mostra os ângulos relativos entre as vértebras comparando com os valores encontrados por Monteiro (2009) e Camacho (1997). Da mesma forma que foi encontrado na extensão, os valores do presente trabalho é menor do que os valores encontrados nos trabalhos relacionados.

Tabela 8 - Ângulo relativo entre as vértebras para movimento de flexão

		Flexão		
		1 N.m		
		Monteiro	Camacho	Modelo
C3-C2	(graus)	4,55	5,03	2,50
C4-C3	(graus)	4,45	5,13	4,50
C5-C4	(graus)	4,49	5,82	2,45
C6-C5	(graus)	4,81	5,09	1,56
C7-C6	(graus)	4,77	3,73	1,89

		1,5 N.m			2 N.m		
		Monteiro	Camacho	Modelo	Monteiro	Camacho	Modelo
C3-C2	(graus)	6,94	5,82	2,81	8,65	6,40	3,05
C4-C3	(graus)	6,69	5,66	5,23	8,29	6,04	5,90

C5-C4	(graus)	6,65	6,77	2,87	8,15	7,45	3,17
C6-C5	(graus)	6,98	5,78	1,81	8,54	6,28	2,04
C7-C6	(graus)	6,74	4,38	2,20	8,15	4,86	2,50

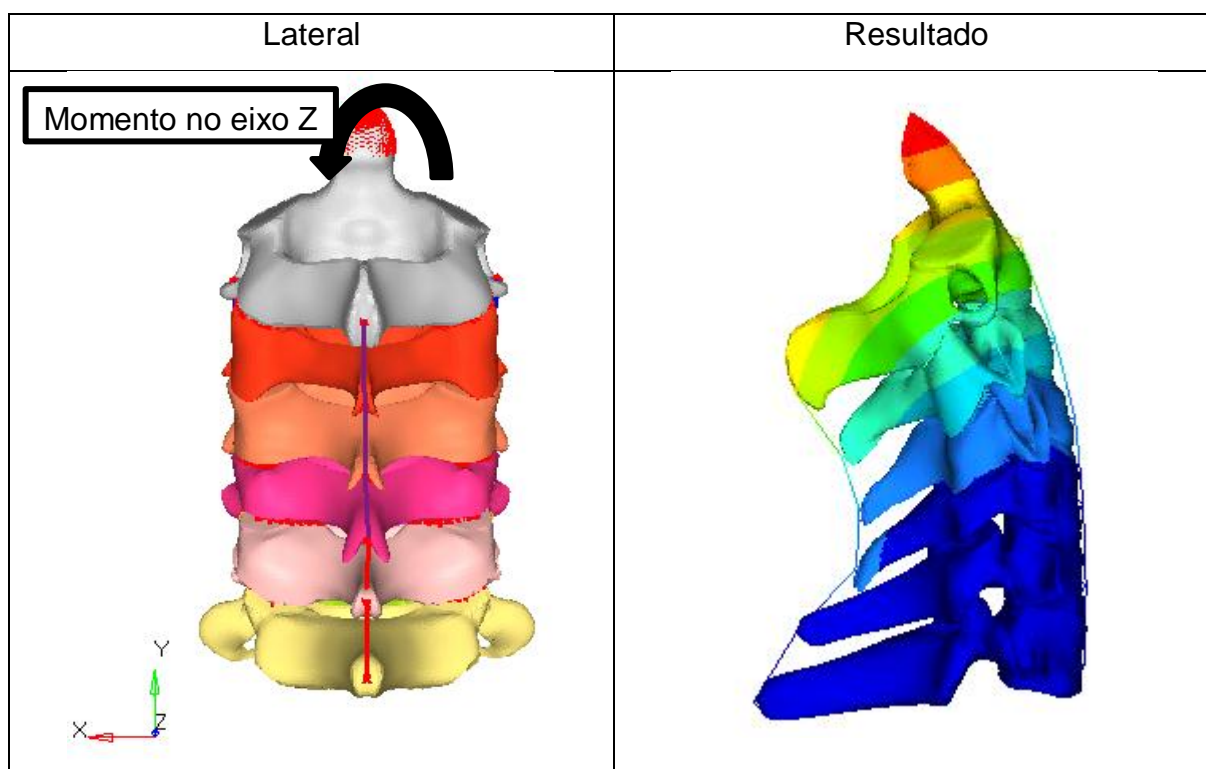
Fonte: Próprio autor

5.2.3 Lateral (Momento no eixo Z)

O modelo foi submetido a esforços de momento no eixo Z, o que representa a flexão lateral da coluna cervical. Foram calculados os ângulos relativos das vértebras devido ao momento imposto.

No cotidiano a flexão lateral ocorre com menor frequência quando comparada com a flexão e extensão. O movimento ocorre quando a pessoa gira a cabeça lateralmente. Como esse movimento não altera o campo de visão, geralmente é um movimento que ocorre com menor frequência.

A Tabela 9 mostra os valores de ângulos relativos entre as vértebras para esse movimento.



