

Juliana Martins de Carvalho

**DESENVOLVIMENTO DE UM TRANSDUTOR DE
DESLOCAMENTOS PARA A AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA
IN VITRO DA COLUNA VERTEBRAL HUMANA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Edison da Rosa, Dr. Eng.

Coorientador: Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.Eng.

Florianópolis
2013

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Carvalho, Juliana Martins de

Desenvolvimento de um transdutor de deslocamentos para a avaliação biomecânica in vitro da coluna vertebral humana / Juliana Martins de Carvalho ; orientador, Edison da Rosa ; co-orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2013.

159 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Deslocamentos multiaxiais. 3. Extensometria. 4. Coluna vertebral. 5. Biomecânica. I. Rosa, Edison da. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Juliana Martins de Carvalho

**DESENVOLVIMENTO DE UM TRANSDUTOR DE
DESLOCAMENTOS PARA A AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA
IN VITRO DA COLUNA VERTEBRAL HUMANA**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Engenharia”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 8 de março de 2013.

Prof. Júlio César Passos, Dr. Ing.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Edison da Rosa, Dr.Eng.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.Eng.
Coorientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D. Sc.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Hélio Roesler, Dr.Eng.
Universidade do Estado de Santa Catarina

Prof. Rodrigo de Souza Vieira, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Ao Sandro.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Regina e Manoel, por todo amor dedicado a mim, o qual me fortalece a cada dia da minha vida;

Ao Sandro, meu esposo, por sempre me incentivar e apoiar, por ser compreensivo e paciente;

Ao professor Edison da Rosa, por compartilhar a sua sabedoria e experiência, pela orientação, pela confiança, pela paciência e pelo valioso tempo de convivência;

Ao professor Rodrigo Roesler, incentivador, motivador e entusiasta, obrigada pela orientação, pela disposição em ajudar e por todo apoio dispensado à realização deste trabalho;

Aos professores Eduardo Fancello, Hélio Roesler e Rodrigo Vieira, por aceitaram de prontidão o meu convite para participar da banca deste trabalho e pelas contribuições feitas;

Aos colegas do GRANTE e do LEBm, pelo companheirismo, pela amizade, pelas experiências compartilhadas e por tornarem o ambiente de trabalho mais interessante;

Aos amigos Eduardo Siridakis, França Horn e Márcio Schneider, pelo grande apoio na etapa final do meu mestrado;

Às amigas Carol Brum e Regina Kunzler, pela amizade e parceria, pelos dissabores divididos e alegrias multiplicadas;

Ao LEBm, pelo financiamento do projeto;

Ao PosMEC, pela oportunidade de realização deste mestrado;

Ao CNPq, pela bolsa concedida;

E à todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho e que não foram aqui citados.

RESUMO

Doenças degenerativas da coluna são problemas clínicos frequentemente associados a alterações morfológicas ou disfunções mecânicas da coluna. Várias medições *in vitro* e *in vivo* da cinemática da coluna vertebral humana têm sido realizadas na tentativa de quantificar o movimento vertebral de modo que as alterações morfológicas que produzem ou acompanham as desordens na coluna possam ser compreendidas. Mediante a aplicação de carregamentos fisiológicos simulados, estes ensaios biomecânicos *in vitro* buscam medir o comportamento da coluna na situação normal ou fisiológica, na situação patológica e na situação tratada com implantes ou próteses, para planejar a abordagem cirúrgica mais apropriada e/ou auxiliar no projeto de novos implantes. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um transdutor que possibilite mensurar, em ensaios biomecânicos *in vitro*, os movimentos relativos entre segmentos adjacentes da coluna vertebral humana. Para essa aplicação, foi desenvolvido um transdutor e um dispositivo mecânico de calibração de movimentos em cada um dos seis graus de liberdade: três translações e três rotações nos eixos ortogonais. O transdutor de deslocamentos desenvolvido é baseado em *strain-gages* e possui seis *clip-gages* distribuídos em sua estrutura. O dispositivo de calibração desenvolvido permite aplicar, sobre o transdutor, separadamente, cada um dos seis graus de liberdade que descrevem o movimento de um corpo rígido no espaço. A medição de deslocamento em cada um dos seis *clip-gages* é obtida através da leitura de sinais elétricos de cada elemento sensor, os quais são diretamente relacionados com o deslocamento, tendo como base a calibração prévia. Foi realizado em CAD um ensaio de simulação dos movimentos realizados pelo transdutor para obter parâmetros de comparação entre o resultado obtido pela calibração e o comportamento real.

Palavras-chave: Deslocamentos multiaxiais, Extensometria, Coluna vertebral, Biomecânica.

ABSTRACT

Degenerative spinal diseases are clinical problems often associated with morphological or mechanical disorders of the spine. Several *in vitro* and *in vivo* measurements of the kinematics of the human spine have been performed in an attempt to quantify the vertebral motion so that the morphological changes that produce or accompanying disorders column can be understood. By applying simulated physiologic loads, these *in vitro* biomechanical tests aim to measure the behavior of the spine in physiological or pathological condition, in condition treated with implants or prostheses, to plan the most appropriate surgical approach and/or assist in project of new implants. In this context, the goal of this work is the development of a transducer which makes possible to measure relative motion between two spinal segments in *in vitro* biomechanical tests. For this application, was developed a transducer and a mechanical device for the calibration of the motions in each one of six degrees of freedom: three translations and three rotations on orthogonal axes. The developed displacement transducer was based on strain-gages and has six clip-gages distributed throughout its structure. The calibration device allows to apply over the transducer separately each one of the six degrees of freedom of a rigid body in three-dimensional space. The displacement in each of the six clip-gages is obtained by reading of electrical signals from each sensing element. The calibration guarantees the direct correspondence between an electrical signal and a displacement, based on the previous calibration. CAD simulations of transducer movements were performed to collect parameters in order to compare the calibration and the real behavior.

Keywords: Multi-axial displacement, Strain gage, Spine, Biomechanics.

ÍNDICE DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Crescimento global do mercado das tecnologias de implante de coluna em relação a outros segmentos do mercado ortopédico.....	27
Figura 2 - Procedimentos de fusão na 1ª cervical e na lombar nos EUA de 1990 a 2003.	27
Figura 3 - Regiões da coluna vertebral.....	30
Figura 4 - Regiões do corpo vertebral.	31
Figura 5 - Segmento da coluna com discos intervertebrais e medula espinal.	32
Figura 6 – Disco intervertebral e platô vertebral.....	33
Figura 7 - Desenho esquemático dos eixos e movimentos da coluna....	35
Figura 8 - Disco intervertebral e facetas articulares.....	36
Figura 9 - Resistência compressiva dos corpos vertebrais em diferentes regiões da coluna.....	37
Figura 10 - Momento produzido pelos músculos posteriores da coluna atuando para prevenir a flexão do corpo para frente, em resposta ao peso do corpo.....	37
Figura 11 - Parafuso pedicular e <i>cage</i> de fusão.....	38
Figura 12 - Os quatro tipos de arranjos da ponte de <i>Wheatstone</i>	47
Figura 13 - Definição do sistema de coordenadas tridimensional.....	49
Figura 14 - A Plataforma de Stewart.....	50
Figura 15 - Parâmetros anatômicos de uma vértebra.	51
Figura 16 - Posicionamento dos anéis em unidade funcional da coluna.	52
Figura 17 - Estrutura final do elemento sensor. Cotas em mm.	53
Figura 18 - Extensômetro roseta em L.	54
Figura 19 - Etapas de construção do sensor.	55
Figura 20 - Calibrador axial.	56
Figura 21 - Calibrador axial com sensor.	57
Figura 22 - Calibração individual do sensor s5.....	58
Figura 23 - Ensaio dois do sensor s5. Observação da histerese do sensor.	59
Figura 24 - Detalhe da região central da curva anterior - s5.	59
Figura 25 - Vista frontal da plataforma de calibração.	60
Figura 26 - Vista em perspectiva da plataforma de calibração.....	61
Figura 27 - Localização dos sensores em relação à plataforma de calibração.	62
Figura 28 - Identificação dos sensores no transdutor.	62
Figura 29 - Localização da placa secundária e cruzeta.	64

Figura 30 - Simulação em CAD do transdutor submetido à flexão lateral direita.	65
Figura 31 - Foto do calibrador de deslocamentos.	66
Figura 32 - Detalhe do calibrador.	66
Figura 33 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial negativo - ensaio <i>a</i>	68
Figura 34 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial negativo - ensaio <i>a</i>	68
Figura 35 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento axial negativo.	69
Figura 36 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial positivo - ensaio <i>a</i>	70
Figura 37 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial positivo - ensaio <i>a</i>	70
Figura 38 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento axial positivo.	71
Figura 39 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral direito - ensaio <i>a</i>	72
Figura 40 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral direito - ensaio <i>a</i>	73
Figura 41 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento lateral direito.	74
Figura 42 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral esquerdo - ensaio <i>a</i>	75
Figura 43 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral esquerdo - ensaio <i>a</i>	75
Figura 44 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento lateral esquerdo.	76
Figura 45 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital anterior - ensaio <i>a</i>	77
Figura 46 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital anterior - ensaio <i>a</i>	78
Figura 47 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento sagital anterior.	79
Figura 48 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital posterior - ensaio <i>a</i>	80
Figura 49 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital posterior - ensaio <i>a</i>	80
Figura 50 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento sagital posterior.	81
Figura 51 - Resposta do transdutor à flexão lateral direita - ensaio <i>a</i> . ..	83

Figura 52 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral direita - ensaio <i>a</i>	83
Figura 53 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão lateral direita.....	84
Figura 54 - Resposta do transdutor à flexão lateral esquerda - ensaio <i>a</i>	85
Figura 55 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral esquerda - ensaio <i>a</i>	85
Figura 56 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão lateral esquerda.....	86
Figura 57 - Resposta do transdutor à rotação axial direita- ensaio <i>a</i>	87
Figura 58 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial direita - ensaio <i>a</i>	88
Figura 59 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de rotação axial direita.....	89
Figura 60 - Resposta do transdutor à rotação axial esquerda - ensaio <i>a</i> .90	
Figura 61 – Resposta do transdutor à retirada da rotação axial esquerda - ensaio <i>a</i>	90
Figura 62 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de rotação axial esquerda.....	91
Figura 63 - Resposta do transdutor à flexão - ensaio <i>a</i>	92
Figura 64 – Resposta do transdutor à retirada da flexão - ensaio <i>a</i>	93
Figura 65 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão.	94
Figura 66 - Resposta do transdutor à extensão - ensaio <i>a</i>	95
Figura 67 – Resposta do transdutor à retirada da extensão - ensaio <i>a</i> ..	95
Figura 68 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de extensão.	96
Figura 69 - Comparação de dois ensaios em passos de 0,2 e 0,5 mm nos micrômetros.....	97
Figura 70 - Prolongador do cabeçote micrométrico.	98
Figura 71 - Folga entre luva e haste quadrada.....	99
Figura 72 – Espaço restrito para mobilidade dos sensores.	99
Figura 73 - Calibração individual do sensor s1.	111
Figura 74 - Ensaio dois do sensor s1. Avaliação da histerese do sensor.	111
Figura 75 - Detalhe da região central da curva anterior - s1.	112
Figura 76 - Calibração individual do sensor s2.	112
Figura 77 - Ensaio dois do sensor s2. Avaliação da histerese do sensor.	113
Figura 78 - Detalhe da região central da curva anterior - s2.	113
Figura 79 - Calibração individual do sensor s3.	114

Figura 80 - Ensaio dois do sensor s3. Avaliação da histerese do sensor.	114
Figura 81 - Detalhe da região central da curva anterior - s3.	115
Figura 82 - Calibração individual do sensor s4.....	115
Figura 83 - Ensaio dois do sensor s4. Avaliação da histerese do sensor.	116
Figura 84 - Detalhe da região central da curva anterior - s4.	116
Figura 85 - Calibração individual do sensor s6.....	117
Figura 86 - Ensaio dois do sensor s6. Avaliação da histerese do sensor.	117
Figura 87 - Detalhe da região central da curva anterior - s6.	118
Figura 88 - Calibração individual do sensor s2'.	118
Figura 89 - Ensaio dois do sensor s2'. Avaliação da histerese do sensor.	119
Figura 90 - Detalhe da região central da curva anterior - s2'.....	119
Figura 91 - Calibração individual do sensor s3'.	120
Figura 92 - Ensaio dois do sensor s3'. Avaliação da histerese do sensor.	120
Figura 93 - Detalhe da região central da curva anterior - s3'.....	121
Figura 94 - Calibração individual do sensor s6'.	121
Figura 95 - Ensaio dois do sensor s6'. Avaliação da histerese do sensor.	122
Figura 96 - Detalhe da região central da curva anterior - s6'.....	122
Figura 97 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial negativo - ensaio <i>b</i>	123
Figura 98 - Resposta do transdutor à retirada ao deslocamento axial negativo - ensaio <i>b</i>	123
Figura 99 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial positivo - ensaio <i>b</i>	124
Figura 100 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial positivo - ensaio <i>b</i>	124
Figura 101 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral direito - ensaio <i>b</i>	125
Figura 102 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral direito - ensaio <i>b</i>	125
Figura 103 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral esquerdo - ensaio <i>b</i>	126
Figura 104 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral esquerdo - ensaio <i>b</i>	126
Figura 105 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital anterior - ensaio <i>b</i>	127

Figura 106 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital anterior - ensaio <i>b</i> .	127
Figura 107 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital posterior - ensaio <i>b</i> .	128
Figura 108 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital posterior - ensaio <i>b</i> .	128
Figura 109 - Resposta do transdutor à flexão lateral direita - ensaio <i>b</i> .	129
Figura 110 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral direita - ensaio <i>b</i> .	129
Figura 111 - Resposta do transdutor à flexão lateral esquerda - ensaio <i>b</i> .	130
Figura 112 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral esquerda - ensaio <i>b</i> .	130
Figura 113 - Resposta do transdutor à rotação axial direita - ensaio <i>b</i> .	131
Figura 114 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial direita - ensaio <i>b</i> .	131
Figura 115 - Resposta do transdutor à rotação axial esquerda - ensaio <i>b</i> .	132
Figura 116 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial esquerda - ensaio <i>b</i> .	132
Figura 117 - Resposta do transdutor à flexão - ensaio <i>b</i> .	133
Figura 118 - Resposta do transdutor à retirada da flexão - ensaio <i>b</i>	133
Figura 119 - Resposta do transdutor à extensão - ensaio <i>b</i> .	134
Figura 120 - Resposta do transdutor à retirada da extensão - ensaio <i>b</i> .	134
Figura 121 - Planos anatômicos do corpo humano.	158
Figura 122 - Posições anatômicas relativas.	159

INDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Intervalo de movimento segmental na coluna lombar	40
Tabela 2 - Limites e valores representativos dos intervalos de rotação da coluna lombar.....	40
Tabela 3 - Movimentos acoplados com flexão e extensão na coluna lombar.	42
Tabela 4 - Movimentos acoplados com rotação axial e flexão lateral na lombar.	42
Tabela 5 - Valores médios de dimensões das vértebras.	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ROM – *Range of motion* – Range de movimentos

NZ – *Neutral zone* – Zona neutra

DOF – *Degrees of freedom* – Graus de liberdade

CAD – Computer-Aided Design – Projeto auxiliado por computador

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	25
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	25
1.2	OBJETIVO GERAL DO TRABALHO	28
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	28
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	28
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1	A COLUNA VERTEBRAL	29
2.1.1	Regiões do corpo vertebral.....	30
2.1.2	Propriedades e estrutura dos tecidos moles da coluna..	32
2.1.3	Biomecânica básica da coluna.....	34
2.1.4	Lesões na região lombar e exemplos de técnicas para tratamento cirúrgico da região lombar da coluna.....	38
2.1.5	Amplitude de movimentos da coluna lombar.....	39
2.1.6	Movimento acoplado.....	41
2.1.7	Evolução das técnicas de medição da amplitude de movimentos da coluna	43
2.2	EXTENSOMETRIA.....	45
2.2.1	Extensômetros piezorresistivos	46
2.2.2	Ponte de Wheatstone	46
3	TRANSDUTOR DE DESLOCAMENTOS	49
3.1	CONCEPÇÃO DO PROJETO	49
3.1.1	Anéis de fixação.....	51
3.1.2	Elemento sensor	53
3.1.3	Validação dos elementos sensores	55
3.2	VALIDAÇÃO DO TRANSDUTOR.....	60
3.2.1	Plataforma de calibração do transdutor.....	60
3.2.2	Simulação da resposta do transdutor.....	64
3.2.3	Ensaios de calibração do transdutor	65
3.2.4	Observações durante os ensaios	97
4	CONCLUSÕES	101
5	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	103
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
	APÊNDICE A - CURVAS DE CALIBRAÇÃO INDIVIDUAL DOS SENSORES.....	111
	APÊNDICE B - CURVAS DOS ENSAIOS	123

APÊNDICE C - DESENHOS MECÂNICOS DA PLATAFORMA DE CALIBRAÇÃO.....	135
ANEXO A - FUNDAMENTOS ANATÔMICOS.....	157

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Doenças degenerativas da coluna são problemas clínicos frequentemente associados a alterações morfológicas ou disfunções mecânicas da coluna. O tratamento para casos em que a dor nas costas não é resolvida através de procedimentos não-invasivos e consiste em realizar intervenções cirúrgicas conhecidas como descompressão e fusão óssea. Descompressão é o procedimento realizado para aliviar a dor causada por nervos comprimidos. Durante esta cirurgia, uma pequena parcela do corpo ósseo vertebral sobre a raiz nervosa ou o material do disco sob a raiz nervosa é removida para dar a este nervo mais espaço e prover um ambiente mais sadio. Já a fusão óssea é utilizada adicionalmente à descompressão para possibilitar a descompressão adequada da raiz nervosa. Esse procedimento é especialmente indicado se a raiz nervosa está comprimida justamente no local em que ela deixa a coluna. Tanto a fusão quanto a descompressão óssea são procedimentos cirúrgicos baseados no emprego de implantes ortopédicos justapostos à coluna vertebral.

Os implantes ortopédicos empregados nesses casos apresentam funcionalidade biomecânica de suporte de cargas durante a fusão óssea, sendo, portanto, submetidos a carregamentos mecânicos *in vivo*. Durante o uso, estas solicitações correspondem fundamentalmente a esforços de flexão, compressão e torção. Portanto, informações sobre as características de comportamento mecânico destes dispositivos médicos são relevantes para que o cirurgião decida sobre qual implante deve ser utilizado em uma situação clínica particular, bem como para verificar se as características de desempenho e segurança estão dentro dos limites estipulados na fase de projeto e aprovadas durante a análise de risco destes produtos de uso em seres humanos. O conhecimento destas informações é fundamental para que a qualidade do produto seja assegurada.

As propriedades de comportamento mecânico apresentadas por implantes ortopédicos podem ser obtidas por meio de caracterizações físicas denominadas ensaios mecânicos, quando somente o produto é avaliado, ou por meio de avaliações biomecânicas, quando além do produto busca-se determinar características específicas da relação entre o implante e o segmento anatômico tratado, com vistas tanto à

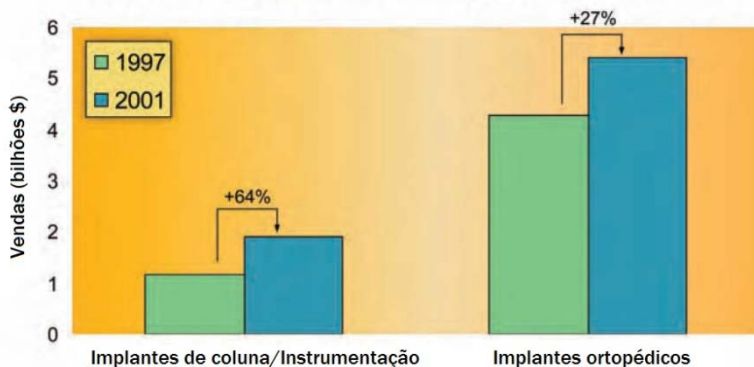
verificação do projeto do implante quanto à verificação de variáveis mecânicas com influência sobre o tratamento propriamente dito.

As avaliações biomecânicas podem ser realizadas *in vivo* de forma a reproduzir mais precisamente os mecanismos de interação osso-implante, ou *in vitro*, quando um modelo anatômico artificial, de animal, ou de cadáveres é utilizado para a montagem do sistema osso-implante e os testes sob carregamento são realizados em laboratório aproximando a situação clínica real.

A realização de estudos *in vitro* antes da aplicação clínica dos implantes é importante, pois contribui para a detecção dos pontos críticos do sistema e assim, contribui para o aperfeiçoamento dos mesmos antes de sua aplicação clínica. Isto porque os resultados das avaliações biomecânicas *in vitro* fornecem informações relativas ao implante, tais como o nível de solitação mecânica destes em uso, que podem ser utilizadas na melhoria do projeto, e fornecem informações sobre o tratamento ortopédico com uma dada técnica cirúrgica, tais como a estabilidade da montagem osso-implante, que possuem influência direta no resultado clínico alcançado.

A tecnologia em implantes de coluna proporciona uma motivação única e importante para o estudo da bioengenharia. A partir dos anos 1970 e 1980, a bioengenharia desempenhou um papel fundamental no desenvolvimento de implantes ortopédicos de quadril e de joelho, obtendo grande sucesso clínico e comercial (KURTZ; EDIDIN, 2006). Até o final de 1990, a bioengenharia ortopédica chegou a um período de crescimento estável e previsível. Por outro lado, a expansão da tecnologia em implantes de coluna tem sido comparativamente explosiva, com o mercado global de implantes de coluna crescendo a uma taxa esperada superior a 20% ao ano no início do século XXI (Figura 1).

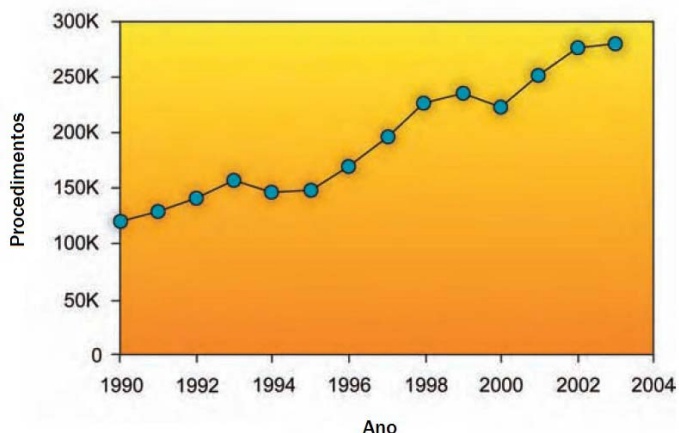
Figura 1 - Crescimento global do mercado das tecnologias de implante de coluna em relação a outros segmentos do mercado ortopédico.



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

Nos EUA, entre 1990 e 2003, o número total de procedimentos de fusão óssea na coluna cervical e na lombar cresceu de 121.400 para 281.300, representando um aumento de 170% (Figura 2). Para alternativas de preservação dos movimentos inter-segmentares por meio da utilização de próteses articuladas na cirurgia, os pesquisadores previram a criação de um novo mercado de US\$ 2 bilhões até 2010 (KURTZ; EDIDIN, 2006).

Figura 2 - Procedimentos de fusão na 1ª cervical e na lombar nos EUA de 1990 a 2003.



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

1.2 OBJETIVO GERAL DO TRABALHO

A presente pesquisa tem como objetivo desenvolver um transdutor que permita mensurar, *in vitro*, a alteração do padrão de deslocamentos de segmentos da coluna lombar, com vistas a comparar a estabilidade mecânica oferecida por diferentes técnicas cirúrgicas indicadas para uma dada lesão degenerativa. Em particular, pretende-se que este transdutor seja capaz de verificar o efeito causado em segmentos adjacentes às vértebras fixadas com o implante, buscando identificar alterações na amplitude de movimento da coluna.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Dentro da proposta desta pesquisa, os objetivos específicos são listados a seguir:

- realizar o projeto e a fabricação de elementos sensores de deslocamento baseados em uma tecnologia de baixo custo;
- projeto e fabricação de uma estrutura para o transdutor que possa ser fixada em segmentos vertebrais, além de permitir a fixação dos elementos sensores ao longo de sua estrutura;
- realizar a validação individual dos elementos sensores;
- realizar a validação do transdutor.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está estruturado em seis capítulos. O capítulo 2 apresenta um estudo para compreensão da coluna vertebral humana e um histórico da evolução dos métodos de medição dos movimentos da coluna vertebral. Ainda no capítulo 2 é apresentada uma breve revisão de extensometria. O capítulo 3 apresenta o projeto desenvolvimento do transdutor proposto, o dispositivo construído para a calibração do transdutor e os ensaios de validação do transdutor. O capítulo 4 apresenta as conclusões do trabalho, e as sugestões para trabalhos futuros são apresentadas no capítulo 5.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo aborda os temas que embasam o desenvolvimento desta pesquisa. O capítulo apresenta uma revisão da coluna vertebral: sua função como um todo, a função de cada parte desta complexa estrutura, o comportamento biomecânico da mesma, as amplitudes de movimento da região lombar da coluna e um breve histórico da evolução dos métodos de medição dos movimentos da coluna vertebral já utilizados. Essas informações são necessárias para que ilustrar o cenário, facilitando a compreensão da pesquisa, e principalmente, delimitar o projeto do transdutor, tanto em relação às dimensões deste, quanto aos intervalos de movimento (e deslocamentos) que o transdutor deve acompanhar e captar. Também é apresentada uma breve revisão de extensometria, técnica na qual é baseada o transdutor.

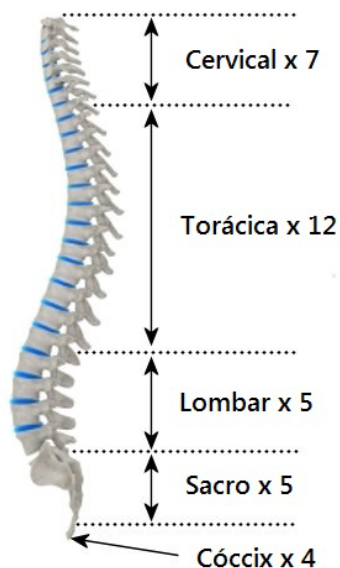
2.1 A COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é uma estrutura complexa, formada de tecidos rígidos e moles, constituída pela superposição de uma série de ossos isolados, denominados vértebras, com elementos flexíveis viscoelásticos interpostos entre estas, denominados discos intervertebrais (MOW; HUISKES, 2005). Os ossos da coluna, as vértebras, são os elementos rígidos da estrutura. A forma e a função das vértebras variam ao longo do comprimento da coluna vertebral (KAPANDJI, 2000).

A coluna é dividida em quatro regiões: cervical, torácica, lombar e sacrococcígea. As sete vértebras cervicais (C1-C7) do pescoço proporcionam máxima flexibilidade e intervalo de movimento para a cabeça (WHITE; PANJABI, 1990). As doze vértebras torácicas (T1-T12) dão suporte às costelas e aos órgãos adjacentes a elas. Na região torácica, os corpos vertebrais tem a função de proporcionar suporte e flexibilidade (Figura 3).

As cinco vértebras lombares (L1-L5) estão sujeitas às maiores forças e momentos da coluna. Consequentemente entre elas localizam-se os maiores e mais fortes discos vertebrais. Estes ossos são otimizados para fornecer suporte estrutural em oposição à flexibilidade (KURTZ; EDIDIN, 2006). A união da coluna com a bacia é feita por um conjunto de vértebras modificadas, chamadas de sacro (Figura 3).

