

**INSTITUTO FEDERAL
SANTA CATARINA**

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL MECÂNICA

CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

GUILHERME VEGA DA MOTTA

**Projeto mecânico de
um simulador da
cinética e cinemática
da coluna vertebral**

**Florianópolis - SC
2018**

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA**

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL MECÂNICA

CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

GUILHERME VEGA DA MOTTA

Trabalho de conclusão de curso
submetido ao Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia de
Santa Catarina como parte dos
requisitos para obtenção do título de
Engenheiro Mecatrônico.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Daniela Águida
Bento Dallacosta.

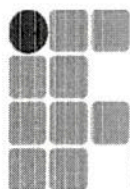
FLORIANÓPOLIS, JULHO DE 2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Vega Da Motta, Guilherme
Projeto mecânico de um simulador da cinética e cinemática da coluna vertebral / Guilherme Vega Da Motta ; orientação de Daniela Dallacosta. - Florianópolis, SC, 2018.
69 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. Bacharelado em Engenharia Mecatrônica. Departamento Acadêmico de Metal Mecânica.
Inclui Referências.

1. Simulador. 2. Coluna. 3. Biomecânica. 4. Implantes.
I. Dallacosta, Daniela. II. Instituto Federal de Santa Catarina. Departamento Acadêmico de Metal Mecânica.
III. Título.



INSTITUTO FEDERAL
SANTA CATARINA

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS

DECLARAÇÃO DE FINALIZAÇÃO DE TRABALHO DE CURSO

Declaro que o(a) estudante **GUILHERME VEGA DA MOTTA**, matrícula nº **161007344-4**, do Curso de Engenharia Mecatrônica, defendeu o trabalho intitulado **PROJETO MECÂNICO DE UM SIMULADOR DA DINÂMICA E CINEMÁTICA DA COLUNA VERTEBRAL**, o qual está apto a fazer parte do banco de dados da Biblioteca Hercílio Luz do Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis.

Florianópolis, 27 de julho de 2018.

Prof. Orientador do TCC: Daniela Águida Bento

AGRADECIMENTOS

A minha família, principalmente aos meus pais, Evelyn e Daniel, pelo amor e carinho transmitido, pelo apoio e confiança depositado e por todos os ensinamentos que me tornaram aquilo hoje sou. Podem ter certeza que este trabalho também é de vocês.

Ao meu irmão Gabriel; por toda a alegria, amor e ajuda. Espero em breve participar de todas tuas conquistas.

A Mariana Souza Lisbôa; por todo o carinho, paciência, ajuda e palavras de incentivo que me fizeram evoluir ao longo dos anos. Você é uma inspiração para mim.

Aos professores do Instituto Federal de Santa Catarina, por todo o conhecimento e orientações repassados; em especial ao meu orientador Prof^a. Dr^a. Daniela Águida Bento Dallacosta, por toda a ajuda e paciência e por me apresentar ao universo incrível da biomecânica.

Aos meus amigos; pelo apoio, compreensão e paciência nos momentos de ausência.

E a todos que de alguma maneira contribuíram para a conclusão deste trabalho.

MUITO OBRIGADO !

RESUMO

Os constantes avanços tecnológicos em biomateriais e tratamentos de problemas relacionados a biomecânica óssea, juntamente com um crescimento mundial do número de pessoas atingindo a terceira idade contribuem para o atual crescimento no mercado mundial de implantes e dispositivos médicos destinados à coluna vertebral. O processo de projeto e desenvolvimento destes produtos beneficia-se com a disponibilidade de equipamentos capazes de simular o campo de forças e movimentos de articulações humanas, de forma a permitir a realização de testes experimentais em condições similares ao ambiente biomecânico. Em fase pré-clínica, por exigência de legislação normativas, os implantes e próteses devem satisfazer uma série de requisitos, incluindo ensaios mecânicos baseados em normas técnicas de forma a garantir a segurança do usuário e a eficácia destes produtos durante o tratamento.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento do projeto mecânico de um simulador da cinemática e dinâmica de um segmento da coluna vertebral, de 6 graus de liberdade e 4 eixos de acionamento, que permita a realização de testes experimentais em diferentes partes da coluna, com ou sem implantes, sob diferentes condições biomecânicas.

Palavras-chave: Simulador, Coluna, Biomecânica, Implantes.

ABSTRACT

The steady technological advances in biomaterials and treatments of bone biomechanics related problems, together with a worldwide increase in the number of people reaching old age, contribute to the current growth in the market of spinal implants and medical devices worldwide. The design and development process of these products benefits with the availability of equipments capable of simulate the forces and movements of human joints, in order to allow the performance of experimental test in conditions similar to the biomechanical environment. In the pre-clinical phase, by normative legislation requirement, implants and prostheses must meet a series of requirements, including mechanical testing based on technical standards in order to ensure user safety and effectiveness of these products during treatment. The objective of this work is the development of the mechanical design of a simulator of kinematics and dynamics of the spine with 6 degrees of freedom and 4 axes of actuation, that allows the performance of experimental tests in different segments of the spine, with or without implants, under different biomechanical conditions.

Keywords: Simulator, Spinal column, Biomechanics, Implants,

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Hip Simulator EndoLab ®.....	12
Figura 2 - Regiões da coluna vertebral: (a) Vista lateral; (b) Vista posterior da coluna.....	15
Figura 3 - Anatomia da vértebra.....	15
Figura 4 - Vértebra.....	16
Figura 5 - Discos intervertebrais em um segmento da coluna.....	17
Figura 6 - Descrição dos movimentos da coluna.....	18
Figura 7 - Planos de referência biomecânicos.....	19
Figura 8 - Representação do campo de carregamento e deslocamento relativos entre as vértebras.....	20
Figura 9 - Pressão no disco intervertebral (L3-L4) em várias posições.....	22
Figura 10 - Exemplos de implantes para coluna vertebral: a) Implanet Spine System. Fonte:(IMPLANET.); b) SKYLINE® Anterior Cervical Plate System. Fonte: (DePuy Synthes Companies.); c) S128 PEEK ALIF Cage System. Fonte: (Renovis Surgical Technologies.Inc.); d) FREEDOM® Lumbar Disc. Fonte: (AxioMed LLC.).....	24
Figura 11 - Etapas do projeto informacional.....	25
Figura 12 - Matriz casa da qualidade.....	30
Figura 13 - Função global: Modelo simplificado do processo de simulação do movimento da coluna.....	33
Figura 14 - Estrutura funcional do simulador.....	34
Figura 15 - Concepção 1 do simulador de coluna.....	36
Figura 16 - Concepção 2 do simulador de coluna.....	37
Figura 17 - Proposta do simulador.....	38
Figura 18 - Componente de fixação.....	39
Figura 19 - Cabeçote articulado.....	41
Figura 20 - Mesa cartesiana.....	42
Figura 21 - Sistema de movimento. (a) componentes presentes no sistema de movimentação. (b) detalhe da castanha e rolamento linear. (c) movimentação do sistema.....	43
Figura 22 - Transdutor de força.....	44
Figura 23 - FHA Mini Rotary Actuator.....	45
Figura 24 - Resultados da análise do modelo do cabeçote articulado. (a) Modelo; (b) Malha; ..	48
Figura 25 - Condições de contorno da chapa central.....	49
Figura 26 - Resultados da análise do modelo da chapa central. (a) Distribuição de tensões equivalentes de von Mises; (b) Deslocamento resultante.....	50
Figura 27 - Resultados da análise do modelo estrutural. (a) Malha; (b) Deslocamento resultante.....	51
Figura 28 - Guia linear de esferas recirculantes.....	52
Figura 29 - Representação da caga resultante no patim.....	53
Figura 30 - Fuso de esfera	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Amplitude de movimento da coluna vertebral.....	21
Tabela 2 - Exemplos de patologias da coluna vertebral.....	23
Tabela 3 - Perfis de testes e parâmetros associados para próteses de disco intervertebral destinados à região cervical.....	27
Tabela 4 - Perfis de testes e parâmetros associados para próteses de disco intervertebral destinados à região lombar.....	27
Tabela 5 - Deslocamentos angulares para a máquina de ensaio.....	27
Tabela 6 - Parâmetros de carga da máquina de ensaio.....	27
Tabela 7 - Soluções presentes no mercado.....	29
Tabela 8 - Requisitos de projeto.....	31
Tabela 9 - Matriz morfológica.....	35
Tabela 10 - Propriedades Aço AISI 1020.....	46
Tabela 11 - Condições de contorno do Estudo 1.....	47
Tabela 12 - Carregamentos utilizados.....	48
Tabela 13 - Carregamentos utilizados.....	50
Tabela 14 - Valores de fator de segurança dos componentes.....	52

LISTA DE EQUAÇÕES

Carga resultante [N]	(4.1)
Fator de segurança da guia	(4.2)
Vida útil da guia [Km]	(4.3)
Número de ciclos da guia	(4.4)
Velocidade de deslocamento [mm/s]	(4.5)
Rotação de operação [rpm]	(4.6)
Torque de operação [N.m]	(4.7)
Vida útil do fuso [revoluções]	(4.8)
Número de ciclos do fuso de esfera	(4.9)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 OBJETIVOS.....	13
2.1 OBJETIVO GERAL.....	13
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
3.1 COLUNA VERTEBRAL.....	14
3.2 BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL.....	18
4 PROJETO MECÂNICO DE UM SIMULADOR DA CINEMÁTICA DA COLUNA VERTEBRAL.....	25
4.1 PROJETO INFORMACIONAL.....	25
4.1.1 Levantamento dos requisitos do projeto.....	26
4.1.2 Casa da qualidade.....	28
4.2 PROJETO CONCEITUAL.....	32
4.2.1 Estrutura funcional.....	33
4.2.2 Geração de concepções.....	34
4.3 PROJETO PRELIMINAR.....	38
4.3.1 Sistema de fixação da amostra.....	39
4.3.2 Cabeçote articulado.....	39
4.3.2.1 Sub montagem central.....	40
4.3.2.2 Sub montagem externa.....	40
4.3.3 Mesa cartesiana.....	41
4.3.4 Sistema de movimentação linear.....	42
4.3.5 Sistemas de força e torque.....	43
4.4 VERIFICAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DOS COMPONENTES DO SIMULADOR.....	45
4.4.1 Estudo 1.....	46
4.4.3 Estudo 2.....	49
4.4.4 Estudo 3.....	51
4.5 SELEÇÃO DE COMPONENTES PADRONIZADOS DO PROJETO.....	52
4.5.1 Guias lineares.....	52
4.5.2 Fuso.....	55
5 CONCLUSÕES.....	60
REFERÊNCIAS	63
ANEXOS.....	67

1 INTRODUÇÃO

Diferentes tipos de terapias formam a base do tratamento moderno de transtornos na coluna vertebral. Essas terapias podem apresentar diversas abordagens, como por exemplo, fármacos, biológicos ou mecânicos.

Nos dias atuais a mudança de procedimentos convencionais invasivos para cirurgias minimamente invasivas utilizadas no tratamento dessas patologias está impactando positivamente o mercado mundial de implantes para coluna, sendo previsto um crescimento expressivo do mercado, gerando um aumento na demanda por esses dispositivos e proporcionando aos fabricantes uma perspectiva de crescimento econômico real, através do desenvolvimento e a introdução de novos dispositivos no mercado.

No Brasil, para a fabricação e comercialização de próteses ou implantes é necessário que sejam satisfeitas uma série de requisitos impostos pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), através de evidências documentais, comprovando a segurança e eficácia do produto a ser ofertado. Uma dessas evidências é o relatório técnico de ensaios mecânicos e biomecânicos. Para a maioria dos produtos atuais nesta área, existem uma ou mais normas técnicas (NT) vigentes que norteiam os ensaios nos quais o produto será submetido. Para atender as condições de ensaio especificadas nas NT's, muitas vezes é necessário o desenvolvimento de um dispositivo que seja capaz de executar os parâmetros do ensaio de maneira eficiente, controlada e precisa, a fim de garantir a confiabilidade dos resultados obtidos no mesmo.

Figura 1 - Hip Simulator EndoLab ®



Fonte: EndoLab ® Mechanical Engineering GmbH.

O objetivo deste trabalho é a realização do projeto mecânico de um simulador da cinemática e dinâmica da coluna vertebral de 6 graus de liberdade e 4 eixos de acionamento, capaz de permitir ensaios em segmentos da região cervical, torácica e lombar, naturais ou artificiais, com ou sem implantes. A utilização deste equipamento proporcionará um melhor entendimento do comportamento geral dos implantes e a sua interação com as vértebras, sob diferentes configurações de carga e movimento, provenientes de diferentes condições biomecânicas.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolvimento do projeto mecânico de um simulador que reproduza o campo de forças e deslocamentos da coluna vertebral, destinado a realização de ensaios mecânicos quase-estáticos e/ou dinâmicos de segmentos artificiais ou naturais da coluna, com ou sem implantes ou próteses, para a avaliação destes sistemas sob condições biomecânicas específicas.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ◆ Estudo da coluna vertebral: estrutura, biomecânica, tipos de implantes e próteses para esta região.
- ◆ Revisão dos ensaios mecânicos para a avaliação de implantes e próteses para a coluna.
- ◆ Verificação dos requisitos de projeto para o simulador da coluna
- ◆ Avaliação do conceito inicial de acordo com os requisitos
- ◆ Seleção dos componentes padronizados e dimensionamentos dos componentes para fabricação
- ◆ Verificação da resistência mecânica dos componentes e montagens através da distribuição de tensões e deformações pelo método dos elementos finitos.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral, uma complexa estrutura composta por tecidos rígidos e flexíveis, pode ser melhor entendida se primeiro considerarmos as suas funções.

A coluna vertebral humana apresenta três principais funções:

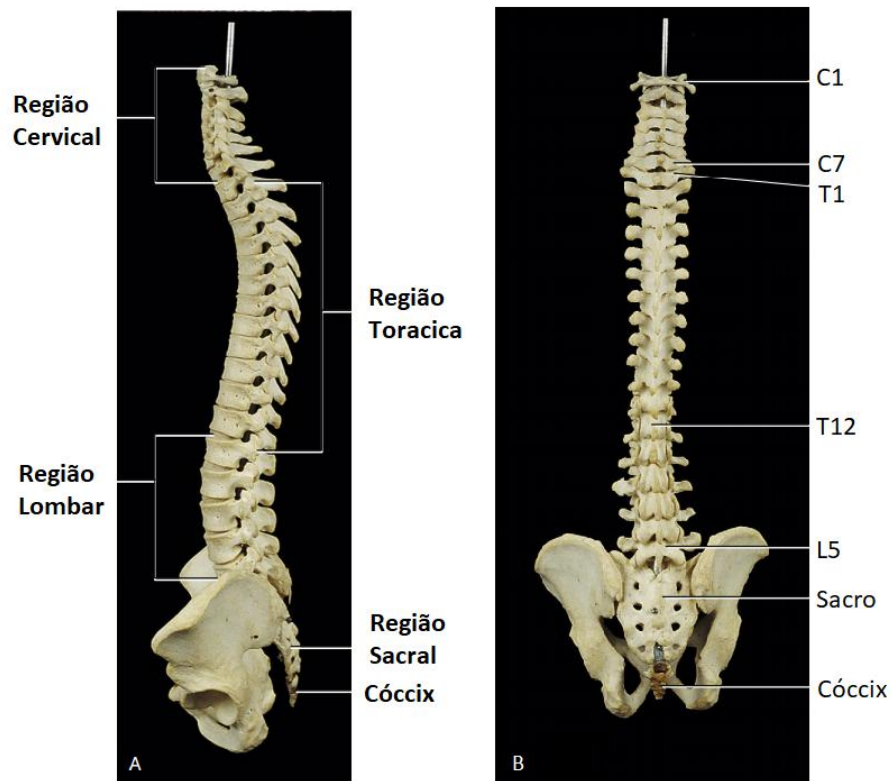
1. Suporte mecânico do corpo;
2. Proteção da medula espinhal e nervos espinhais;
3. Movimentação do tronco.

As variadas funções são realizadas por uma série de conjuntos móveis compostos pelas vértebras e pelos discos intervertebrais associado a diversos ligamentos e acionado por músculos. Conforme apresentado na Figura 2, a coluna é classificada em quatro regiões:

- ◆ Cervical, composta por 7 vértebras (C1-C7);
- ◆ Torácica, composta por 12 vértebras (T1-T12);
- ◆ Lombar, composta por 5 vértebras (L1 - L5);
- ◆ Sacral, ligando a coluna ao Sacro (L5 - S1).

Totalizando 24 (vinte e quatro) vértebras além das quatro curvaturas características, duas lordoses nas regiões cervical e lombar e duas cifosis nas regiões torácicas e sacral. (CRAMER e DARBY, 2014) (KURTZ e EDIDIN, 2006).

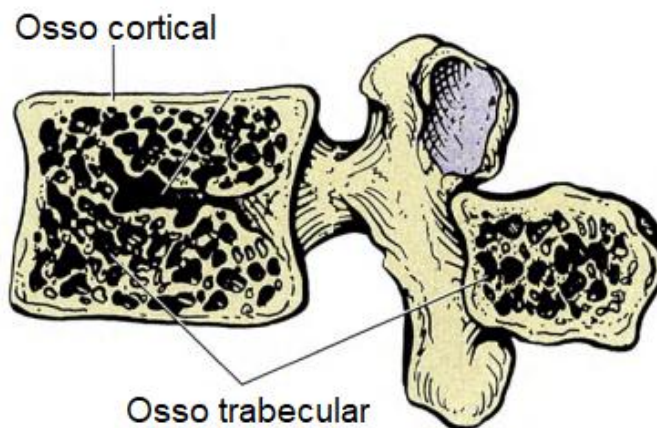
Figura 2 - Regiões da coluna vertebral: (a) Vista lateral; (b) Vista posterior da coluna.



Fonte: Adaptado de: (CRAMER e DARBY, 2013).