Fonte: Próprio autor

Tabela 9 - Ângulo relativo entre as vértebras para movimento de flexão lateral

		Lateral		
		1 N.m	1,5 N.m	2 N.m
C3-C2	(graus)	1,403	1,674	1,813
C4-C3	(graus)	1,529	1,952	2,49
C5-C4	(graus)	1,283	1,578	1,86
C6-C5	(graus)	1,624	1,836	1,87
C7-C6	(graus)	1,074	1,362	0,044

Fonte: Próprio autor

5.2.4 Comparação de solicitação nas vértebras durante os movimentos de flexão, extensão e lateral

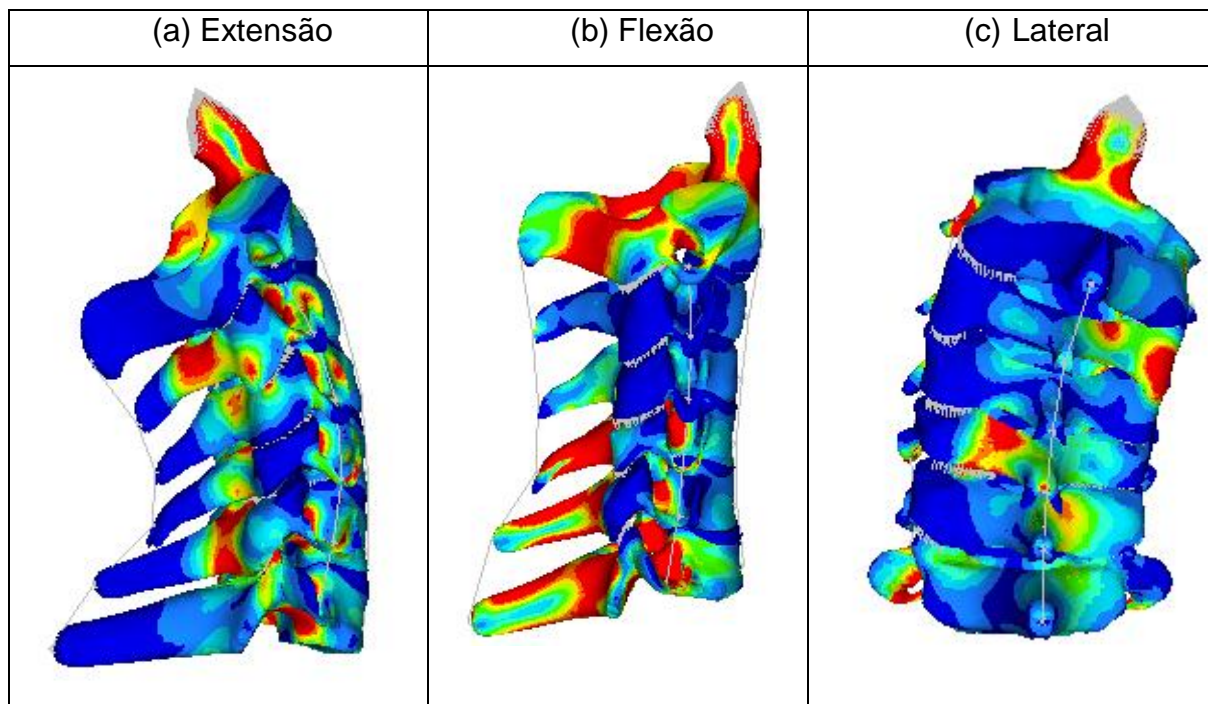
A coluna cervical possui grande margem para se movimentar quando comparada com as demais partes da coluna humana. Cada movimentação em alguma direção altera o local e a intensidade da solicitação nos discos, vértebras e ligamentos.

A análise de tensão visa mostrar graficamente as regiões que sofrem com o esforço imposto pela movimentação da coluna. Foram coletados os valores para a solicitação de 2N.m.

Pela Figura 32 pode-se observar que a tensão na coluna varia de acordo com a direção da movimentação que é solicitada. Observa-se que as vértebras sofrem na região anterior tanto no movimento de flexão quanto no movimento de extensão.

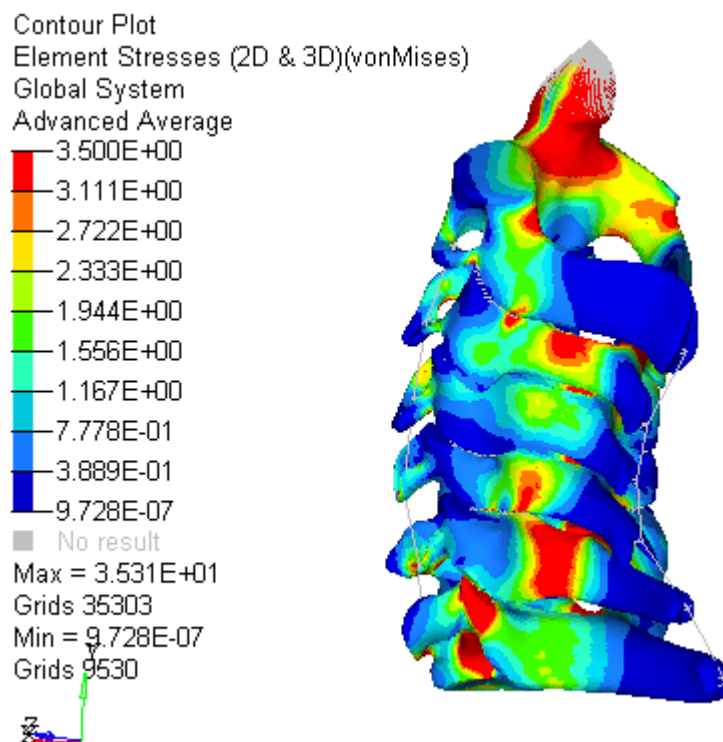
A Figura 33 mostra a análise de tensão para o movimento de flexão. Observa-se que a região mediana, próxima às facetas, sofre com a solicitação. Isso se deve ao fato de uma vértebra ter se apoiado sobre a outra pelo contato dos gaps. Isso demonstra que grande amplitude de flexão interfere na integridade das vértebras.