Figura 3 - Regiões da coluna vertebral.



Fonte: Adaptado de “Teach pe. Physical education and coaching information site.,” (2013).

As vértebras têm que suportar peso e impactos, além de manterem-se alinhadas umas sobre as outras durante o movimento, de modo que o pilar formado pela coluna não desabe. Localizados entre os corpos vertebrais, os discos intervertebrais formam um colchão viscoelástico para distribuir e atenuar forças com flexibilidade concomitante. A coluna vertebral é unida pelos ligamentos e movimentada pelos músculos (MOW; HUISKES, 2005; KURTZ; EDIDIN, 2006).

2.1.1 Regiões do corpo vertebral

O corpo vertebral é dividido em três partes: coluna anterior, posterior e média (SCHMIDT; ABREU, 2004).

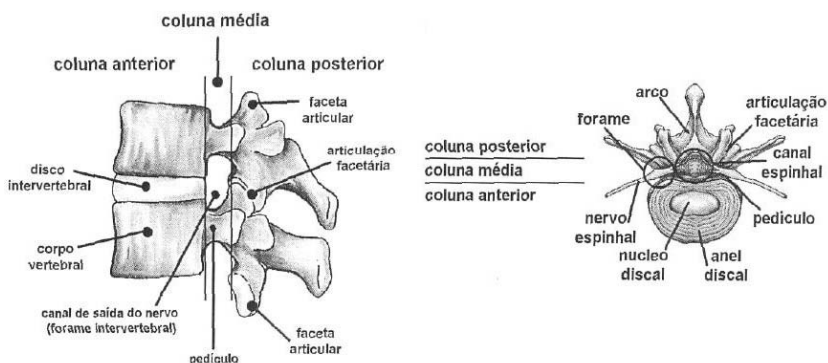
A coluna anterior é formada pela parte anterior das vértebras, chamada corpo vertebral, e por articulações especiais chamadas discos

intervertebrais, que ligam dois corpos adjacentes. O corpo é a parte da vértebra feita para suportar peso, sendo constituído de um bloco cilíndrico de osso bastante resistente (Figura 4). Quanto mais baixo a vértebra localizar-se na coluna mais peso ela irá suportar, por isso, as vértebras da região lombar são bem maiores que as do pescoço (KAPANDJI, 2000).

As principais estruturas da coluna posterior são a parte posterior das vértebras chamada arco vertebral; e as facetas, junto com seus ligamentos. Os arcos vertebrais recebem a inserção de vários músculos e ligamentos, e apresentam “encaixes” para as vértebras de cima e de baixo, as facetas articulares, que formam as articulações posteriores da coluna, chamadas facetas (Figura 4). Todos os segmentos da coluna têm duas facetas, uma de cada lado. A principal função destas juntas (encaixes) é manter a coluna alinhada durante o movimento, evitando desabamento do pilar. Cada junta permite apenas um determinado grau de movimento, dentro de limites que evitem o risco de escorregamento das vértebras (SCHMIDT; ABREU, 2004).

A parte da frente das vértebras é estruturada para suportar cargas, e a de trás para manter o alinhamento. Unindo estas partes, existem duas pontes ósseas: os pedículos. Como há um pedículo de cada lado, no centro forma-se um orifício, sendo que a sobreposição destes forma um canal: o canal vertebral, onde se abriga a medula espinhal (Figura 4). Essa construção é feita de modo que os nervos não sejam apertados durante o movimento da coluna, a não ser que exista alguma doença ou desgaste das estruturas.

Figura 4 - Regiões do corpo vertebral.



Fonte: SCHMIDT; ABREU, (2004)

2.1.2 Propriedades e estrutura dos tecidos moles da coluna

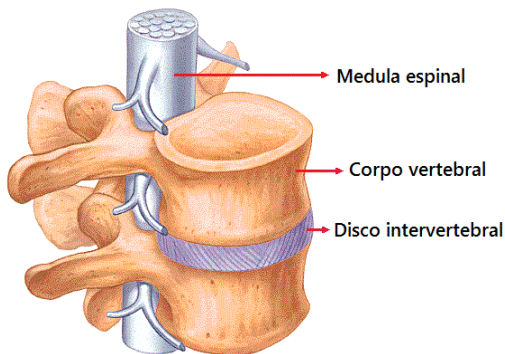
Os tecidos moles da coluna incluem os discos intervertebrais (situados entre cada uma das vértebras rígidas da coluna), os ligamentos (os quais conectam as vértebras a vários pontos) e a medula espinhal KAPANDJI, (2000), conforme ilustra a Figura 5.

A coluna vertebral fornece suporte estrutural para o tronco do corpo e protege a medula espinhal. Os discos intervertebrais e ligamentos garantem a flexibilidade e a mobilidade da coluna vertebral, permitindo movimentos do corpo, tais como a torção e flexão para frente, para trás, e lado a lado (BOGDUK, 2005).

Para fornecer suporte, os discos intervertebrais e ligamentos devem ser firmes o suficiente para manter a estabilidade sob grandes carregamentos na coluna. Para proporcionar flexibilidade, os tecidos moles da coluna vertebral devem ser suaves o suficiente para permitir o movimento em várias direções e suportar as solicitações de flexão, torção, compressão e cisalhamento decorrentes destes movimentos (PANJABI, 1992).

Embora os discos intervertebrais e os ligamentos sejam resistentes, eles são suscetíveis a danos e degeneração, e a reparação nestes tecidos é difícil de realizar.

Figura 5 - Segmento da coluna com discos intervertebrais e medula espinhal.



Fonte: Adaptado de “Back pain relief. Lower back pain relief daily.” (2013).

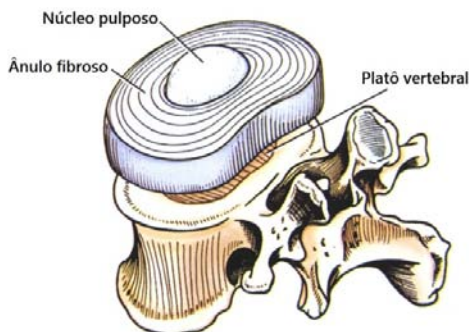
O disco intervertebral

Os discos intervertebrais são estruturas de tecidos moles situados entre cada uma das 24 vértebras da coluna. Eles são as maiores estruturas avasculares no corpo (os vasos sanguíneos atingem apenas as áreas externas dos discos intervertebrais). Embora eles variem em tamanho e forma de acordo com o nível espinhal, a estrutura e composição dos discos intervertebrais são constantes ao longo do comprimento da coluna (WHITE; PANJABI, 1990).

Os discos intervertebrais – como outros tecidos conectivos do corpo tais como ligamentos, cartilagem e tendão – consistem de fibras de colágeno envolvidas em matriz extracelular altamente hidratada. Embora a composição material seja similar aos demais tecidos conectivos moles, os discos intervertebrais têm uma estrutura única que confere flexibilidade multidirecional e alta capacidade de carregamento (ADAMS; DOLAN, 2005).

A estrutura de cada disco intervertebral tem três componentes principais: o anel fibroso (parte externa) e o núcleo pulposos (parte interna) que formam uma articulação cartilaginosa, e os platôs, que estão situados acima e abaixo de cada disco intervertebral, adjacentes às vértebras (Figura 6) (KAPANDJI, 2000).

Figura 6 – Disco intervertebral e platô vertebral.



Fonte: NEUMANN, (2009)

A interação entre os componentes dos discos intervertebrais é similar a um vaso de pressão de paredes espessas, e permite que os

discos intervertebrais atuam como amortecedores, absorvendo e transmitindo os carregamentos impostos à coluna. Atividades cotidianas como corrida, caminhada, direção e levantamento expõem os discos intervertebrais a repetitivas forças compressivas(KURTZ; EDIDIN, 2006).

Os ligamentos

Todas as vértebras e discos são conectados entre si pelos ligamentos, os quais proporcionam suporte a toda a coluna. Eles restringem movimentos na coluna pra prevenir superextensão e lesões. Os principais ligamentos da coluna são os ligamentos longitudinais anterior e posterior, que proporcionam suporte à coluna do pescoço ao sacro (MOW; HUISKES, 2005).

Os ligamentos são compostos por uma faixa ampla de um tecido espesso, com suas fibras longitudinais distribuídas em várias camadas, sendo que as fibras mais profundas unem vértebras adjacentes (próximas) e as superficiais se estendem por duas a quatro vértebras. Suas funções compreendem estabilizar, permitir o movimento da coluna e retornar à posição ereta ao flexionar a coluna, em decorrência de sua elasticidade. Nestas tarefas os ligamentos são auxiliados pelos tendões e músculos (KURTZ; EDIDIN, 2006).

A medula espinhal

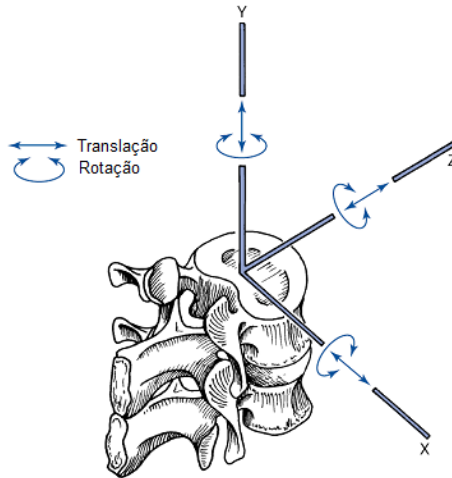
Ao contrário dos outros tecidos moles da coluna, a função da medula espinhal (Figura 5) não é mecânica, ela é a via de condução para impulsos nervosos entre o cérebro e o resto do corpo. A medula espinhal garante controle motor e percepção sensorial ao resto do corpo (ADAMS; DOLAN, 2005).

2.1.3 Biomecânica básica da coluna

Em termos biomecânicos, a coluna está submetida a carregamentos associados à sustentação de cargas do tronco e membros superiores do corpo humano, e à ação dos músculos posteriores como forma de contrabalançar os esforços externos aplicados (WHITE; PANJABI, 1990; KAPANDJI, 2000). A compressão aparece como a principal solicitação mecânica das vértebras e discos intervertebrais, sendo que esforços de cisalhamento, flexão e torção decorrem em

função dos intervalos de movimento presentes entre cada segmento da coluna, os quais também implicam em cargas nos discos intervertebrais (KURTZ; EDIDIN, 2006). Estes movimentos são decompostos em flexão/extensão, flexão lateral (direita e esquerda) e rotação axial (Figura 7).

Figura 7 - Desenho esquemático dos eixos e movimentos da coluna.

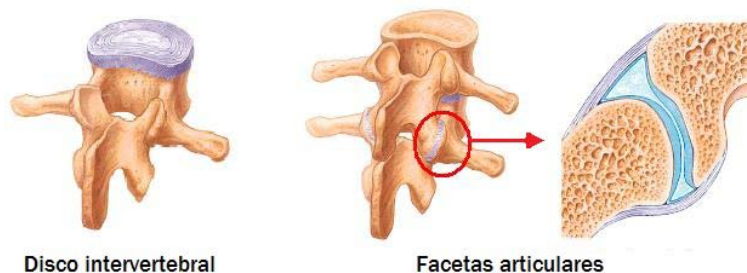


Fonte: SCHMIDT; ABREU, (2004).

Cada duas vértebras adjacentes e seu disco intervertebral interposto formam um segmento móvel (unidade funcional vertebral) da coluna. Cada segmento móvel tem seis graus de liberdade: isto porque os discos intervertebrais podem deformar e as vértebras, além da capacidade de rotacionar, podem sofrer translação. A coluna vertebral como um todo pode, entretanto, produzir apenas três movimentos: flexão-extensão, flexão lateral e rotação axial (OCHIA *et al.*, 2006).

O movimento entre duas vértebras envolve sempre três articulações: o disco intervertebral, na parte anterior; e as duas facetas, na parte posterior (Figura 8). Esses movimentos são muito limitados, mas a soma da pequena mobilidade de cada segmento faz com que a coluna como um todo possa mover-se amplamente em todas as direções (KURTZ; EDIDIN, 2006).

Figura 8 - Disco intervertebral e facetas articulares.

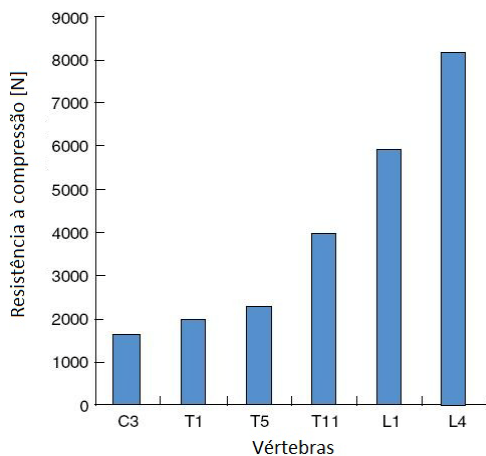


Fonte: Adaptado de “Biomecânica online. Laboratório de biomecânica do movimento e postura humana-FMUSP.,” (2004).

Cada parte da coluna se move de um modo próprio. Por exemplo, ao se olhar para os lados metade da rotação da cabeça se dá entre a primeira e a segunda vértebras cervicais, pois suas articulações são preparadas para isso. Os outros segmentos do pescoço não fazem tanta rotação, mas permitem movimentos bem amplos nas outras direções (ZATSIORSKY, 1998). Já a coluna torácica é mais rígida, pois a presença das costelas limita os movimentos. A região lombar tem boa mobilidade, menor que a do pescoço, mas suporta todo o peso da coluna.

A coluna vertebral, particularmente o segmento lombar, é, sem dúvida, o ambiente biomecânico mais solicitado de qualquer sistema de juntas no corpo humano. Isto é devido aos altos carregamentos que ela deve sustentar e do complexo controle neuromuscular que é necessário para manter uma unidade estável e móvel (STEWART; HALL, 2006). Os discos lombares mais baixos são os que mais sofrem pressão, pois estão na base do pilar. É por isso que a maioria das lesões por desgaste acontece nestes discos (WISLEDER *et al.*, 2001). Os limites admissíveis de força compressiva dentro da coluna são definidos, principalmente, pela resistência mecânica axial das vértebras individuais, que variam de aproximadamente 1300 N em C3 (terceira vértebra cervical) até 8000 N em L4 (quarta vértebra lombar), conforme ilustrado na Figura 9 (STEWART; HALL, 2006).

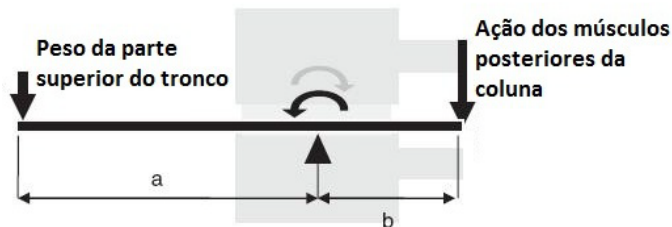
Figura 9 - Resistência compressiva dos corpos vertebrais em diferentes regiões da coluna.



Fonte: Adaptado de STEWART; HALL, (2006).

As forças observadas na coluna são, frequentemente, muito maiores que o peso do corpo. Apenas na posição de decúbito ventral, as forças compressivas na coluna são menores que o peso do corpo. Essas forças de compressão surgem, muitas vezes, através da ação dos músculos posteriores da coluna que produzem momento para contrabalançar o peso do tronco superior que atua forçando a coluna pra frente (Figura 10).

Figura 10 - Momento produzido pelos músculos posteriores da coluna atuando para prevenir a flexão do corpo para frente, em resposta ao peso do corpo.



Fonte: STEWART; HALL, (2006).

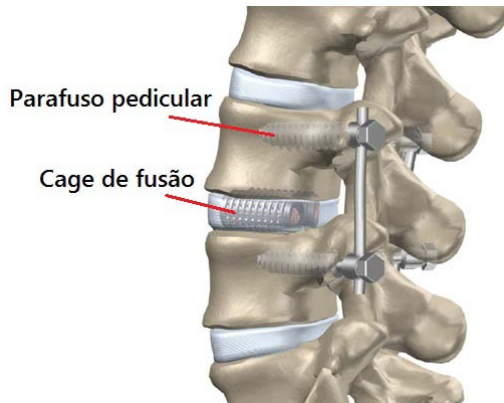
2.1.4 Lesões na região lombar e exemplos de técnicas para tratamento cirúrgico da região lombar da coluna

Pesados carregamentos na região lombar da coluna humana durante a prática de exercícios físicos podem contribuir com lesões lombares (SCHULTZ *et al.*, 1982). Tanto os carregamentos repetitivos quanto a sobrecarga acentuada tem sido correlacionados com a alta incidência de doenças degenerativas do disco intervertebral (LEDET *et al.*, 2005). As lesões nos tecidos moles podem influenciar na estabilidade da coluna lombar (TENCER; JOHNSON, 1994). A seguir são apresentados dois exemplos de instrumentação utilizada para tratamento cirúrgico da região lombar da coluna.

Parafuso pedicular

Os sistemas de fixação interna da coluna vertebral, que utilizam o pedículo vertebral como ponto de ancoragem, por meio da implantação de parafusos no seu interior (Figura 11), têm sido amplamente empregados no tratamento cirúrgico das patologias da coluna vertebral.

Figura 11 - Parafuso pedicular e *cage* de fusão.



Fonte: Adaptado de “Winchester Hospital Chiropractic.” (2011).

A crescente aceitação dessa técnica de fixação tem ampliado as indicações clínicas para diferentes patologias da coluna vertebral

(DEFINO; SHIMANO, 2001). Geralmente, estes sistemas são utilizados para prover estabilidade primária ao segmento tratado em procedimentos que empregam espaçador intervertebral (*cage*). Nestes casos, os sistemas para fixação interna da coluna devem fornecer suporte temporário a fim de permitir o processo de artrodese (fusão entre as vértebras), pois o sucesso destes procedimentos depende do crescimento ósseo contínuo até o momento que ocorra a fusão entre as vértebras (VACCARO, 2002).

Fusão lombar anterior com utilização de *cages*

A fusão lombar anterior é uma operação feita na parte frontal (região anterior) da parte inferior da coluna. A cirurgia de fusão ajuda dois ou mais ossos a crescerem juntos formando um osso sólido. *Cages* de fusão (Figura 11) são novos dispositivos, essencialmente parafusos ocos preenchidos com enxerto ósseo, que ajudam os ossos da coluna vertebral a se unir firmemente. Cirurgiões utilizam este procedimento quando os pacientes possuem sintomas de degeneração de disco, hérnia de disco ou instabilidade vertebral (ORTHOGATE, 2006).

2.1.5 Amplitude de movimentos da coluna lombar

A coluna vertebral, que é flexível em baixos carregamentos, aumenta a rigidez com carregamentos crescentes. A fim de caracterizar essa resposta para o carregamento, dois parâmetros são descritos: a amplitude de movimento (ROM) e zona neutra (NZ). ROM é o deslocamento de um segmento móvel, ou unidade funcional vertebral, de um extremo ao outro quando as cargas fisiológicas são aplicadas em qualquer um dos seis graus de liberdade. A zona neutra, por outro lado, é a porção central da amplitude de movimento para a qual a estrutura da coluna não apresenta resistência significativa. A zona neutra é, portanto, uma medida de lassidão (PANJABI, 2003).

Essa avaliação da amplitude de movimento e da zona neutra é utilizada para verificar a instabilidade clínica da coluna vertebral, a qual é relacionada com a dor lombar. WHITE e PANJABI (1990) definiram a instabilidade clínica da coluna vertebral como a perda de sua habilidade em manter seus padrões de deslocamento sob carregamentos fisiológicos.

A medição da amplitude de movimentos da coluna para a determinação da cinemática do tronco tem sido realizada de várias

maneiras, em experimentos *in vivo* ou *in vitro*; utilizando dispositivos radiográficos, portáteis ou eletrônicos (TROKE *et al.*, 2005).

PEARCY e TIBREWAL (1984) apud BOGDUK (2005) usaram a radiografia biplanar para quantificar os movimentos segmentais em sujeitos vivos e demonstrar e quantificar os movimentos acoplados. Os intervalos de movimentos segmentais nos planos sagital (flexão e extensão), horizontal (rotação axial) e coronal (flexão lateral) são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 - Intervalo de movimento segmental na coluna lombar .

Mean range (measured in degrees, with standard deviations)							
Level	Lateral flexion		Axial rotation		Flexion	Extension	Flexion and extension
	Left	Right	Left	Right			
L1-2	5	6	1	1	8 (5)	5 (2)	13 (5)
L2-3	5	6	1	1	10 (2)	3 (2)	13 (2)
L3-4	5	6	1	2	12 (1)	1 (1)	13 (2)
L4-5	3	5	1	2	13 (4)	2 (1)	16 (4)
L5-S1	0	2	1	0	9 (6)	5 (4)	14 (5)

Fonte: PEARCY E TIBREWAL, 1984 apud (BOGDUK, 2005).

As rotações representativas na flexão/extensão, flexão lateral, e rotação axial são mostradas na Tabela 2, de acordo com WHITE; PANJABI, (1990).

Tabela 2 - Limites e valores representativos dos intervalos de rotação da coluna lombar.

Limits and Representative Values of Ranges of Rotation of the Lumbar Spine						
Interspace	Combined Flexion/Extension (\pm x-axis rotation)		One Side Lateral Bending (z-axis rotation)		One Side Axial Rotation (y-axis rotation)	
	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)	Limits of Ranges (degrees)	Representative Angle (degrees)
L1-L2	5-16	12	3-8	6	1-3	2
L2-L3	6-18	14	3-10	6	1-3	2
L3-L4	6-17	15	4-12	8	1-3	2
L4-L5	9-21	16	3-9	6	1-3	2
L5-S1	10-24	17	2-6	3	0-2	1

Fonte: WHITE; PANJABI, (1990).

Na flexão/extensão há um aumento na amplitude de movimento na região lombar da coluna. A articulação lombossacral (articulação entre a última vértebra lombar e a primeira sacral) apresenta maior movimento no plano sagital que em outras juntas lombares. Na flexão lateral, a amplitude de movimentos para cada nível é praticamente a mesma, exceto para a junta lombossacral, a qual apresenta uma

relativamente pequena porção de movimento. Esta situação é a mesma para a rotação axial. Pode-se especular que a alta incidência de doença do disco clinicamente evidente em L4-L5 e L5-S1 pode estar relacionada com a biomecânica da coluna. Estas duas áreas suportam os maiores carregamentos e tendem a sofrer mais movimento no plano sagital (KAPANDJI, 2000).

Um importante componente da cinemática da coluna lombar é a translação no plano sagital, pois a medida deste parâmetro é frequentemente usada para determinar se há ou não instabilidade. Há uma considerável variedade nas técnicas de medição. O trabalho de PEARCY (1985), sugere que 2 mm de translação anterior no plano sagital é normal para a coluna lombar. O trabalho de POSNER *et al* (1982) apud (WHITE; PANJABI, 1990) que usa pré-cargas para simular as condições fisiológicas, sugere 2,8 mm de deslocamento anterior como limite superior da normalidade. Entretanto, após considerações de certo número de fatores, é sugerido 4,5 mm para avaliação da instabilidade clínica (WHITE; PANJABI, 1990).

2.1.6 Movimento acoplado

Movimento acoplado é descrito como um fenômeno de associação de um movimento simultâneo (translação ou rotação) sobre um eixo com outro movimento sobre um segundo eixo. Um movimento não pode ser produzido sem o outro (HUIJBREGTS, 2004).

Segundo BOGDUK (2005), movimentos acoplados são movimentos que ocorrem em uma direção inesperada e desconhecida durante a execução de um movimento desejado. A Tabela 3 mostra os padrões dos movimentos acoplados com flexão e extensão na coluna lombar, obtidos através de radiografias biplanares.

A flexão nas juntas vertebrais lombares envolve uma combinação de 8 a 13° de rotação sagital anterior e 1 a 3 mm de translação para frente, e estes movimentos são acompanhados por rotação axial e coronal de aproximadamente 1°, conforme mostra a Tabela 2. Algumas translações verticais e laterais também podem ocorrer, mas são de pequena amplitude. Por outro lado, a extensão envolve rotação axial e coronal, e pequena translação vertical ou lateral.

A Tabela 4 mostra os movimentos acoplados com a rotação axial e flexão lateral na região lombar da coluna. A rotação axial e flexão lateral são acopladas entre si e com a flexão.

Tabela 3 - Movimentos acoplados com flexão e extensão na coluna lombar.

Primary movement and level	Coupled movements					
	Mean (SD) rotations (degrees)			Mean (SD) translations (mm)		
	Sagittal	Coronal	Axial	Sagittal	Coronal	Axial
Flexion						
L1	8 (5)	1 (1)	1 (1)	3 (1)	0 (1)	1 (1)
L2	10 (2)	1 (1)	1 (1)	2 (1)	1 (1)	1 (1)
L3	12 (1)	1 (1)	1 (1)	2 (1)	1 (1)	0 (1)
L4	13 (4)	2 (1)	1 (1)	2 (1)	0 (1)	0 (1)
L5	9 (6)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)	1 (1)
Extension						
L1	5 (1)	0 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)
L2	3 (1)	0 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)	0 (1)
L3	1 (1)	1 (1)	0 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)
L4	2 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)	1 (1)
L5	5 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	1 (1)	0 (1)

Fonte: BOGDUK, (2005).

Tabela 4 - Movimentos acoplados com rotação axial e flexão lateral na lombar.

Primary movement and level	Coupled movements					
	Axial rotation, degrees (+ve to left)		Flexion/extension, degrees (+ve flexion)		Lateral flexion, degrees (+ve to left)	
	mean	range	mean	range	mean	range
Right rotation						
L1	-1	(-2 to 1)	0	(-3 to 3)	3	(-1 to 5)
L2	-1	(-2 to 1)	0	(-2 to 2)	4	(1 to 9)
L3	-1	(-3 to 1)	0	(-2 to 2)	3	(1 to 6)
L4	-1	(-2 to 1)	0	(-9 to 5)	1	(-3 to 3)
L5	-1	(-2 to 1)	0	(-5 to 3)	-2	(-7 to 0)
Left rotation						
L1	1	(-1 to 1)	0	(-4 to 4)	-3	(-7 to -1)
L2	1	(-1 to 1)	0	(-4 to 4)	-3	(-5 to 0)
L3	2	(0 to 1)	0	(-3 to 2)	-3	(-6 to 0)
L4	2	(0 to 1)	0	(-7 to 2)	-2	(-5 to 1)
L5	0	(-2 to 1)	0	(-5 to 3)	1	(0 to 2)
Right lateral flexion						
L1	0	(-3 to 1)	-2	(-5 to 1)	-5	(-8 to -2)
L2	1	(-1 to 1)	-1	(-3 to 1)	-5	(-8 to -4)
L3	1	(-1 to 1)	-1	(-3 to 1)	-5	(-11 to 2)
L4	1	(0 to 1)	0	(-1 to 4)	-3	(-5 to 1)
L5	0	(-1 to 1)	2	(-3 to 8)	0	(-2 to 3)
Left lateral flexion						
L1	0	(-2 to 1)	-2	(-9 to 0)	6	(4 to 10)
L2	-1	(-3 to 1)	-3	(-4 to -1)	6	(2 to 10)
L3	-1	(-4 to 1)	-2	(-4 to 3)	5	(-3 to 8)
L4	-1	(-4 to 1)	-1	(-4 to 2)	3	(-3 to 6)
L5	-2	(-3 to 1)	0	(-5 to 5)	-3	(-6 to 1)

Fonte: BOGDUK, (2005).