Uma vértebra pode ser dividida em duas regiões, o corpo vertebral e o arco vertebral; em ambas regiões a vértebra apresenta uma camada externa composta por um osso de maior densidade (cortical) e uma porção interna composta de osso esponjoso (trabecular), como podemos observar na Figura 3.

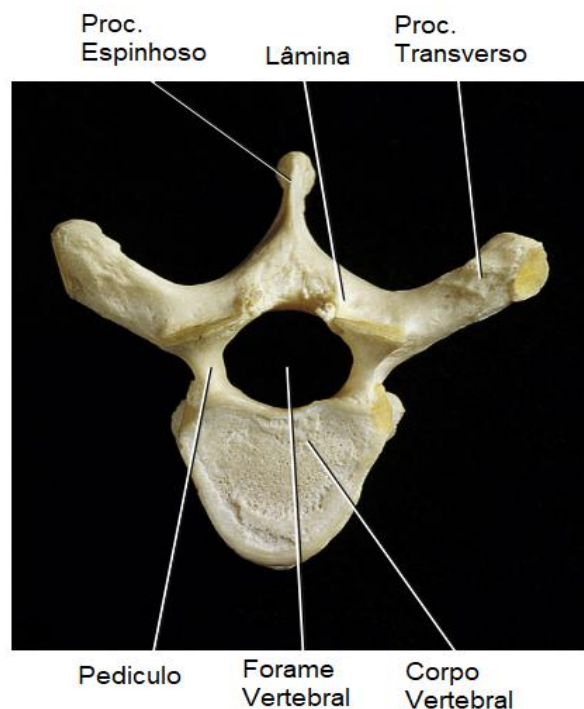
Figura 3 - Anatomia da vértebra.



Fonte: Adaptado de: (CRAMER e DARBY, 2014).

Embora o design básico da vértebra nas diversas regiões da coluna (C3 a L5) seja aproximadamente o mesmo, tanto o tamanho quanto a massa das mesmas aumenta desde a primeira cervical (C1) até a última lombar (L5) sendo essa mudança uma adaptação mecânica ao aumento progressivo nas cargas de compressão nas quais as vértebras são submetidas. (WHITE E PANJABI, 1990)

Figura 4 - Vértebra.



Fonte: Adaptado de: (CRAMER e DARBY, 2014).

Cada região da vértebra está relacionada a uma ou mais funções da coluna vertebral citadas no começo do capítulo. Com a Figura 4, podemos observar que de modo geral o Corpo Vertebral oferece suporte mecânico, enquanto o Pedículo e a Lâmina protegem a medula espinhal. Os Processos articulares superior e inferior em conjunto com os processos Espinhoso e Transverso determinam e delimitam o movimento da coluna. (CRAMER e DARBY, 2014)

Outro componente de vital importância no funcionamento da coluna vertebral é o disco intervertebral. Localizado entre cada uma das 24 (vinte e quatro) vértebras, são as maiores estruturas avasculares do corpo humano e apresentam

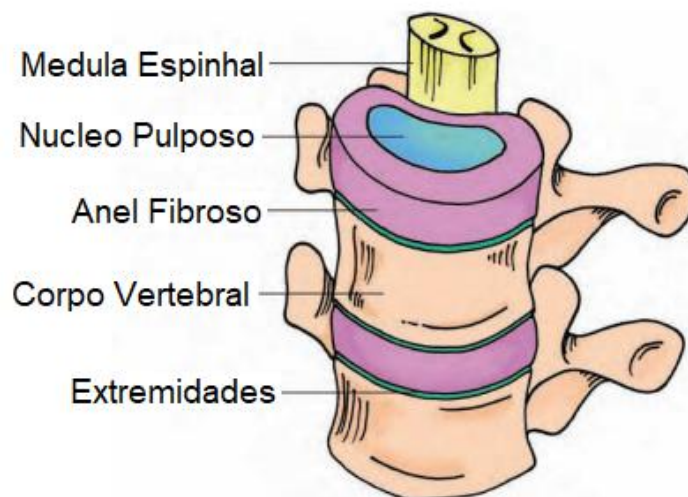
duas funções principais: Permitir e/ou restringir movimentos dos segmentos espinhais e atuar como principal componente de transmissão e absorção de carga compressiva ao longo da coluna.

A estrutura de cada disco intervertebral, de acordo com a Figura 5, apresenta duas regiões principais:

- ◆ Anel fibroso (*annulus fibrous*);
- ◆ Núcleo pulposo (*nucleus pulposus*).

Atividades diárias, tais como andar, correr, dirigir ou se exercitar, expõem o disco intervertebral a repetidas cargas compressivas. Entretanto, frequentemente o disco também é submetido a carregamentos complexos onde são combinados torção, tração, flexão e cisalhamento além de carregamentos externos como gravidade, pressão exercida pelos músculos das costas e pressão intra-abdominal que também podem acabar atuando no disco. (CRAMER e DARBY, 2014) (KURTZ e EDIDIN, 2006) (OLIVER e MIDDLEDITCH, 1991)

Figura 5 - Discos intervertebrais em um segmento da coluna.



Fonte: Adaptado de: (KURTZ e EDIDIN, 2006).

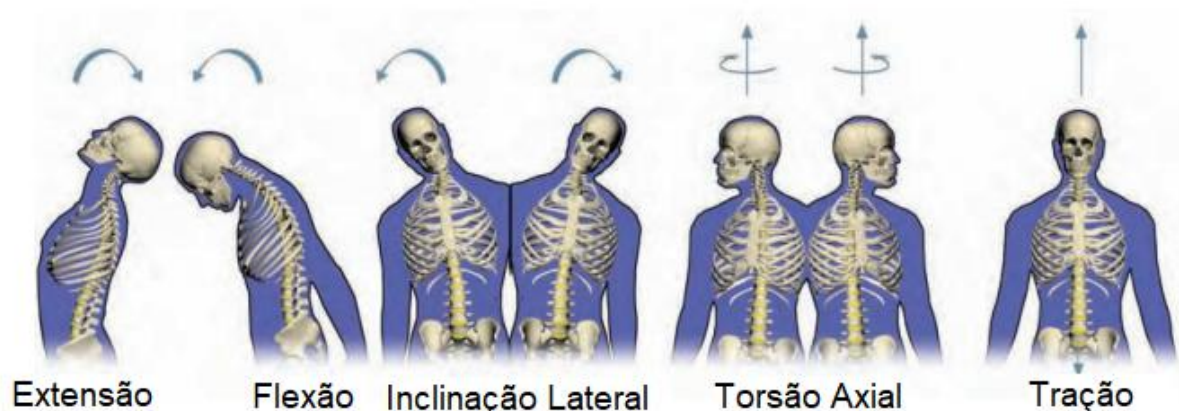
3.2 BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL

A biomecânica, ciência que estuda a reação de sistemas e estruturas de organismos biológicos a variadas forças e estímulos externos, pode ser utilizada tanto para quantificar os movimentos e os carregamentos sofridos pela coluna vertebral quanto para analisar a distribuição dos carregamentos e obter um melhor entendimento dos mecanismos envolvidos com lesões, possibilitando assim o desenvolvimento de novos tipos de intervenções terapêuticas. (ADAMS e DOLAN, 2005).

Os movimentos que ocorrem na coluna vertebral incluem flexão, extensão, inclinação lateral e rotação, além da combinação dos movimentos anteriores como pode ser observado na Figura 6. Esses movimentos são realizados em três planos de referência: Plano Sagital, no qual se realizam os movimentos de flexão e extensão; Plano Frontal, no qual se realizam o movimento de inclinação lateral; Plano horizontal no qual ocorrem os movimentos de rotação, como observado na Figura 7.

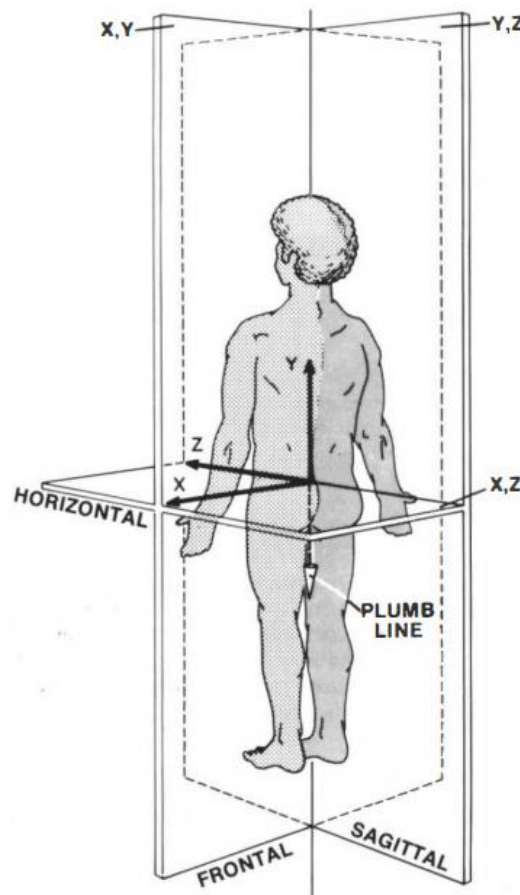
Essa grande capacidade de movimentos é resultante do movimento relativo entre as unidades funcionais.

Figura 6 - Descrição dos movimentos da coluna.



Fonte: Adaptado de: (KURTZ e EDIDIN, 2006).

Figura 7 - Planos de referência biomecânicos



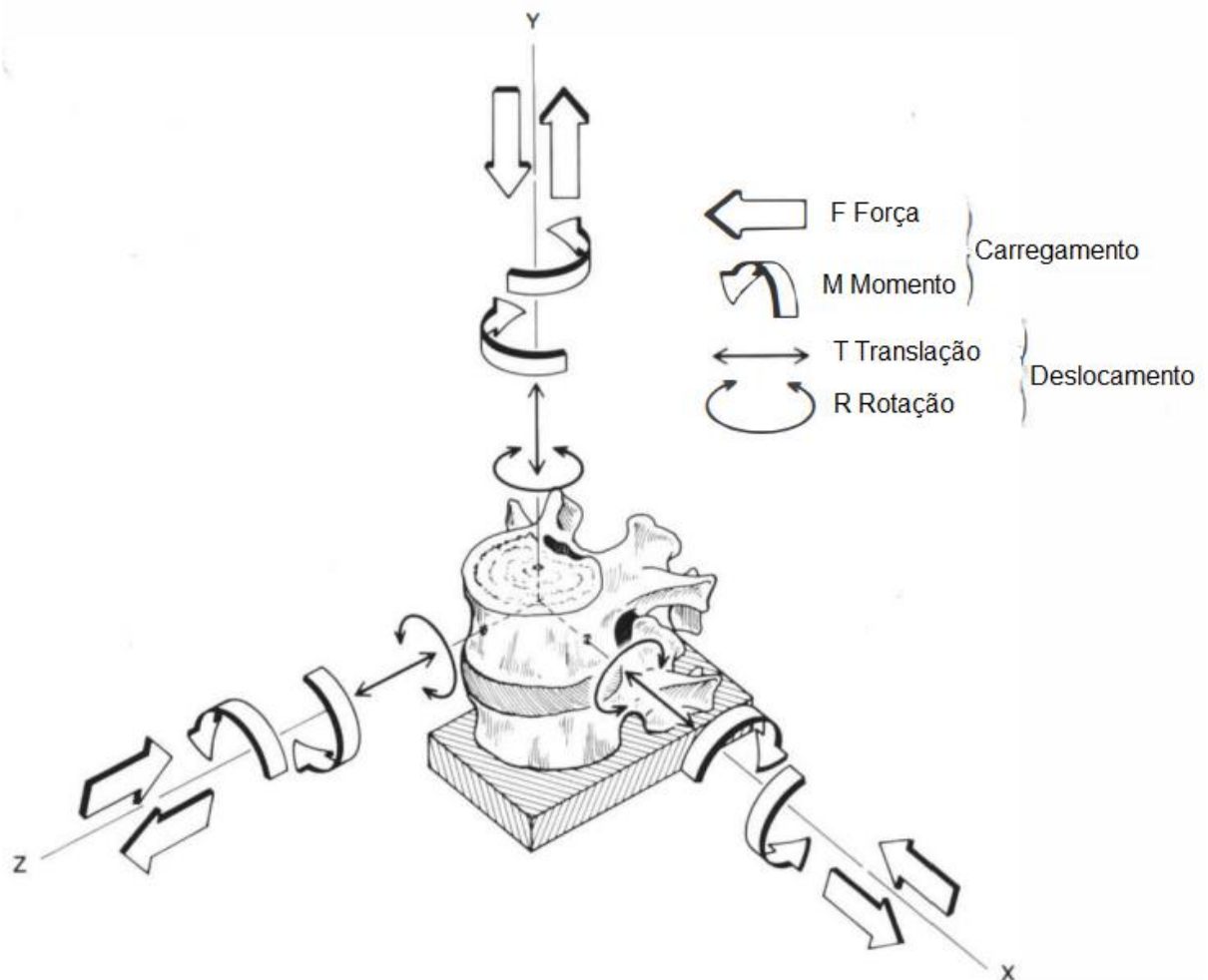
Fonte: Adaptado de: (WHITE e PANJABI, 1990).

A unidade funcional da coluna (UF) ou segmento vertebral motor é o menor segmento da coluna que apresenta características biomecânicas similares àqueles presente na totalidade da coluna vertebral. Consiste em duas vértebras adjacentes em conjunto com os tecidos conectivos; o comportamento da UF está diretamente relacionado às propriedades físicas dos seus componentes, tais como, o disco intervertebral, ligamentos e as superfícies articulares. Como a coluna pode ser considerada uma estrutura composta por múltiplas UF's conectadas em serie, o comportamento resultante da mesma pode ser representado como uma combinação de todos os UF's.

Uma vértebra, é capaz de se movimentar em seis direções diferentes (seis graus de liberdade). Em outras palavras o movimento tridimensional possui

seis componentes: três translações e três rotações. (CRAMER e DARBY, 2014)
(WHITE e PANJABI, 1990)

Figura 8 - Representação do campo de carregamento e deslocamento relativos entre as vértebras



Fonte: Adaptado de: (WHITE e PANJABI, 1990).

Um estudo realizado por Van Herp (VAN HERP, et al, 2000) sobre a amplitude de movimentos da coluna (região lombar), feito com um total de 100 (cem) pacientes, 50 homens e 50 mulheres, com idades entre 20 (vinte) e 77 (setenta e sete) anos; registrou seis movimentos característicos da mesma, sendo eles: flexão, extensão, inclinação lateral (esquerda e direita), torção axial (esquerda e direita)..

A amplitude de movimento médio de uma coluna vertebral saudável pode ser observada nos resultados obtidos no estudo, conforme Tabela 1

Tabela 1 - Amplitude de movimento da coluna vertebral lombar.

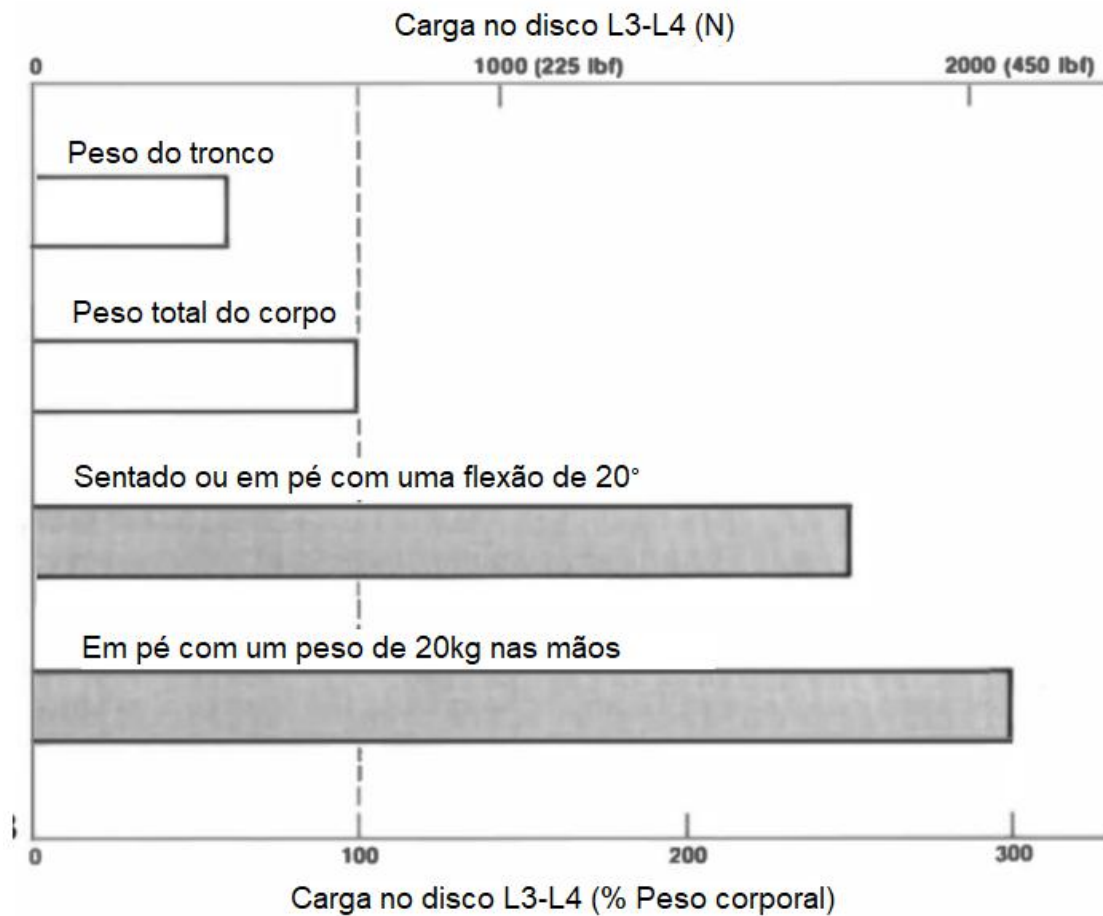
Movimento	Máxima angulação média (graus)
Flexão	55,4° ± 9,1°
Extensão	23,1° ± 10,3°
Inclinação lateral (esquerda)	21,7° ± 6,4°
Inclinação lateral (direita)	22,8° ± 6,6°
Torção axial (esquerda)	14,1° ± 5,5°
Torção axial (direita)	13,1° ± 5,5°

Fonte - Adaptado de (VAN HERP, et al, 2000).