Figura 32 – Distribuição de tensão nas vértebras durante movimentações da coluna cervical



Fonte: Próprio autor

Figura 33 - Análise de tensão para o movimento de extensão

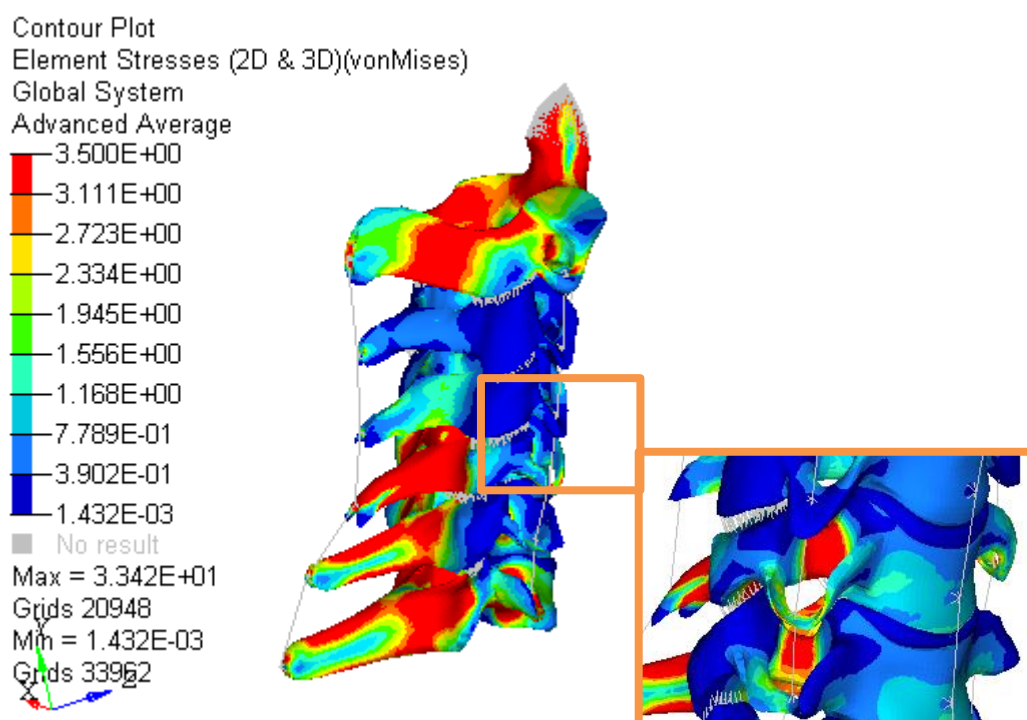


Fonte: Próprio autor

A Figura 34 mostra as regiões que sofrem maior solicitação durante o movimento de flexão. Observa-se que a vértebra Axis sofre grande solicitação, pois o momento é induzido diretamente sobre ela, tracionando o ligamento anterior que a liga na vértebra C3. As vértebras C5, C6 e C7 também sofrem grande solicitação devido ao ligamento anterior estar tracionado.

O detalhe da Figura 34 mostra que a região lateral da vértebra também sofre tensão nesse movimento, significando que o ligamento lateral está sendo tracionado. Analogamente, a região posterior da vértebra não sofre tensão, significando que o ligamento foi comprimido, sendo que este não tem rigidez de compressão.