A rotação axial é acoplada com flexão e extensão. Tanto flexão ou extensão podem ocorrer durante rotação para direita ou esquerda, mas nenhuma ocorre simultaneamente. A flexão lateral pode ser acompanhada por flexão ou extensão da mesma junta, mas extensão ocorre mais frequentemente e em um grau maior. Portanto, pode-se concluir que flexão lateral é mais usualmente acompanhada por um pequeno grau de extensão.

O acoplamento entre rotação axial e flexão lateral é um pouco mais consistente e descreve um padrão médio. A rotação axial das três juntas lombares superiores é usualmente acompanhada por flexão lateral contralateral (lado contrário), e a flexão lateral é acompanhada por rotação axial para o lado contrário (Tabela 4). Em contraste, a rotação axial da junta L5-S1 é acompanhada por flexão para o mesmo lado, e a flexão lateral é acompanhada por rotação axial para o mesmo lado (Tabela 3).

2.1.7 Evolução das técnicas de medição da amplitude de movimentos da coluna

Medidas unidimensionais

As primeiras medições do ROM realizadas usavam técnicas unidimensionais e forneciam medidas lineares de alguns aspectos do movimento do corpo, como um índice da amplitude do movimento medido. O método de distração da pele, também conhecido como Método de *Schober*, descrito em 1937, consistia em uma técnica para medição da flexão anterior usando marcações em pontos específicos de vértebras. Antes e após a flexão anterior do paciente, eram medidas as alterações da distância entre estes pontos marcados na pele (SCHOBER, 1937 apud PEARCY, 1986). Outro método unidimensional utilizado foi o da linha de prumo para medições de extensão. Com uma linha de prumo posicionada e fixada na lateral do tronco do paciente na posição de pé, verificava-se a alteração de posição da extremidade da linha de prumo na altura da crista ilíaca após a extensão (MOLL, LIVANAGE e WRIGHT, 1972 apud PEARCY, 1986).

Medidas bidimensionais

As medidas bidimensionais na maioria das vezes fornecem a rotação em um plano. O movimento pode envolver translação, mas quando o foco é a mobilidade, a preocupação é normalmente com o deslocamento angular de um segmento do corpo em relação a outro.

O uso de um inclinômetro para medir o movimento das costas foi descrito por LOEBL, 1967 apud CUPPON; JAHN, 2003, e desde então vários modelos comerciais se tornaram disponíveis. O inclinômetro consiste de um medidor de inclinação de superfície em relação à superfície da terra e pode ser mecânico ou eletrônico (PEARCY, 1986).

Outras técnicas como a fotografia das vistas laterais de sujeitos com marcadores externos protuberantes fixados nas costas, e a radiografia das vistas lateral e anteroposterior são relatadas como métodos usados para quantificar os movimentos de flexão, extensão e flexão lateral.

Medidas tridimensionais

A radiografia biplanar veio para superar a radiografia convencional na medição do ROM, visto que o método convencional tinha a desvantagem de detectar movimentos apenas no plano de medição, não demonstrando a extensão dos movimentos simultâneos nos demais planos. A técnica biplanar consiste de dois tubos de raio-x arranjados perpendicularmente entre si. A análise de duas radiografias simultâneas permite que movimentos nos três planos sejam detectados e quantificados, possibilitando assim, uma avaliação mais precisa dos movimentos que ocorrem em cada um dos planos, se comparada ao método convencional de radiografia (BOGDUK, 2005).

Um sistema magnético de rastreamento de posição e orientação foi relatado por AN *et al* apud (PEARCY; HINDLE, 1989) para determinar a posição e orientação tridimensional de um sensor em relação a uma fonte. Outros pesquisadores também relataram o uso desse tipo de sistema para medição da cinemática 3D da coluna (HERP *et al.*, 2000; HINDLE *et al.*, 1990; PEACH; SUTARNO; MCGILL, 1998; PEARCY; HINDLE, 1989).

LIM *et al* (1997) desenvolveram uma técnica de imagem tridimensional usando tomografias computadorizadas para determinar rotações e translações em vértebras cervicais individuais de cadáver. Já OCHIA *et al* (2006) expandiram a técnica citada anteriormente para

realizar medições de rotações e translações vertebrais segmentares e dos movimentos entre vértebras adjacentes em colunas lombares humanas *in vivo*.

GOEL *et al* (1985) utilizaram um sistema optoeletrônico de análise de movimento em coluna de cadáver tanto intactas quanto com lesões induzidas artificialmente. Este sistema é baseado no princípio da estereofotogrametria, que, em termos práticos, é um método de determinação das coordenadas espaciais de um ponto através de um conjunto de fotografias tomadas deste ponto por câmeras distribuídas em diferentes posições.

PEARCY *et al.* (1987) usaram dispositivos baseados em técnicas de escaneamento ótico para medição de movimento de marcadores em forma prismática fixados em pacientes. Feixes de luz em forma de leque são emitidos pelos *scanners*, refletidos pelos marcadores, retornam ao *scanner* e são detectados por sensores sensíveis a luz. Como os prismas tem filtros de cor em suas faces, há a codificação de cor da luz refletida. Isso permite que o dispositivo discrimine as posições de vários prismas ao mesmo tempo.

Um sistema de câmera optoeletrônica de precisão foi usado por LUND *et al* (2002) para medir movimentos tridimensionais intervertebrais em pacientes com marcadores fixados em parafusos transpediculares percutâneos.

Alguns pesquisadores estão utilizando sistemas baseado em sensores inerciais para medição dos movimentos tridimensionais da coluna humana. GOODVIN *et al* (2006) usaram sensores de estado sólido de 9 DOF (graus de liberdade) fixados na cabeça, torso e quadril dos pacientes. Estes sensores são compostos por 3 micro-giroscópios, 3 microacelerômetros e 3 micromagnetômetros. LEE; LAPRADE; FUNG (2003) usaram giroscópios fixados em dois pontos na coluna vertebral, sob o processo espinoso de L1 e um sobre o sacro.

2.2 EXTENSOMETRIA

A extensometria é uma técnica utilizada para a análise experimental de tensões e deformações em estruturas, as quais podem apresentar deformações de carregamento e de efeito da temperatura. A mensuração da extensão dessas deformações pode ser realizadas utilizando diferentes técnicas, porém a extensometria é um dos mais versáteis métodos (FIGLIOLA; BEASLEY, 2007). Os extensômetros

podem ser usados para medir variações de carga, pressão, torque, deslocamento, tensão, compressão, aceleração, vibração. Há vários tipos de extensômetros, entretanto, os extensômetros mais utilizados são os piezorresistivos. Os tópicos a seguir uma breve explicação acerca dos extensômetros piezorresistivos bem como da ponte de *Wheatstone*, que é um circuito muito usado em extensometria.

2.2.1 Extensômetros piezorresistivos

O sensor/transdutor mais utilizado para medição de deformação é o extensômetro de resistência. O princípio de funcionamento deste sensor baseia-se nas propriedades piezorresistivas de materiais: uma alteração na grandeza de entrada (deformação, no caso) causa uma variação na resistência elétrica do material (DALLY; RILEY, 1991). Quando um fio é tensionado longitudinalmente, cada uma das três variáveis que afetam a resistência são alteradas: resistividade, comprimento e área, modificando o valor da resistência.

Os extensômetros piezorresistivos podem ser de material condutor, para extensômetros metálicos; ou semicondutor, para extensômetros semicondutores. Estes últimos têm características bastante distintas aos primeiros e são pouco explorados na literatura (PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 2001).

Nesta classe de sensores, uma característica fundamental é o *Gage Factor*, 'k', que é a sensibilidade do sensor, ou seja, relaciona a variação do dado de saída (resistência elétrica) com a variação do dado de entrada (deformação mecânica) .

Nos extensômetros metálicos, uma tensão trativa, aumenta seu comprimento l e diminui sua área A , relacionando as duas grandezas pelo coeficiente de Poisson ν (DALLY; RILEY, 1991).

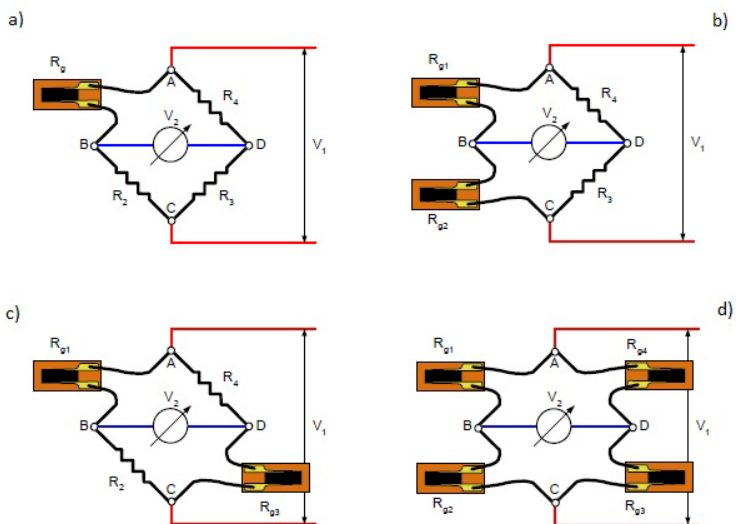
2.2.2 Ponte de Wheatstone

Na prática, as medições de deformação por extensometria envolvem pequenas variações de resistência. Para medir essas variações, e compensar a sensibilidade à temperatura, os extensômetros são quase sempre usados na configuração em ponte, apresentada por Charles Wheatstone, em 1843.

A ponte de *Wheatstone* consiste de quatro braços resistivos e uma fonte de tensão. Os braços da ponte podem conter resistências fixas

ou extensômetros (DUNN, 2005). Existem quatro tipos de arranjos da ponte de *Wheatstone*: um quarto de ponte, com um extensômetro (Figura 13a), meia ponte com braços adjacentes ou opostos e dois extensômetros (Figura 13b), meia ponte diagonal (Figura 13c) ou, ainda, ponte completa, com quatro extensômetros (Figura 13d).

Figura 12 - Os quatro tipos de arranjos da ponte de *Wheatstone*.



Fonte: ROSA; ROESLER, (2010).

A relação entre a variação da resistência e a deformação é dada pela Equação 1:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \varepsilon \quad (1)$$

Onde k é o *Gage Factor*, que expressa a sensibilidade do extensômetro, e ε é a deformação, que representa o alongamento de uma seção.

A ponte deve ser alimentada sempre por uma tensão constante (V_1). A variação na resistência dos extensômetros provoca o

desbalanceamento da ponte e conseqüente aparecimento de uma tensão de saída (V_2).

A equação básica da relação entre as tensões de saída e de entrada da ponte é:

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} \quad (2)$$

Se a ponte permanece balanceada, $V_2 = 0$, e:

$$R_1 R_3 = R_2 R_4 \quad (3)$$

Pode-se assumir que, quando deformados, a variação na resistência dos extensômetros será sempre muito menor do que o seu próprio valor nominal. Desta maneira, podem ser desconsiderados os termos de segunda ordem (PALLÀS-ARENY; WEBSTER, 2001). Com essas duas considerações, a equação fica na forma:

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (4)$$

Substituindo-se a Equação 1 na Equação 4, obtemos:

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{1}{4} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (5)$$

A Equação 5 é a equação geral, para a ponte completa.

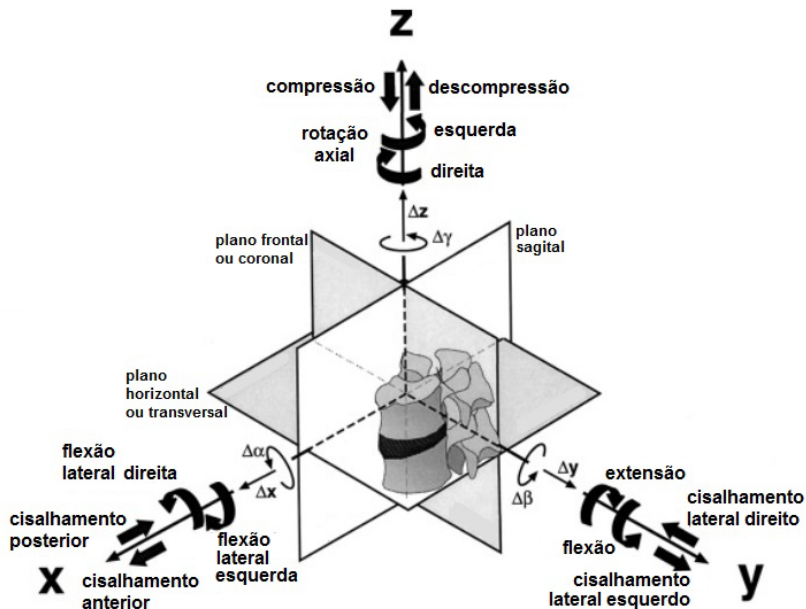
3 TRANSDUTOR DE DESLOCAMENTOS

Este capítulo descreve o desenvolvimento do trabalho: as etapas de concepção e desenvolvimento do projeto e os ensaios para a validação do transdutor de deslocamentos.

3.1 CONCEPÇÃO DO PROJETO

Segundo WILKE; WENGER; CLAES (1998), um sistema de medição de deslocamentos para a coluna vertebral humana deve ser capaz de determinar as 6 componentes do movimento tridimensional relativo entre duas vértebras de interesse. Isso inclui as três translações Δx , Δy , Δz e as três rotações $\Delta\alpha$, $\Delta\beta$, $\Delta\gamma$, conforme ilustrado na Figura 14.

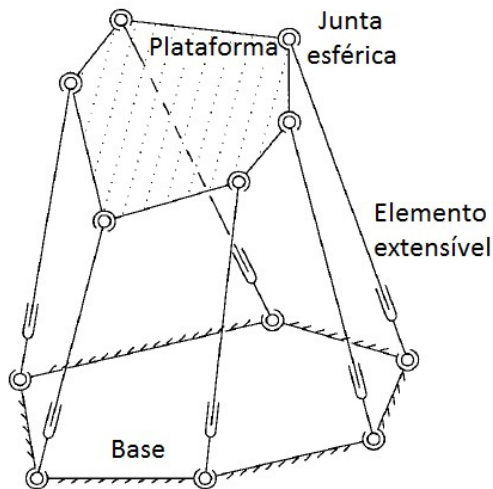
Figura 13 - Definição do sistema de coordenadas tridimensional.



Fonte: WILKE; WENGER; CLAES, (1998)

Conhecendo essa necessidade, o transdutor em estudo foi inspirado na Plataforma de Stewart, a qual foi originalmente concebida para a aplicação em simuladores de vôo, mas também é utilizada em outras aplicações que exigem de controle de posição. A Plataforma de Stewart consiste de duas plataformas paralelas conectadas por seis elementos extensíveis (atuadores) com juntas esféricas em cada extremidade, capazes de movimentar a placa superior nos seis graus de liberdade (KU, 1999), conforme ilustra a Figura 14.

Figura 14 - A Plataforma de Stewart.



Fonte: Adaptado de DASGUPTA; MRUTHYUNJAYA, (2000)

Sabe-se que a Plataforma de Stewart é um mecanismo ativo, e o transdutor em estudo precisa para acompanhar e medir, de forma passiva, os movimentos da coluna. Dessa forma, para o projeto do transdutor, foi decidido substituir os elementos atuadores da plataforma por elementos sensores.

Conforme visto no capítulo 2, os métodos de medição *in-vitro* atualmente mais usados para a aplicação desejada são os sistemas optoeletrônicos, que são sistemas de alto custo; assim, o transdutor foi desenvolvido com vistas a ser uma alternativa de menor custo.

A extensometria é uma técnica de baixo custo e adequada para as medições de deslocamento, assim, decidiu-se desenvolver um transdutor

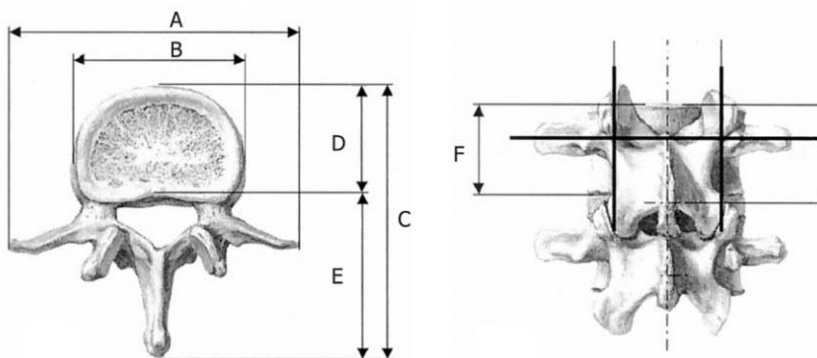
baseado em *strain-gages* (extensômetros) para a aplicação de medição de deslocamentos nos 6 graus de liberdade.

A geometria do transdutor foi definida de forma a possibilitar sua fixação em vértebras lombares, não restringindo ou influenciando o movimento das vértebras durante os ensaios. Sendo assim, a configuração do transdutor consiste de dois anéis paralelos, espaçados e unidos por seis elementos sensores baseados em *strain-gages* (extensômetros), que são capazes de medir os deslocamentos nos seis graus de liberdade, o que é ideal para a aplicação desejada.

3.1.1 Anéis de fixação

O dimensionamento dos anéis do transdutor foi realizado levando em consideração as dimensões das vértebras lombares inferiores de indivíduos de altura mediana, que apresentam maiores dimensões tanto no plano transversal quanto axial. Essas dimensões foram relatadas por WOLF *et al* (2001) e SHIN; LEE; KIM (2007), conforme mostram a Figura 15 e Tabela 5 a seguir.

Figura 15 - Parâmetros anatômicos de uma vértebra.



Fonte: SHIN; LEE; KIM,(2007)

Tabela 5 - Valores médios de dimensões das vértebras.

Vertebra	Dimension (mm)					
	A	B	C	D	E	F
L1	81.8	40.7	76.0	28.9	49.4	24.9
L2	80.4	39.8	79.1	29.8	48.5	25.4
L3	89.4	43.1	80.1	32.3	48.9	25.6
L4	90.5	44.1	79.6	31.7	47.2	26.5
L5	93.7	48.1	77.1	32.5	43.6	28.6

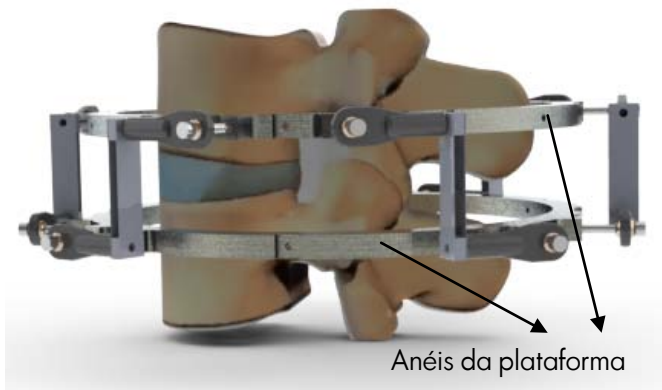
	Height (mm)			
	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
Anterior	10.5	12.2	13.2	14.2
Middle	10.8	13.2	14.2	13.5
Posterior	7.5	9.2	10.0	9.0

Fonte: (SHIN; LEE; KIM, 2007)

Os anéis foram projetados de forma a permitir que a fixação seja feita através do preenchimento com cimento ósseo entre a vértebra e a circunferência interna do anel e utiliza parafusos para fixar o anel ao cimento ósseo, garantindo a fixação entre estes durante movimentação. Os anéis têm diâmetro interno de 106 mm.

A Figura 16 ilustra uma unidade funcional com o transdutor posicionado, sem preenchimento de fixação.

Figura 16 - Posicionamento dos anéis em unidade funcional da coluna.



3.1.2 Elemento sensor

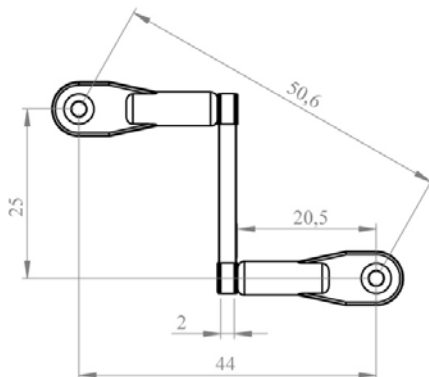
Para o projeto dos elementos sensores, primeiro foram experimentadas algumas geometrias e materiais levando em consideração a dimensão definida entre os extremos do elemento para fixação no anel e a capacidade de trabalhar sem deformação plástica para deslocamento pré-definido.

O primeiro elemento sensor foi construído com uma geometria circular de tiras de alumínio com espessura de 0,1mm. A segunda estrutura de teste também não foi satisfatória. Ambas as configurações se mostraram pouco robustas, deformando plasticamente apenas com o manuseio, seja na tentativa de simular as deformações ou na fixação em um corpo de teste.

A terceira configuração teste durante manuseio apresentou um bom desempenho em termos de flexibilidade, sendo o sensor testado em torre de calibração vertical para a verificação do seu comportamento mesmo sob um deslocamento prescrito que representa o valor máximo de deslocamento que este irá sofrer nos ensaios *in-vitro*. Esta estrutura do sensor consiste de duas lâminas retangulares de latão naval ($E=110\text{GPa}$; 40% Zn 60% Cu) de 30 x 7 mm e com espessura de 0,07 mm, reforçadas nas extremidades por lâminas do mesmo material de 10 x 7 mm, espaçadas por um retângulo de PVC de 5 x 7 mm, e fixadas com parafusos nas extremidades por elementos de juntas esféricas (peças para aeromodelos DU-BRO, 2-56 *Swivel Ball link*).

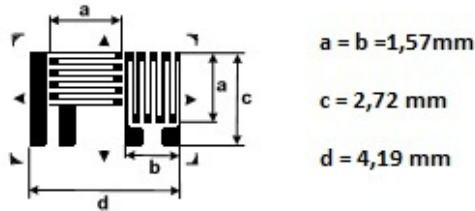
A Figura 17 ilustra a vista frontal e dimensões do elemento sensor.

Figura 17 - Estrutura final do elemento sensor. Cotas em mm.



O elemento sensor foi instrumentado com extensômetro roseta dupla a 90 graus (L) do fabricante EXCEL modelo PA09062TG-350S, conforme ilustrado na Figura 18.

Figura 18 - Extensômetro roseta em L.



Os critérios utilizados na escolha do extensômetro foram baseados em três fatores: restrição de área útil da chapa de latão para colagem, disponibilidade do extensômetro no laboratório e possibilidade de uso de dois extensômetros para compensação de temperatura.

A colagem do extensômetro da viga de latão foi realizada com adesivo de cura a quente (HBM EP310S).

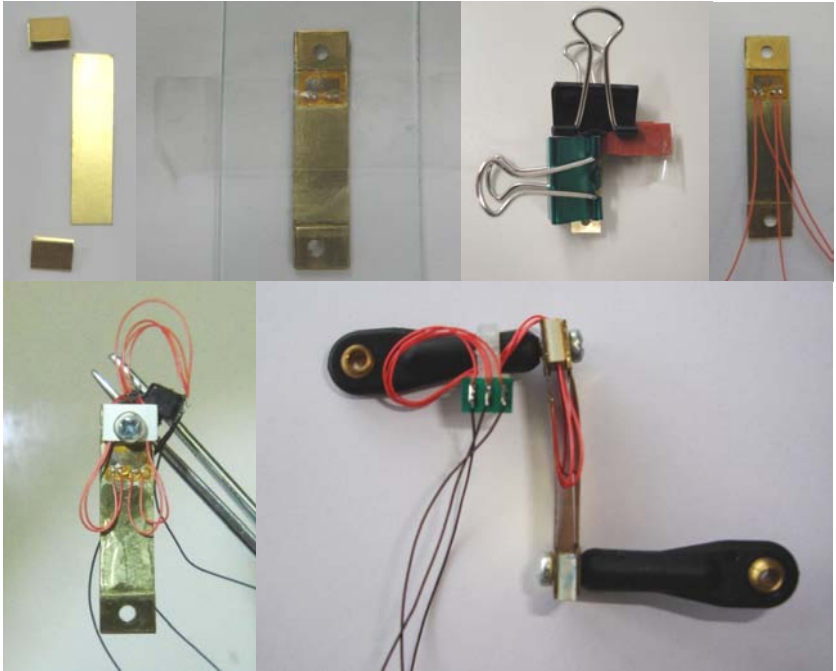
O fechamento em ponte completa foi feito internamente ao conector utilizado no sistema de aquisição, o qual não suporta a configuração em meia ponte. Para completar a ponte de *Wheatstone* foram utilizados dois resistores de precisão (350 ohms, 0,1% de tolerância e 5ppm).

O sistema de aquisição utilizado é o *Quantum X* modelo *MX840* e o software de aquisição, *Catman Easy Ap*, ambos do fabricante *HBM*. A alimentação da Ponte de *Wheatstone* utilizada configurada via software foi de 2,5V.

Nos sensores, o extensômetro foi posicionado na parte superior da lâmina adjacente à junta esférica superior.

A Figura 19 ilustra as etapas de construção do sensor.

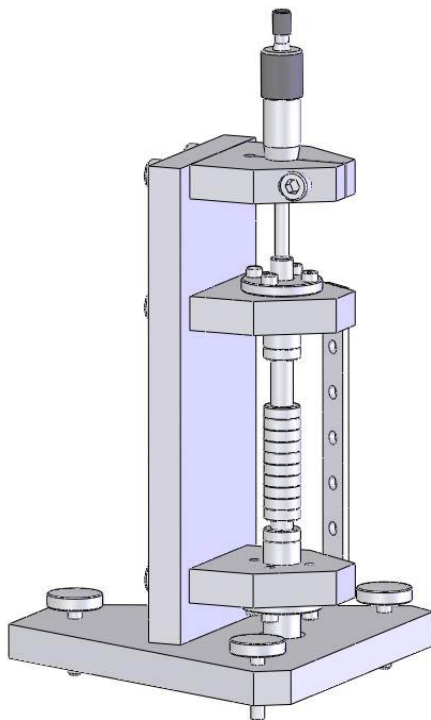
Figura 19 - Etapas de construção do sensor.



3.1.3 Validação dos elementos sensores

Para avaliar os elementos sensores individualmente, foram realizados ensaios de deslocamentos utilizando uma torre axial de calibração de *clip-gages*. A torre consiste de um eixo que se move axialmente, com a aplicação de deslocamentos conhecidos através de um cabeçote micrométrico, ilustrado na Figura 20.

Figura 20 - Calibrador axial.



Fonte: ROSA; ROESLER, (2010)

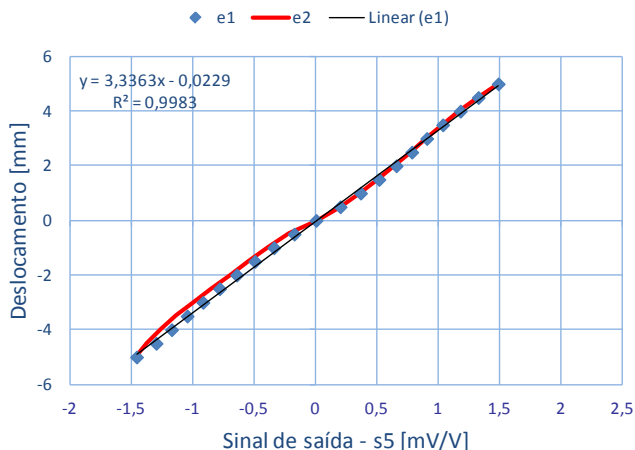
Para a calibração dos sensores foram aplicados deslocamentos axiais positivos (trativo) e negativos (compressivos) com amplitude máxima de 5mm em passos de 0,5 mm. A amplitude foi definida com base nos movimentos dos ensaios que simulam os movimentos da coluna, os quais não solicitam um deslocamento superior a 5 mm em cada elemento sensor. A Figura 21 mostra o calibrador axial em uso.