O estudo observou que mulheres apresentam uma amplitude de movimento maior em cada um dos 6 (seis) movimentos quando comparados aos valores obtidos pelos pacientes do sexo masculino. Além disso, há uma clara redução de movimento em ambos sexos com o passar dos anos.

Outro fator importante para o entendimento da biomecânica da coluna é a distribuição de carga sofrida pela mesma, mais especificamente pelos discos intervertebrais. O disco intervertebral, como citado anteriormente, é submetido diariamente a uma considerável variedade de forças e momentos, segundo Nachemson (NACHEMSOM E EVANS, 1968). Mesmo sem a aplicação de um carregamento no disco intervertebral é observada uma pressão intrínseca constante, aproximadamente 0,7 kg/cm², originada pelos efeitos compressivos dos ligamentos adjacentes. A carga total em um disco, quando submetido a um carregamento externo, está atrelado a fatores como posição do corpo, se há levantamento de peso nas mãos ou costas, entre outros, como pode ser observado na Figura 10 em outro estudo realizado por Nachemson na década de 60 (NACHEMSOM, 1966), (OLIVER e MIDDLEDITCH, 1991)

Figura 9 - Pressão no disco intervertebral (L3-L4) em várias posições



Fonte: Adaptado de: (WHITE e PANJABI, 1990)

Considerações particulares estão associadas às patologias com relação à sua localização na coluna (região cervical, torácica, lombar, sacral) mas de modo geral as dores na coluna ocorrem em maior número na região lombar, seguida pela região cervical e em menor número na região torácica. Alguns exemplos das patologias que acometem a coluna estão apresentadas na Tabela 2. (KURTZ e EDIDIN, 2006) (WHITE e PANJABI, 1990)

Tabela 2 - Exemplos de patologias da coluna vertebral.

Patologia	Descrição	
Cifose	Trata-se de uma curvatura côncava excessiva da coluna vertebral.	
Escoliose	Trata-se de um desvio lateral da coluna vertebral.	
Espondilolistese Lombar	É o escorregamento de uma vértebra sobre a outra.	
Hérnia de disco	Doença do disco intervertebral localizado entre as vértebras.	
Tumores na coluna vertebral	Tumores dentro ou em torno da medula espinhal ou da coluna vertebral.	
Fraturas	Ruptura total ou parcial de uma ou mais vértebras.	

Fonte: Adaptado de: (WHITE e PANJABI, 1990)

Inicialmente para o tratamento de patologias opta-se por utilizar métodos conservativos ou até mesmo não invasivos como a fisioterapia. Entretanto, quando esses métodos se mostram ineficazes em reverter o quadro é necessária a utilização de métodos invasivos como cirurgias que empregam, na grande maioria dos casos, o uso de implantes ou próteses.

Um melhor entendimento dessas patologias, do ponto de vista mecânico, pode auxiliar um desenvolvimento mais coerente de implantes e dispositivos que tem por finalidade tratar as mesmas. A Figura 10 apresenta alguns exemplos de implantes utilizados em tratamento para a coluna.

Figura 10 - Exemplos de implantes para coluna vertebral: a) Implanet Spine System. Fonte:(IMPLANET.); b) SKYLINE® Anterior Cervical Plate System. Fonte: (DePuy Synthes Companies.); c) S128 PEEK ALIF Cage System. Fonte: (Renovis Surgical Technologies.Inc.); d) FREEDOM® Lumbar Disc. Fonte: (AxioMed LLC.).



4 PROJETO MECÂNICO DE UM SIMULADOR DA CINÉTICA E CINEMÁTICA DA COLUNA VERTEBRAL

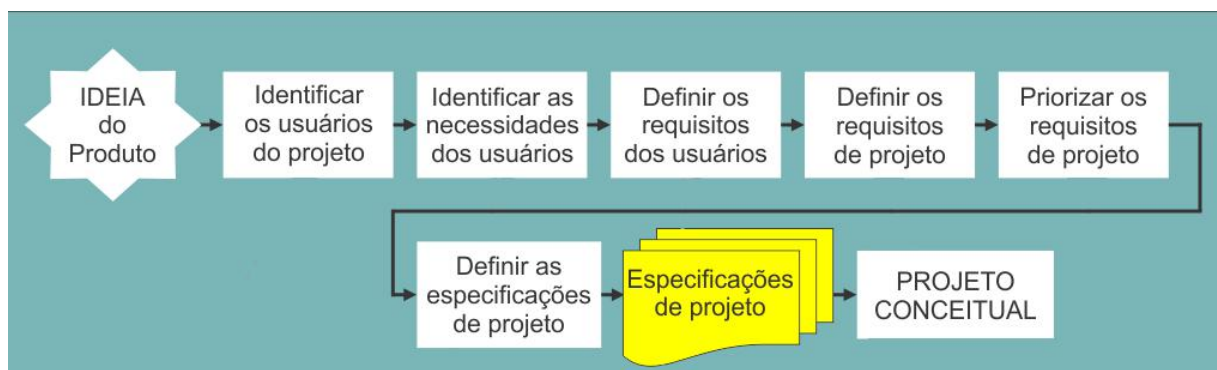
O presente capítulo tem como principal objetivo apresentar as etapas realizadas no processo de desenvolvimento do projeto mecânico do simulador da cinética e cinemática de um segmento da coluna vertebral. Para o desenvolvimento do mesmo foi utilizado o Processo de Desenvolvimento Integrado de Produtos (PRODIP) o qual consiste em três macrofases: planejamento do projeto; elaboração do projeto do produto e planejamento da implementação.

Este trabalho apresenta um foco maior na macrofase de elaboração do projeto do produto, a qual será decomposta nas seguintes fases: Projeto informacional; Projeto Conceitual e Projeto Preliminar.

4.1 PROJETO INFORMACIONAL

O projeto informacional é a primeira fase da elaboração de um produto. É a fase onde são desenvolvidas as especificações de projeto que constituem-se de requisitos de projeto priorizados e de valores-meta estabelecidos. As especificações de projeto definem o problema técnico a ser resolvido e originam-se, não só do desdobramento de necessidades e requisitos de usuários mas também das outras etapas como pode ser visto na Figura 11. (BACK, OGILIARI, *et al.*,2008).

Figura 11 - Etapas do projeto informacional.



Fonte: (OGILIARI, 2018.).

Assim, nesta etapa serão obtidos os requisitos técnicos para o projeto em questão baseados, em parte, na revisão bibliográfica apresentada anteriormente.

4.1.1 Levantamento dos requisitos do projeto

Um artigo publicado na década de 90 por Wilke (WILKE, *et al.*, 1994) descreveu recomendações para a padronização de testes de estabilidade *in vitro* para implantes de coluna. Um dos tópicos abordados por Wilke está relacionado às características do dispositivo utilizado nos ensaios; segundo ele o dispositivo / simulador deve atender aos requisitos apresentados abaixo:

1. O corpo de prova deve ser capaz de se movimentar livremente em todos os seis (6) graus de liberdade;
2. O dispositivo deve ser capaz de simular carregamento em todos os seis (6) componentes individualmente. Flexão/Extensão, Inclinação lateral a direita e a esquerda, Torção axial a direita e a esquerda, Tração/Compressão axial e Cisalhamento;
3. Possibilidade da combinação de todos tipos de carregamento;
4. Possibilidade de efetuar carregamentos contínuos ou intermitentes;
5. Possibilidade de carregamento nas direções positivas e negativas (frente-trás ou direita-esquerda) com o intuito de obter as curvas de carga-deslocamento.

Além das características apresentadas por Wilke, com base na revisão bibliográfica apresentada no capítulo anterior, podemos também classificar como requisitos de usuário as informações contidas nas Normas Técnicas ISO 18192-1:2011 *“Implants for surgery - Wear of total intervertebral spinal disc prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear testing and corresponding environmental conditions for test”* (ISO,2011) e ASTM F2423-11 *“Standard Guide for Functional, Kinematic, and Wear Assessment of Total Disc Prostheses”* (ASTM, 2016). Ambas especificam todo o processo de ensaio além de prover informações como, perfil de testes, cargas aplicadas, deslocamento necessário, amplitude de momentos nos segmentos da coluna. Essas serão consideradas requisitos de usuário devido a relação direta com o projeto em questão. As informações podem ser vistas nas Tabelas 3, 4, 5 e 6.

Tabela 3 - Perfis de testes e parâmetros associados para próteses de disco intervertebral destinados à região cervical.

Perfil de testes	Carga axial (N)	Controle de deslocamento indicado: Amplitude de movimentos (graus)	Controle de carregamentos alternado: Amplitudes de momentos aplicados (N.m)
Flexão / Extensão	100	$\pm 7,5$	$\pm 2,0$
Inclinação Lateral	100	± 6	$\pm 2,0$
Rotação	-	± 6	$\pm 2,0$

Fonte: Adaptado de: (ASTM, 2016)

Tabela 4 - Perfis de testes e parâmetros associados para próteses de disco intervertebral destinados à região lombar.

Perfil de testes	Carga axial (N)	Carga axial cíclica (N), (Min-Max)	Controle de deslocamento indicado: Amplitude de movimentos (graus)	Controle de carregamentos alternado: Amplitudes de momentos aplicados (N.m)
Flexão / Extensão	1200	(900 - 1850)	$\pm 7,5$	± 10
Inclinação Lateral	1200	(900 - 1850)	± 6	± 12
Rotação	1200	(900 - 1850)	± 3	± 10

Fonte: Adaptado de: (ASTM, 2016)

Tabela 5 - Deslocamentos angulares para a máquina de ensaio.

Implante	Ângulo	Flexão/Extensão	Rotação Axial	Inclinação lateral
Cervical	Min	- 7,5°	- 4°	- 6°
	Máx	7,5°	4°	6°
Lombar	Min	- 3°	- 2°	- 2°
	Máx	6°	2°	2°

Fonte: Adaptado de: (ISO, 2011)

Tabela 6 - Parâmetros de carga da máquina de ensaio.

Implante	Carga (N)	
Cervical	Min	50
	Máx	150
Lombar	Min	600
	Máx	2000

Fonte: Adaptado de: (ISO, 2011)

Repetitividade e reprodutibilidade com relação aos resultados obtidos são fundamentais para um sistema que tem como finalidade a certificação da segurança de produtos como implantes. Assim, com o intuito de garantir essas características é necessário implementar como necessidade de projeto robustez do sistema. Outros requisitos tidos como relevantes para o projeto do simulador são: baixo custo e dimensões compactas quando comparado a dispositivos comerciais já existentes.

4.1.2 Casa da qualidade

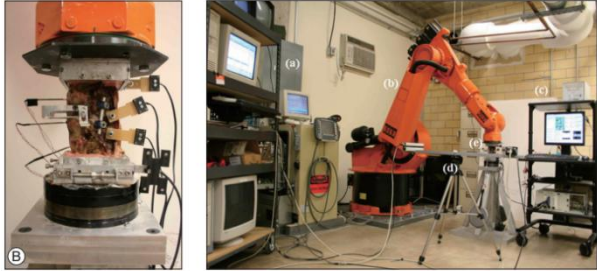
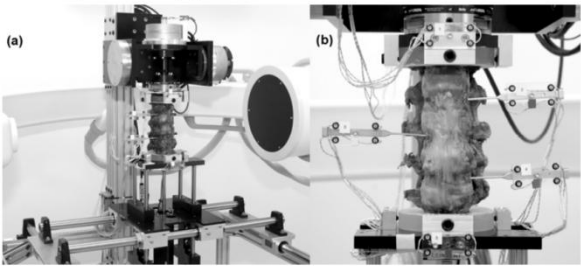
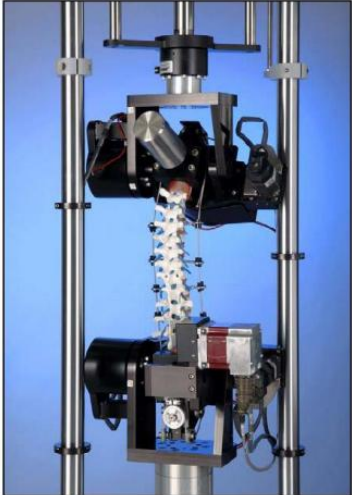
O Método do desdobramento da função qualidade ou QFD (*Quality Function Deployment*) é usado no processamento e transformação das necessidades dos usuários em requisitos de usuários, requisitos de projeto, priorização dos requisitos de projeto e sua transformação final em especificações de projeto.

Os requisitos de usuários levantados foram:

- ◆ O corpo de prova deve ser capaz de se movimentar livremente de acordo com o campo de deslocamentos biomecânicos da coluna;
- ◆ Permitir a obtenção de curvas de carga e deslocamentos para todos os eixos de carregamento;
- ◆ Permitir a aplicação de carregamento individual e/ou combinação de todos os tipos de carregamento, de forma a representar diferentes condições biomecânicas para a coluna;
- ◆ Permitir a realização de ensaios quase-estáticos e dinâmicos;
- ◆ Permitir a realização de ensaios nos diferentes segmentos da coluna (cervical, torácica e lombar), para amostras naturais ou artificiais, com ou sem implantes;
- ◆ Robustez;
- ◆ Baixo custo;
- ◆ Compacto.

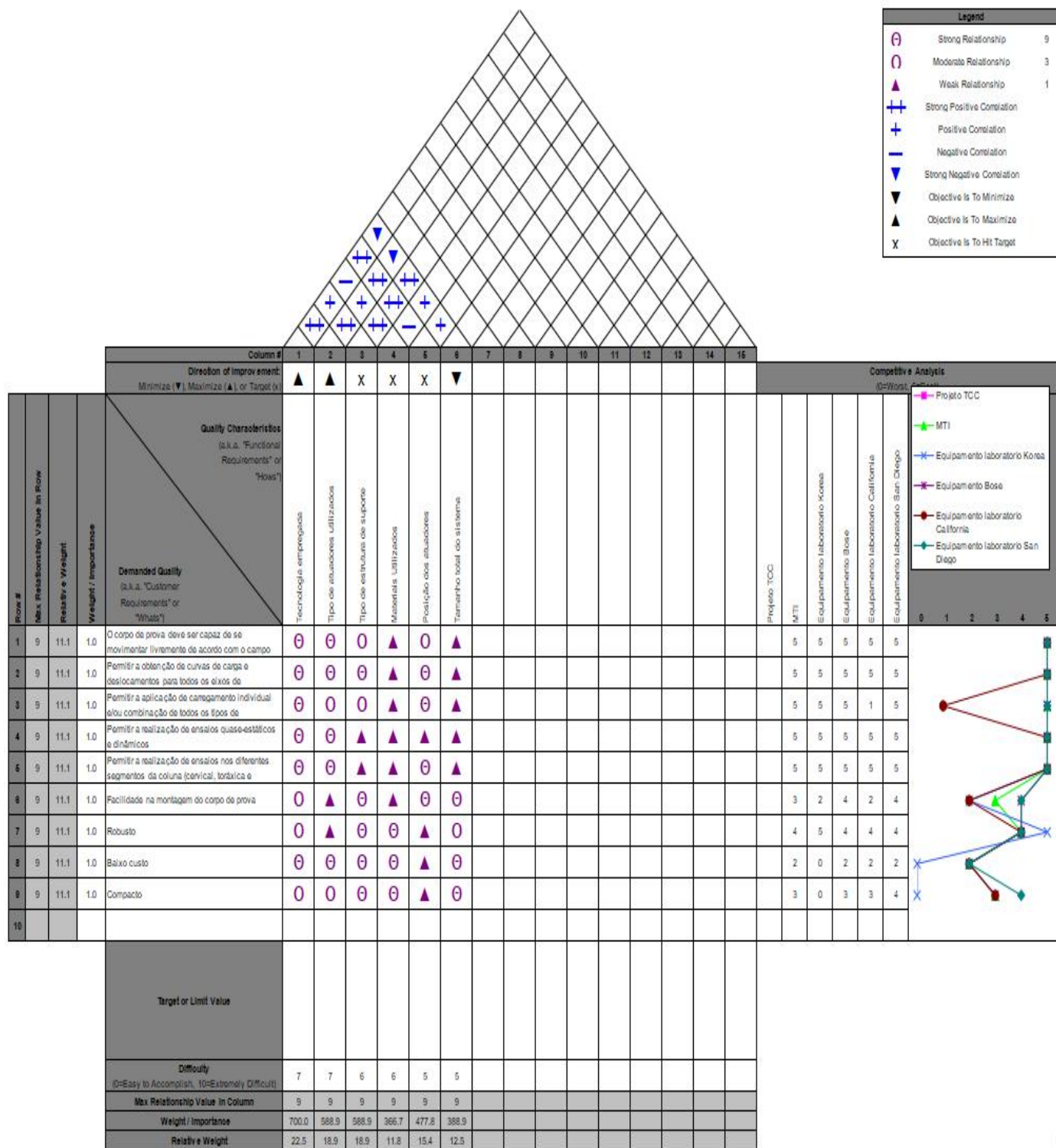
Em paralelo ao levantamento foram realizadas análises de mercado com o intuito de identificar e classificar as soluções presentes no mesmo, e também pesquisas em publicações científicas que utilizaram soluções similares ao projeto em questão. Algumas dessas soluções podem ser observadas na Tabela 7.

Tabela 7 - Soluções presentes no mercado.