Figura 34 – Análise de tensão para o movimento de flexão

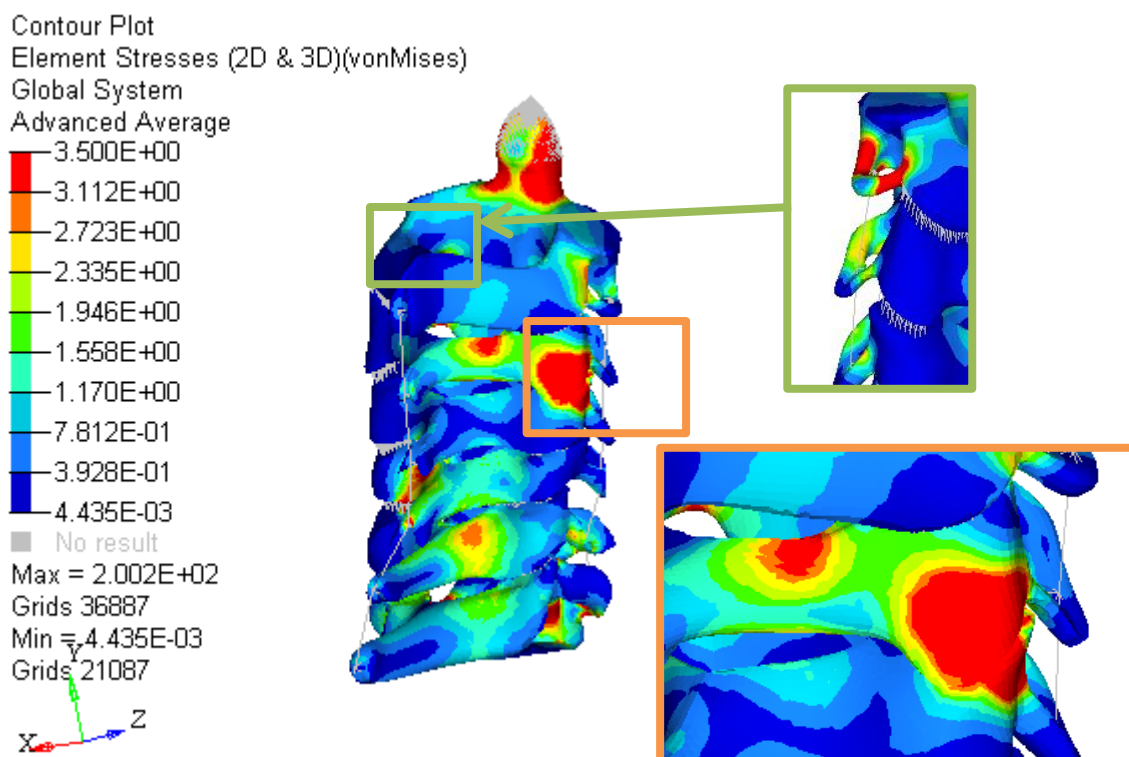


Fonte: Próprio autor

A Figura 35 mostra a análise de tensão para o movimento lateral da coluna cervical. Observa-se que a coluna trabalha como se fosse uma viga, na região para onde ocorreu o movimento (região comprimida) ocorre elevação das tensões nas vértebras.

Isso demonstra a estabilidade estrutural, que a coluna cervical possui, sendo os esforços gerados pelos movimentos laterais distribuídos por toda a coluna, o que favorece a sua integridade estrutural.

Figura 35 - Análise de tensão para o movimento de flexão lateral



Fonte: Próprio autor

5.2.5 Comparação de solicitação nos discos intervertebrais durante os movimentos de flexão, extensão e lateral

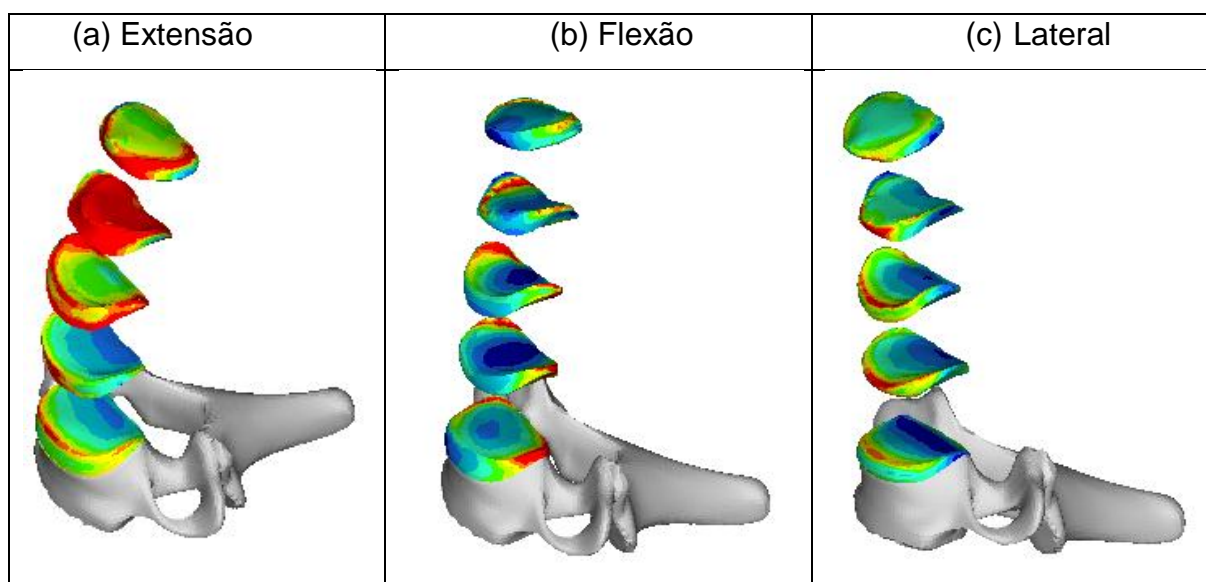
Os discos intervertebrais sofrem, em sua maior área, esforço de compressão durante o trabalho da coluna vertebral. Movimentos distintos podem alterar a distribuição de tensão ao longo do disco e solicitar algumas regiões mais do que outras. A Figura 36 mostra a distribuição de tensão nos discos durante os movimentos de flexão, extensão e lateral para momentos de 2N.m.