Figura 21 - Calibrador axial com sensor.



O primeiro ensaio foi iniciado na posição neutra (distância entre esferas da junta esférica de aproximadamente 50,6mm) até o máximo positivo, com os passos predefinidos; o sensor então foi levado à posição neutra e o mesmo foi feito para o deslocamento negativo. Antes da leitura do sinal de saída, aguardou-se cerca de 30 segundos para estabilização do mesmo (tempo necessário para acomodação do sensor e estabilização do sinal). Esse ensaio foi realizado duas vezes para cada elemento sensor. A Figura 22 ilustra o comportamento de um dos sensores, com sua respectiva equação obtida a partir da linha de tendência. Apesar das curvas dos sensores apresentarem comportamento linear, quando necessário, foi usada uma aproximação polinomial, e a ordem do polinômio foi ajustada para ter resíduo inferior a 0,1 e minimizar o erro de zero. As curvas dos demais sensores são apresentadas no Apêndice A.

Figura 22 - Calibração individual do sensor s5.



Nesse ensaio nota-se que o sensor apresenta erro de linearidade, o que é compreensível, pois os sensores foram construídos manualmente. Ainda assim, nota-se que as curvas dos dois ensaios repetidos se sobrepõem em boa parte do intervalo do ensaio.

O segundo ensaio foi realizado em quatro etapas, para avaliar a histerese do sensor. Na primeira etapa, a partir da posição neutra do sensor na torre de calibração, foram aplicados deslocamentos negativos (compressão do sensor) até o deslocamento máximo de 5mm (série 1), na segunda etapa foi realizada a retirada do deslocamento até a posição neutra (série 2), na terceira etapa foi aplicado deslocamento positivo (tração do sensor) até o máximo de 5mm (série 3), e na quarta e última etapa (série 4), a tração foi retirada até que o sensor retornasse à posição neutra. A Figura 23 ilustra a curva de histerese para um dos sensores, denominado s5, e os demais são apresentados no Anexo IV. O que se nota na Figura 24, que é uma ampliação da região central da curva da Figura 23, é que há presença de histerese, o que é comum em sensores.

O erro de histerese refere-se a diferenças encontradas em um ensaio sequencial escala acima e escala abaixo (FIGLIOLA; BEASLEY, 2007). A histerese pode ser justificada por limitações reais do sistema, como atrito em partes móveis ou carga residual em componentes elétricos. Um pouco de histerese, apesar de normal, afeta a repetitividade do sistema. Isto justifica as pequenas diferenças entre os

ensaios sequenciais que podem ser observadas nas curvas de calibração dos sensores, conforme ilustrado na Figura 22 e no apêndice A.

Figura 23 - Ensaio dois do sensor s5. Observação da histerese do sensor.

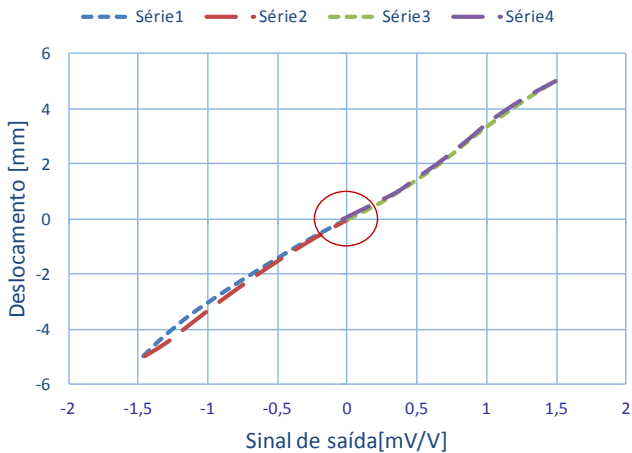
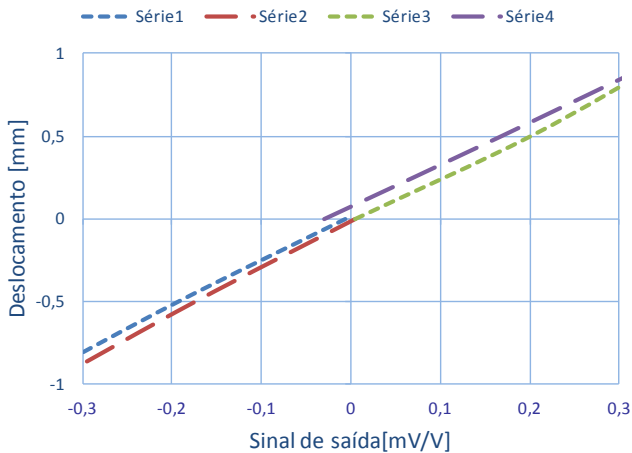


Figura 24 - Detalhe da região central da curva anterior - s5.



3.2 VALIDAÇÃO DO TRANSDUTOR

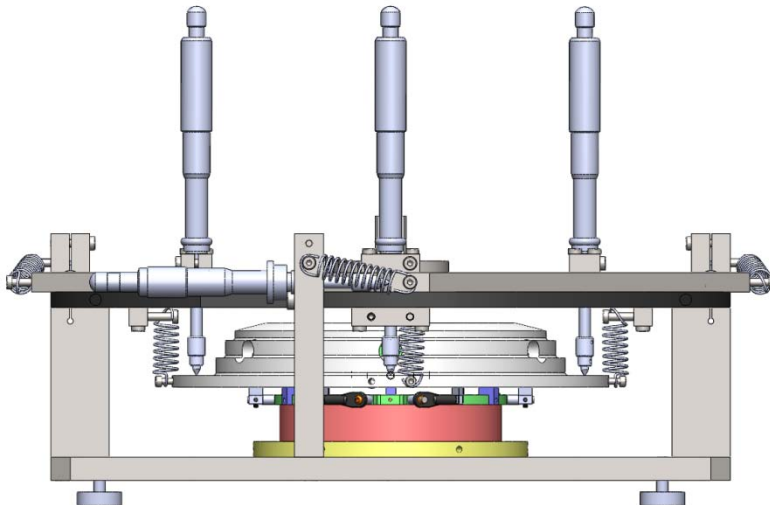
Para realizar a validação do transdutor, é necessário conhecer o seu comportamento quando submetido a movimentos controlados que simulem os movimentos fisiológicos da região lombar da coluna vertebral e, para esta finalidade, surge a necessidade do projeto de um calibrador que permita submeter o transdutor a estes movimentos.

Os itens a seguir apresentam: o projeto do calibrador para a realização dos ensaios de validação, uma simulação para verificar a resposta dos ensaios, os ensaios realizados, e observações relevantes sobre os mesmos.

3.2.1 Plataforma de calibração do transdutor

Para conhecer o comportamento do transdutor de deslocamentos, foi construída uma plataforma de calibração, que permite simular os movimentos realizados entre vértebras, tanto de forma individual quanto acoplada, através de micrômetros distribuídos ao longo do calibrador. As Figuras 25 e 26 mostram as vistas frontal e em perspectiva da plataforma.

Figura 25 - Vista frontal da plataforma de calibração.



A numeração presente na plataforma ilustrada na Figura 26 tem como objetivo mostrar a referência utilizada nos ensaios. A posição 1 indica o eixo x, que passa pelo plano sagital (vide Figura 13) , ou seja, a parte anterior da vértebra. Essa referência foi usada para padronizar os movimentos realizados na calibração. Da mesma forma, o posicionamento do transdutor também foi mantido sempre o mesmo durante os ensaios. O transdutor foi posicionado de forma que os sensores s2 e s5 ficam alinhados com os cabeçotes micrométricos verticais 2 e 4. Esse posicionamento é ilustrado nas Figuras 26, 27 e 28.

Figura 26 - Vista em perspectiva da plataforma de calibração.

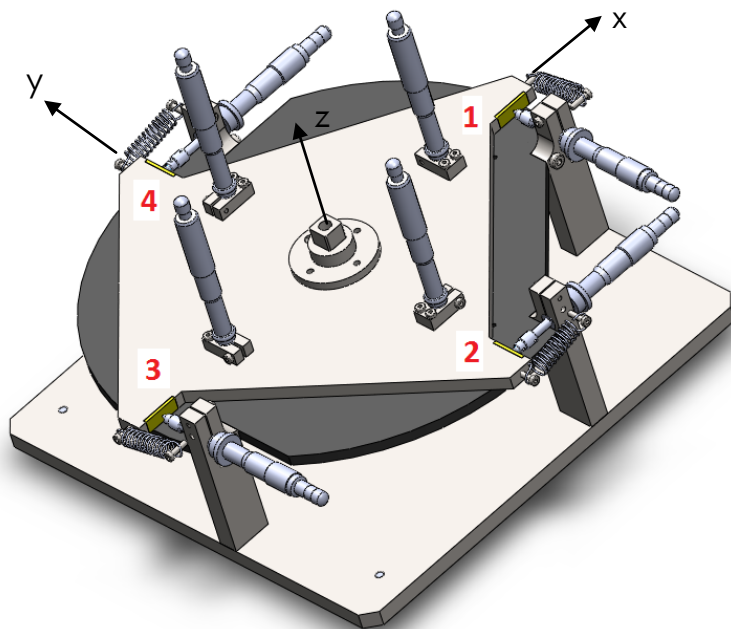


Figura 27 - Localização dos sensores em relação à plataforma de calibração.

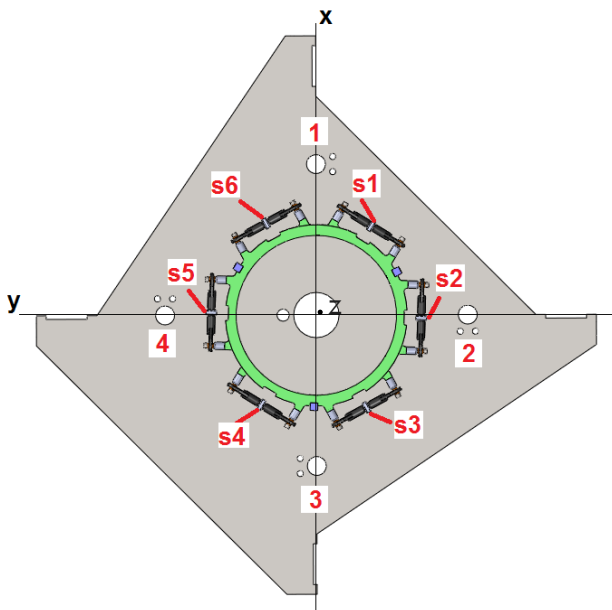
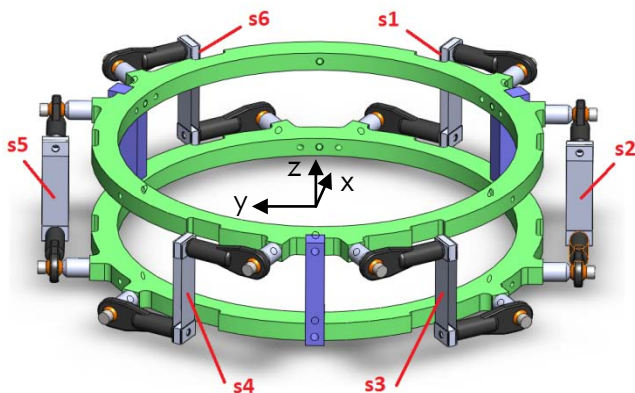


Figura 28 - Identificação dos sensores no transdutor.



A plataforma foi projetada para aplicar deslocamentos e rotações conhecidos ao anel transdutor para possibilitar uma calibração, ou seja, quando o anel transdutor estiver sob ensaio, através do sinal elétrico

fornecido em cada elemento sensor é possível determinar os movimentos sob os quais o transdutor está submetido.

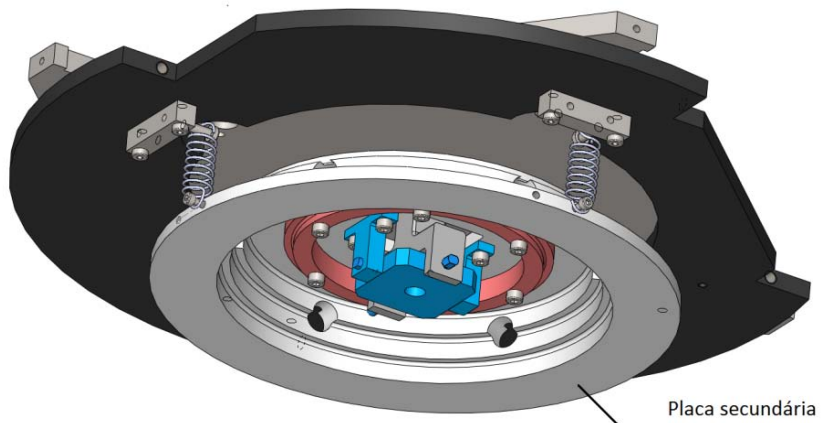
É possível movimentar a placa móvel nos 6 graus de liberdade, independentemente, ou em movimentos combinados a partir de cabeçotes micrométricos. Os cabeçotes micrométricos posicionados verticalmente possibilitam simular os movimentos de compressão/tração, flexão lateral direita/esquerda e flexão/extensão. Os cabeçotes micrométricos posicionados horizontalmente possibilitam simular o deslocamento lateral direito/esquerdo, deslocamento sagital anterior/posterior e rotação axial direita/esquerda.

Os cabeçotes micrométricos verticais, modelo *Starrett n°63M*, tem deslocamento máximo ou capacidade de 50 mm e possuem fuso rotativo. Os cabeçotes micrométricos horizontais, modelo *Starrett n°262M*, tem deslocamento máximo de 30 mm e possuem fuso não rotativo. A vantagem do uso do fuso não rotativo é menor desgaste da ponta e do batente. No caso do cabeçote vertical, onde era necessária uma capacidade maior que 30 mm de deslocamento, não foi possível o uso de fuso não rotativo, pela não disponibilidade no mercado dessa opção.

A plataforma foi construída em aço 1020, sendo adaptadas pastilhas de bedame na região da placa onde as pontas dos micrômetros tocam, para evitar desgaste da superfície e consequentes alterações indesejáveis nos ensaios. As pontas dos micrômetros foram prolongadas, com bits usinados em formato cônico, na tentativa de garantir o contato entre a ponta e o metal duro quando a placa secundária estiver inclinada.

A placa secundária é suspensa por quatro molas igualmente espaçadas e vinculada a uma cruzeta, de forma a permitir a rotação da placa nos eixos x e y. A figura 29 ilustra a localização da placa secundária e da cruzeta na plataforma.

Figura 29 - Localização da placa secundária e cruzeta.



Ainda na Figura 29 é possível visualizar o anel centralizador, local onde fica fixado o anel superior do transdutor de deslocamentos, que acompanha os movimentos da placa secundária. A fixação é feita através de parafusos acessados pelos furos presentes na placa secundária.

Os desenhos mecânicos das peças do calibrador são apresentados no Anexo C.

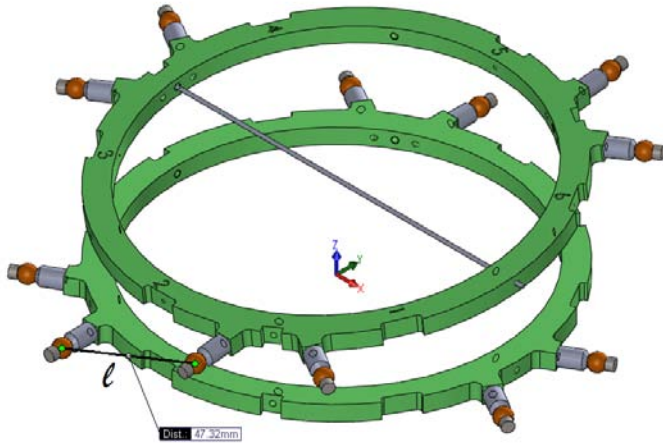
3.2.2 Simulação da resposta do transdutor

Antes de iniciar os ensaios de calibração do transdutor foram realizadas simulações em software CAD dos movimentos realizados nas calibrações para usar como referência na calibração.

Em se tratando dos sensores (*clip gages*) desenvolvidos, para qualquer solicitação aplicada no mesmo, o interesse é na variação do comprimento l do sensor, conforme indicado na Figura 30. Conhecida essa informação, partiu-se para a simulação de cada movimento passo a passo no CAD e registrados os valores de comprimento de cada sensor para cada passo do ensaio. A Figura 30 ilustra a simulação do movimento do transdutor para o ensaio de flexão lateral direita. As simulações foram realizadas para todos os movimentos aos quais a coluna vertebral é submetida e que serão realizados nos ensaios de calibração: deslocamento axial (eixo z), deslocamento lateral (eixo y),

deslocamento sagital (eixo x), rotação axial (eixo z), flexão lateral (eixo x) e flexão (eixo y).

Figura 30 - Simulação em CAD do transdutor submetido à flexão lateral direita.



Os valores obtidos nessas simulações serão mostrados sobrepostos nas curvas dos ensaios de calibração, e servem de parâmetro de comparação entre o resultado obtido pela calibração e o comportamento real.

3.2.3 Ensaios de calibração do transdutor

Conforme apresentado no capítulo de revisão, as amplitudes de movimentos que ocorrem na coluna lombar são conhecidas. O sensor foi construído para atender a esses intervalos de movimento entre as vértebras lombares. Para todos os ensaios realizados descritos a seguir, antes de iniciar cada ensaio, o conjunto anel transdutor e dispositivo de calibração foi colocado na posição neutra, ou seja, sem deformação do anel sensor, e o sinal elétrico de cada elemento sensor foi zerado no sistema de aquisição. As Figuras 31 e 32 mostram o calibrador em uso.

Figura 31 - Foto do calibrador de deslocamentos.

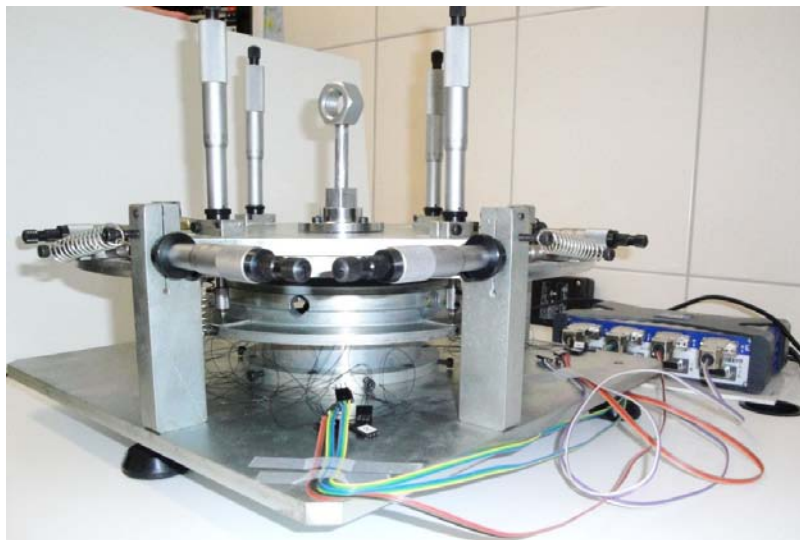


Figura 32 - Detalhe do calibrador.



Embora a plataforma de calibração tenha sido construída para possibilitar as amplitudes fisiológicas estudadas no capítulo 2, alguns ensaios foram realizados em amplitudes menores. Essa decisão foi tomada com base nos primeiros ensaios, que mostraram limitações de

espaço para movimentação do sensor dentro da plataforma, o que causou contato entre os sensores e alterou seus resultados. Nesta etapa, as equações dos sensores obtidas na calibração individual, que relacionam o deslocamento prescrito com o sinal elétrico, foram usadas para obter o deslocamento realizado por cada sensor no transdutor.

A seguir são apresentadas as respostas para os ensaios de calibração realizados: as três translações (deslocamentos axial, lateral e sagital) e três rotações (rotação axial, flexão e flexão lateral) nos eixos x, y e z do espaço tridimensional, que são os movimentos realizados na coluna vertebral humana. As curvas de referência obtidas da simulação em CAD (explicadas no item 3.2.2) são apresentadas em sobreposição aos sinais obtidos nos ensaios e representadas pela legenda **ref**.

3.2.3.1 Deslocamento axial

No deslocamento axial negativo, o qual ocorre durante a compressão dos discos intervertebrais, o processo de calibração foi feito conforme apresentado a seguir.

O transdutor foi posicionado na posição neutra. Foram aplicados deslocamentos negativos em passos de 0,5 mm até o máximo de 4 mm. Os cabeçotes micrométricos verticais foram trabalhados em pares simultaneamente, sendo deslocados primeiro os micrômetros 1 e 3 e em seguida os micrômetros 2 e 4. Após cada passo de deslocamento, aguardou-se 30 segundos antes que os resultados fossem registrados, para a estabilização do sinal.

Após o ensaio, foi realizado o retorno à posição neutra em passos iguais aos de avanço dos cabeçotes micrométricos, porém em sentido contrário, de recuo, sendo os cabeçotes 2 e 4 recuados antes que os cabeçotes 1 e 3.

A Figura 33 mostra a resposta do transdutor para o deslocamento axial compressivo. Nota-se um comportamento suave das curvas e bem próximas da referência obtidas na simulação em CAD. A Figura 34 mostra a resposta dos sensores no ensaio de retorno. Nota-se que alguns sensores não voltaram para a origem, apresentando um distanciamento na região da curva ao redor do deslocamento zero.

Figura 33 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial negativo - ensaio *a*.

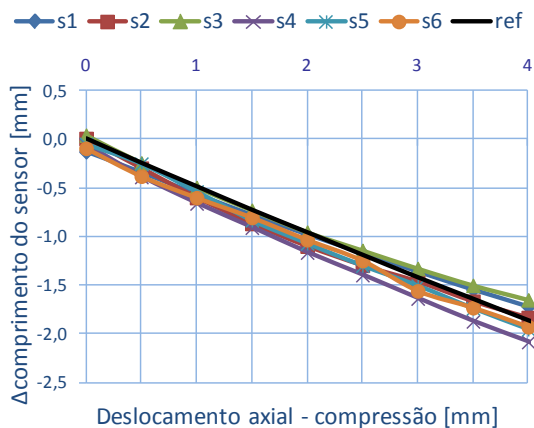
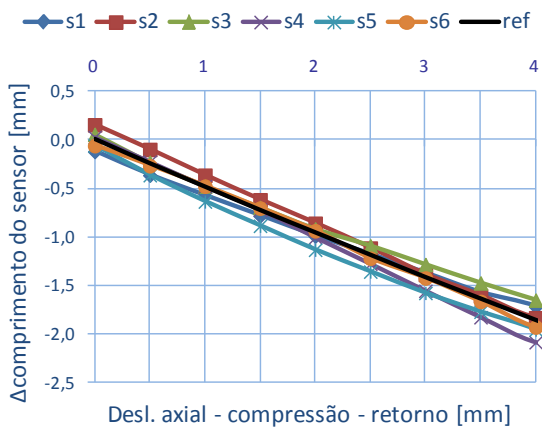


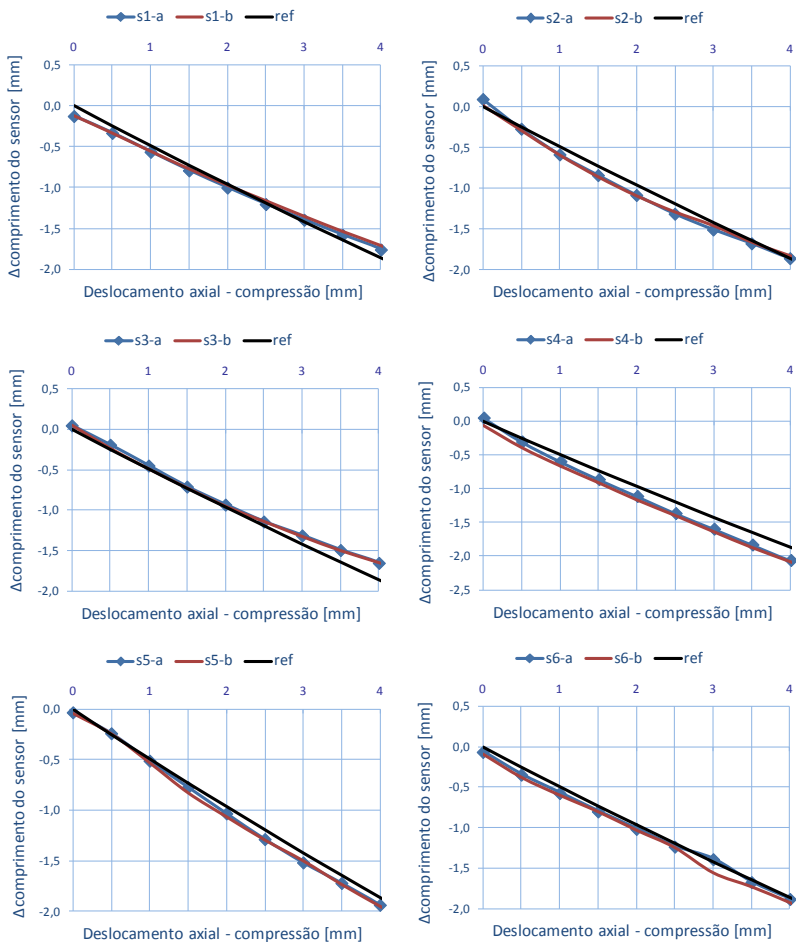
Figura 34 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial negativo - ensaio *a*.



A Figura 35 apresenta as curvas de duas repetições do ensaio de deslocamento axial sobrepostos e a curva do sinal de referência. Nota-se

que os sinais dos dois ensaios, *a* e *b*, se repetem, mas não estão exatamente sobre a curva de referência.

Figura 35 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento axial negativo.



Semelhantermente, foi realizado o ensaio para o deslocamento axial positivo, Figura 36, o qual ocorre durante a distração da coluna vertebral. Neste ensaio, os cabeçotes micrométricos 1 e 3 foram recuados primeiro, e em seguida, os cabeçotes 2 e 4.

Figura 36 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial positivo - ensaio *a*.

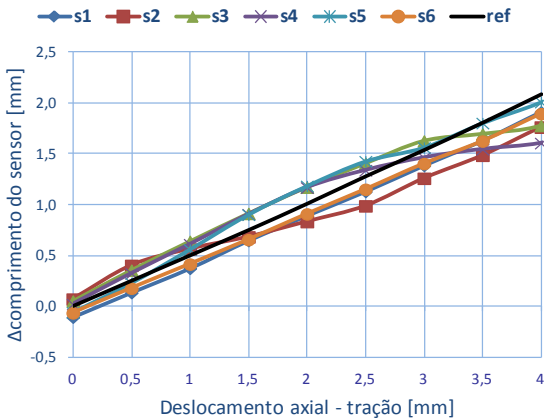
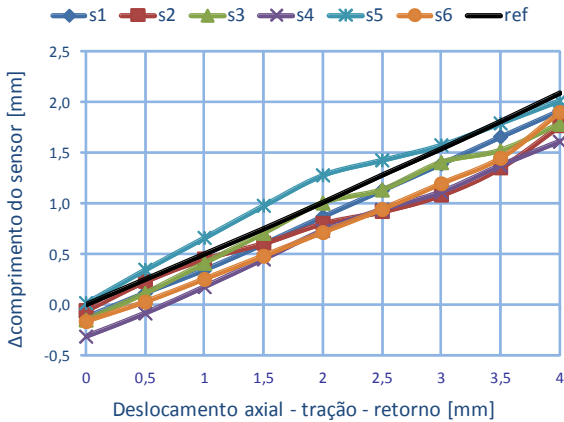
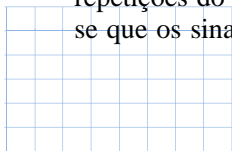


Figura 37 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial positivo - ensaio *a*.