Braço robótico KUKA com seis graus de liberdade. Ewha Womans University College of Medicine, Seoul, Coreia do Sul. (Fonte: CHUN, K. et al) O sistema é composto por: Robô industrial <i>KUKA KR150</i>; Transdutor de força e torque de 6 graus de liberdade <i>Omega160</i> da <i>ATI Industrial Automation</i> e um Datalogger <i>PXI1010</i> da <i>National Instruments Corporation</i>.	
Sistema personalizado com 6 graus de liberdade para teste em colunas cadavéricas. NuVasive Inc, San Diego, Estados Unidos. (Fonte: ZACHARY, A. D.) O sistema é composto por: Estrutura de alumínio móvel; Cabeçote articulado com 3 atuadores rotativos <i>Harmonic Drive</i>; Transdutor de força de 6 graus de liberdade <i>ATI Industrial Automation</i>.	
Bose Kinematic Spine Simulator. University of Rhode Island, Estados Unidos (Fonte:TAMAYO, M.) Sistema proprietário <i>ElectroForce® Systems</i>	

Os requisitos levantados juntamente com a pesquisa de publicações e análise de mercado serão utilizados na matriz *casa da qualidade*, como pode ser vista na Figura 12, para gerar os requisitos de projeto do simulador.

Figura 12 - Matriz casa da qualidade



A análise dos resultados obtidos na matriz casa da qualidade, mostrou como prioritários os requisitos de movimentação, carregamento, posição dos atuadores e tamanho do sistema respectivamente; e acarretou no desdobramento nos requisitos de projeto os quais podem ser contemplados abaixo.

Tabela 8 - Requisitos de projeto.

Requisitos de projeto
Arranjo do sistema de movimentação de modo que permita a movimentação do corpo de prova livremente em todos os 6 graus de liberdade: (dx, dy, dz, rx, ry, rz).
Permitir a aplicação dos carregamentos biomecânicos (Figura 6): Flexão / Extensão (FE); Inclinação lateral (IL) a direita e a esquerda; Torção axial (TA) a direita e a esquerda; Força axial (FA) de Tração / Compressão, nas intensidades indicadas nas Tabelas 3,4,5 e 6.
Permitir a obtenção de dados referentes aos carregamentos e deslocamentos aplicados durante os ensaios para os eixos de FE, IL, TA e FA.
Selecionar atuadores e/ou projetar sistemas de transmissão capazes de aplicar os carregamentos e deslocamentos em ambos sentidos.
Possuir espaço suficiente para garantir a realização de ensaios em segmentos da coluna.
Selecionar e projetar componentes resistentes a fadiga.
Possuir estabilidade e rigidez.
Sistema compacto sem prejudicar a ergonomia ou facilidade de montagem

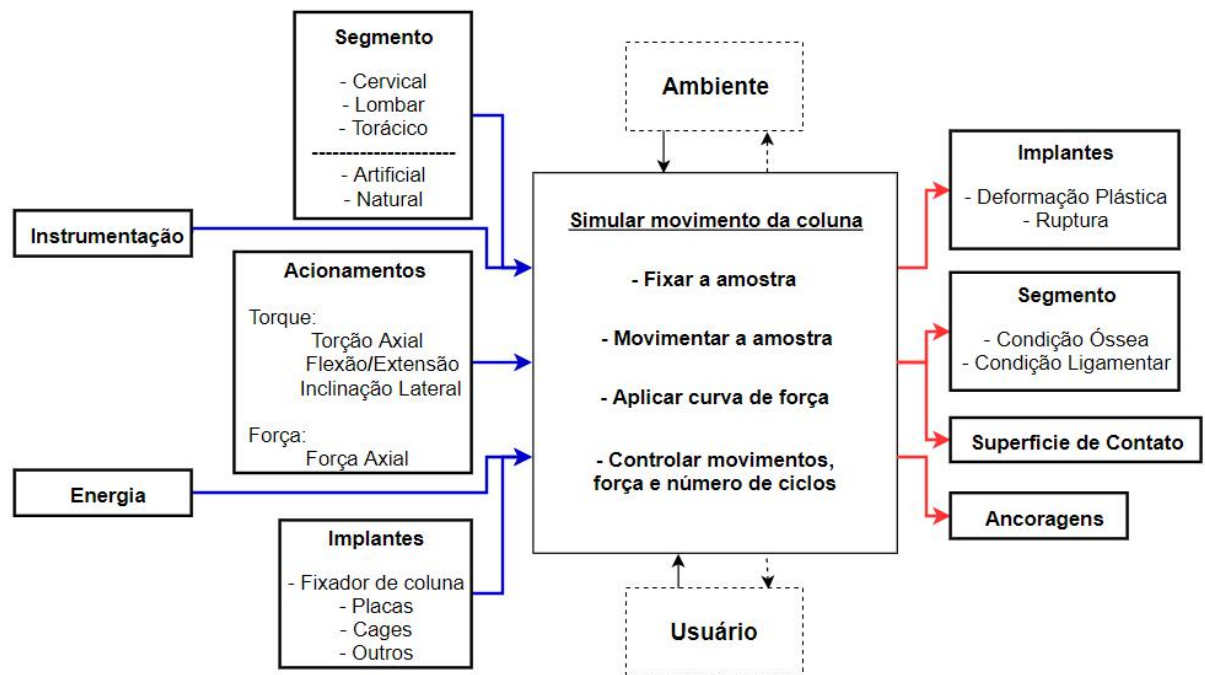
4.2 PROJETO CONCEITUAL

Esta etapa do projeto tem como objetivo apresentar as diferentes concepções do simulador a partir da análise dos requisitos de projeto definidos no capítulo anterior.

O desenvolvimento da concepção do projeto do simulador foi realizado através do método da síntese funcional (BACK, OGLIARI, *et al.*, 2008) que compreende as etapas de formulação do problema, fluxo de funções do equipamento, análise dos princípios de solução alternativos para cada função do equipamento, concepção de alternativas para o projeto através da combinação dos princípios para cada função e seleção da concepção viável.

Na representação da operação do simulador de coluna apresentado na Figura 13, fatores como: segmento da coluna a ser ensaiado, a presença ou não de um implante no segmento, instrumentação tanto da amostra como do implante, acionamentos de torque e força e energia para produzir o movimento relativo entre as partes móveis, podem ser categorizados como entradas e variáveis de simulação. Ao mesmo tempo, são consideradas como saídas do processo a deformação ou ruptura do implante presente na amostra, condição final óssea e ligamentar da amostra e condição tanto das superfícies de contato quanto das ancoragens.

Figura 13 - Função global: Modelo simplificado do processo de simulação do movimento do segmento da coluna.

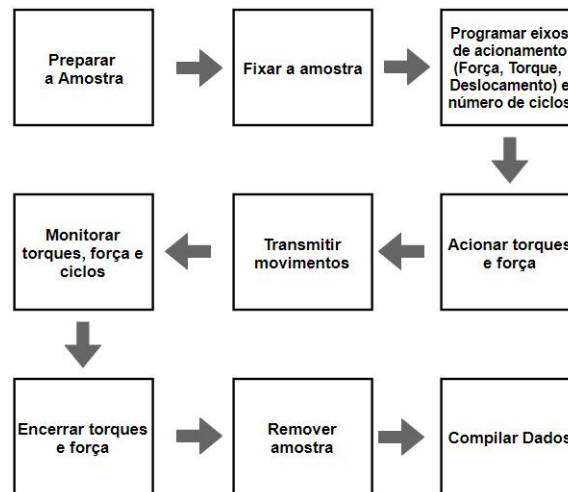


Fonte: Adaptado de Dallacosta (DALLACOSTA, 2011)

4.2.1 Estrutura funcional

A função global "Simular movimento da coluna" foi desdobrada nas funções parciais: Fixar a amostra, Movimentar a amostra, Aplicar curva de força e Controlar movimentos, força e número de ciclos; e a partir das funções parciais e dos requisitos de projeto, foram elaboradas as funções que compõem a estrutura funcional do simulador, como visto na Figura 14.

Figura 14 - Estrutura funcional do simulador.



4.2.2 Geração de concepções

Para o desenvolvimento da concepção do simulador utilizou-se o método da matriz morfológica que consiste em uma pesquisa sistemática de diferentes combinações de elementos ou parâmetros, com o objetivo de encontrar soluções para o problema em questão.

O desenvolvimento da matriz morfológica consistiu nos seguintes passos:

1. Identificação das funções ou operações;
2. Busca de princípios de solução alternativos para cada operação;
3. Busca de soluções ou concepções alternativas para o problema global formulado;
4. Avaliação e seleção das concepções;
5. Criação de leiautes e descrição da concepção selecionada.

A matriz morfológica, apresentada na Tabela 9, expõe as possíveis soluções encontradas para as principais funções apresentadas na estrutura funcional.

Tabela 9 - Matriz morfológica.

Função	Princípios de solução		
Fixar amostra	Alinhada	Deslocada	-
Posicionar amostra	Encaixe mecânico.	Encaixe magnético.	-
Programar e controlar amplitude de movimento, aplicação de força, frequência e número de ciclos	Controlador de malha aberta.	Controlador lógico programável.	Controlador de malha fechada - Proporcional, Integral e Derivativo (PID).
Acionar movimento e força	Atuador Hidráulico Servo Válvula	Atuador rotativo Servo Drive	Motor de passo Driver de motor
Transmitir movimentos	Acoplamentos	Correia Sincronizadora	Fuso de esfera
Transmitir força axial	Atuador hidráulico	Atuador Pneumático	Transmissão eletromecânica
Monitorar rotação	-	Encoder	Resolver
Monitorar deslocamento	LVDT	Encoder	Resolver
Monitorar Torque	Transdutor de torque	-	-
Monitorar Força	Transdutor de força	Transdutor Piezoelétrico	-

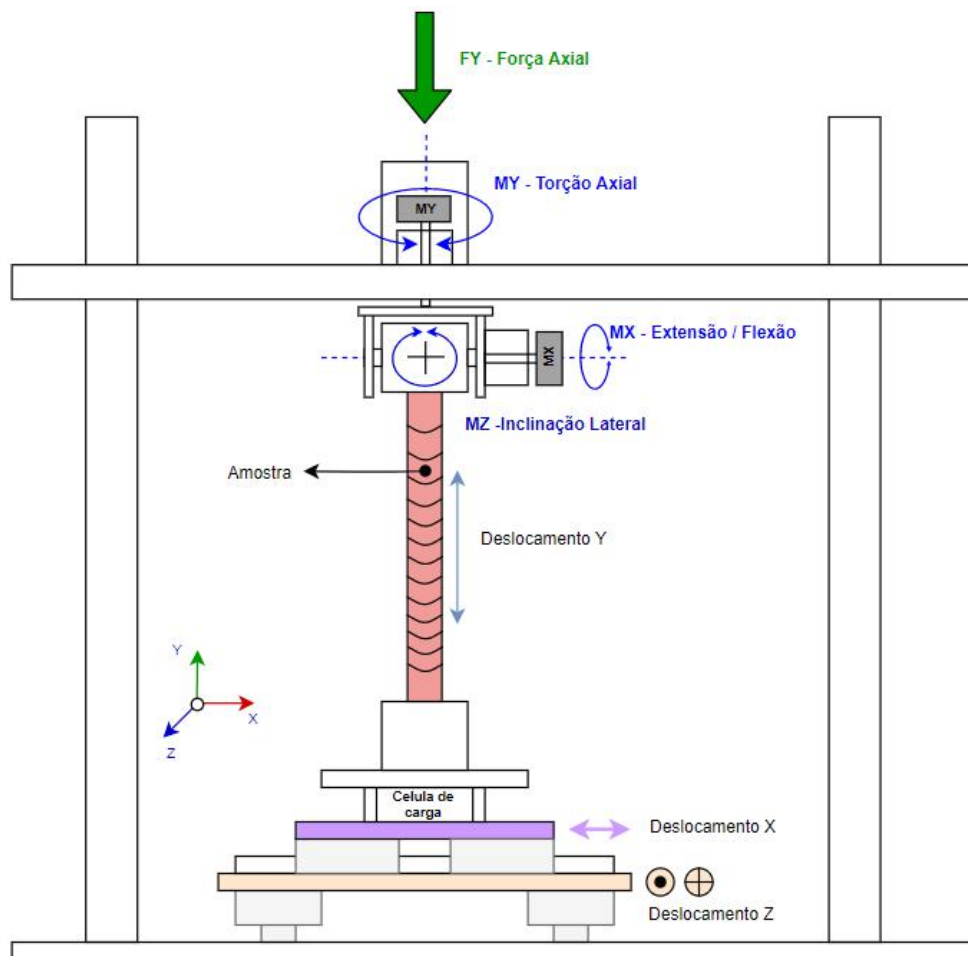
O conceito 1, apresentado na Figura 15, tem como proposta de solução a transmissão dos movimentos de FE, IL e TA da amostra por meio de um cabeçote articulado com atuadores rotativos em cada um dos eixos de movimento e amparado por uma mesa cartesiana de dois eixos (X,Z) composta por patins e guias lineares possibilitando o livre movimento da amostra em todo o plano X,Z.

O posicionamento da amostra é dado através de encaixes mecânicos presentes tanto no cabeçote (parte superior) como na mesa cartesiana (parte inferior).

Tanto a distância entre a mesa cartesiana e o cabeçote articulado quanto o carregamento axial aplicado na amostra, são controlado por um sistema eletromecânico composto de fusos, fusos de esfera e atuadores rotativos integrados à estrutura suporte do cabeçote. A força axial aplicada é quantificada por uma célula de carga instalada juntamente à mesa cartesiana.

A proposta é que o controle dos movimentos realizados pelo sistema seja proporcionado por um controlador de malha fechada P.I.D, tendo como sinais de entrada aqueles gerados pelos encoders integrados aos atuadores rotativos e pela célula de carga. O projeto do acionamento proposto para este simulador não será realizado neste trabalho.

Figura 15 - Concepção 1 do simulador de coluna



A solução mostrada na Figura 16 apresenta uma proposta alternativa para a transmissão dos movimentos de FE, IL e TA. Diferentemente do apresentado no Conceito 1, essa proposta utiliza-se de um cabeçote com motores de passo e acoplamentos em cada um dos eixos de movimento; localizado na parte inferior do simulador. A mesa cartesiana de dois eixos (X,Z) composta pelos mesmos

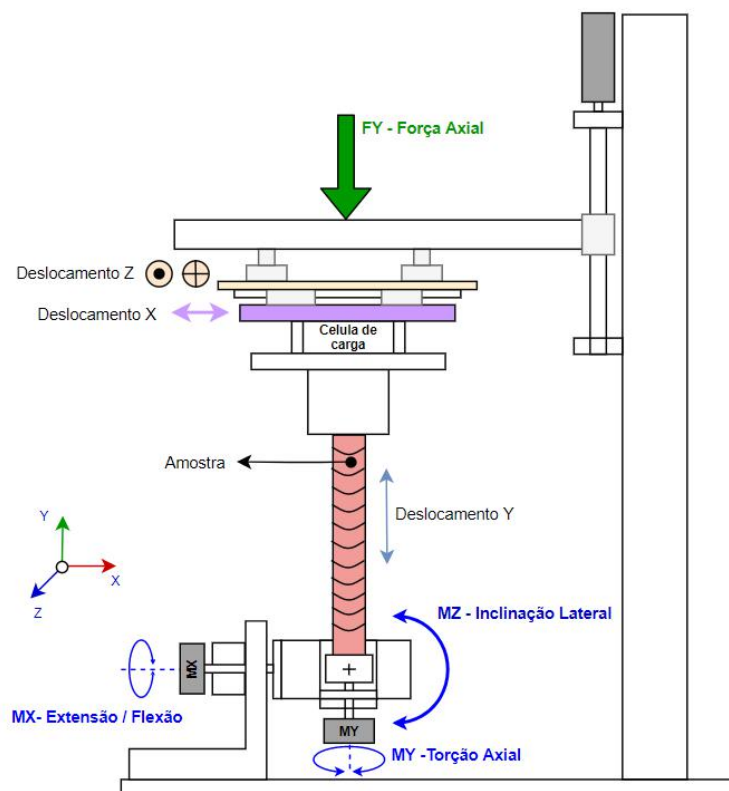
elementos do Conceito 1, está agora localizada na parte superior juntamente com a célula de carga

O posicionamento da amostra é dado através de encaixes magnéticos presentes tanto no cabeçote como na mesa cartesiana.

O carregamento axial no eixo Y é dado pelo momento gerado a partir do deslocamento do braço realizado por um subsistema composto por fuso, fuso de esferas e motor de passo.

Por se tratar de um sistema composto por motores de passo há uma relação direta entre o número de passos presentes no motor e o deslocamento angular, assim um controlador de malha aberta é utilizado nesse sistema.

Figura 16 - Concepção 2 do simulador de coluna.



As concepções foram avaliadas em relação aos requisitos de projeto levantados, precisão de movimentos, capacidade de carga, confiabilidade metrológica, rigidez, estabilidade e também as viabilidades técnicas e econômicas.

O Conceito 1, por apresentar um menor número de componentes envolvidos na transmissão de movimentos, quando comparados ao Conceito 2,

garante ao sistema uma maior rigidez, controle nos movimentos, redução da vibração durante a sua operação e tende a proporcionar uma maior confiabilidade metrológica ao sistema.