Os gráficos obedecem à uma mesma escala, sendo que os valores acima de 0,35MPa estão na cor vermelha e o restante do gradiente finaliza na cor azul.

Observa-se que há grande solicitação dos discos no movimento de flexão. No movimento de extensão há solicitação na região posterior do disco. Já no movimento de flexão lateral há solicitação nas laterais dos discos.

Isso mostra que o disco sofre tensão variada e dependente do movimento realizado pela cabeça. Caso essas movimentações sejam feitas repetidamente, os discos intervertebrais podem estar sujeitos à patologias ocasionadas por fadiga.

Figura 36 - Distribuição de tensão von Mises nos discos intervertebrais durante movimentações da coluna cervical



Fonte: Próprio autor

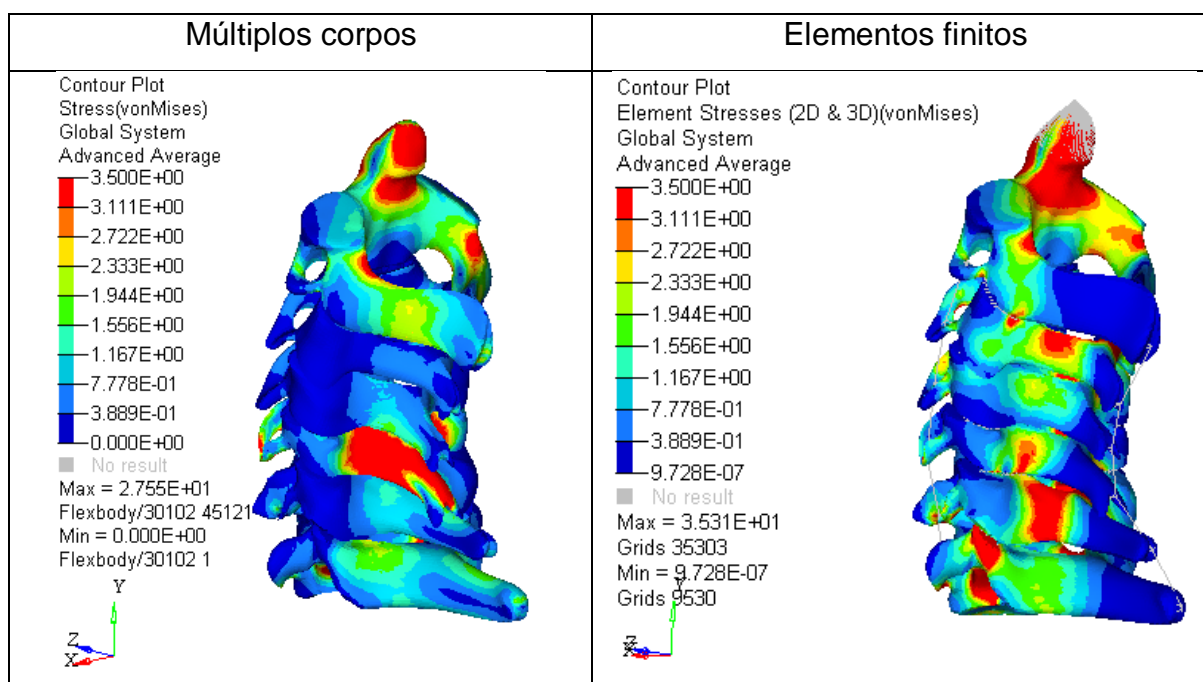
5.3 Simulação da coluna vertebral modelada em múltiplos corpos como modelo único

A análise de múltiplos corpos se difere da análise de elementos finitos pois permite análises dinâmicas e transientes (variantes com o tempo). O modelo desenvolvido utiliza a modelagem em elementos finitos para a transformação da coluna vertebral em uma matriz de rigidez para que seja simulada na plataforma de múltiplos corpos, como indicado pelo item 2.6.

Para obter uma comparação, fez-se a análise no modelo de múltiplos corpos aplicando um momento de flexão de 1N.m na região da vértebra axis. O resultado pode ser visto na Figura 37.

O resultado de tensão é representado no modelo de múltiplos corpos, apresentando regiões similares quando comparado com o modelo de elementos finitos. A diferença que ocorre é devido ao contato entre as vértebras que não estão representados no modelo de múltiplos corpos e estão presentes no modelo de elementos finitos.