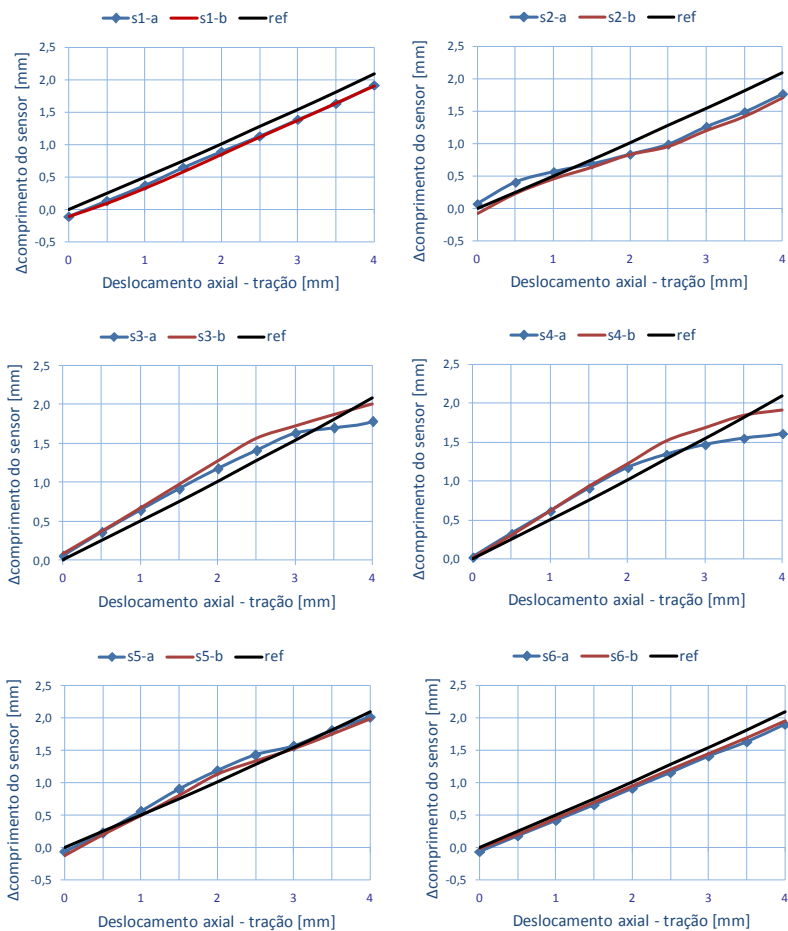


A Figura 36 mostra a resposta do transdutor para o deslocamento axial trativo. Nota-se uma variação maior das curvas em relação à referência. A Figura 37 mostra a resposta dos sensores no ensaio de retorno. Novamente, nota-se que o ensaio tem um comportamento com maiores divergências. A Figura 38 apresenta as curvas de duas repetições do ensaio sobrepostas e a curva do sinal de referência. Nota-se que os sinais dos dois ensaios não apresentam boa repetitividade em



todos os sensores, especialmente nos sensores s2, s3 e s4 (vide posicionamento dos sensores na plataforma, Figura 28).

Figura 38 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento axial positivo.

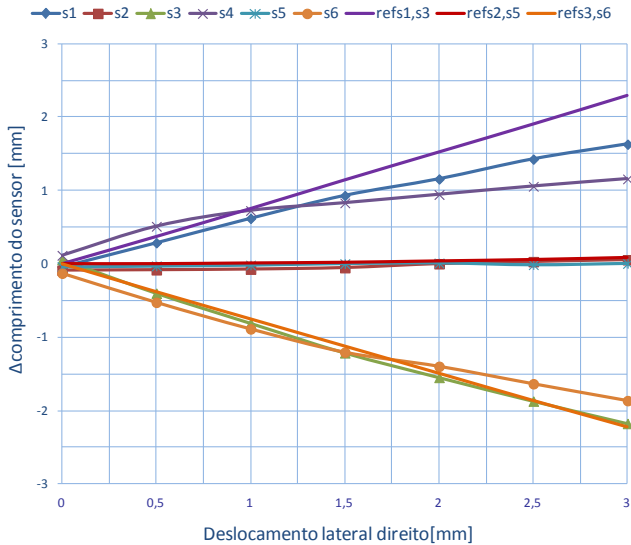


3.2.3.2 Deslocamento lateral

Para realizar o deslocamento lateral, que simula o movimento das vértebras no plano coronal, são movimentados os cabeçotes micrométricos 1 e 3, sendo recuados no deslocamento lateral direito e avançados no deslocamento lateral esquerdo. O ensaio foi realizado com passos de 0,5 mm, variando de 0 até 4mm.

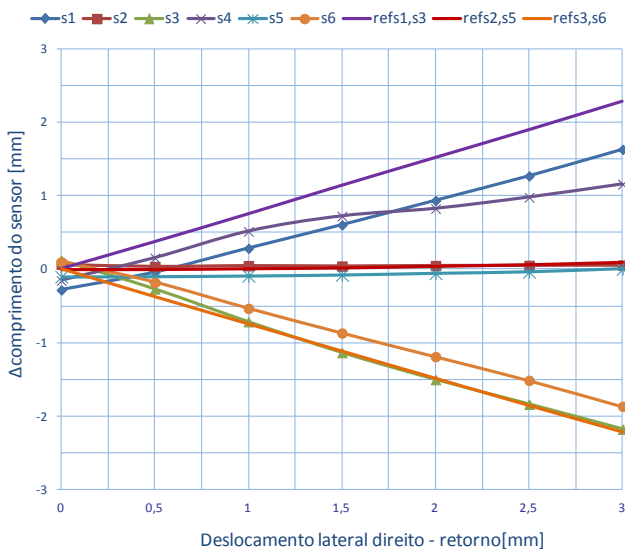
Logo após cada ensaio, foi realizado o retorno à posição neutra em passos iguais e em sentido contrário aos de cada ensaio. No caso, avanço dos micrômetros para deslocamento lateral direito e recuo para deslocamento lateral esquerdo. A Figura 39 mostra que os sensores 2 e 5, não apresentam deformações significativas, se mantendo próximas à origem em todo o ensaio, o que é coerente, pois estes sensores são alinhados com o eixo y do ensaio – marcação 2 e 4 da Figura 26 – de forma que as juntas esféricas dos respectivos sensores compensam esse movimento. Os demais sensores mostram respostas tendendo à referência, porém apresentam erros significativos.

Figura 39 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral direito - ensaio a.



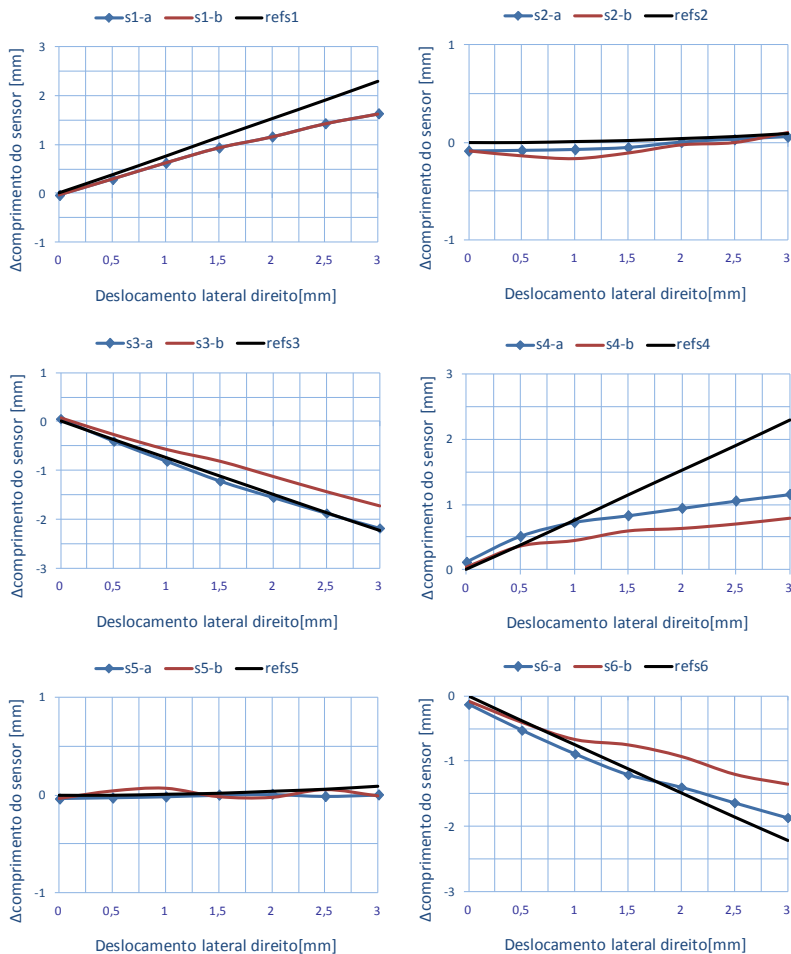
A Figura 40 mostra a resposta dos sensores no ensaio de retorno. Nota-se que os sensores s1, s3 e s5 neste ensaio não voltaram para a origem, apresentando distanciamento. Porém, ao colocar o eixo centralizador na plataforma, os sinais dos sensores voltavam ao zero. Isto mostra que a plataforma de calibração não consegue retornar à origem nesse ensaio.

Figura 40 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral direito - ensaio *a*.



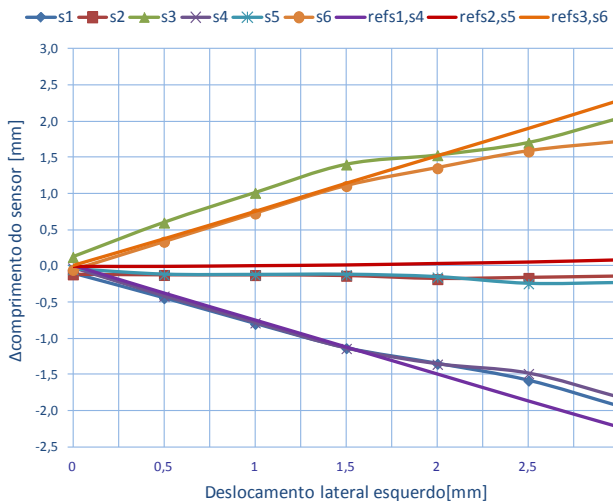
A Figura 41 ilustra a sobreposição de dois ensaios para fins de verificação do comportamento do sensor. Nota-se que os sensores s4 e s6 não apresentaram repetitividade nesses ensaios.

Figura 41 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento lateral direito.



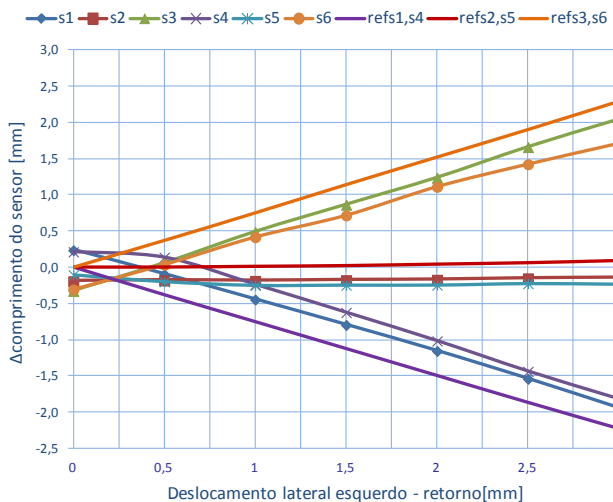
No ensaio de deslocamento lateral esquerdo, a Figura 42 mostra que o os sensores s2 e s5 se desviaram da origem durante todo o ensaio. Os sensores, s1, s4 e s6 acompanharam a referência até 1,5mm de deslocamento lateral esquerdo. A partir deste ponto, os sensores divergiram da referência. O sensor s3 apresenta o mesmo comportamento dos demais, mas acrescido de um offset positivo.

Figura 42 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral esquerdo - ensaio *a*.



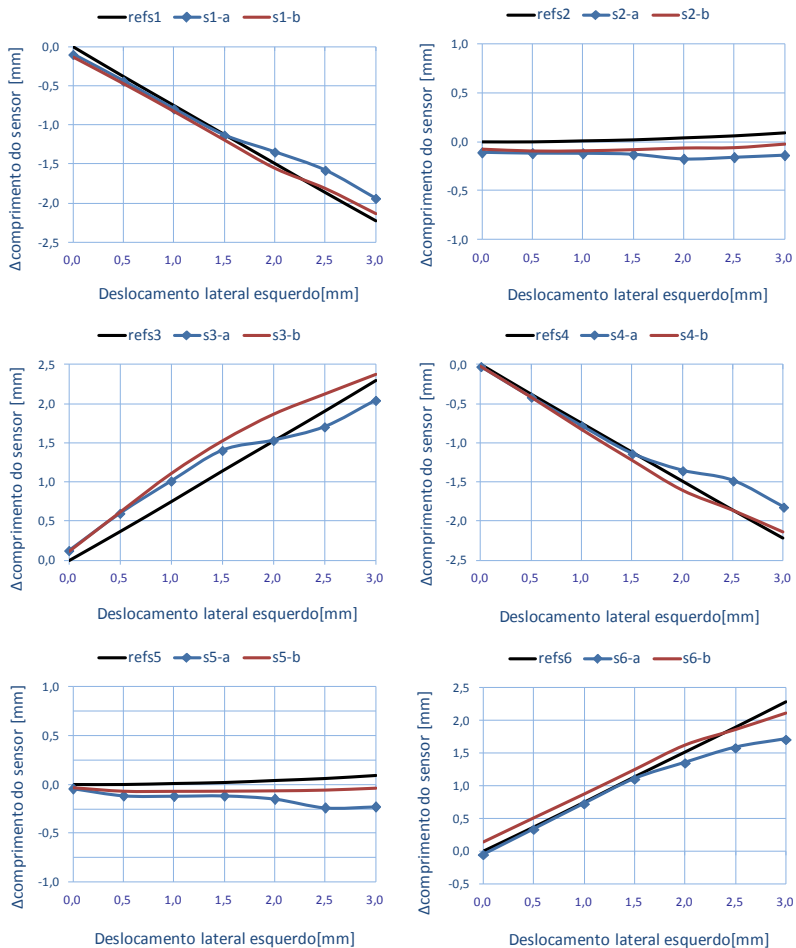
No retorno ao zero, a Figura 43 mostra que a leitura dos sensores ultrapassa a origem. Este mesmo problema ocorre no ensaio de deslocamento sagital posterior (Figura 49).

Figura 43 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral esquerdo - ensaio *a*.



A sobreposição das curvas dos ensaios (Figura 44) mostra que os sensores responderam com o mesmo comportamento até 1,5 mm de deslocamento. A partir deste ponto, divergiram.

Figura 44 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento lateral esquerdo.



3.2.3.3 Deslocamento sagital

Para realizar o deslocamento sagital, que simula o movimento das vértebras neste plano, são movimentados os cabeçotes micrométricos 2 e 4, sendo recuados no deslocamento sagital anterior e avançados no deslocamento sagital posterior. O ensaio foi realizado com passos de 0,5 mm, de 0 até 4mm.

Logo após cada ensaio, foi realizado o retorno à posição neutra em passos iguais e em sentido contrário aos de cada ensaio. No caso, avanço dos micrômetros para deslocamento sagital anterior e recuo para deslocamento sagital posterior. As Figuras 45 e 46 ilustram o ensaio e retorno ao zero para o ensaio a.

O comportamento dos sensores neste ensaio é muito coerente com a referência quando comparado aos demais ensaios, inclusive no retorno à origem.

Figura 45 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital anterior - ensaio a.

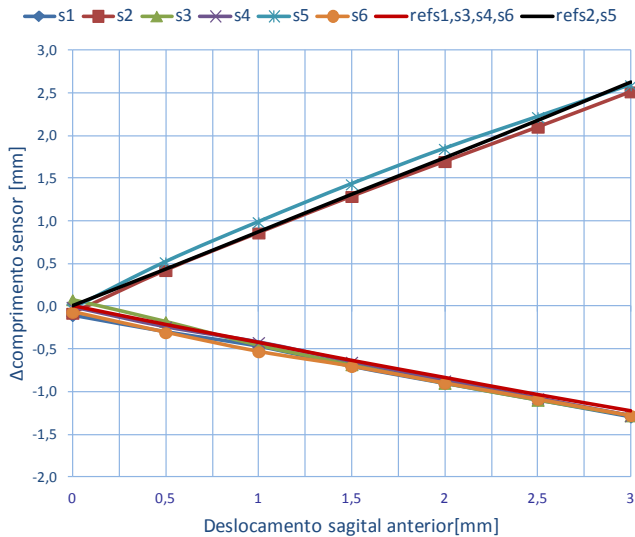
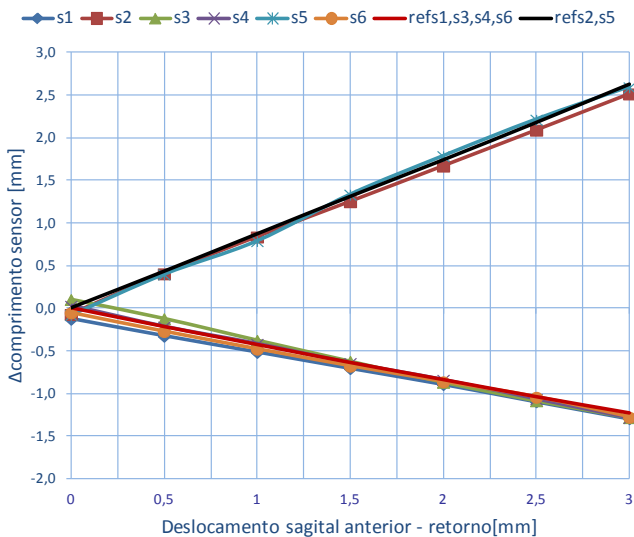
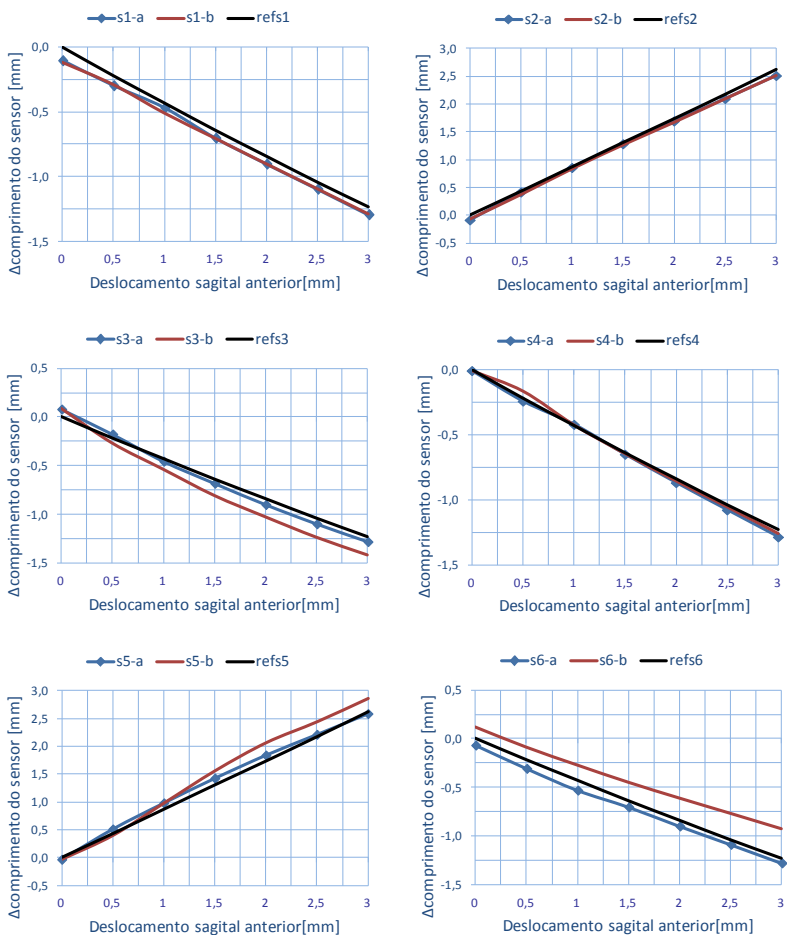


Figura 46 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital anterior - ensaio *a*.



Entretanto, a Figura 47, que ilustra a sobreposição da repetição de dois ensaios, mostra uma pequena divergência nos resultados dos sensores s3, s5 e s6. Isso pode ser justificado, pois entre os ensaio *a* e *b*, o sensor s3 precisou ser substituído. Para isso foi necessário retirar o transdutor da plataforma, o que exige a desmontagem da plataforma, e pode ser uma fonte de erros.

Figura 47 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento sagital anterior.



O ensaio de deslocamento sagital posterior não apresenta tão bom resultado quanto o anterior. Neste caso, também pode-se dizer que a desmontagem da plataforma para a substituição do sensor s3 pode ter influenciado nos resultados. As Figuras 48, 49 e 50 ilustram a resposta dos sensores para o deslocamento sagital posterior.

Figura 48 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital posterior - ensaio *a*.

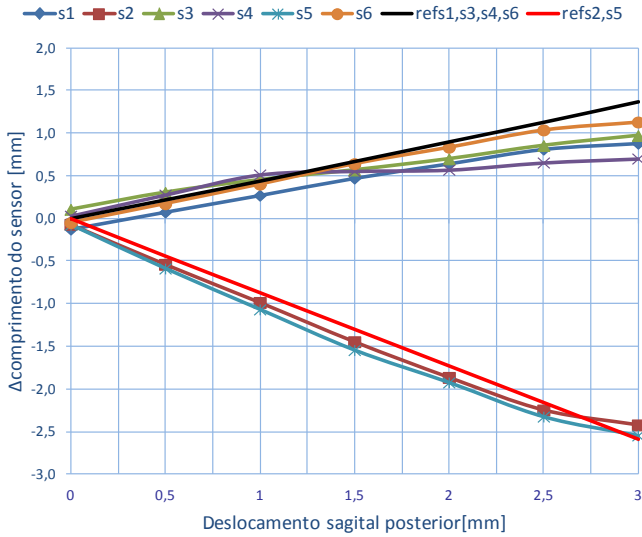
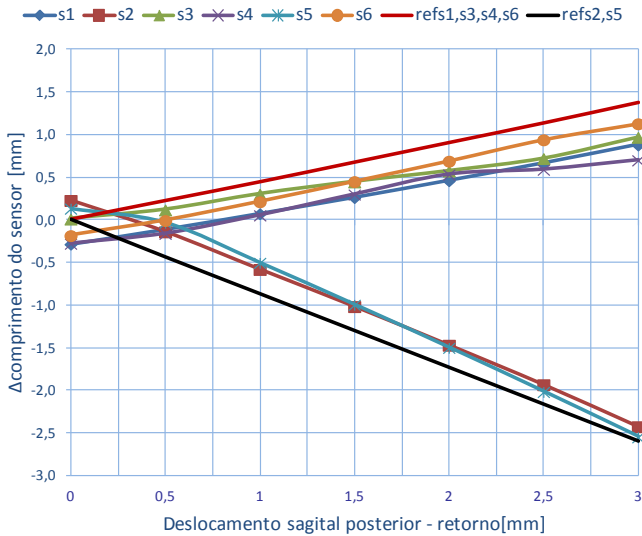
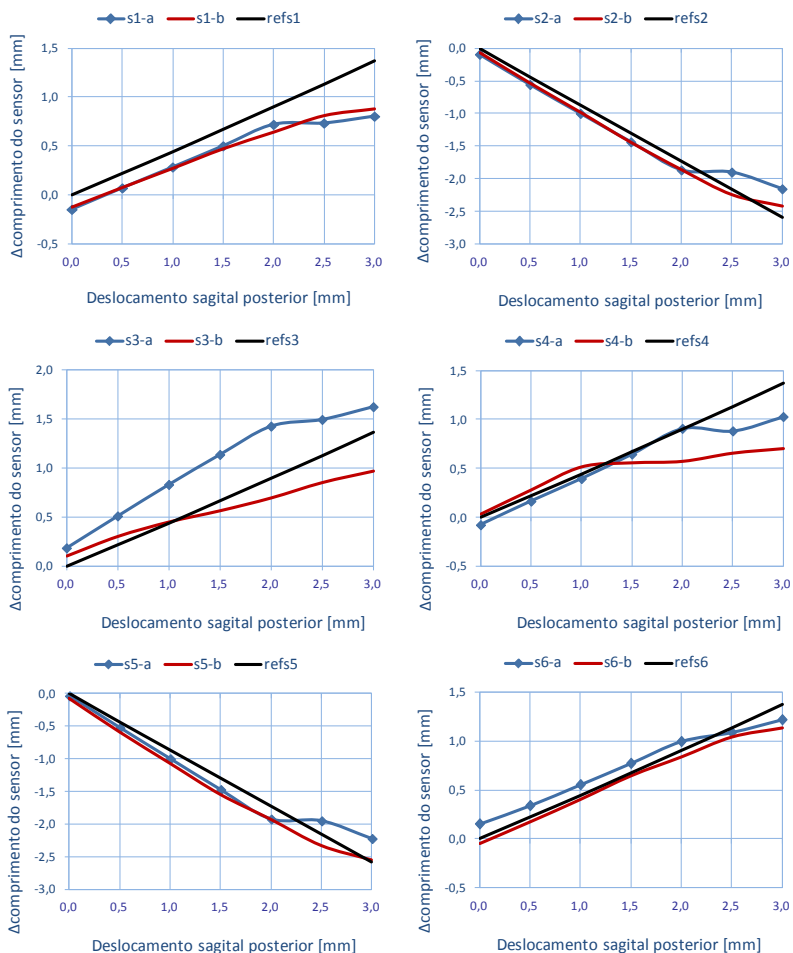


Figura 49 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital posterior - ensaio *a*.



Assim como no ensaio de deslocamento lateral posterior, no retorno ao zero, a leitura dos sensores ultrapassa a origem, e, quando o eixo centralizador da plataforma é colocado, os sinais zeram. A Figura 50, que ilustra a sobreposição de dois ensaios, mostra um comportamento peculiar em todos os sensores do ensaio *a* a partir de 2 mm de deslocamento.

Figura 50 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de deslocamento sagital posterior.



3.2.3.4 Flexão lateral

A reprodução da flexão lateral foi realizada em passos de 1 mm, os quais, devido à geometria do dispositivo de calibração, foram calculados e representam passos de $0,57^\circ$ de inclinação lateral. O deslocamento máximo realizado foi de 8 mm, o qual representa $4,57^\circ$. Para a realização da flexão lateral, tanto direita quanto esquerda, são movimentados os cabeçotes micrométricos verticais, e os cabeçotes 1 e 3 são mantidos na posição neutra durante todo o ensaio.