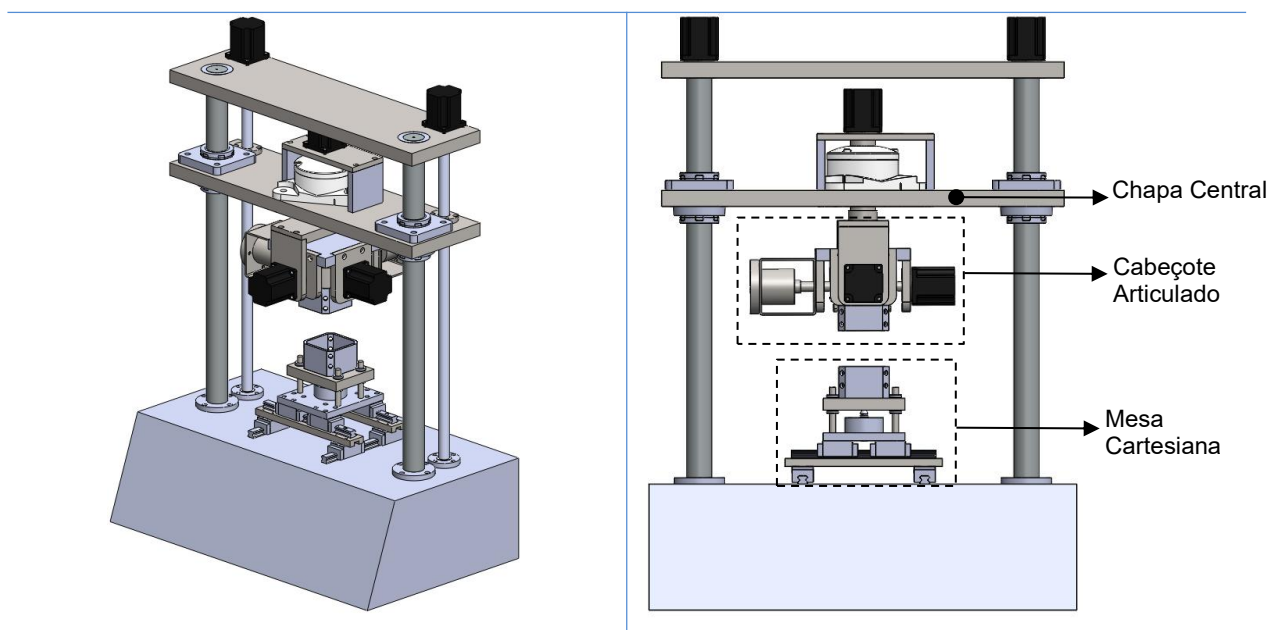
Ambos conceitos atendem aos requisitos de projeto levantados durante o projeto informacional, com exceção dos requisitos de estabilidade e rigidez que é atendido de maneira mais adequada pelo Conceito 1, portanto o mesmo é considerado como a solução mais acertada para o projeto do simulador.

Após a finalização do projeto conceitual, as soluções com relação a materiais, produtos e dimensões serão definidas no projeto preliminar. Vale ressaltar a possibilidade de eventuais adaptações na solução encontrada anteriormente devido a complexidade do projeto e da visualização das interações entre os componentes do sistema.

4.3 PROJETO PRELIMINAR

Esta fase do projeto destina-se ao estabelecimento do leiaute final da concepção obtida no projeto conceitual do simulador. Com base no conceito escolhido e na interação entre as sub soluções apresentadas na matriz morfológica a proposta de projeto preliminar foi construída e está apresentada na Figura 17.

Figura 17 - Proposta do simulador.



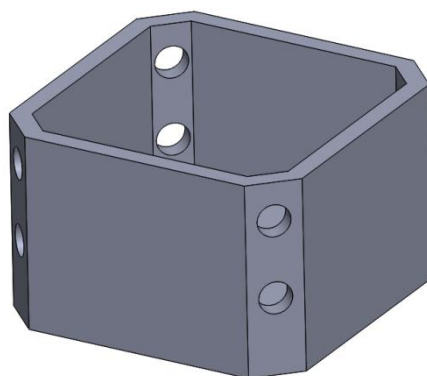
As soluções empregadas no projeto preliminar foram divididas em 5 subconjuntos e serão descritas a seguir:

- ◆ Sistema de fixação da amostra;
- ◆ Cabeçote articulado;
- ◆ Mesa cartesiana;
- ◆ Sistema de movimentação;
- ◆ Sistemas de força e torque.

4.3.1 Sistema de fixação da amostra

A função deste subconjunto é a fixação da amostra (segmento da coluna natural ou artificial) à outros dois subconjuntos: o cabeçote articulado e a mesa cartesiana. O sistema é composto por dois componentes octogonais, como observado na Figura 18, de mesma dimensão para fixação de ambas extremidades da amostra. Os mesmos apresentam orifícios de acesso nas laterais com o intuito de possibilitar uma fixação da amostra por aparafusamento.

Figura 18 - Componente de fixação



4.3.2 Cabeçote articulado

Localizado na parte superior do simulador, este subconjunto representa a parte mais importante e complexa do equipamento, sendo responsável pelo acionamento direto dos torques FE, IL e TA. Este cabeçote permite que os torques sejam aplicados individualmente ou de forma combinada como representado na

Figura 19, que apresenta detalhes para suas duas sub-montagens central e externa, ambas com funções distintas.

4.3.2.1 Sub montagem central

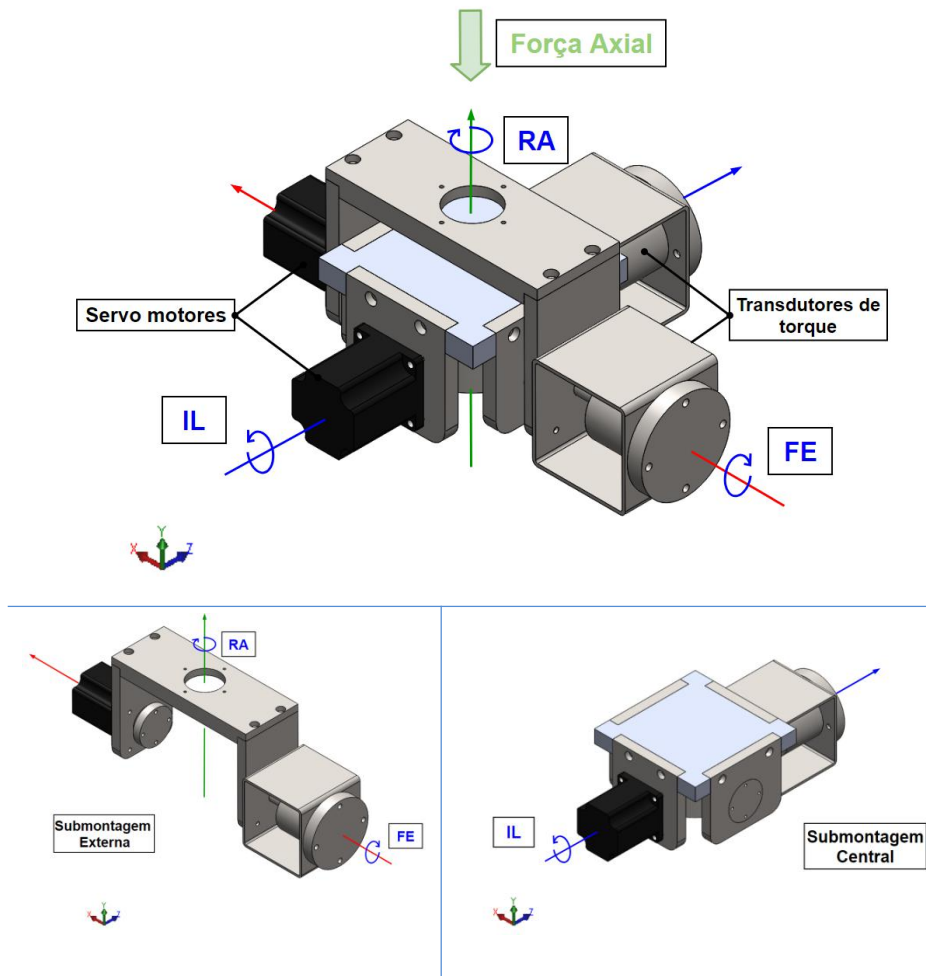
É responsável pela transmissão dos movimentos gerados pelo atuador rotativo no eixo de coordenadas Z, que simula os movimentos de inclinação lateral direita e esquerda do segmento da coluna. Localizado na extremidade oposta ao atuador rotativo e integrado também à sub-montagem, encontra-se um transdutor de torque com finalidade de medir o torque produzido durante o movimento simulado.

Outra função da sub-montagem central do cabeçote articulado é a de ligação com a sub-montagem externa.

4.3.2.2 Sub montagem externa

Localizada externamente à sub-montagem central, tem como função a transmissão dos movimentos nos eixos de coordenadas X e Y. A movimentação no eixo de coordenadas X é realizado por um sistema similar ao da submontagem central, composto por atuador rotativo e transdutor de torque e tem por objetivo simular os movimentos anatômicos de FE. A movimentação do eixo de coordenadas Y é realizada por um atuador rotativo localizado fora da montagem do cabeçote que através de um eixo de ligação possibilita o movimento de rotação do cabeçote articulado simulando o movimento anatômico de rotação axial.

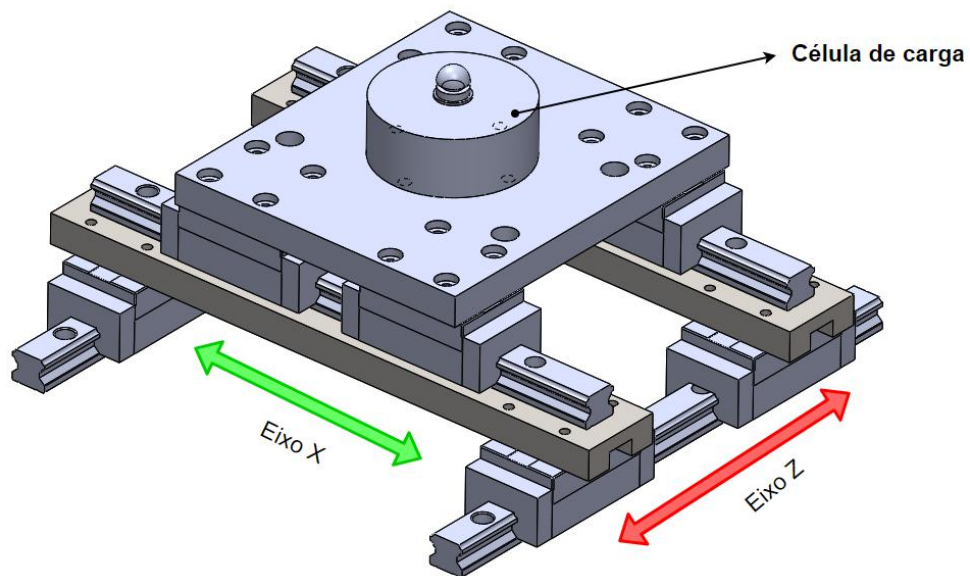
Figura 19 - Cabeçote articulado



4.3.3 Mesa cartesiana

Localizada na parte inferior do simulador o subconjunto possibilita à amostra dois graus de liberdade de movimento, sendo eles ao longo dos eixos de coordenadas X e Z. A mesa é composta por dois conjuntos de duas guias lineares e quatro patins como podem ser observados na Figura 20. Cada conjunto é responsável pela movimentação individual em cada eixo, sendo assim, quando combinados, proporcionam o livre movimento no plano XZ. O subconjunto também atua como suporte para a célula de carga responsável por quantificar o carregamento axial gerado pelo simulador na amostra.

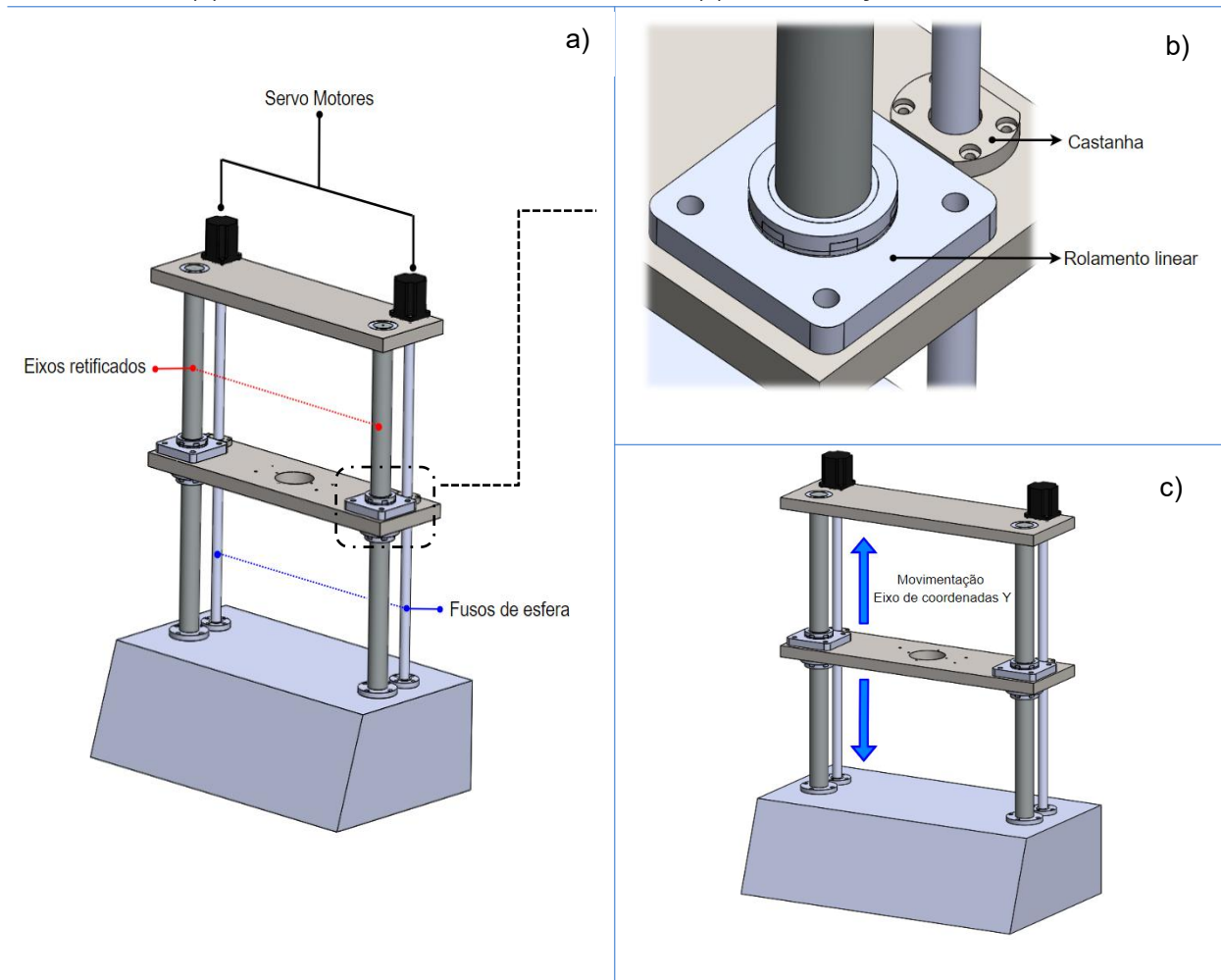
Figura 20 - Mesa cartesiana.



4.3.4 Sistema de movimentação linear

O sistema eletromecânico, observado na Figura 21, responsável pela movimentação do simulador é composto por dois servo motores, fuso de esferas, eixos retificados, mancais e rolamentos. A movimentação da chapa central é realizada através de dois fusos de esferas com diâmetro de 20mm que, em conjunto com as castanhas integradas em cada extremidade da mesma transformam o movimento rotacional gerado pelos servo motores em movimentação linear ao longo do eixo de coordenadas Y. O movimento é guiado por um conjunto de rolamentos lineares localizados também na chapa central e integrados a dois eixos retificados com 40 mm de diâmetro.

Figura 21 - Sistema de movimento. (a) componentes presentes no sistema de movimentação. (b) detalhe da castanha e rolamento linear. (c) movimentação do sistema.



4.3.5 Sistemas de força e torque

O sistema de deslocamento previamente apresentado também é responsável por gerar a carga axial na amostra de ensaio. A movimentação descendente da chapa central, exerce uma força de compressão ou tração axial (FA) na amostra localizada no centro do simulador. A força aplicada na amostra é monitorada através de um transdutor de força localizada na mesa cartesiana, com o objetivo de alimentar um sistema de controle por malha fechada do tipo proporcional, integral e derivativo (PID), previsto para uma etapa posterior deste projeto. O deslocamento linear deste eixo é monitorado pelos *encoders* integrados aos servo motores responsáveis pelo movimento.

É importante ressaltar que o projeto permite o intercâmbio entre diferentes células de carga a modo de melhor atender os parâmetros de ensaio a ser executado.

Figura 22 - Transdutor de força.



Fonte: OMEGA Engineering inc.

Os atuadores rotativos localizados no cabeçote articulado, gerando os movimentos de rotação FE e IL, na chapa central gerando o movimento de rotação axial, utilizam uma combinação de redutor harmônico e servo motor *brushless*, como visualizado na Figura 23.

O atuador rotativo possibilita a transmissão de movimento do motor de maneira direta sem a necessidade da utilização de elementos de transmissão. Quando comparado a outros tipos de motores como os de passo e servo motores convencionais o mesmo apresenta diversos diferenciais que foram decisivos para a sua escolha no projeto, alguns desses diferenciais são:

- ◆ Compacto;
- ◆ Elevada precisão, repetibilidade e resolução;
- ◆ Menor custo de manutenção;
- ◆ Elimina o *Backlash*;
- ◆ Alta capacidade de torque;
- ◆ Encoder integrado ao motor;
- ◆ Economia de energia;
- ◆ Redução da inercia do sistema.

Fonte: Harmonic Drive LLC.

Figura 23 - FHA Mini Rotary Actuator.



Fonte: Harmonic Drive LLC.

Os torques resultantes produzidos pela movimentação dos atuadores rotativos localizados no cabeçote articulado e responsáveis pelos movimentos de rotação FE e IL são monitorados individualmente através de transdutores de torque. Os mesmos também alimentam o sistema de controle por malha fechada do simulador apresentado anteriormente.

4.4 VERIFICAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DOS COMPONENTES DO SIMULADOR

O dimensionamento previsto no projeto preliminar dos componentes mecânicos de maior relevância do simulador, foi avaliado através de 4 estudos realizados através de análises numéricas pelo método dos elementos finitos para a verificação da distribuição das tensões equivalentes de von Mises e deformações resultantes.