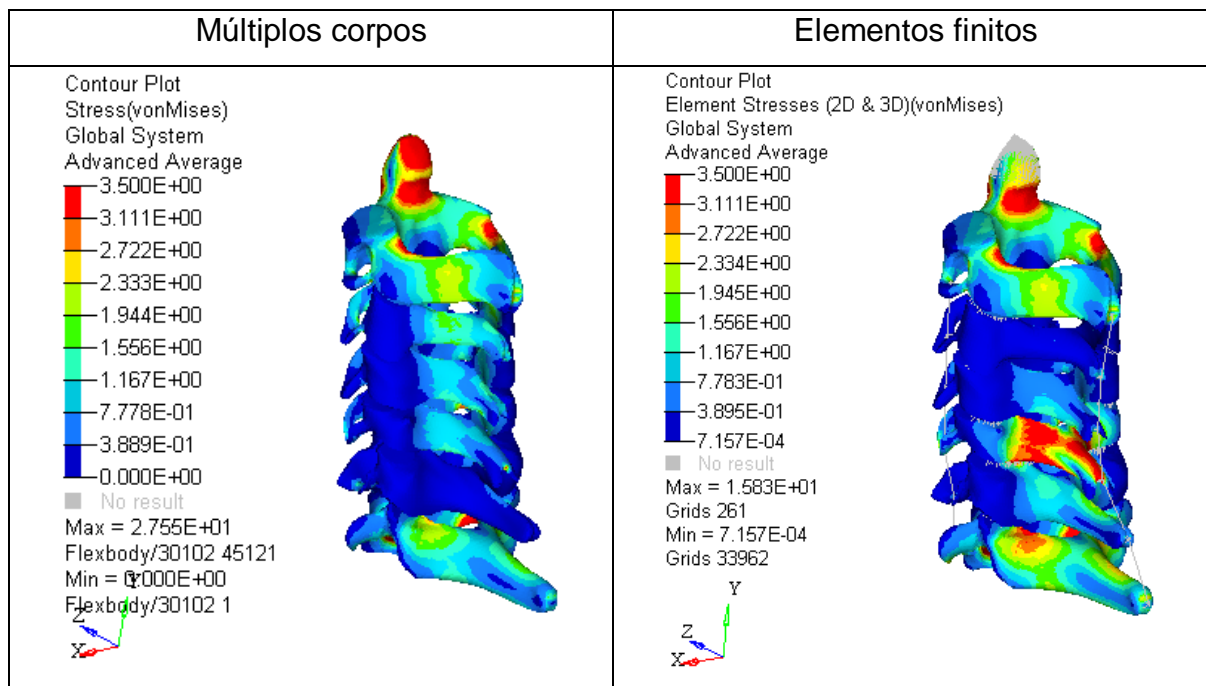
Figura 37 – Comparação dos resultados de flexão entre o modelo de múltiplos corpos flexíveis e o modelo de elementos finitos



Fonte: Próprio autor

A Figura 38 mostra o comparativo da distribuição de tensão entre o modelo de múltiplos corpos e o modelo de elementos finitos. Há similaridade entre os dois modelos, principalmente nas vértebras axis e C7. As diferenças são devido ao contato entre as vértebras que não são representados no modelo de múltiplos corpos.

Figura 38 - Comparação dos resultados de extensão entre o modelo de múltiplos corpos flexíveis e o modelo de elementos finitos



Fonte: Próprio autor

6 CONCLUSÃO

Foram realizados três tipos de modelagem da coluna cervical, elementos finitos, múltiplos corpos e múltiplos corpos com corpos flexíveis.

Com o modelo de elementos finitos desenvolvido, fizeram-se análises de tensão onde os ligamentos e os discos sofrem tensões coerentes com as solicitações que foram impostas sobre a coluna cervical. Observou-se que a distribuição de tensões ao longo da coluna varia tanto nas vértebras quanto nos ligamentos e que as tensões são bem distribuídas em termos durante as movimentações, o que favorece a integridade estrutural.

Os resultados indicaram que os discos intervertebrais sofrem tensões não uniformes durante as movimentações, podendo estar sujeito a cargas de fadiga caso ocorram movimentos repetitivos da coluna.

O modelo de múltiplos corpos apresentou níveis de tensões semelhantes ao modelo de elementos finitos, sendo possível observar diferenças na distribuição de tensões que se deve à não representação do contato entre as vértebras no modelo flexível da coluna. Ressalta-se o grande potencial da análise de múltiplos corpos para a simulação de elementos biomecânicos, pois a simplificação matemática alcançada gera menor tempo de processamento dos cálculos, permitindo a simulação de vários componentes e obter resultados mais globais na variável independente tempo.

A metodologia que inclui corpos rígidos representando as vértebras, corpos flexíveis representando os discos intervertebrais, molas representando os ligamentos e contato de corpos rígidos com flexíveis apresentou instabilidade numérica devido ao contato, o que ocasionou a não convergência dos resultados e consequentemente impossibilitou a continuidade do estudo para este modelo.

Como conclusão final a representação da coluna cervical é possível de ser feita em elementos finitos e múltiplos corpos, utilizando corpos flexíveis do modelo de elementos finitos. O modelo de múltiplos corpos com as propriedades dos materiais constituintes das vértebras, discos e ligamentos gera um modelo semelhante ao modelo de elementos finitos, e caso se acrescente propriedades viscoelásticas dos

materiais, há grande potencial de representar a coluna humana em várias ocasiões, como projetos de ergonomia, estudo de incidentes, dentre outros.