No caso da flexão lateral direita, o cabeçote micrométrico 4 é recuado e em seguida o cabeçote micrométrico 2 é avançado. Após a leitura e registro dos sinais de cada sensor, o ciclo de avanço e recuo dos cabeçotes é repetido até que se atinja a flexão máxima definida.

O retorno à posição neutra foi realizado no sentido contrário, ou seja, recuo do cabeçote 4 e avanço do cabeçote 2, até o retorno à posição inicial, e feitas as leituras e registro do sinal elétrico dos sensores para cada passo, permitindo-se observar o comportamento do transdutor no sentido inverso. O que se pode observar neste ensaio ilustrado nas Figuras 51 e 52, é que apenas os sensores s2 e s5 acompanham a referência. Entretanto o sensor s5 mostra divergências significativas a partir de $2,5^\circ$ de flexão lateral direita. Os demais sensores apresentam um comportamento aproximadamente linear, porém com inclinações diferentes da referência. Entretanto, a Figura 53 mostra que os sensores tem boa repetitividade ainda que se distanciem da referência.

Figura 51 - Resposta do transdutor à flexão lateral direita - ensaio *a*.

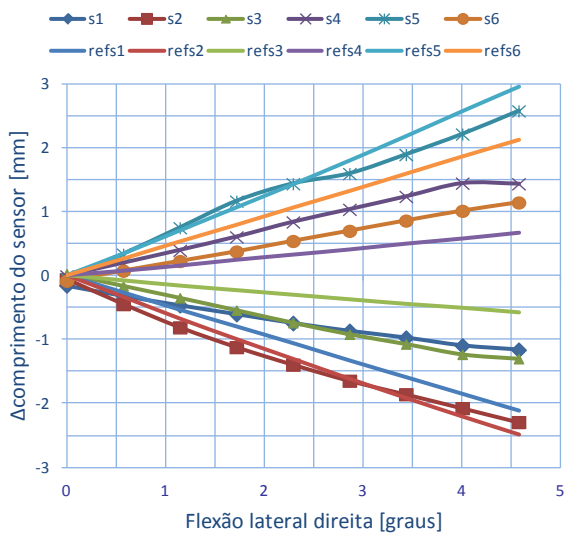


Figura 52 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral direita - ensaio *a*.

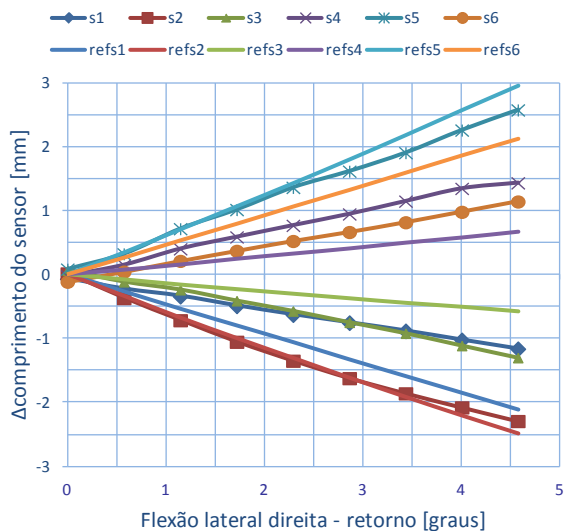
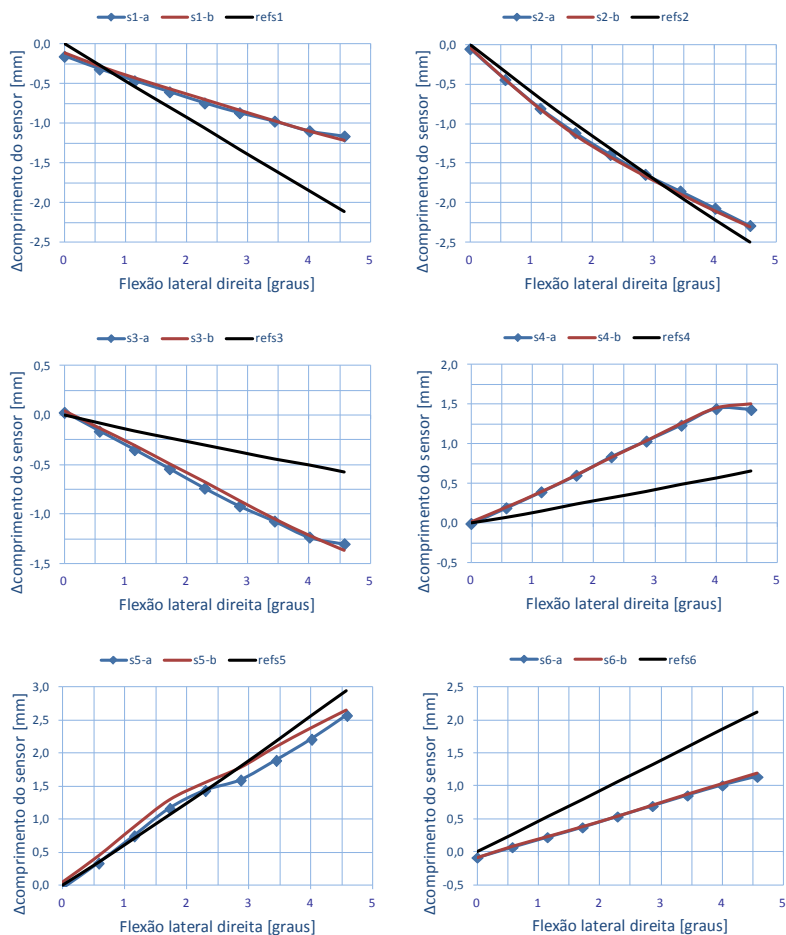


Figura 53 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão lateral direita.



No caso da flexão lateral esquerda ilustrado na Figura 54, o cabeçote micrométrico 2 é recuado e o cabeçote micrométrico 4 é avançado em cada passo do ensaio. O retorno à posição inicial também é realizado conforme na flexão lateral direita, respeitando a ordem dos cabeçotes micrométricos.

Neste ensaio, nota-se que apenas o sensor s5 apresenta um bom comportamento. No retorno ao zero, ilustrado na Figura 55, a resposta dos sensores foi muito semelhante à resposta do avanço.

Figura 54 - Resposta do transdutor à flexão lateral esquerda - ensaio *a*.

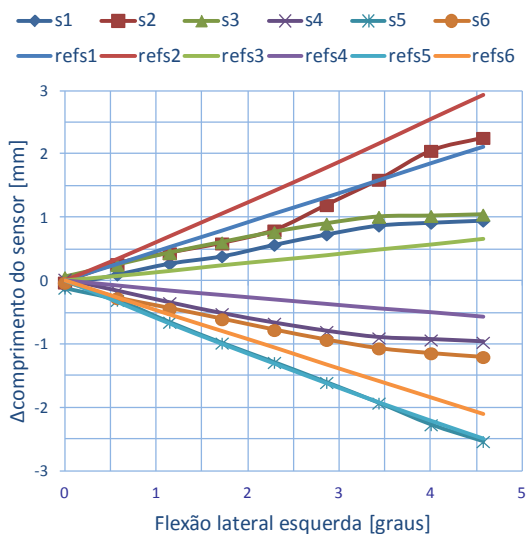
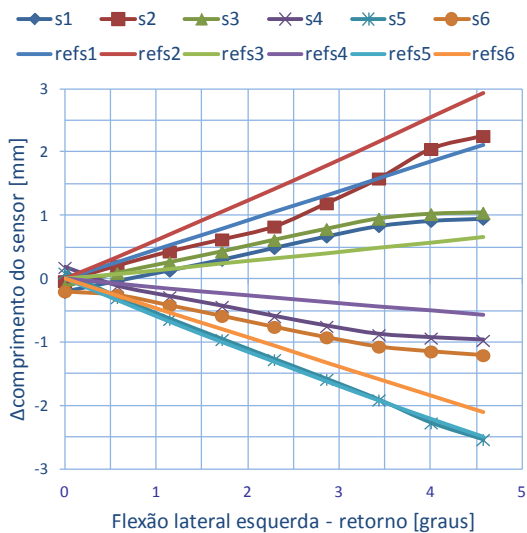
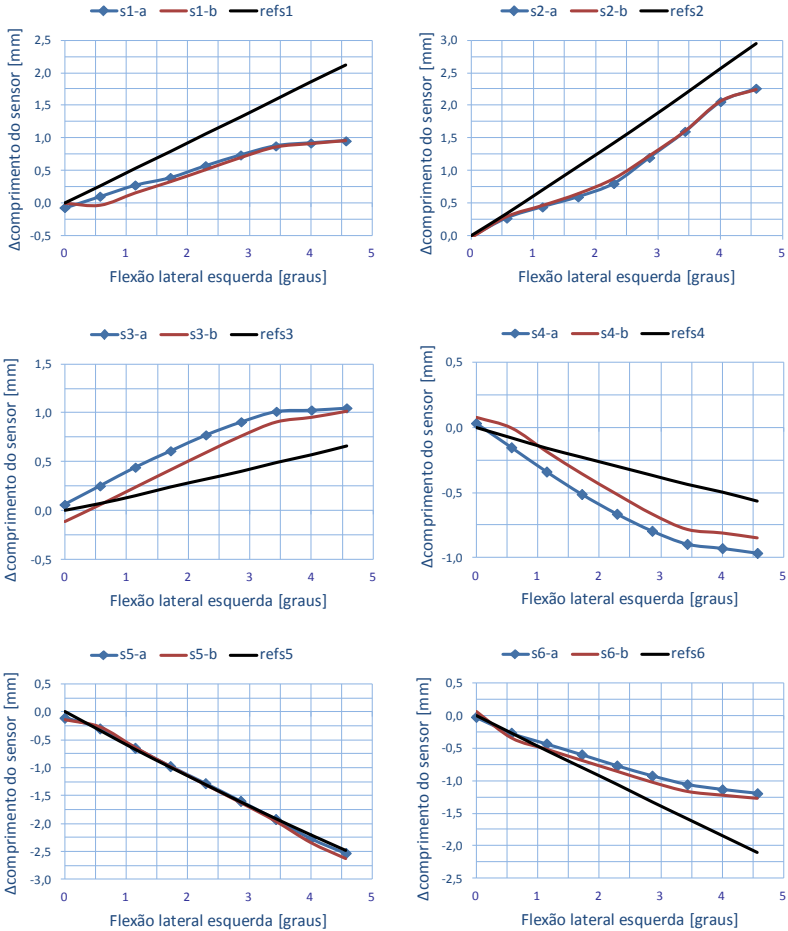


Figura 55 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral esquerda - ensaio *a*.



A Figura 56 mostra que os sensores s3 e s4 alteram significativamente o seu comportamento entre as repetições dos ensaios.

Figura 56 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão lateral esquerda.



3.2.3.5 Rotação axial

Para o ensaio de rotação axial, são utilizados os cabeçotes micrométricos horizontais. O range total de deslocamento para este ensaio foi de 10 mm, o qual, devido à geometria do calibrador, representa $3,58^\circ$ de rotação axial.

Para realizar rotação axial direita é necessário recuar os cabeçotes micrométricos 1 e 4 e avançar os cabeçotes 2 e 3. Os passos de avanço e recuo dos cabeçotes são de 1 mm, ou seja, $0,36^\circ$ de rotação axial.

A resposta dos sensores na rotação axial direita (Figura 57) nos primeiros $0,75^\circ$ é praticamente nula. A partir deste ponto, nota-se que a inclinação da resposta dos sensores é bem próxima à inclinação da referência. O retorno ao zero (Figura 58) mostra semelhança à resposta do avanço.

Figura 57 - Resposta do transdutor à rotação axial direita- ensaio *a*.

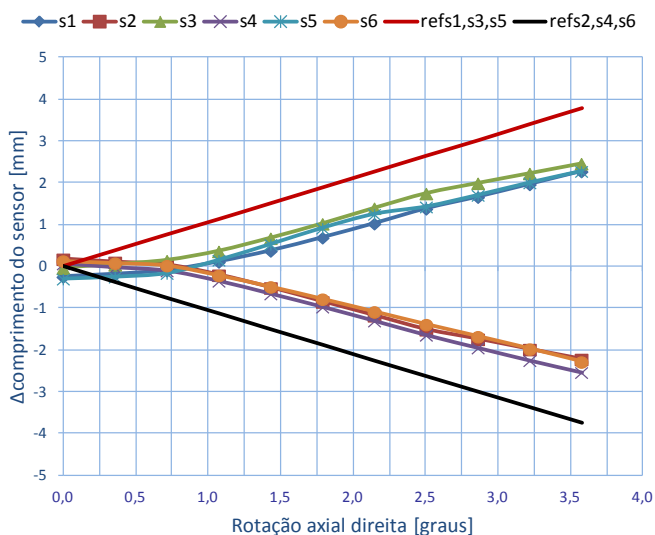
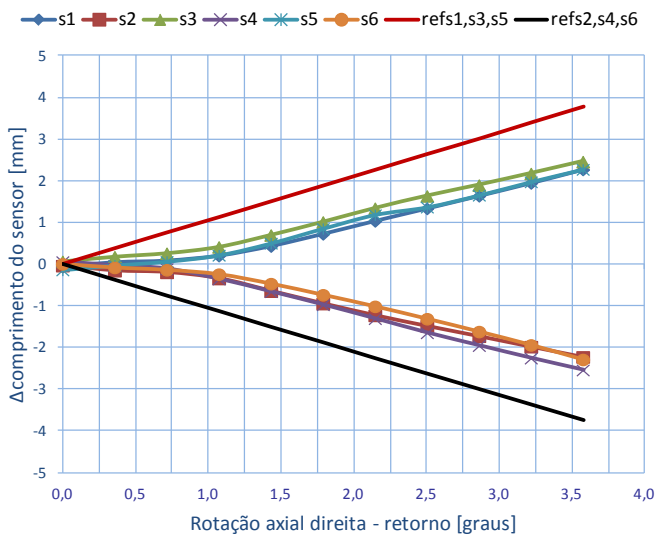
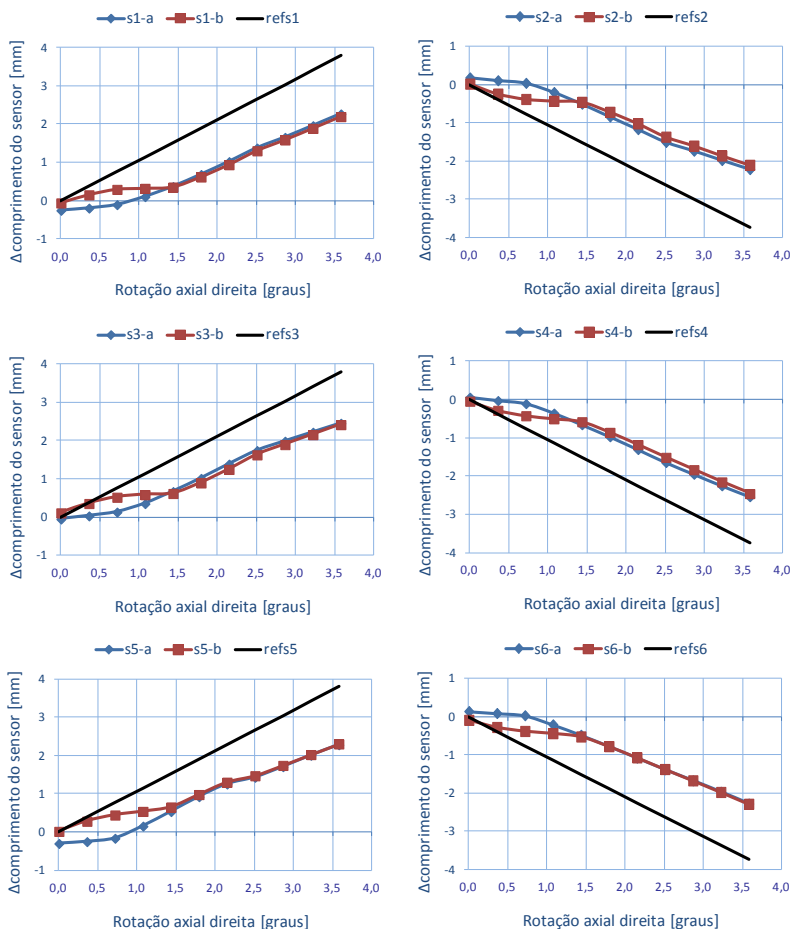


Figura 58 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial direita - ensaio *a*.



A sobreposição dos ensaios (Figura 59) mostra boa repetitividade do sinal a partir de $1,5^\circ$ de rotação. Abaixo de $1,5^\circ$, as respostas dos sensores apresentam divergências entre as duas repetições com comportamento semelhante para todos os sensores.

Figura 59 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de rotação axial direita.



Para realizar rotação axial esquerda é necessário recuar os cabeçotes micrométricos 2 e 3 e avançar os cabeçotes 1 e 4. A Figura 60 mostra que os sensores acompanham a referência nos primeiros graus de rotação, especialmente. O retorno ao zero, ilustrado na Figura 61 apresentou comportamento semelhante ao avanço. A Figura 62 mostra as divergências entre referência e ensaios e também a repetitividade das respostas dos sensores entre os ensaios.

Figura 60 - Resposta do transdutor à rotação axial esquerda - ensaio *a*.

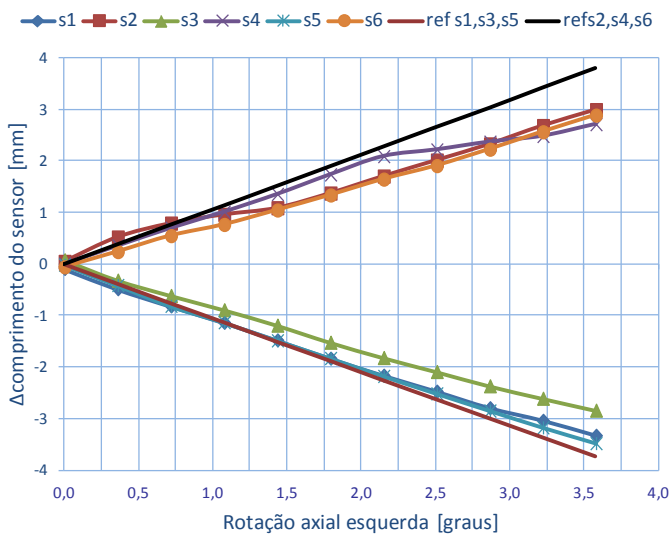


Figura 61 – Resposta do transdutor à retirada da rotação axial esquerda - ensaio *a*.

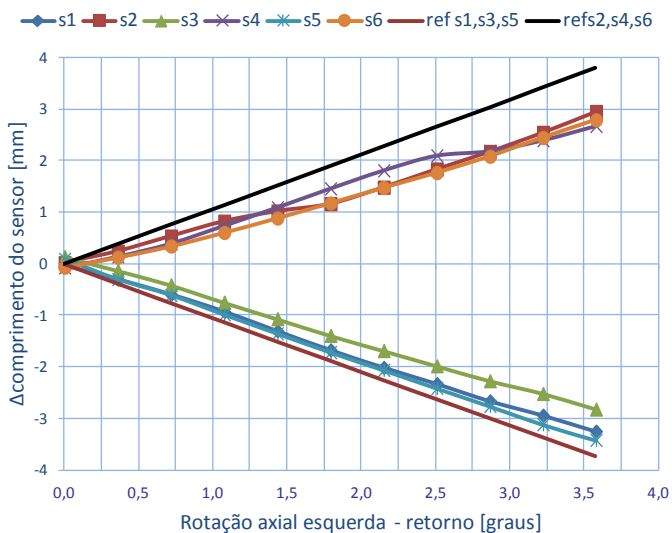
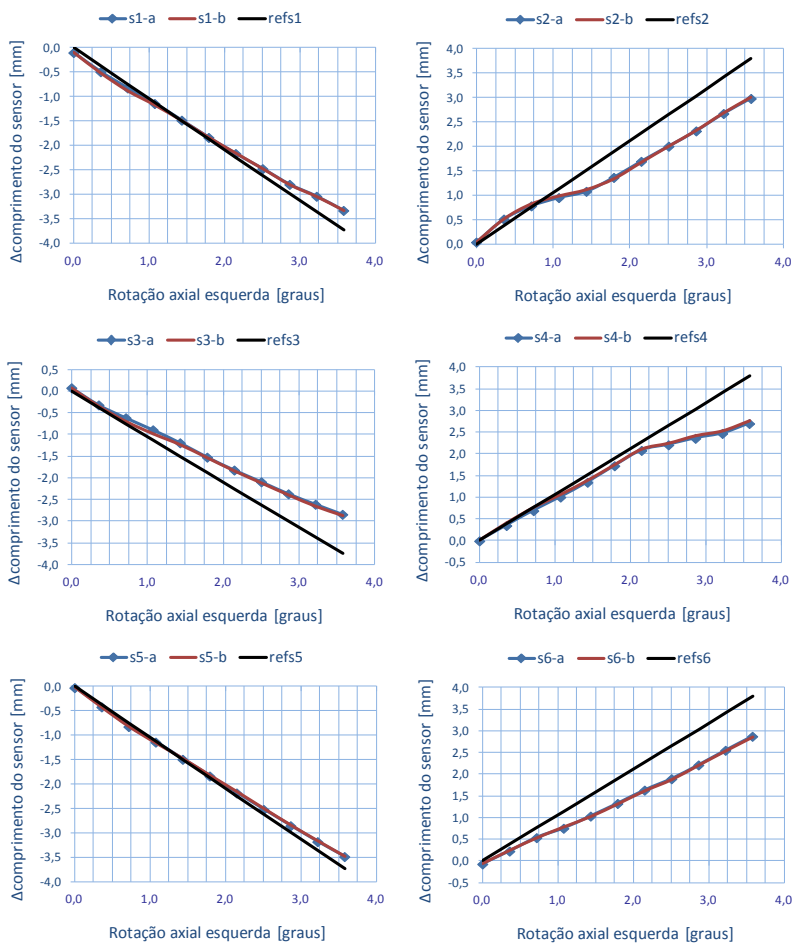


Figura 62 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de rotação axial esquerda.

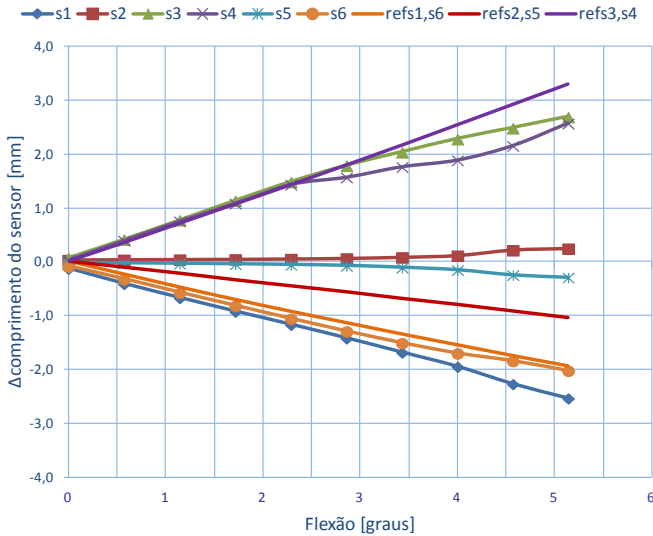


3.2.3.6 Flexão e extensão

No ensaio de flexão e extensão, os cabeçotes micrométricos movimentados são os verticais 1 e 3, sendo mantidos na posição neutra os cabeçotes 2 e 4.

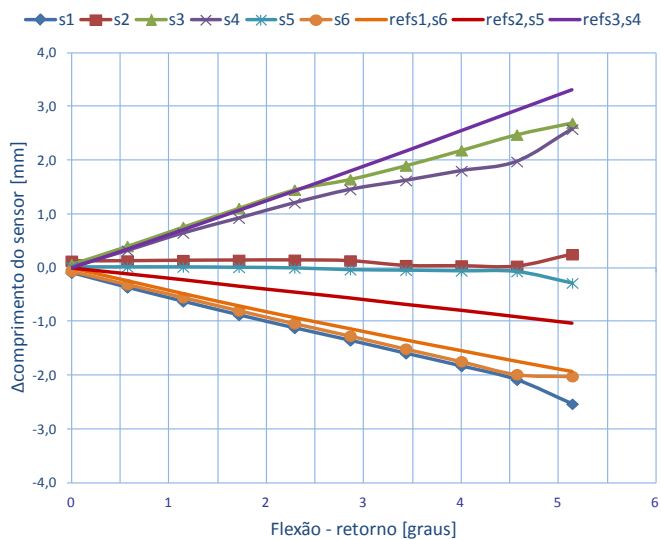
O cabeçote 3 recua permitindo o avanço do cabeçote 1 e assim, realiza a flexão do sensor passo a passo. O range de movimento aplicado ao ensaio de flexão, bem como o de extensão, é de 9 mm de deslocamento nos cabeçotes, que representam, por geometria, $5,14^\circ$ de flexão e/ou extensão. O passo de 1mm nos cabeçotes representa $0,57^\circ$ de inclinação. O ensaio de flexão e retorno ao zero é ilustrado nas Figuras 63 e 64.

Figura 63 - Resposta do transdutor à flexão - ensaio *a*.



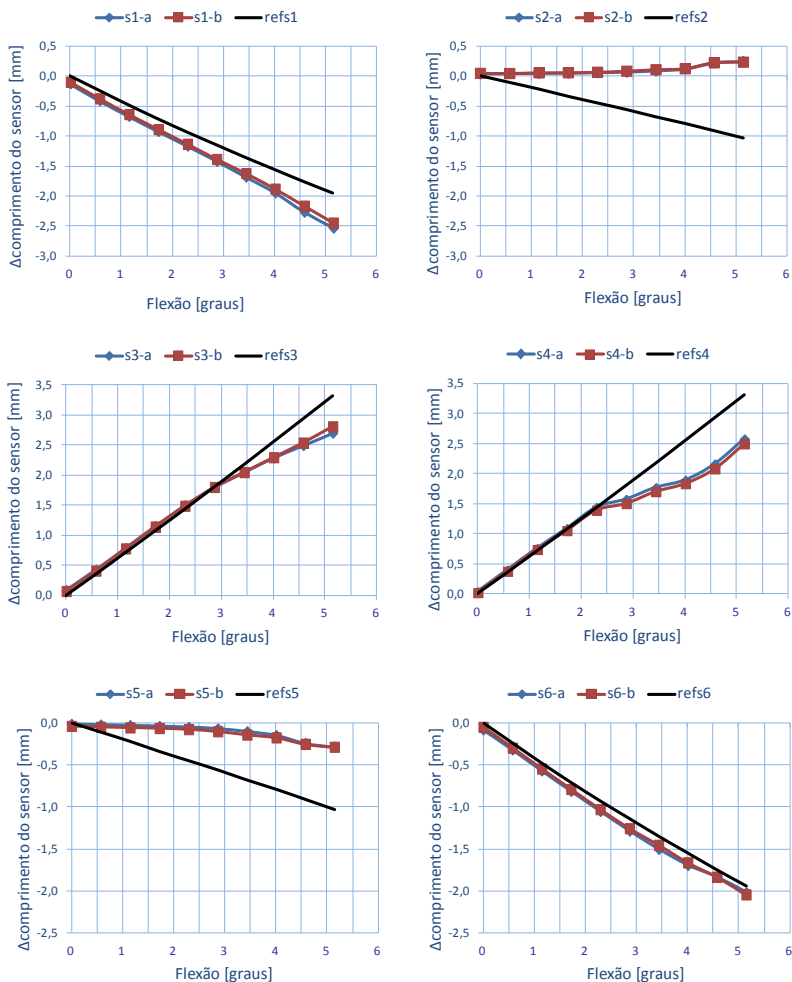
Neste ensaio, os sensores s2 e s5 estão no eixo de rotação do transdutor. Dessa forma, estes são menos solicitados que os demais. Porém, a resposta desses sensores mostra que eles se mantêm próximos ao zero, como se não estivessem sendo solicitados nos primeiros $2,5^\circ$. Os demais sensores acompanham a referência, mas apresentam erros significativos a partir de $2,5^\circ$. O retorno deste ensaio mostra um bom comportamento, em relação ao avanço.