Para todos os modelos, foram realizadas análises do tipo estática linear, através da ferramenta *Simulation* do *software* SOLIDWORKS, com as seguintes hipóteses e especificações:

- ◆ Utilização do Elemento tetraédrico de alta ordem
- ◆ Em todas as análises, o material selecionado para as peças foi o Aço AISI 1020 presente na biblioteca do software, onde consta as propriedades mecânicas mostradas na Tabela 10.

Tabela 10 - Propriedades Aço AISI 1020.

<i>Modulo de elasticidade (E) = 200,0 GPa.</i>
<i>Tensão limite de escoamento (σ_y) = 351,5 MPa.</i>
<i>Coefficiente de Poisson (ν) = 0,29.</i>

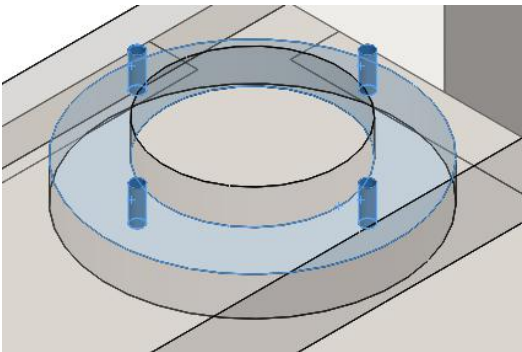
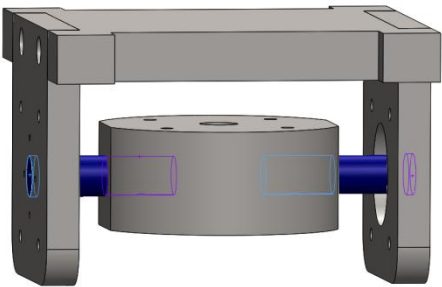
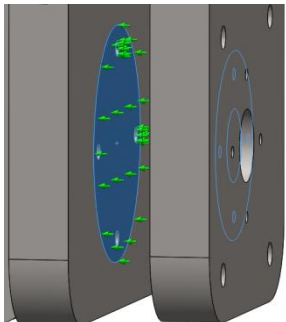
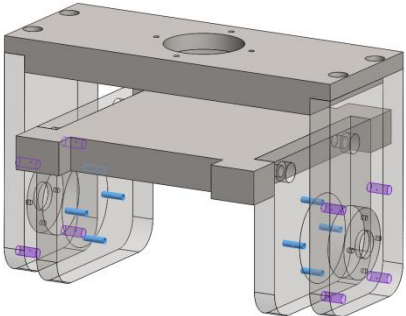
Fonte: SOLIDWORKS.

- ◆ Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos.

4.4.1 Estudo 1

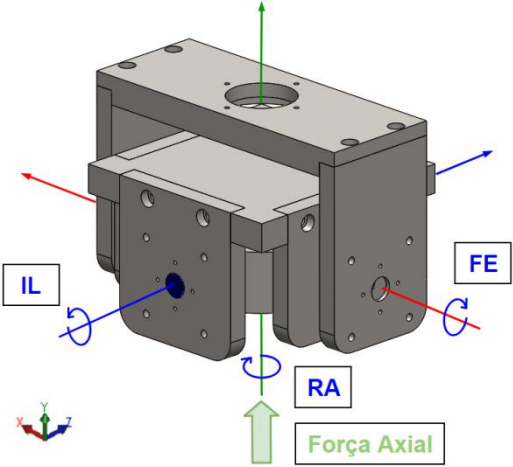
Este estudo corresponde a montagem dos componentes do cabeçote articulado, apresentada na Figura 19. A configuração de carregamento considerada neste modelo, foi baseada nos valores máximos de carregamento descritos na norma ISO 18192-1 (ISO, 2011). Esta configuração de carga tem como objetivo representar a condição mais crítica para estes componentes, na qual, a força axial e os torques FE, IL e RA atuam simultaneamente, atingindo seus valores máximos de carga. As condições de contorno utilizadas neste modelo estão indicadas na Tabela 11.

Tabela 11 - Condições de contorno do Estudo 1

	Conexão do tipo fixa na face interna do rebaixo da conexão entre o eixo de transmissão do movimento de rotação axial e o cabeçote articulado e nos orifícios correspondentes aos parafusos de fixação;
	Conexão do tipo "pino" entre a peça suporte e a sub-montagem central do cabeçote, permitindo somente rotação em torno do eixo circular destacado;
	Conexão do tipo deslizante entre as sub-montagens central e externa, que representa uma presença do componentes de conexão desta peça ao atuador rotativo FE;
	Conexão rígida entre os orifícios correspondente aos parafusos de fixação do componente de conexão e os furos de fixação da flange do atuador rotativo;

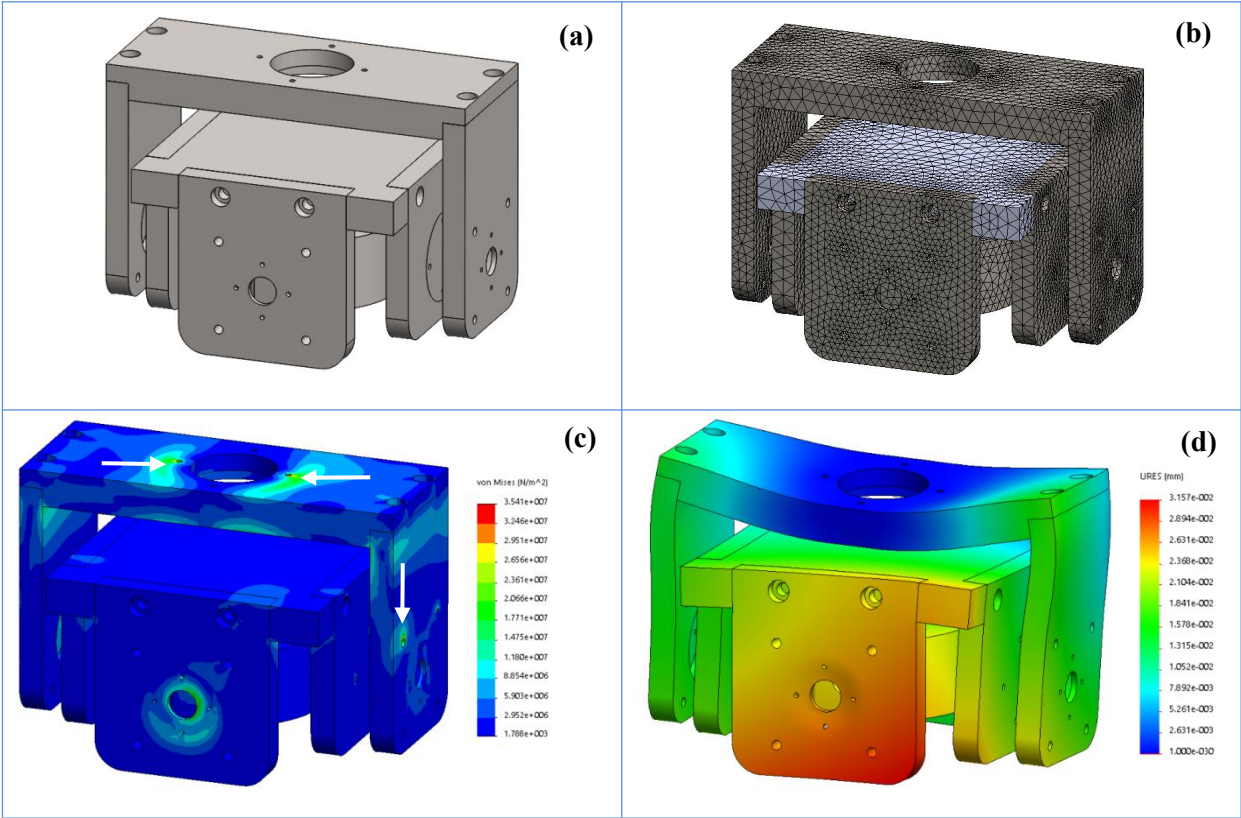
Os carregamentos neste modelo, estão representados e indicados na Tabela 12.

Tabela 12 - Carregamentos utilizados.

Modelo	Direção	Ref. Biomecânica	Carregamento
	X	Flexão-Extensão	10 N.m
	Y	Rotação Axial	10 N.m
	Z	Inclinação Lateral	12 N.m
	Y	Força Axial	2000 N

Os resultados da análise do modelo podem ser observados na Figura 24, onde, para o estudo, foi gerada uma malha com 151106 elementos tetraédricos, no qual foi verificada uma concentração de tensões, nos pontos indicados no detalhe (c), com a tensão equivalente de von Mises atingindo 35,4 MPa e um deslocamento máximo de 0,0315 mm.

Figura 24 - Resultados da análise do modelo do cabeçote articulado. (a) Modelo; (b) Malha; (c) Distribuição de tensões equivalentes de von Mises; (d) Deslocamento resultante.

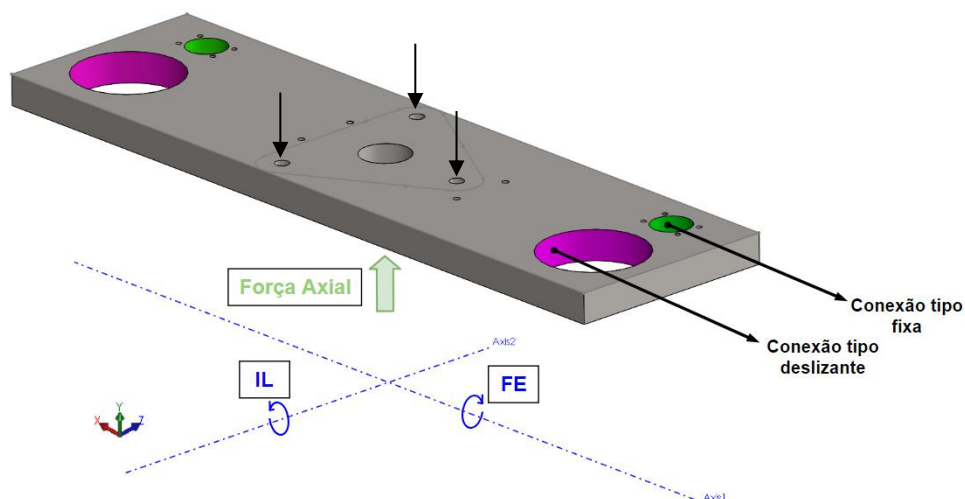


4.4.3 Estudo 2

Este estudo corresponde, a chapa central (Figura 16), responsável pela sustentação do cabeçote articulado, pelo carregamento axial na amostra e deslocamento do cabeçote ao longo do eixo Y. A configuração de carregamento tem como objetivo representar a condição mais crítica para este componente, na qual, a força axial e os torques FE e IL atuam simultaneamente, atingindo seus valores máximos de carga. Os valores foram baseados nas cargas máximas apresentadas na NT ISO 18192-1 (ISO, 2011), representados na Tabela 13.

As condições de contorno utilizadas, observadas na Figura 25, apresentam conexões do tipo deslizante, correspondendo a interação entre os eixos retificados e os rolamentos lineares, conexões do tipo fixa correspondendo a interação entre os fusos e as castanhas, em uma configuração de fusos travados.

Figura 25 - Condições de contorno da chapa central



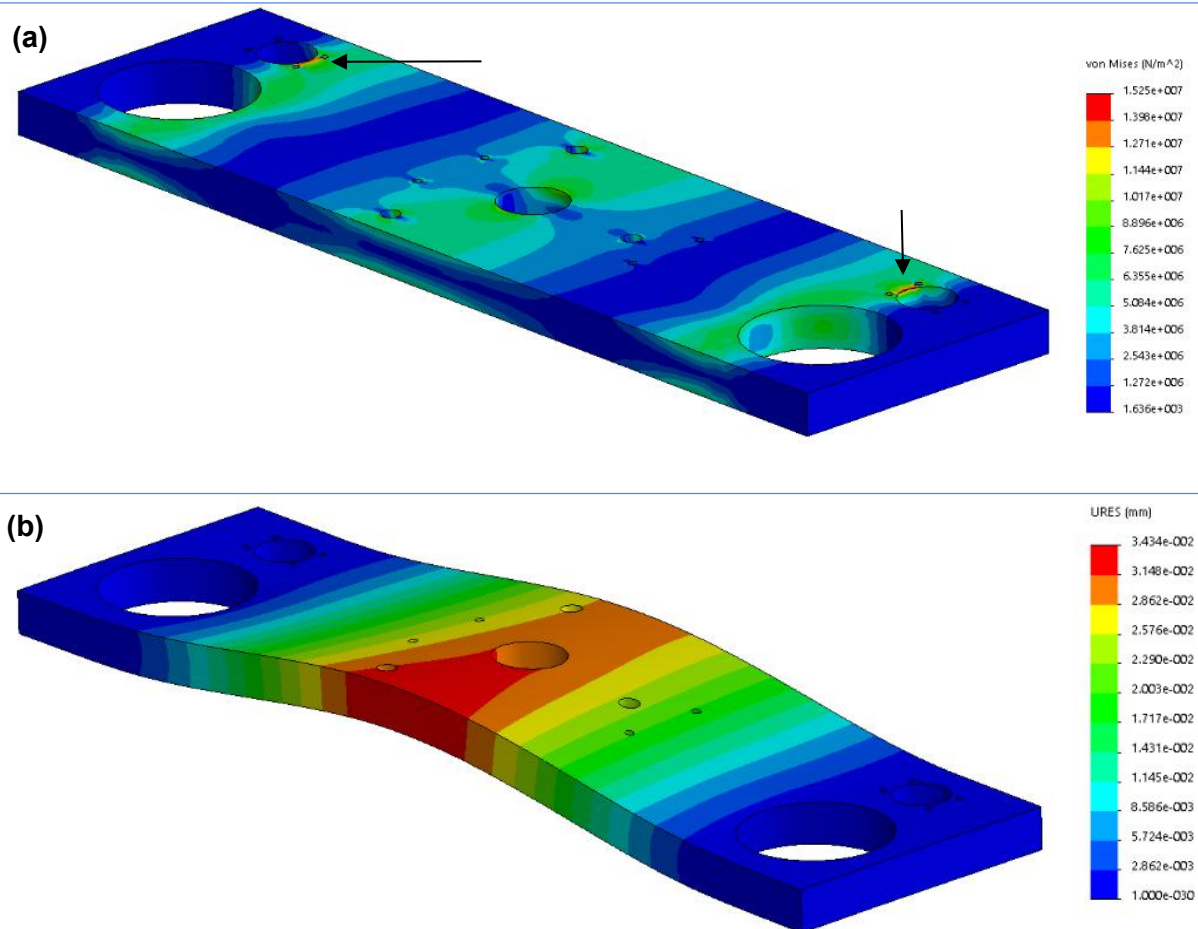
Para aplicação dos torques FE e IL foram criados dois eixos de referência, (*Axis 1* e *Axis 2*), a uma distância equivalente à parte central do cabeçote articulado. Posteriormente, utilizando como referência os eixos criados, os torques foram aplicados nos 3 (três) orifícios de fixação do componente de sustentação do cabeçote rotativo. O mesmo componente foi utilizado como referência para criar uma área representativa, onde posteriormente, foi aplicada a força axial.

Tabela 13 - Carregamentos utilizados.

Direção	Ref. Biomecânica	Carregamento
X	FE	10 N.m
Z	IL	10 N.m
Y	Força Axial	2000 N

Os resultados da análise do modelo podem ser observados na Figura 26, onde, para o estudo, foi gerada uma malha com 61416 elementos tetraédricos, no qual foi verificada concentração de tensões nos orifícios da castanha (a), com a tensão equivalente de von Mises atingindo 15,2 MPa e um deslocamento máximo de 0,034 mm.

Figura 26 - Resultados da análise do modelo da chapa central. (a) Distribuição de tensões equivalentes de von Mises; (b) Deslocamento resultante.



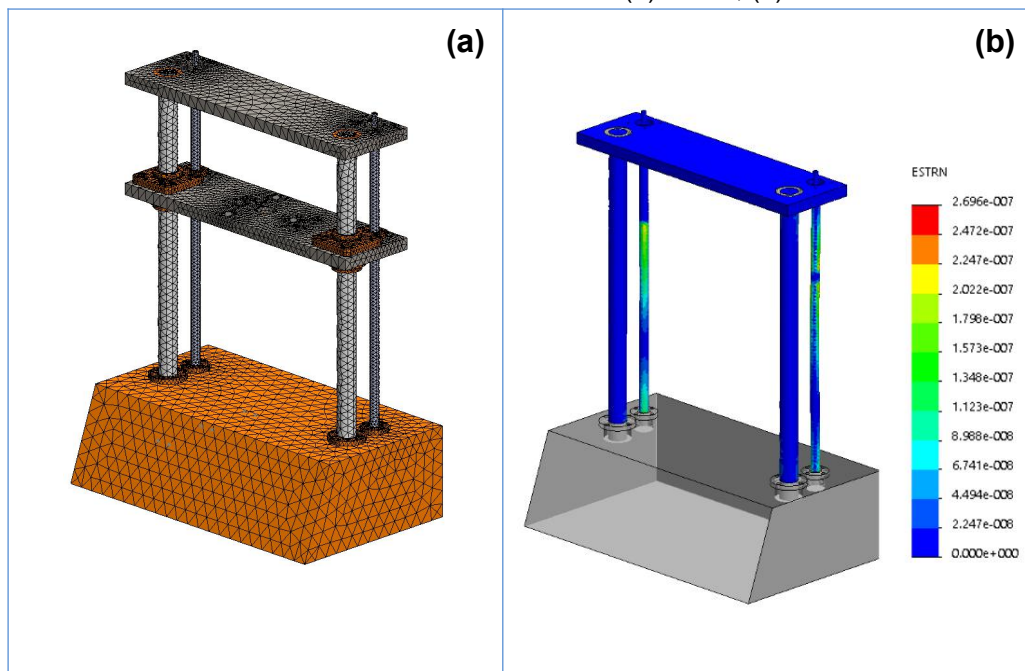
4.4.4 Estudo 3

Este estudo corresponde à verificação de deformação estrutural do simulador, onde foi utilizada uma hipótese de carregamento complexo no qual a força axial e todos os torques atuantes no cabeçote articulado (FE, IL, RA) são propagados inteiramente para a chapa central.