6.1 Propostas para trabalhos futuros

Realizar o refinamento do modelo numérico e acréscimo dos elementos musculares que agregam rigidez e desenvolver um método de validação do modelo numérico para permitir sua representatividade no estudo da coluna cervical humana.

Fazer o mapeamento das forças que chegam aos membros ligados à coluna vertebral devido às suas movimentações resultantes das posições anatômicas do ser humano em seu cotidiano e as tensões que chegar aos discos intervertebrais para essas posições.

Realizar comparações objetivando obter relações entre dores e desgastes prematuros dos membros afetados devido à anomalia.

Modelar a coluna lombar para que seja feito o estudo da influência que a sua movimentação interfere na coluna cervical.

Modelar a coluna cervical em múltiplos corpos e contato de corpos flexíveis, de forma a representar melhor a distribuição de tensão quando comparada com o modelo de elementos finitos.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahn, H. S., & DiAngelo, D. J. **Biomechanical Testing Simulation of a Cadaver Spine Specimen**. *Spine*, 32, 11, E330-E336. 2011.

Alternativa Saúde. (21 de Março de 2011). Acesso em 01 de Maio de 2013, disponível em Espaço Alternativa Saúde:
<http://ealternativasauade.blogspot.com.br/2011/03/alteracoes-posturais-na-infancia-e-na.html>

Alves, A. F. **Elementos finitos: a base da tecnologia CAE**. 4ª. São Paulo, São Paulo: Érica. 2000.

Argatov, I. **Development of an asymptotic modeling methodology for tibio-femoral contact in multibody dynamic simulations of the human knee joint**. Springer Science Business Media. 2011.

Assan, A. E. **Método dos elementos finitos: primeiros passos**. 2ª. Campinas, São Paulo: Editora Unicamp. 2003.

Bible, J. E., Biswas, D. B., & Miller, C. P. **Normal functional range of motion of the lumbar spine during 15 activities of daily living**. *J Spinal Disord Tech*, 23, 106–112. 2010.

Brown T., H. R. **Some Mechanical Tests on the Lumbo-Sacral Spine with Particular Reference to the Intervertebral Discs**. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 39A, pp. 1135-1164. 1957.

Camacho D. L., N. R. **Experimental Flexibility Measurements for the Development of a Computational Head-Neck Model Validated for a Near-Vertex Head Impact**. Society of Automotive Engineers, p. Paper No. 973345. 1997

Borges, Fernanda L. Coluna vertebral. (28 de junho de 2009). Acesso em 01 de maio de 2013, disponível em Aprendendo anatomia humana:
<http://aprendendoanatomiahumana.blogspot.com.br/2009/06/coluna-vertebral.html>

Coluna Vertebral (2013). Acesso em 01 de Maio de 2013, disponível em Clínica e núcleo de ensino em saúde:
<http://www.sogab.com.br/anatomia/colunavertebraljonas.htm>

Cressend, C. **Etude experimentale du comportement mécanique du rachis cervical**. Projet de Fin d'étude. Paris, França: ENSAM. 1992.

Cronin, D. S. **Finite element modeling of potential cervical spine pain sources in neutral position low speed rear impact**. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 33, 55-66. 2014.

- Dao, T. T., Pouletaut, P., Charleux, F., Lazary, A., Eltes, P., Varga, P. P., & Tho, M. C. **Multimodal medical imaging (CT and dynamic MRI) data and computer-graphics multi-physical model for the estimation of patient specific lumbar spine muscle forces.** Data and knowledge engineering, 96-97, 3-18. 2015.
- Deinlein, D., Bhandarkar, A., Vernon, P., McGwin, G., Wall, K., Reece, B., . . . Theiss, S. **Correlation of Pelvic and Spinal Parameters in Adult Deformity Patients With Neutral Sagittal Balance.** Spine Deformity, 1, 458-463. 2013.
- Eberlein R., F. M. **Finite-Element Analysis of Intervertebral Discs: Structural Components and Properties.** ECCM Proceedings of European Conference on Computation Mechanics. 1999.
- Eberlein R., H. G. **Multi-Segment Finite Element Analysis of the Human Lumbar Spine Including the Heterogeneity of the Annulus Fibrosus.** Computational Mechanics, 34, pp. 147-163. 2004.
- Ferreira, A. **Multibody Model of the Cervical Spine and Head for the Simulation of Traumatic and Degenerative Disorders.** M. Sc. Thesis Instituto Superior Técnico – Technical University of Lisbon. 2008.
- Gangnet N., D. R.-M. **Three-Dimensional Spinal and Pelvic Alignment in an Asymptomatic Population.** Spine, 31(15), pp. E507-E512. 2006.
- Gilad, I., & Nissan, M. **Sagittal evaluation of elemental geometrical dimensions of human vertebrae.** Technion-Israel Institute of Technology. Israel. 1985.
- GrabCAD.com. Acesso em 30 de 10 de 2014, disponível em <https://grabcad.com/library/human-spine-1>
- Haeufle, D. F., Gunther, M., Blickhan, R., & Schmitt, S. **Can Quick Release Experiments Reveal the Muscle Structure? A Bionic Approach.** Science Direct. 2012.
- Halloran, J. P., Ackermann, M., Erdemir, A., & Bogert, A. J. **Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading.** Journal of Biomechanics, 43, 2810-2815. 2010.
- Han, I., Kim, Y. E., & Jung, S. **Finite element modeling of the human cervical spinal column: Role of the uncovertebral joint.** Journal of Mechanical Science and Technology. 2012.
- Hirsch C., N. A. **A New Observation on the Mechanical Behaviour of Lumbar Discs.** Acta Orthopaedica Scandinava, 23, p. 254. 1954
- Jager, M. d. **Mathematical Head-Neck Models for Acceleration Impacts.** Technische Universiteit Eindhoven – University of Technology. 2000.