Figura 64 – Resposta do transdutor à retirada da flexão - ensaio *a*.



A Figura 65 mostra que a resposta ensaios *a* e *b* apresentam boa repetitividade apesar da discrepância, se comparados à referência.

Figura 65 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de flexão.



Similarmente à flexão, na extensão o cabeçote 1 é recuado e o cabeçote 3 avançado a cada passo do ensaio e os sensores s2 e s5 estão no eixo de rotação do transdutor. Dessa forma, esses sensores são menos solicitados que os demais. Porém, a resposta mostra que s2 e s5 se mantêm próximos ao zero, como se não estivessem sendo solicitados em todo o ensaio (Figura 66). Os demais sensores acompanham a referência, especialmente os sensores s1 e s6. O ensaio de retorno

ilustrado na Figura 67 diverge pouco do ensaio de avanço. A Figura 68 mostra boa repetitividade dos ensaios *a* e *b*.

Figura 66 - Resposta do transdutor à extensão - ensaio *a*.

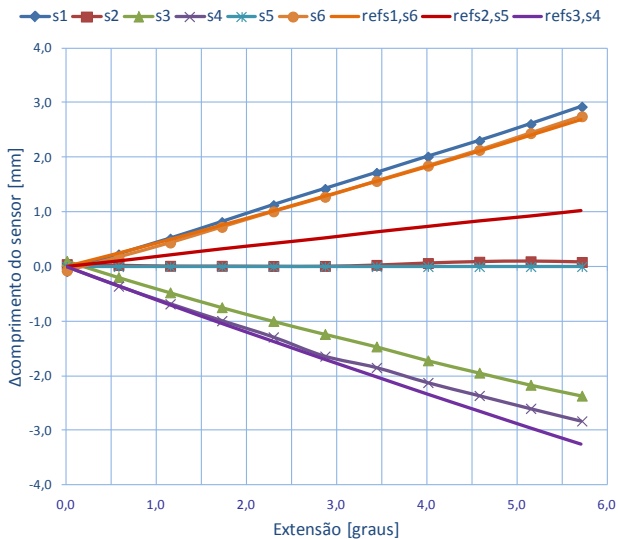


Figura 67 – Resposta do transdutor à retirada da extensão - ensaio *a*.

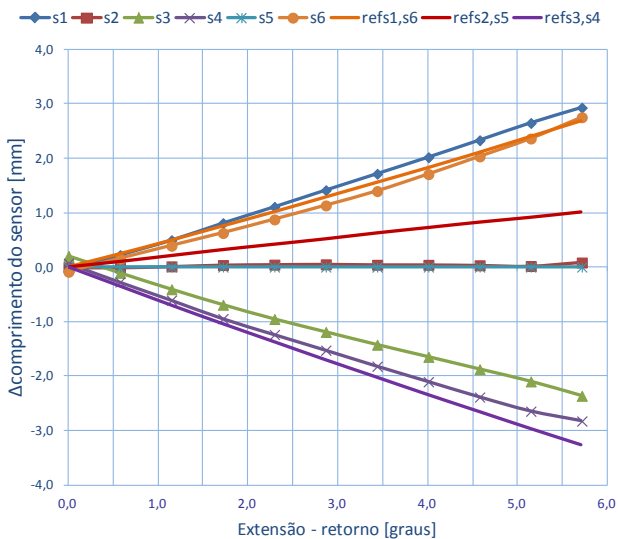
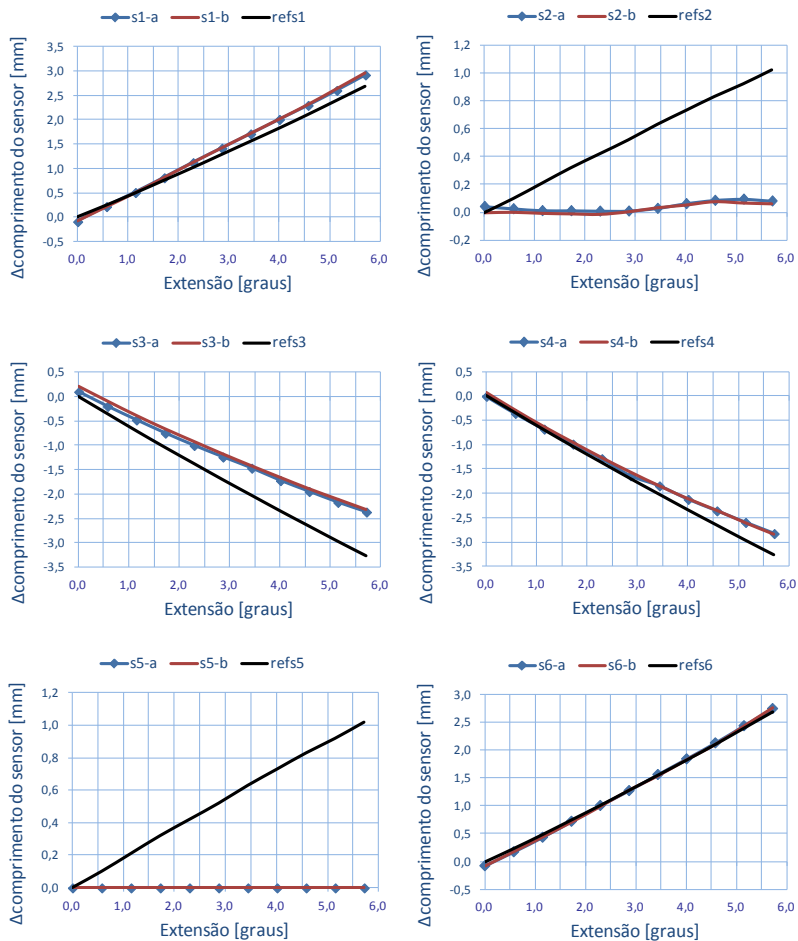


Figura 68 - Sobreposição das curvas de dois ensaios de extensão.



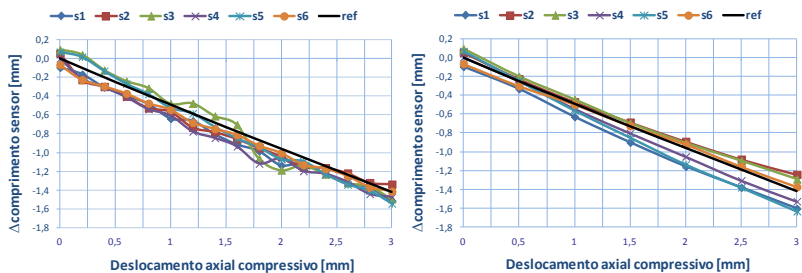
3.2.4 Observações durante os ensaios

Durante os ensaios de flexão lateral e flexão-extensão as molas verticais imprimem força na placa móvel superior, deslocando esta para cima. Na tentativa de resolver esse problema foi feita uma adaptação, com três batentes igualmente espaçados e fixados na placa de apoio. Contudo, esta modificação não solucionou o problema, limitou a amplitude de deslocamento axial indesejado da placa superior, mas não anulou as folgas entre as placas.

Durante os ensaios, nota-se que a maneira de manipular o dispositivo de calibração afeta a resposta dos sensores, pois estes são solicitados, além do ensaio, pela folga entre a placa superior e as peças adjacentes.

Inicialmente os ensaios foram planejados para serem feitos em passos do cabeçote micrométricos na ordem de 0,2 mm, pois alguns movimentos como os de translação são bem pequenos quando comparados com os movimentos que ocorrem na coluna vertebral. Entretanto, nos primeiros ensaios de calibração, em particular o de deslocamento axial, observou-se que para um passo de deslocamento de 0,2 mm, a curva de calibração mostrou um comportamento oscilatório, com os pontos de leitura oscilando acima e abaixo da linha do ensaio de referência; com o aumento do passo de deslocamento para 0,5 mm notou-se uma melhora expressiva nas curvas, apresentando um comportamento bem mais próximo do linear, conforme ilustrado na Figura 69. É possível supor que esse comportamento se deve ao atrito entre as peças durante a movimentação do micrômetro.

Figura 69 - Comparação de dois ensaios em passos de 0,2 e 0,5 mm nos micrômetros.



Os ensaios de deslocamento lateral direito e esquerdo e deslocamento sagital posterior apresentam um comportamento ruim de retorno ao zero. Porém, ao colocar o eixo centralizador na plataforma, os sinais elétricos retornam ao zero. A partir dessa observação conclui-se que há uma alteração da geometria devido à falta de rigidez adequada da montagem dos prolongadores dos cabeçotes micrométricos. A Figura 70 ilustra a montagem de um prolongador.

Figura 70 - Prolongador do cabeçote micrométrico.



Um fator crítico da operação da plataforma de calibração é a dificuldade de remoção do transdutor para algum tipo de reparo, como soldagem de fios ou troca de sensores danificados, pois é preciso retirar as molas horizontais, a placa primária e, ainda, suspender a placa secundária para a retirada do transdutor.

As curvas sobrepostas dos ensaios de rotação axial direita mostram uma folga generalizada em todos os sensores nos primeiros $1,5^\circ$ de rotação. Esse erro é atribuído à folga presente entre a luva e a haste quadrada. A essa folga pode ser atribuída grande parte dos erros nos ensaios que ocorrem em todos os sensores simultaneamente. A Figura 71 mostra a folga entre a luva e a haste quadrada.

Figura 71 - Folga entre luva e haste quadrada.



Outra fonte de erro na resposta individual dos sensores é o curso limitado da junta esférica que pode causar torções que são indesejadas neste sensor. Além disso, a mobilidade das juntas esféricas associada à proximidade com o anel transdutor e com a placa secundária podem causar eventuais contatos. Essa situação limita o movimento do sensor e altera a sua resposta. A Figura 72 mostra a restrição de espaço de trabalho do sensor. Na fotografia a placa secundária está suspensa (desacoplada do sensor) para facilitar a visualização na fotografia.

Figura 72 – Espaço restrito para mobilidade dos sensores.



4 CONCLUSÕES

No presente trabalho foi realizado o desenvolvimento e fabricação de um transdutor de deslocamentos capaz de ser fixado à segmentos vertebrais e efetuar medições de deslocamento relativo entre duas vértebras da coluna lombar humana em ensaios *in-vitro* nos seis graus de liberdade: três eixos de rotação e três eixos de translação.

Conceitualmente o projeto atende à expectativa de que a Plataforma de Stewart pode ser revertida para uma aplicação com os elementos extensíveis passivos. Durante a pesquisa não foi encontrada outra aplicação que use esta aproximação para a finalidade proposta neste trabalho.

Os sensores projetados e fabricados para o transdutor foram baseados em *strain-gages*, apresentaram comportamento satisfatório e sua repetitividade foi demonstrada através dos ensaios individuais realizados.

O princípio de funcionamento do transdutor é admissível para a aplicação prevista e a sua validação foi realizada. Os resultados foram parcialmente comprometidos por possíveis problemas mecânicos do calibrador, os quais podem ser superados.

Apesar dos problemas encontrados, o trabalho demonstra a possibilidade de utilizar o transdutor aqui desenvolvido para uma futura aplicação em ensaios biomecânicos de avaliação da coluna vertebral.

5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para reduzir o efeito de atrito, algumas melhorias poderiam ser feitas à máquina de calibração. Pelo fato de as superfícies da placa de apoio e da placa primária possuírem acabamento de zincagem, o atrito de contato entre as mesmas é maior que o desejado. Para evitar esse efeito, pode ser feito um tratamento superficial que reduza a rugosidade dessas superfícies. Outra sugestão para melhoria do problema citado é a alteração da forma de contato entre essas superfícies, sendo feito por esferas lubrificadas alojadas em um rebaixo em uma das placas.

Com relação às folgas da plataforma de calibração, devem ser substituídas a luva e a haste quadrada por outras fabricadas com controle dimensional mais rigoroso especialmente no ajuste entre essas peças.

Deve ser revista a forma de montagem do prolongador dos cabeçotes micrométricos, para reduzir as eventuais mudanças de geometria durante os ensaios.

Em relação ao transdutor, como opção aos sensores baseados em extensômetros, pode-se utilizar microminiaturas de LVDT, que consiste de um transdutor diferencial de relutância variável, o qual pode ser uma boa alternativa para compensar efeitos de torção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

Back pain relief. Lower back pain relief daily. Disponível em: <http://backpainreliefdaily.org/wp-content/uploads/2012/08/spinal_segment.jpg>. Acesso em: 20 fev. 2013.

Biomecânica online. Laboratorio de biomecânica do movimento e postura humama-FMUSP. Disponível em: <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulos/coluna/Image_09_400pix_DPUSA203.gif>. Acesso em: 20 out. 2010.

BOGDUK, N. **Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum**. 4th. ed. [S.l.: s.n.].

Cienbio educa. Disponível em: <<http://cienbioeduca.blogspot.com.br/2012/05/orientacion-del-cuerpo-en-el-espacio.html>>. Acesso em: 28 fev. 2013.

CUPPON, L. N.; JAHN, W. T. **Current standards for measuring spinal range of motion for impairment**. Journal of chiropractic medicine, v. 2, n. 1, p. 8-12, 2003.

DALLY, J. M.; RILEY, W. F. **Experimental stress analysis**. 3rd. ed. [S.l.] Mcgraw-Hill College, 1991. p. 672

DASGUPTA, B.; MRUTHYUNJAYA, T. S. **The Stewart platform manipulator: a review**. Mechanism and Machine Theory, v. 35, n. 1, p. 15-40, jan. 2000.

DEFINO, H. L. A.; SHIMANO, A. C. **Ensaio mecânico de um sistema de fixação pedicular com barra transversal**. Acta Ortop Bras, v. 9, n. 4, p. 14-20, 2001.

DUNN, W. C. **Fundamentals of industrial instrumentation and process control**. [S.l.] McGraw-Hill, 2005. p. 322

FIGLIOLA, R. S.; BEASLEY, D. E. **Teoria e projeto para medições mecânicas**. 4^a. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2007. p. 466

GOEL, V. K. *et al.* **Kinematics of the Whole Lumbar Spine**. Spine, v. 10, n. 6, p. 543-554, jul. 1985.

GOODVIN, C. *et al.* **Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice**. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 44, n. 12, p. 1061-1075, 11 nov. 2006.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical Basis of Human Movement**. 3rd. ed. [S.l.] North American Edition, 2008. p. 491

HERP, G. V *et al.* **Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years**. Rheumatology (Oxford, England), v. 39, n. 12, p. 1337-40, dez. 2000.

HINDLE, R. J. *et al.* Three-dimensional kinematics of the human back. **Clinical Biomechanics**, v. 5, n. 4, p. 218-228, 1990.

HUIJBREGTS, P. **Clinical Perspective Lumbar spine coupled motions: A literature review with clinical implications**. Orthopaedic Division Review, n. October, p. 1-5, 2004.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular. Volume III**. 5^a. ed. [S.l.] Editorial Médica Panamericana, 2000.

KU, D. M. **Direct displacement analysis of a Stewart platform mechanism**. Mechanism and Machine Theory, v. 34, n. 3, p. 453-465, abr. 1999.

KURTZ, S. M.; EDIDIN, A. A. **Spine handbook technology**. Philadelphia: Academic Press, 2006. p. 553

LEDET, E. H. *et al.* **Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine**. Spine, v. 5, p. 85-94, 2005.

LEE, R. Y. W.; LAPRADE, J.; FUNG, E. H. K. **A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion.** Medical Engineering & Physics, v. 25, n. 10, p. 817-824, dez. 2003.

LIM, T. H. *et al.* **A noninvasive, three-dimensional spinal motion analysis method.** Spine, v. 22, n. 17, p. 1996-2000, 1 set. 1997.

LUND, T. *et al.* **Three-Dimensional Motion Patterns During Active Bending in Patients with Chronic Low Back Pain.** Spine, v. 27, n. 17, p. 1865-1874, 2002.

MOW, V. C.; HUISKES, R. **Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology.** 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. p. 720

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System.** 2. ed. [S.l.] Mosby Elsevier, 2009. p. 752

OCHIA, R. S. *et al.* **Three-dimensional in vivo measurement of lumbar spine segmental motion.** Spine, v. 31, n. 18, p. 2073-8, 15 ago. 2006.

ORTHOGATE. Anterior lumbar fusion with cages. Disponível em: <<http://www.orthogate.org/patient-education/lumbar-spine/anterior-lumbar-fusion-with-cages.html>>.

PALLÀS-ARENAY, R.; WEBSTER, J. G. **Sensor and Signal Conditioning.** [S.l.] Wiley Interscience Publication, 2001. p. 587

PANJABI, M. . M. **The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement.** Journal of spinal disorders and techniques, v. 5, n. 4, p. 383-9; discussion 397, dez. 1992.

PANJABI, M. M. **Clinical spinal instability and low back pain.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 13, n. 4, p. 371-379, ago. 2003.

PEACH, J. P.; SUTARNO, C. G.; MCGILL, S. M. **Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine: a database.** Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 79, n. 6, p. 663-9, jun. 1998.

PEARCY, M. Measurement of back and spinal mobility. Clinical Biomechanics, v. 1, n. 1, p. 44-51, fev. 1986.

PEARCY, M. J. Stereo radiography of lumbar spine motion. Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum, v. 212, n. 21, p. 1-45, jan. 1985.

PEARCY, M. J. et al. Measurement of human back movements in three dimensions by opto-electronic devices. Clinical Biomechanics, v. 2, n. 4, p. 199-204, nov. 1987.

PEARCY, M. J.; HINDLE, R. J. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. Clinical Biomechanics, v. 4, n. 2, p. 73-79, maio. 1989.

ROSA, E.; ROESLER, C. R. M. CURSO EXTENSOMETRIA, Publicação interna do GRANTE. [S.l: s.n.].

SCHMIDT, F.; ABREU, E. Conhecendo sua coluna. Porto Alegre: Editora Conceito, 2004. p. 138

SCHULTZ, A. et al. Loads on the lumbar spine . Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals on the Lumbar. The journal of bone and joint surgery, v. 64A, n. 5, p. 713-720, 1982.

SHIN, D.; LEE, K.; KIM, D. Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method. Computer-Aided Design, v. 39, n. 7, p. 559-567, jul. 2007.

STEWART, T.; HALL, R. (iv) Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. Current Orthopaedics, v. 20, n. 1, p. 23-31, fev. 2006.

Teach pe. Physical education and coaching information site. Disponível em: <<http://www.teachpe.com/images/anatomy/spine.jpg>>. Acesso em: 31 jan. 2013.

TENCER, A. F.; JOHNSON, K. D. Biomechanics in orthopedic trauma. Bone fracture and fixation. London: Martin Dunitz, 1994. p. 311

TROKE, M. *et al.* **A normative database of lumbar spine ranges of motion.** Manual therapy, v. 10, n. 3, p. 198-206, ago. 2005.

VACCARO, A. R. **Fractures of the cervical, thoracic and lumbar spine.** 1st. ed. Philadelphia: Marcel Dekker Inc., 2002. p. 770

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine.** 2nd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1990. p. 722

WILKE, H. J.; WENGER, K.; CLAES, L. **Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants.** European spine journal, v. 7, n. 2, p. 148-54, jan. 1998.

Winchester Hospital Chiropractic. Disponível em: <http://www.winchesterhospitalchiro.com/images/lumbar_degeneration_intro01.jpg>. Acesso em: 19 nov. 2011.

WISLEDER, D. *et al.* **Lumbar spine mechanical response to axial compression load in vivo.** Spine, v. 26, n. 18, p. E403-9, 15 set. 2001.

WOLF, A. *et al.* **Morphometric study of the human lumbar spine for operation-workspace specifications.** Spine, v. 26, n. 22, p. 2472-7, nov. 2001.

ZATSIORSKY, V. **Kinematics of the human motion.** Pennsylvania: Human Kinetics, 1998. p. 418

APÊNDICE A - CURVAS DE CALIBRAÇÃO INDIVIDUAL DOS SENSORES

Figura 73 - Calibração individual do sensor s1.

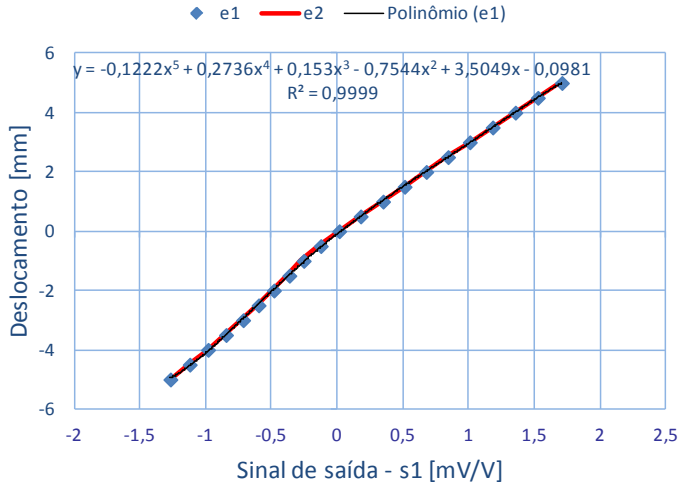


Figura 74 - Ensaio dois do sensor s1. Avaliação da histerese do sensor.

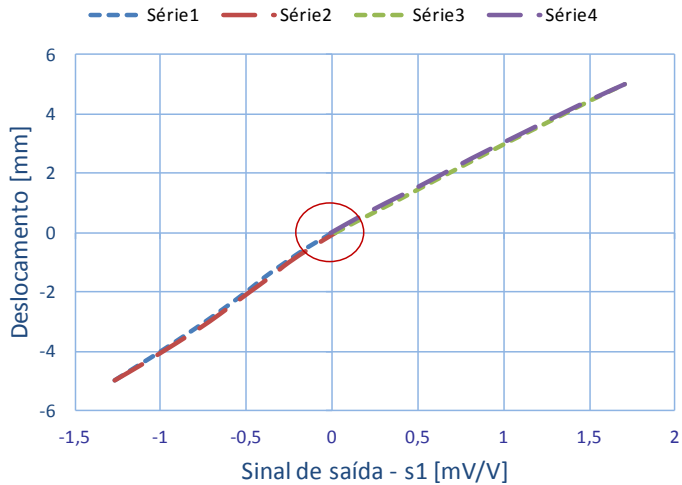


Figura 75 - Detalhe da região central da curva anterior - s1.

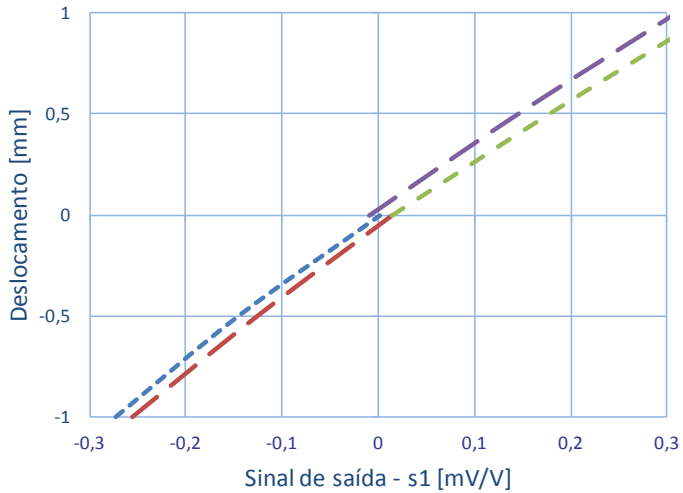


Figura 76 - Calibração individual do sensor s2.

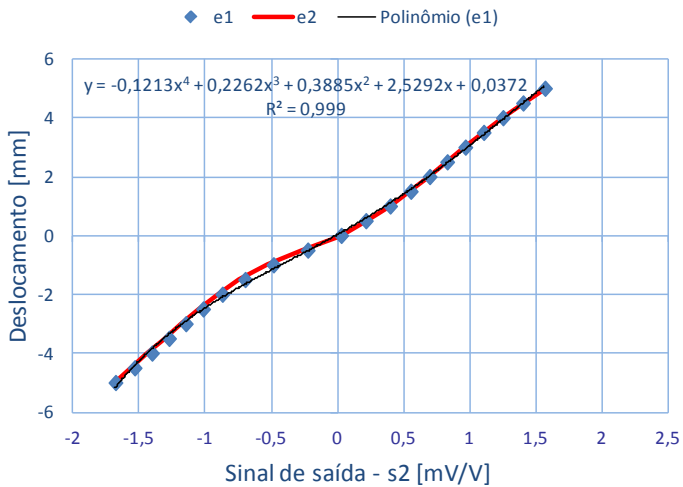


Figura 77 - Ensaio dois do sensor s2. Avaliação da histerese do sensor.

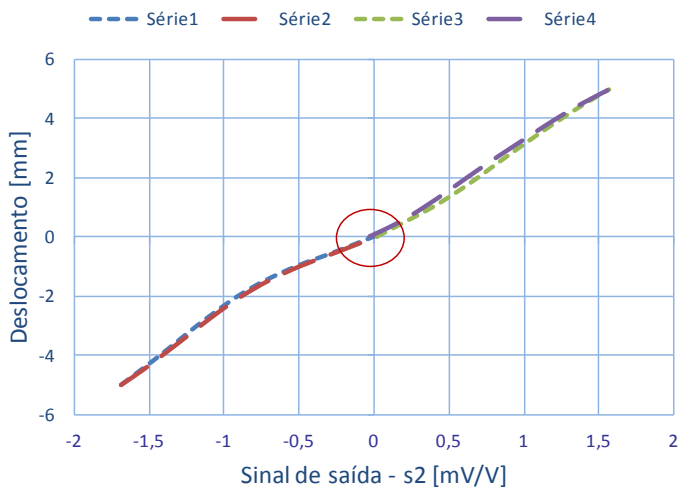


Figura 78 - Detalhe da região central da curva anterior - s2.

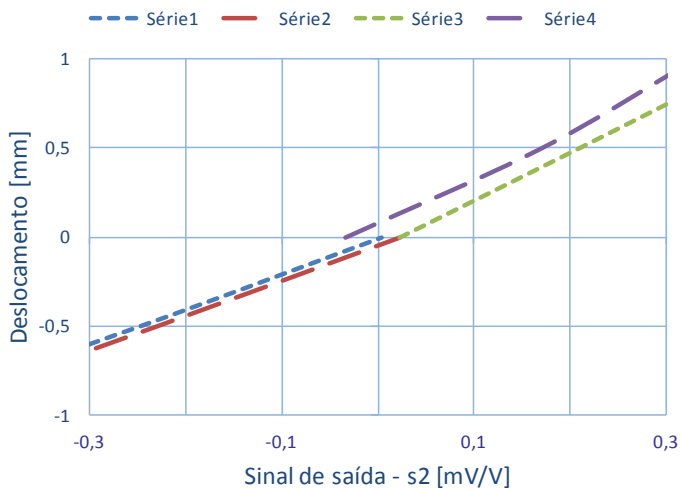


Figura 79 - Calibração individual do sensor s3.