O carregamento considerado crítico para esta peça, com referencia aos dados descritos na norma ISO 18192-1 (ISO, 2011), estão representados e indicados na Tabela 12.

Os resultados da análise do modelo podem ser observados na Figura 26, onde, para o estudo, foi gerada uma malha com 69998 elementos tetraédricos, no qual foi verificado um deslocamento máximo de $2,69 \times 10^{-7}$ mm.

Figura 27 - Resultados da análise do modelo estrutural. (a) Malha; (b) Deslocamento resultante.



Embora os estudos realizados neste trabalho representem, de forma simplificada, a condição de comportamento mecânico devido a cargas estáticas, os

valores máximos de tensões resultantes obtidos, podem fornecer uma estimativa do fator de segurança utilizado neste projeto.

A Tabela 14, apresenta os valores de fator de segurança resultantes da comparação das tensões equivalentes de von Mises com o limite de resistência ao escoamento dos materiais propostos para estes componentes.

Tabela 14 - Valores de fator de segurança dos componentes.

Estudo	Tensão equivalente de von Mises (MPa)	Fator de segurança
Cabeçote articulado	35,4	9,9
Chapa Central	15,2	23,1

4.5 SELEÇÃO DE COMPONENTES PADRONIZADOS DO PROJETO

4.5.1 Guias lineares

As guias lineares de esferas recirculantes (Figura 27) são sistemas de movimentação baseado em contato por rolamento, e apresenta diversas vantagens, tais como: a redução de atrito, suavidade na movimentação, alta precisão de posicionamento, a alta capacidade de carga, operação em alta velocidade.

Figura 28 Guia linear de esferas recirculantes.



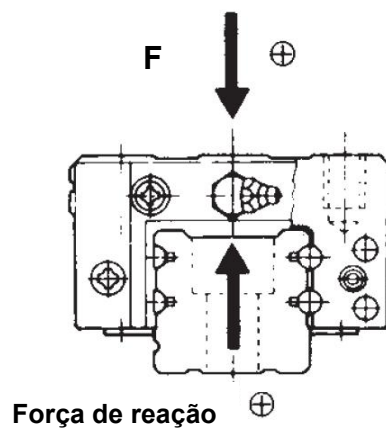
Fonte: NSK Motion & Control.

O processo de seleção das guias lineares para a mesa cartesiana, pré selecionado nesta etapa do projeto, localizada na base do simulador (Figura 16), foi baseada na verificação do fator de segurança e da sua vida útil, calculados a partir do modelo NSK (LAH 20 AN), apresentado no Anexo 2. Todas as equações e

valores de referência no processo de seleção foram baseados nas orientações do catálogo de fabricante das guias selecionadas (NSK Motion & Control)

Considerando o equilíbrio estático aplicado ao leiaute dos 8 patins (Figura 19) sujeitos a carga axial máxima $F_y = 2000\text{N}$, prevista para o ensaio (Tabela 6), obtem-se que cada um destes patins estará submetido a carga de reação equivalente a 500N.

Figura 29 Representação da caga resultante no patim



Fonte: NSK Motion & Control.

Considerando o fator de carga igual a 3, para os casos de uso em condições devibração, a carga resultante em cada patim pode ser obtida pela equação:

$$F = f_w \cdot F_c \quad (4.1)$$

Onde f_w , é o fator de carga (Anexo 1) dependente do modo de operação dos patins e F_c é a a carga carga resultante de cada patim. Assim, a força resultante em cada guia é:

$$F = (2000/4) \cdot 3,0$$

$$F = 1500\text{N}$$

O Modelo (LAH 20 AN) pré selecionado, apresenta a capacidade de carga estática C_0 e a capacidade de carga dinâmica C , fornecidas no catálogo, igual a 33,16 kN e 17,75 kN, respectivamente. A capacidade de carga estática fornece um parâmetro de resistência à deformação plástica da pista de rolamento, provocada pelo carregamento estático, que pode comprometer o desempenho da guia. A capacidade de carga dinâmica, por sua vez, estabelece um parâmetro de resistência a fadiga da guia linear. O fator de segurança resultante da pré-seleção das guias, foram obtidos através da comparação dos valores tabelados do produto com os dados referentes as condições previstas pelo ensaio.

Carga Estática

O fator de segurança resultante para a condição de carga estática foi obtido através da comparação entre a capacidade de carga estática do patim com a força resultante sobre o mesmo.

$$N = \frac{C_0}{F} \quad (4.2)$$

Onde C_0 é a capacidade de carga estática da guia e F é a força resultante calculada para cada guia. Assim, o fator de segurança calculado para as guias é:

$$N = 33160/1500$$

$$N \cong 22$$

Carga Dinâmica

De acordo com o ensaio do fabricante, que estabelece os valores de capacidade dinâmica de carga para o produto, a relação entre a capacidade de carga dinâmica, a força resultante na guia e a vida útil é representada pela Equação (4.3).

$$L = 50 \cdot \left(\frac{C}{F} \right)^3 \quad (4.3)$$

Onde L é a vida útil [km]; C é a capacidade de carga dinâmica [N] e F é a força resultante no patim. Assim, a vida calculada para as guias é:

$$L = 50 \cdot (17750/1500)^3$$

$$L = 82849,77 \text{ km}$$

O atual projeto da mesa cartesiana permite o deslocamento máximo $d_{\text{máx}}=80$ mm nos dois eixos. Considerando a hipótese de deslocamento máximo em cada ciclo de ensaio dinâmico, pode-se obter uma estimativa do número total de ciclos durante o tempo de vida útil calculado, através da equação:

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = \frac{L}{d_{\text{máx}}} \quad (4.4)$$

Desta forma:

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = \left[82849,77 / (80 \cdot 10^{-6}) \right]$$

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = 1,035 \cdot 10^9$$

A NT ASTM F2077:2014 “Test Methods For Intervertebral Body Fusion Devices.”, estabelece que uma amostra deve ser ensaiada por uma totalidade de 5.000.000 ciclos. Desta forma, com base no resultado obtido na equação anterior, pode-se estimar que esta guia possui vida útil suficiente para um total de aproximadamente 207 ensaios

4.5.2 Fuso de esferas

Fusos de esfera são sistemas de transmissão mecânica utilizados para converter movimento rotacional em linear, através do contato rolante entre as pistas de rolamento do fuso e da porca, também conhecida como castanha. Estes produtos oferecem diversas vantagens em relação aos fusos de deslizamento (rosca), entre elas: movimentação suaves, deslocamento preciso; redução do desgaste; aumento na vida do equipamento; redução do consumo de energia e alto rendimento. O processo de seleção do fuso utilizado no projeto foi realizado de acordo com as orientações do fabricante.

Figura 30 - Fuso de esfera



Fonte: NSK Motion & Control.

A seleção dos fusos de esfera NSK, modelo RNCT2510A5 (Anexo 3) pré selecionados no projeto do simulador (Figura 20), foi realizada segundo as orientações especificadas no catálogo do fabricante, com base nos requisitos para o projeto. Desta forma foram verificados: a capacidade de carga estática e dinâmica; a rotação e o torque de operação; e a vida útil.

Da mesma forma que foi abordado na seleção das guias, foi determinado inicialmente para os fusos, a força resultante através da condição de equilíbrio estático, no qual o simulador estará sujeito a carga axial máxima $F_y = 2000 \text{ N}$, prevista para o ensaio (Tabela 6). Desta forma, cada fuso estará sujeito a carga resultante de 1000 N . Incluindo o fator de carga igual a 3, indicado para condições de uso com vibração, obtém-se a força F em cada fuso:

$$F = (2000/2) \cdot 3,0$$

$$F = 3000 \text{ N}$$

A tabela do catálogo do fabricante do fuso pré selecionado, fornece a capacidade de carga estática C_0 e dinâmica C , iguais a $71,70 \text{ kN}$ e $32,40 \text{ kN}$, respectivamente (Anexo 3). Da mesma forma que ocorre nas guias de esferas recirculantes, a capacidade de carga estática para os fusos, fornece um parâmetro de resistência a deformação plástica provocada pelo carregamento estático na pista de rolamento do fuso e da castanha, que pode comprometer o desempenho do

produto, e a capacidade de carga dinâmica estabelece um parâmetro de resistência a fadiga. O fator de segurança resultante da pré-seleção das guias, foram obtidos através da comparação dos valores tabelados com os dados referentes as condições previstas pelo ensaio.

O fator de segurança resultante para a condição de carga estática foi obtido através da razão entre a capacidade de carga estática do fuso com a força resultante sobre o mesmo

$$N = 71700/3000$$

$$N \cong 24$$

Embora o equipamento permita uma deslocamento vertical máximo igual a aproximadamente 100 mm, para a avaliação do desempenho dos fusos em ensaios dinâmicos, o deslocamento máximo considerado foi de $d_{max} = 50$ mm por ciclo. A frequência de ensaio $f = 10$ Hz foi considerada com base na NT ASTM F2077. Para esta condição, a velocidade V de deslocamento do cabeçote pode ser obtida por:

$$V = d \cdot f \quad (4.5)$$

Onde d é o deslocamento realizado e f é a frequência de ensaio. Assim, a velocidade de deslocamento é:

$$V = 50 \cdot 10$$

$$V = 500 \text{ mm/s}$$

A rotação do fuso n_{op} em revoluções por segundo, pode ser obtida pela razão entre a velocidade de operação V_{op} , e o passo do fuso de esfera l , de acordo com a equação: .

$$n_{op} = \frac{V_{op}}{l} \quad (4.6)$$

$$n_{op} = ((60 \cdot 500)/10)$$

$$n_{op} = 3000 rpm$$

O torque necessário para o acionamento do fuso nas condições previstas para ensaio onde: $F = 3 \text{ kN}$; $l = 10 \text{ mm}$ e o rendimento $\eta_1 = 0,95$, é dado pela equação:

$$Ta = \frac{Fa \cdot l}{2\pi \cdot \eta_1} \quad (4.7)$$

Onde Fa é a carga no fuso, l é o passo do fuso e η_1 é a eficiência Assim, o torque de operação para o fuso é:

$$Ta = (300 \cdot 1) / (2\pi \cdot 0,95)$$

$$Ta = 50,25 \text{ N} \cdot \text{m}$$

De acordo com o ensaio do fabricante, que estabelece os valores de capacidade dinâmica de carga para o produto, a relação entre a capacidade de carga dinâmica, a força resultante na guia e a vida útil é representada pela equação:

$$L = \left(\frac{C_a}{Fa \cdot f_w} \right)^3 \cdot 10^6 \quad (4.8)$$

Onde L é a vida útil [revoluções], C_a é a capacidade de carga dinâmica do fuso [N], Fa é a força resultante no fuso [N] e f_w é o fator de carga indicado para condições de uso com vibração (Anexo 4). Assim, a vida útil calculado do fuso é:

$$L = \left(\frac{32400}{1000 \cdot 3} \right)^3 \cdot 10^6$$

$$L = 1,25 \cdot 10^9 \text{ revolucoes}$$

Sabendo que para um deslocamento $dmáx = 50 \text{ mm}$ o fuso RNCT2510A5, com passo $l = 10 \text{ mm}$, realiza 5 revoluções por ciclo; podemos estimar o número

total de ciclos durante a vida útil calculado pela razão entre a vida útil e o número de revoluções por ciclo, de acordo com a equação:

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = \frac{L}{rev} \quad (4.9)$$

Desta forma:

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = \left[(1,25 \cdot 10^9) / 5 \right]$$

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = 25 \cdot 10^7$$

Com base no resultado da equação anterior e o número total de ciclos de ensaio, estabelecido na NT ASTM F2077:2014, pode-se estimar que este fuso de esfera possui vida útil suficiente para um total de aproximadamente 50 ensaios.

5 CONCLUSÕES

Embora ainda não tenha ocorrido a fabricação e a realização de testes em um protótipo físico, o projeto do simulador apresentado neste trabalho apresenta as condições necessárias que justificam sua capacidade em reproduzir as condições de movimento e carga semelhantes as que ocorrem na coluna vertebral. Além disso; atende satisfatoriamente os objetivos propostos e as especificações estabelecidas pelos requisitos de projeto e por Normas Técnicas.

Através de pesquisas na área de biomecânica, obteve-se um melhor entendimento da cinemática da articulação da coluna, sua estrutura e composição, de forma a permitir o estabelecimento dos limites tanto de carga quanto de deslocamento necessários para o projeto do simulador. As pesquisas referentes aos tratamentos de patologias desta articulação, permitiu um maior conhecimento sobre o tipo de implantes e próteses utilizados nesta região e os principais ensaios normalizados aplicados a estes produtos. Estas informações foram determinantes no estabelecimento dos requisitos necessários ao projeto do simulador.

Todo o processo de projeto foi baseado na metodologia PRODIP. A utilização desta metodologia durante o projeto permitiu uma ampla visualização diferentes variáveis envolvidas. Os requisitos do projeto e as funções necessárias permitiram o estudo de diferentes soluções para o equipamento e a seleção final da melhor concepção. O detalhamento do conceito selecionado foi realizado através de modelagem CAD e resultou num conjunto de componentes responsáveis pela rigidez estrutural, deslocamentos e transmissão de forças.

Às características relacionadas aos eixos de acionamento, com controles independentes, fornece a este projeto flexibilidade para reproduzir diferentes padrões de força e movimentos. Assim, estima-se que os resultados obtidos após a construção e montagem do simulador poderão ser comparados com resultados obtidos em ensaios realizados em outros simuladores.

Durante o desenvolvimento do projeto do simulador foi realizada a verificação da resistência mecânica nos componentes críticos; utilizando o método dos elementos finitos. Nestes estudos foi possível visualizar tanto a distribuição das tensões equivalentes de von Mises como também as deformadas ocasionadas pelos carregamentos críticos previstos para os ensaios. Embora as análises realizadas tenham considerado somente o carregamento estático, a grande distância entre as tensões máximas obtidas e a tensão limite de resistência do material dos componentes, permite estimar a que estes atendem de maneira satisfatória às solicitações mecânicas críticas.

A seleção dos fusos e guias também apresentaram resultados satisfatórios em relação à resistência mecânica em condições de carregamento estático e dinâmico. A seleção do motor de acionamento do fuso, foi um dos grandes desafios do projeto, pois atender as hipóteses estabelecidas onde a alta frequência de deslocamento linear requer alto valor de torque. Esta etapa exigiu uma pesquisa mais detalhada dos motores disponíveis no mercado.

Assim, o projeto mecânico do simulador permite:

- Curso total (Eixo Y): 150 mm
- Deslocamento angular FE: $\pm 25^\circ$
- Deslocamento angular IL: $\pm 25^\circ$
- Deslocamento angular RA: 360°

Como limitações do projeto estão a baixa vida útil dos componentes do simulador relativos à movimentação (patins e fuso). Com o intuito de prolongar a autonomia do simulador, a troca dos componentes atuais, pré selecionados, se mostra necessária. Outra modificação pertinente está relacionada ao deslocamento, estimados por simulação, das peças da que compõem o cabeçote articulado. Afim de reduzir esse deslocamento, alterações dimensionais das peças ou uma mudança no material de construção são alternativas viáveis para obter essa redução.

O trabalho aqui apresentado demonstrou-se um grande desafio devido a sua alta complexidade e da necessidade de abordar e combinar diversos conceitos de áreas totalmente distintas, no caso, engenharia e medicina. Os conhecimentos adquiridos durante o curso de Engenharia mecatrônica, tais como: Metodologia de projetos, Elementos de máquinas, Eletrônica , CAD, entre outros; foram amplamente utilizados durante e serviram de base para a resolução deste desafio, buscando assim, estimular avanços na área de biomecânica no âmbito nacional.

Como proposta para trabalhos futuros, sugere-se:

- ◆ A inclusão no projeto mecânico de um maior detalhamento do sistema de fixação da amostra, de forma a permitir a integração de uma câmara capaz de conter líquido lubrificante, com temperatura controlada. Esta melhoria no projeto, permitira a realização de ensaios que simulem de forma mais próxima ao ambiente biomecânico do segmento da coluna;
- ◆ O Desenvolvimento do sistema de controle para os eixos de acionamento, de forma que estes sejam capazes de atuar de forma independente ou simultânea, para diferentes combinações de carga e deslocamento entre os eixos. Para estas especificações, seria interessante a aplicações de controle em malha fechada do tipo P.I.D;
- ◆ A fabricação de um protótipo físico com o intuito de avaliar o desempenho do projeto desenvolvido, realizando ensaios em diferentes modelos de próteses sob diferentes configurações biomecânicas.
- ◆ Validação dos resultados provenientes deste simulador através da comparação entre os resultados obtidos com os parâmetros biomecânicos do segmento da coluna e os resultados de ensaio em outros simuladores.

REFERÊNCIAS

ADAMS, A. A.; DOLAN, P. Spine Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p.1972 -1983, 2005.

ASTM F2077. **Test Methods For Intervertebral Body Fusion Devices**. West Conshohocken,PA: 2014.

ASTM F2423-11. **Standard Guide for Functional, Kinematic, and Wear Assessment of Total Disc Prostheses**. West Conshohocken,PA: 2016.

BOGDUK, N. **Clinical anatomy of the lumbar spine**. 4. ed. London: Churchill Livingstone, 2005

BLACK, K. M.; MCCLURE, P.; POLANSKY, M. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. **Spine**, v. 21, p. 65-70, 1996.

CHAMOLI, U. et al. Global and segmental kinematic changes following sequential resection of posterior osteoligamentous structures in the lumbar spine: An in vitro biomechanical investigation using pure moment testing protocols. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 229(11), p.812-821, 2015.