- Jalalian, A., Candidate, P., Gibson, P., & Tay, P. **Computational Biomechanical Modeling of Scoliotic Spine: Challenges and Opportunities**. Spine Deformity, 1, 401-411. 2013.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. **Muscles: testing and function**. Baltimore: Williams & Wilkins. 1993.
- Kim, K., Lee, S., Suk, K., Lee, J., & Jeong, B. **Biomechanical changes of the lumbar segment after total disc replacement: Charite®, Prodisc® and Maverick® using finite element model study**. Journal of Korean Neurosurgical Society, 6. Coréia do Sul. 2010.
- Klodowski, A., Rantalainen, T., Mikkola, A., Heinonen, A., & Sievanen, H. **Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones**. Springer Science Business Media. 2011.
- Kunze, M., Schaller, A., Steinke, H., Scholz, R., & Voigt, C. **Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up**. Computer methods and programs in biomedicine, 105, 175-182. 2012.
- Mannen, E. M., Anderson, J. T., Arnold, P. M., & Friis, E. A. **Mechanical Contribution of the Rib Cage in the Human Cadaveric Thoracic Spine**. Spine Biomechanics, 40, 13, E760-E766. 2015.
- Markolf, K. L. **Stiffness and Damping Characteristics of the Thoracic-Lumbar Spine**. Proceedings of Workshop on Bioengineering Approaches to the Problems of the Spine. 1970.
- Maurel, N., Lavaste, F., & Skalli, W. **A three-dimensional parametrized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets**. Journal of Biomechanics, 30, 9, 921-931. 1997.
- Milne, N. **The role of zygapophysial joint orientation and uncinat processes in controlling motion in the cervical spine**. J. Anat., 178, 189-201. 1991.
- Monteiro, N. M. **Analysis of the intervertebral discs adjacent to interbody fusion using a multibody and finite element co-simulation**. Dissertação para Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica. 2009.
- Moroney S. P., S. A. **Load-Displacement Properties of Lower Cervical Spine Motion Segments**. Journal of Biomechanics, 21, pp. 767-779. 1988.
- NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ª edição. Porto Alegre: Artmed. 2000.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Philadelphia: Wolters Kluwer & Lippincott Williams & Wilkins. 2012.

Oliveira, D. G. **Análise mecânica da coluna lombar com ênfase nos esforços nos ligamentos**. Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG, p. 141. 2013

Oliver, J., & Middleditch, A. **Anatomia funcional da coluna vertebral**. Rio de Janeiro, RJ, Brasil: Revinter. 1998.

Pintar, A. F. **The Biomechanics of Spinal Elements (Ligaments, Vertebral Body, Disc)**. PhD. Thesis, Marquette University. 1986.

Rocha, D. N. **Desenvolvimento de modelos biomecânicos tridimensionais do membro superior: mão e cotovelo**. 2011.

Smit, T., Dgard, A., & Schneider, E. **Structure and function of vertebral trabecular bone**. Spine Journal, 22. 1997.

Stokes I. A. F., G.-M. M. **Quantitative Anatomy of the Lumbar Musculature**. Journal of Biomechanics, 32, pp. 311-316. 1999.

The visible human. **Skeleton premium 2**. 2ª edição. Argosy Publishing. 2012.

Tortora, G. J., & Derrickson, B. **Princípios de anatomia e fisiologia**. Rio de Janeiro: John Wiley & Sons, Guanabara Koogan. 2013

Vimieiro, C. B. **Modelo Biomecânico para análise do movimento de caminhada de pacientes saudáveis ou com déficits locomotores visando uma comparação entre os padrões de marcha**. Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG. 2008.

Virgin, W. **Experimental Investigations into Physical Properties of Intervertebral Disc**. Journal of Bone and Joint Surgery, 22B, p. 607. 1951.

Wang, W., Baran, G. R., Betz, R. R., Samdani, A. F., Pahys, J. M., & Cahill, P. J. **The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper**. Spine Deformity, 2, 10-27. 2014.

Wang, X., Aubin, C.-E., Crandall, D., & Labelle, H. **Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities**. Clinical Biomechanics, 26, 548-555. 2011.

Wisman, J. **A Three-Dimensional Mathematical Model of the Human Knee Joint**. PhD Thesis - Technische Hogenschool Eindhoven. 1980.