CHUN, K. et al. Effect of device rigidity and physiological loading on spinal kinematics after dynamic stabilization: An In-Vitro biomechanical study. **Journal of Korean Neurosurgical Society**, v. 58 (5), p. 412-418, 2015.

CRAMER, G. D.; DARBY, A. S. **Clinical anatomy of the spine**. 3. ed. 3251 Riverport Lane. St.Louis: Elsevier, p. 648-672, 2014.

DALLACOSTA, D. A. B. **Desenvolvimento de um simulador universal para ensaio de desgaste em prótese de quadril**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, p. 138, 2011.

DOOLEY, Z. A. et al. Multiaxial spine testing apparatus: system characterisation by evaluation of analogue and cadaveric lumbar spines. **International Journal of Experimental and Computational Biomechanics**. v. 2, n. 2, 2013.

ENDOLAB Mechanical Engineering GmbH: **The EndoLab® Hip Simulator**. 2018. Disponível em: <<https://www.endolab.org/simulator-hip-implants.asp>>. Acesso em: 01 mar. 2018.

FREEDOM® **Cervical Disc**. 2014. Disponível em: <<http://www.axiomed.com/technology.html>>. Acesso em: 21 mar. 2018.

HARMONIC DRIVE LLC.: **FHA-Mini Rotary Actuator**. 2018. Disponível em: <<http://www.harmonicdrive.net/products/rotary-actuators/hollow-shaft-actuators/fha-mini>>. Acesso em: 09 abr. 2018

IMPLANET **Spine System**. 2018. Disponível em: <<https://www.implanet.com/us/product/implanet-spine-system-3/>>. Acesso em: 21 mar. 2018.

ISO 18192-1:2011. **Implants for surgery - Wear of total intervertebral spinal disc prostheses - Part 1: Loading and displacement parameteres for wear testing and corresponding environmental conditions for test**. 2011.”

KURTZ, S. M.; EDIDIN, A. A. **Spine Technology Handbook** . 525 B Street, San Diego, California: Elsevier, p. 560, 2016.

NACHEMSON, A. Lumbar Intradiscal Pressure: Experimental Studies. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Copenhagen, v. 31: sup 43, p. 1-104, 1960.

NACHEMSON, A. The load on lumbar disks in different positions of the body. **Clin Orthop**, v. 45, p. 107-122, 1966.

NSK Motion & Control: **Guias Lineares**. 2018. Disponível em: <<http://www.nsk.com.br/guias-lineares-359.htm>>. Acesso em: 11 abr. 2018.

NSK Motion & Control: **Fusos de esferas recirculantes**. 2018. Disponível em: <<http://www.nsk.com.br/fusos-de-esferas-recirculantes-564.htm>>. Acesso em: 11 abr. 2018.

OGLIARI, A. Modelo PRODIP. **EMC 5302 Metodologia de Projeto em Engenharia Mecânica**, 2018. Disponível em:

<<http://emc5302.ogliari.prof.ufsc.br/artigo/modelo-prodip>>. Acesso em 21 mar 2018.

OLIVER, J.; MIDDLEDITCH, A. **Functional Anatomy of the Spine** . Jordan Hill, Oxford: Butterworth-Heinemann Ltd, p. 328, 1991.

OMEGA: **Load Cell**. [2003-2018]. Disponível em:
<<https://www.omega.com/guides/loadcells.html>>. Acesso em: 30 mar. 2018

S128 PEEK ALIF **Cage System**. 2018. Disponível em:
<<http://www.renovis-surgical.com/2011/09/s128-alif-cage-system/>>. Acesso em: 21 mar. 2018.

SKF: **Mancais flangeados série FNL para rolamentos em uma bucha de fixação**. 2018. Disponível em: <<http://www.skf.com/br/products/bearings-units-housings/bearing-housings/flanged-housings-fnl-series/index.html>>. Acesso em: 19 abr. 2018.

SKYLINE® **Anterior Cervical Plate System**. 2018. Disponível em:
<<https://www.depuyssynthes.com/hcp/spine/products/qs/SKYLINE-Anterior-Cervical-Plate-System>>. Acesso em: 21 mar. 2018.

TAMAYO, M. Bose Kinematic Spine Simulator. 2014. 1 f. Artigo (Engineering degree)- Biomedical/Electrical Engineering, **University of Rhode Island**, [S.l.], 2008. Disponível em: <http://www.ele.uri.edu/courses/bme281/F08/Micky_2.pdf>. Acesso em: 06 mar. 2018.

VAN HERP, G. et al. Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. **Rheumatology**, v. 39, 1337-1340, 2000.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical Biomechanics of the Spine** . East Washington Square, Philadelphia: J.B Lippincott Company, p. 739, 1990.

WILKE, HJ. et al. A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. **European Spine Journal**, v. 3, p. 91-97, 1994.

WILKE, HJ. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, Phila Pa 1976,v. 24(8), p. 755-762, 1999.

ZACHARY, A. D. et al. Multiaxial spine testing apparatus: system characterisation by evaluation of analogue and cadaveric lumbar spines. **Int. J. Experimental and Computational Biomechanics**, v. 2, n° 2, p. 189-203, 2013.



1 Capacidade de Carga Estática

1.1 Definição (C₀)

Quando parado ou em baixa velocidade, guias de rolamento são submetidas a excessiva carga ou impacto e, uma deformação permanente pode ocorrer entre os elementos rolantes e a superfície da pista. Esta deformação permanente torna-se um empecilho para um funcionamento suave se ultrapassar um certo limite. Capacidade de carga estática C₀ é a carga à qual esta deformação permanente entre o elemento rolante e a pista no ponto de contato é de 0,0001 vezes o diâmetro do elemento rolante.

Geralmente, este (C₀) é usado como uma permissão máxima de carga estática sobre o patim. Para alguns tipos de serviço, o valor obtido pela divisão do C₀ pelo coeficiente de carga estática permissível (f_s) é usado como limite. Este fator é mostrado na tabela abaixo:

Serviço	F _s mínimo
Vibração ou impacto	1,5 ~ 3,0
Uso normal	1,0 ~ 2,0

2 Capacidade de Carga Dinâmica

2.1 Definição (C)

As pistas de rolamento e os elementos rolantes estão sujeitos a cargas repetitivas e uma escamação por fadiga provavelmente ocorrerá com o decorrer do tempo. Esta é a vida que pode ser estimada e utilizada como base durante a fase de projeto.

A vida em relação à fadiga do material é a distância total de operação que 90% de um grupo de guias lineares idênticas, sob as mesmas condições de carga, atinge antes de falhar por escamação. Quando as condições de operação são constantes, a vida por fadiga pode ser pelo tempo de operação.

O valor de C está especificado nas tabelas de dimensões (como a NSK utiliza aço desgasificado a vácuo, este valor torna-se 1,1 a 1,3 vezes maior).

2.2 Cálculo da vida

Existe uma relação entre a capacidade de carga dinâmica (C), a carga de trabalho (F) e a vida (L) em quilômetros, quando as guias lineares são utilizadas corretamente, com curso contínuo e adequadamente lubrificadas.

Guias de esferas

$$L = 50 \times \left(\frac{C}{F}\right)^3$$

Guias de rolos

$$L = 50 \times \left(\frac{C}{F}\right)^{\frac{10}{3}}$$

É também conveniente expressar a vida pelo tempo, quando usada em condições constantes, esta pode ser calculada através da equação abaixo:

$$L_h = \frac{50 \times 10^3}{60 \times l \times n} \left(\frac{C}{F}\right)^3 \quad \text{ou} \quad L_h = \frac{50 \times 10^3}{60 \times V} \left(\frac{C}{F}\right)^3$$

onde:

L_h = Vida em horas

n = Ciclos (cpm)

l = Curso (m)

V = Velocidade (m/min)

2.3 Fator de carga

As cargas sobre os patins, as quais são determinadas através dos cálculos, tornam-se maiores devido a efeitos mecânicos como vibração ou impacto. Dessa forma, a carga sobre o patim deve considerar este fator.

$$F = f_w \cdot F_c$$

onde:

F = Carga sobre o patim

f_w = Fator de carga

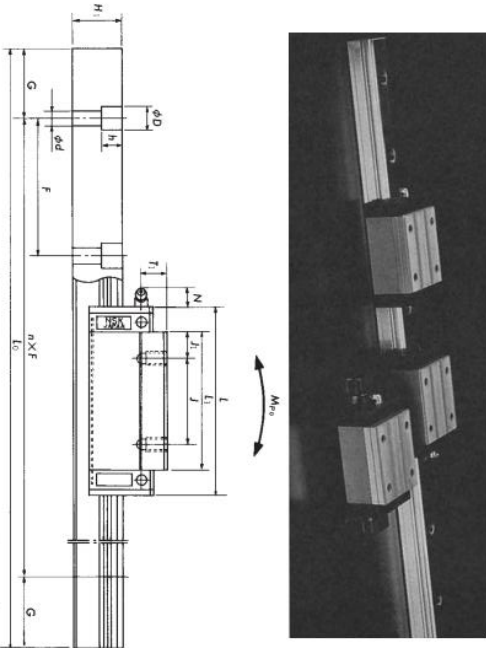
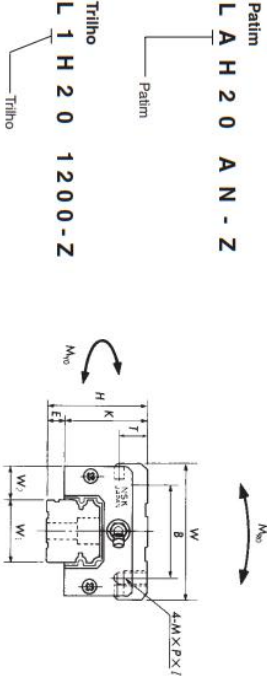
F_c = Carga teórica

Serviço	f _w mínimo
Operação suave sem impacto	1,0 ~ 1,2
Uso normal	1,2 ~ 1,5
Vibração ou impacto	1,5 ~ 3,0



Guias Lineares Série LAH - Intercambiável
LAH-AN: Alta Capacidade de Carga
LAH-BN: Extra Capacidade de Carga
INTERCAMBIÁVEL

Para valores de pré-carga diferentes do padrão, os prazos de entrega poderão ser mais longos, consulte a NSK ou seu distribuidor.

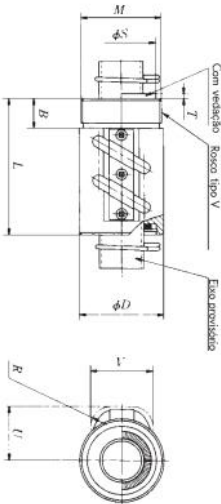


Modelo	Dim. de montagem				Dimensões do patim										Graxeira			
	H	E	W ₂	W	B x J	L	L ₁	J ₁	K	T	M x P x I	Bujão	T ₁	N				
LAH20AN	30	5	12	44	36 x 50	69,8	50	7	25	12	M5 x 0,8 x 6	M6 x 0,75	5	11				
LAH20BN					32 x 50	91,8	72	11										
LAH25AN	40	7	12,5	48	35 x 50	79	58	11,5	33	12	M6 x 1,0 x 9	M6 x 0,75	10	11				
LAH25BN						107	86	18										
LAH30AN	45	9	16	60	40 x 60	85,6	59	9,5	36	14	M8 x 1,25 x 10	M6 x 0,75	10	11				
LAH30BN						124,6	98	19										
LAH35AN	55	9,5	18	70	50 x 72	109	80	15	45,5	15	M8 x 1,25 x 12	M6 x 0,75	15	11				
LAH35BN						143	114	21										
LAH45AN	70	14	20,5	86	60 x 80	139	105	22,5	56	17	M10 x 1,5 x 17	PT 1/8	20	13				
LAH45BN						171	137	28,5										
LAH55AN	80	15	23,5	100	75 x 95	163	126	25,5	65	18	M12 x 1,75 x 18	PT 1/8	21	13				
LAH55BN						201	164	34,5										
LAH65AN	90	16	31,5	126	76 x 70	193	147	38,5	74	23	M16 x 2,0 x 20	PT 1/8	19	13				
LAH65BN						253	208	43,5										

Dimensões do trilho						Capacidade de carga					Peso		Modelo
W ₁	H ₁	F	d x D x h	G	L ₀ máx.	C (kgf)	C ₀ (kgf)	M _{ho}	M _{pro}	M _{vo}	kgf	kgf/m	
20	18	60	6 x 9,5 x 8,5	20	3960	1775	3316	22	18	15	0,33	2,6	LAH20AN
						2397	5153	34	42	36	0,48		LAH20BN
23	22	60	7 x 11 x 9	20	3960	2612	4600	36	32	27	0,55	3,6	LAH25AN
						2520	7244	56	73	62	0,82		LAH25BN
28	26	80	9 x 14 x 12	20	4000	3163	5255	50	36	29	0,77	5,2	LAH30AN
						4693	9336	88	105	88	1,30		LAH30BN
34	29	80	9 X14 x 12	20	4000	4846	8214	96	75	64	1,50	7,2	LAH35AN
						6275	11930	140	156	130	2,10		LAH35BN
45	38	105	14 x 20 x 17	22,5	3990	8265	14285	216	177	148	3,00	12,3	LAH45AN
						10102	19081	291	306	257	3,90		LAH45BN
53	44	120	16 x 23 x 20	30	3960	12142	20204	367	306	256	4,70	16,9	LAH55AN
						14897	26938	494	525	443	6,10		LAH55BN
63	53	150	18 x 26 x 22	35	3900	18469	28673	629	505	423	7,70	24,3	LAH65AN
						23979	41836	913	1030	862	10,8		LAH65BN

Produto importado. Consulte a NSK para informações sobre estoque disponível no Brasil.

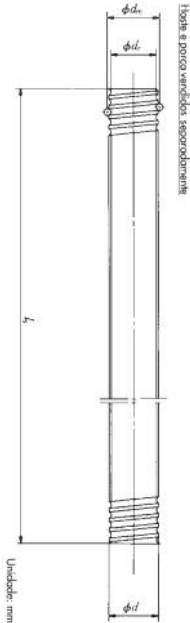
Série R - Fusos de Esferas Laminados - Classe de Precisão C10
RNCT Diâmetro 10 mm x 3 mm até Diâmetro 50 mm x 16 mm



Código da porca	Diâmetro nominal	Passo	Diâmetro das esferas	B.C.D. d _m	Número de voltas	Capacidade de carga		Folga axial máx.
	d	l				Dinâmica C _{as} kgf	Estatística C _a kgf	
RNCT1003A3.5	10	3	2,381	10,65	3,5 x 1	385	685	0,10
RNCT1404A3.5	14	4	2,778 (7/64)	14,5	3,5 x 1	545	1100	0,10
RNCT1405A2.5	14	5	3,175 (1/8)	14,5	2,5 x 1	535	990	0,10
RNCT1808A3.5	18	8	4,762 (3/16)	18,5	3,5 x 1	1350	2630	0,15
RNCT2005A2.5	20	5	3,175 (1/8)	20,5	2,5 x 1	650	1450	0,10
RNCT2505A5	25	5	3,175 (1/8)	25,5	2,5 x 2	1310	3710	0,10
RNCT2510A5S	25	10	6,350 (1/4)	26	2,5 x 2	3240	7170	0,20
RNCT2806A5	28	6	3,175 (1/8)	28,5	2,5 x 2	1380	4140	0,10
RNCT2806A5S	28	6	3,175 (1/8)	28,5	2,5 x 2	1380	4140	0,10
RNCT3210A5	32	10	6,350 (1/4)	33,75	2,5 x 2	3640	9410	0,20
RNCT3610A5	36	10	6,350 (1/4)	37	2,5 x 2	3890	10400	0,20
RNCT4010A7	40	10	6,350 (1/4)	41,75	3,5 x 2	5460	16800	0,20
RNCT4512A5	45	12	7,144 (9/32)	46,5	2,5 x 2	5060	15000	0,23
RNCT5010A7	50	10	6,350 (1/4)	51,75	3,5 x 2	6060	21000	0,20
RNCT5016A5S	50	16	9,525 (3/8)	52	2,5 x 2	10200	29900	0,23

Obs.: 1 - Os tubos de recirculação não interferem com dimensões maiores que U, V e R.
2 - Comprimento máximo da haste pode ser ligeiramente superior ao nominal L_s.
3 - Os fusos de esferas NSK vêm de fábrica lubrificados com óleo protetivo, devendo

Codificação da haste
RS 25 10 A 20
L_s X 100



D.E.	Comp.	Dimensões da porca						Dimensão da haste		Código da haste
		Dimensão da rosca M	B	U	V	R	S	T	Diã. da vedação	
D	L									
20	38	M18 x 1,0	10	15	15	7	-	-	-	8
25	43	M24 x 1,0	10	19	20	7	-	-	-	11,5
30	45	M26 x 1,5	10	22	21	8	-	-	-	11
34	58	M32 x 1,5	12	27	27	14	28,5	2,5	-	13,5
40	48	M36 x 1,5	12	28	27	10	29,5	2,5	-	17
42	69	M40 x 1,5	15	28	31	10	34,5	2,5	-	22
44	92	M42 x 1,5	15	34	37	17	38,5	2,5	-	19
50	79	M45 x 1,5	15	33	34	10	37,5	2,5	-	25
55	97	M50 x 1,5	18	39	42	17	45,5	2,5	-	27
60	98	M55 x 2,0	18	42	46	17	50,5	3	-	30
65	125	M60 x 2,0	25	44	50	20	54,5	3	-	35
70	124	M65 x 2,0	30	47	55	20	60,5	3	-	39
80	140	M75 x 2,0	40	52	59	20	64,5	3	-	45
85	158	M80 x 2,0	40	57	63	25	68,5	3	-	42

ser aplicado óleo lubrificante ou graxa antes de sua utilização.
4 - A inclusão de vedações não alteram as dimensões da porca.
5 - Produto importado. Consulte a NSK para informações sobre estoque disponível no Brasil.