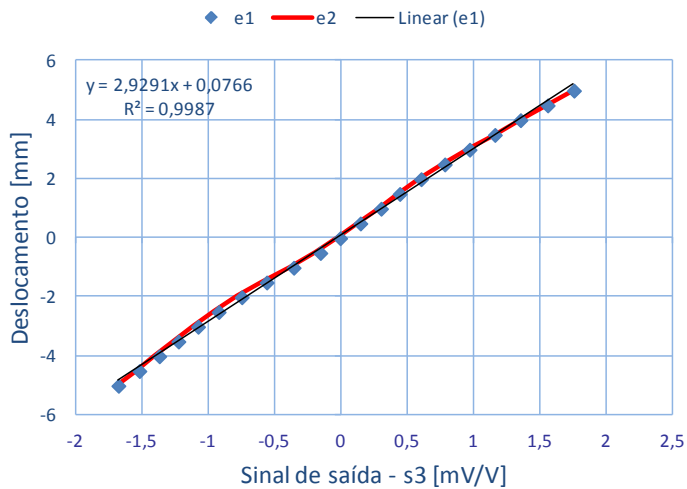


Figura 80 - Ensaio dois do sensor s3. Avaliação da histerese do sensor.

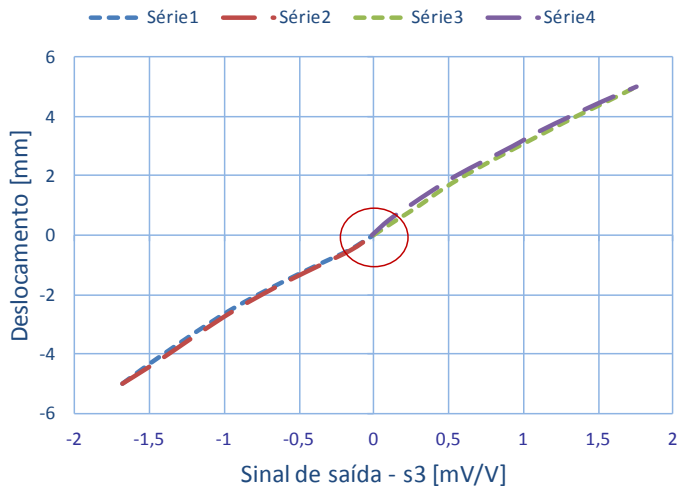


Figura 81 - Detalhe da região central da curva anterior - s3.

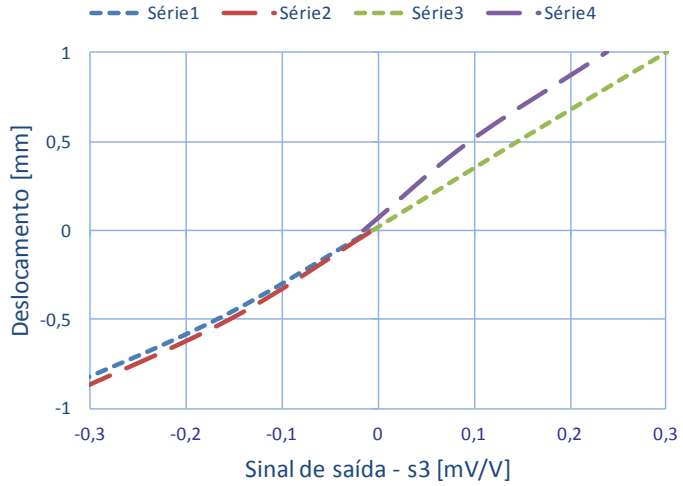


Figura 82 - Calibração individual do sensor s4.

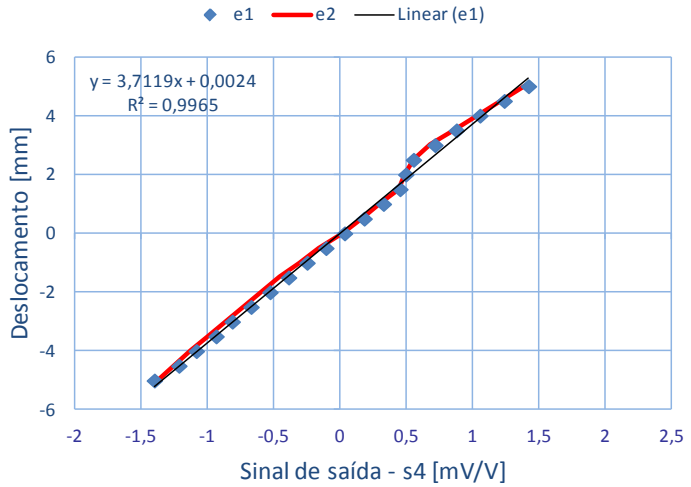


Figura 83 - Ensaio dois do sensor s4. Avaliação da histerese do sensor.

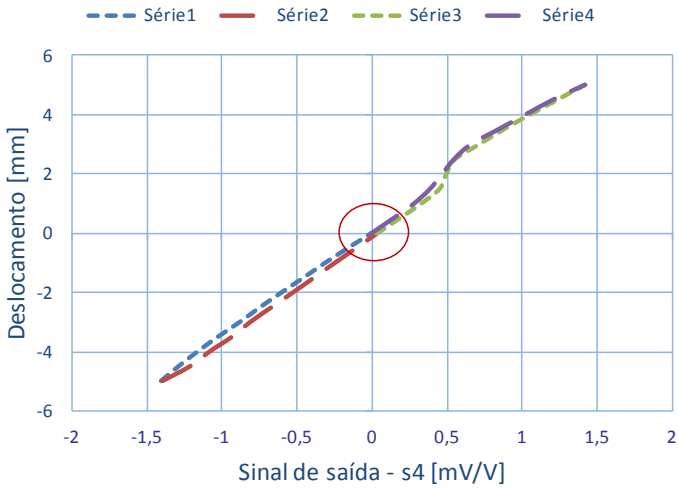


Figura 84 - Detalhe da região central da curva anterior - s4.

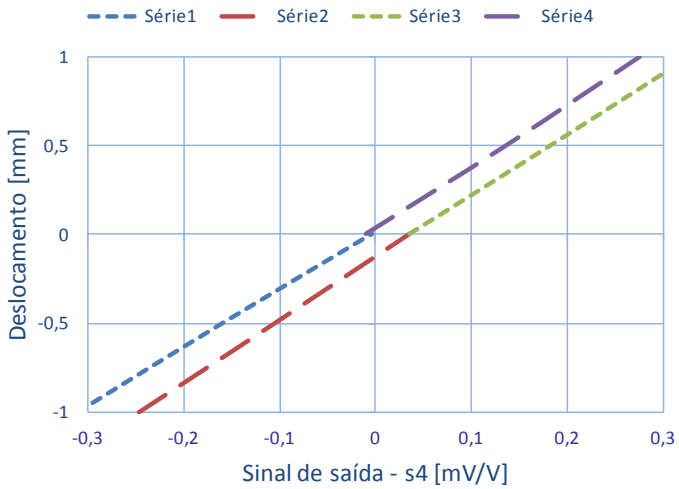


Figura 85 - Calibração individual do sensor s6.

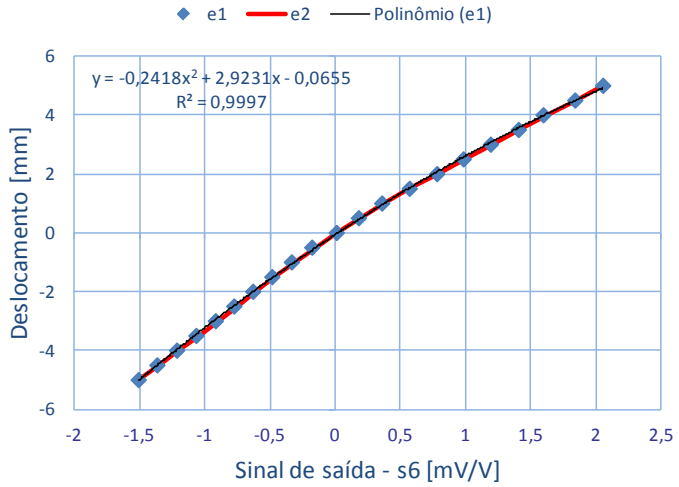


Figura 86 - Ensaio dois do sensor s6. Avaliação da histerese do sensor.

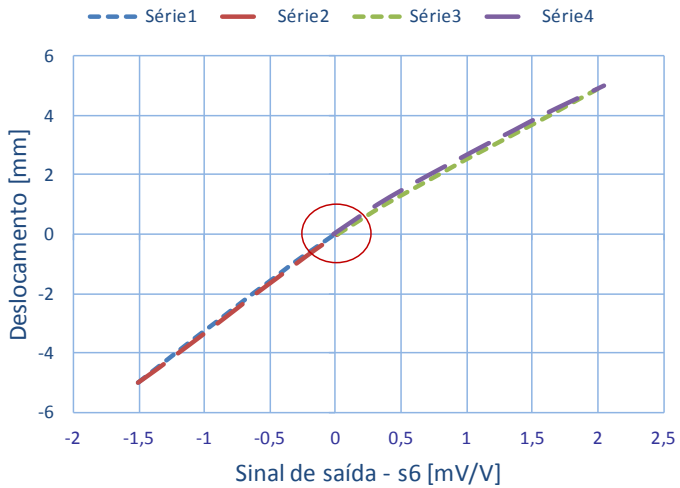


Figura 87 - Detalhe da região central da curva anterior - s6.

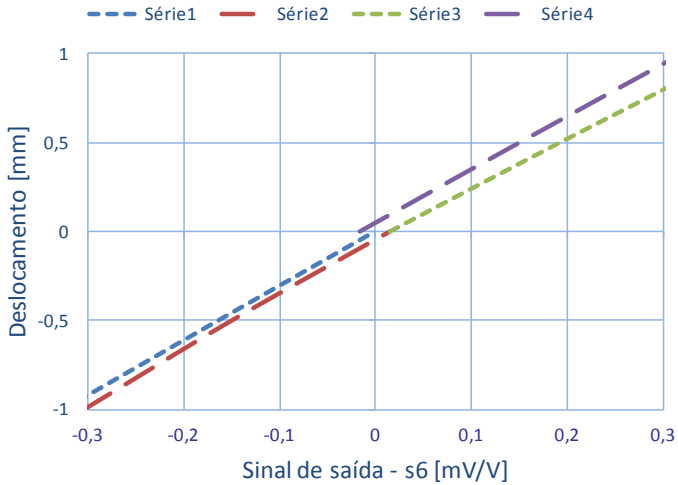


Figura 88 - Calibração individual do sensor s2'.

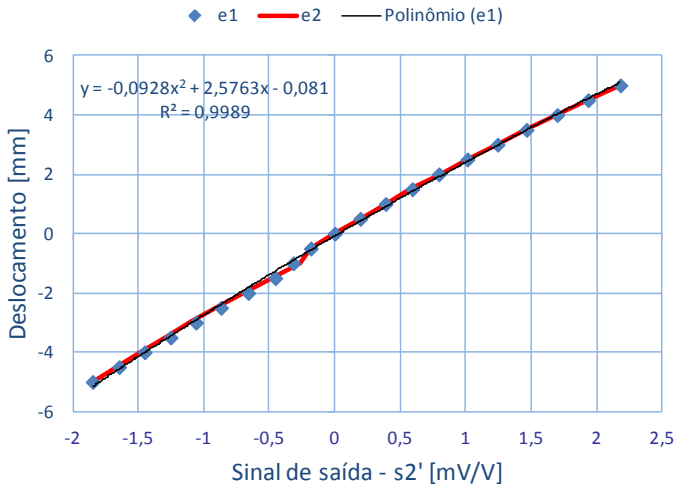


Figura 89 - Ensaio dois do sensor s2'. Avaliação da histerese do sensor.

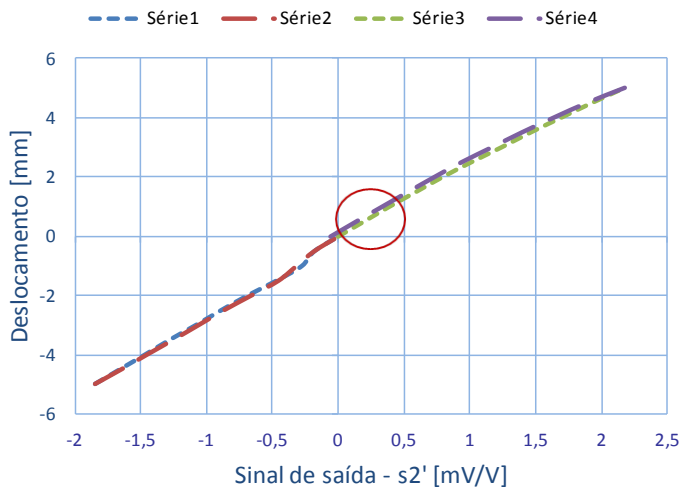


Figura 90 - Detalhe da região central da curva anterior - s2'.

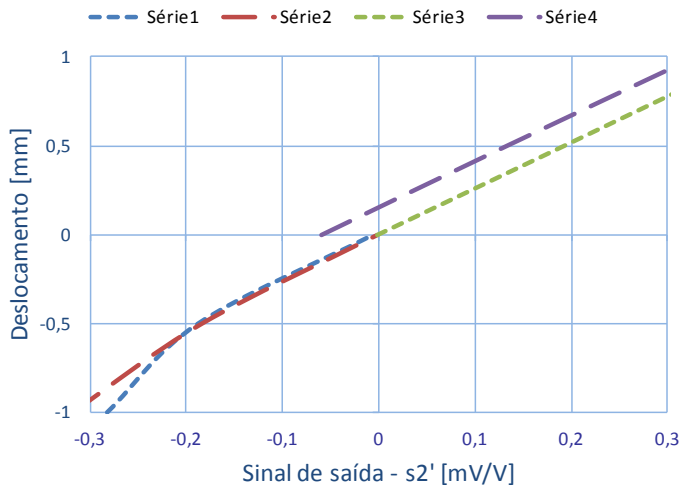


Figura 91 - Calibração individual do sensor s3'.

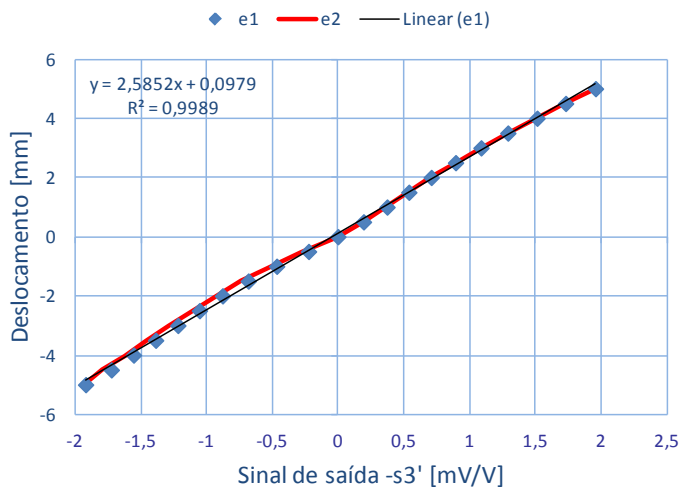


Figura 92 - Ensaio dois do sensor s3'. Avaliação da histerese do sensor.

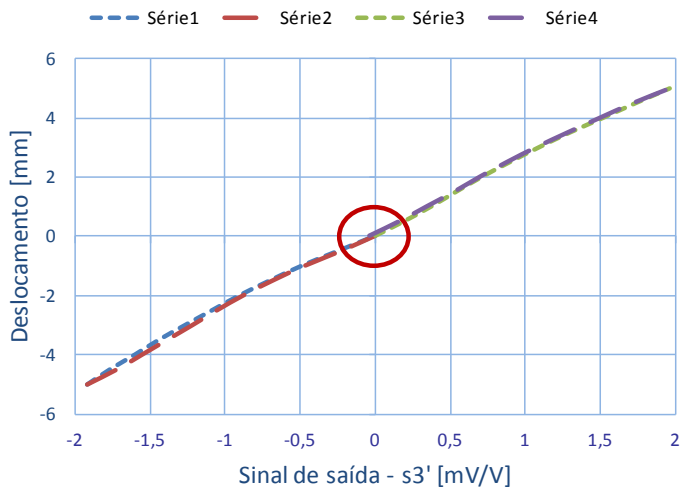


Figura 93 - Detalhe da região central da curva anterior - s3'.

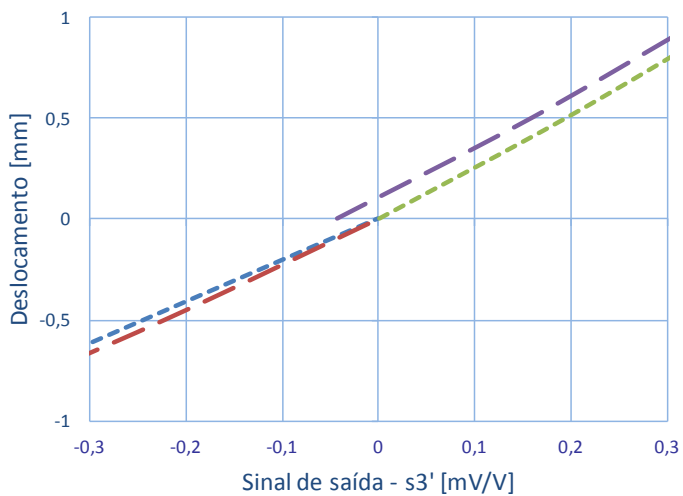


Figura 94 - Calibração individual do sensor s6'.

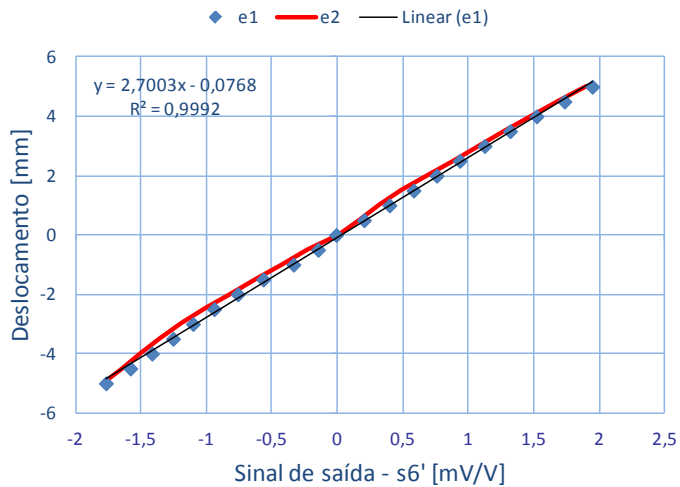


Figura 95 - Ensaio dois do sensor s6'. Avaliação da histerese do sensor.

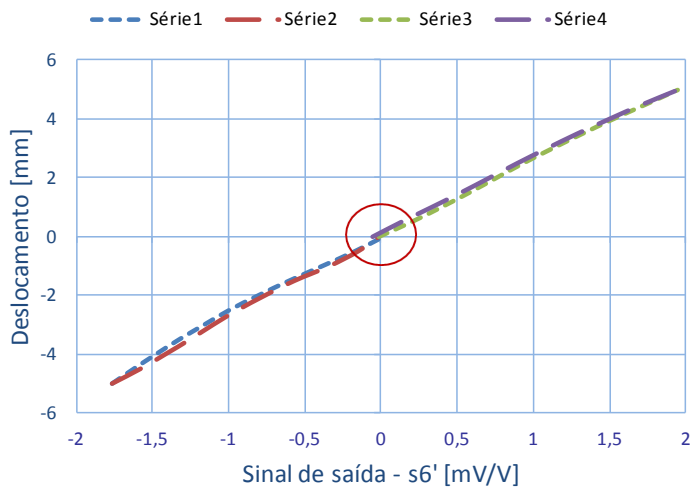
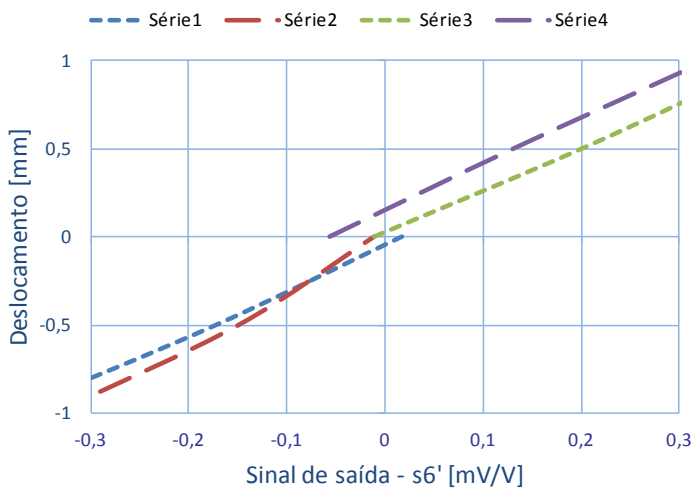


Figura 96 - Detalhe da região central da curva anterior - s6'.



APÊNDICE B - CURVAS DOS ENSAIOS

Figura 97 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial negativo - ensaio *b*.

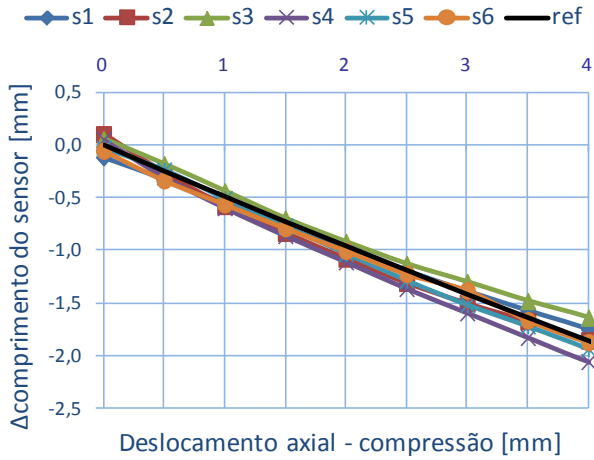


Figura 98 - Resposta do transdutor à retirada ao deslocamento axial negativo - ensaio *b*.

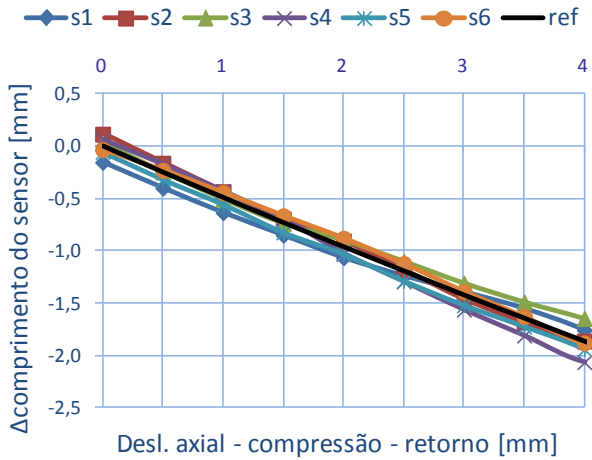


Figura 99 - Resposta do transdutor ao deslocamento axial positivo - ensaio *b*.

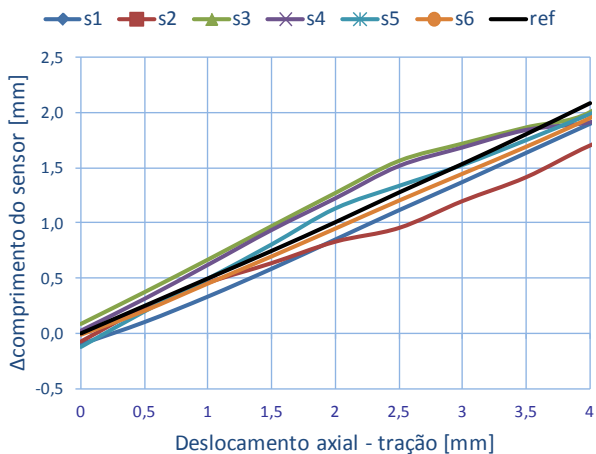


Figura 100 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento axial positivo - ensaio *b*.

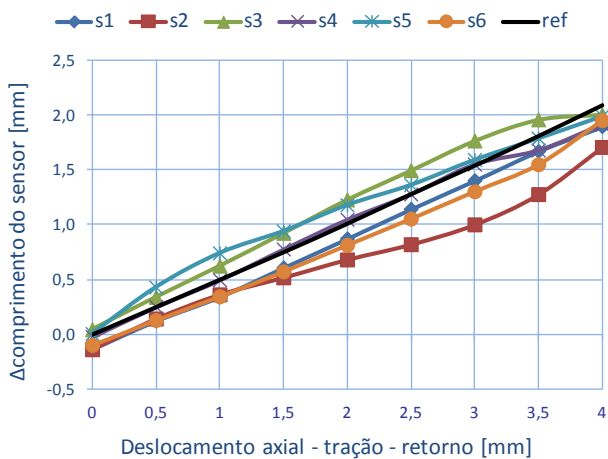


Figura 101 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral direito - ensaio *b*.

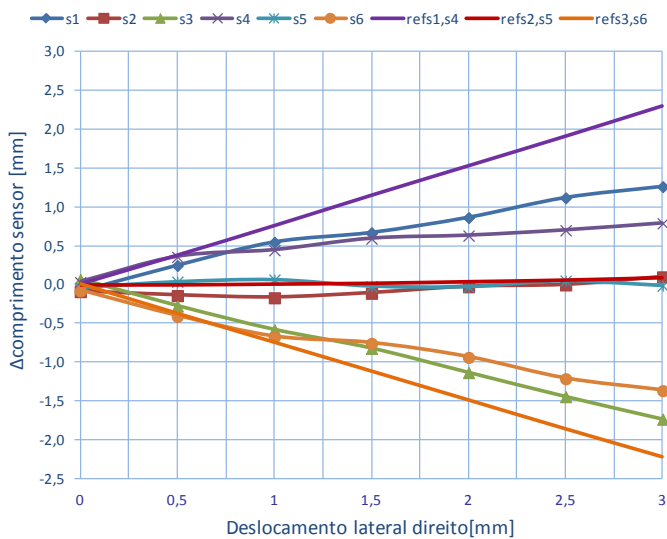


Figura 102 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral direito - ensaio *b*.

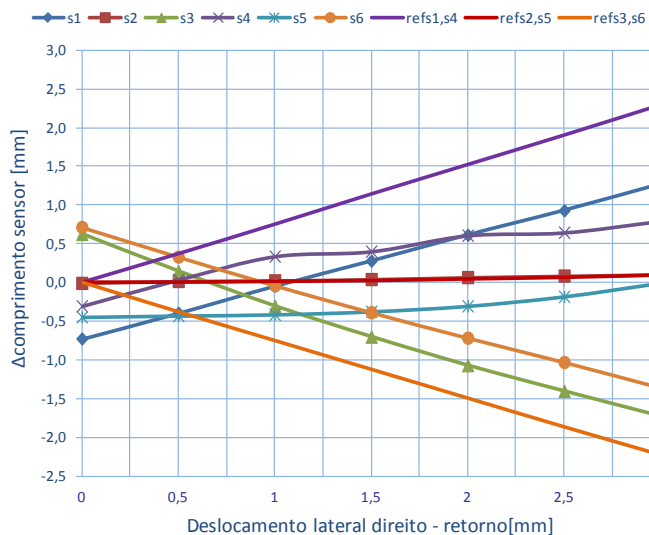


Figura 103 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento lateral esquerdo - ensaio *b*.

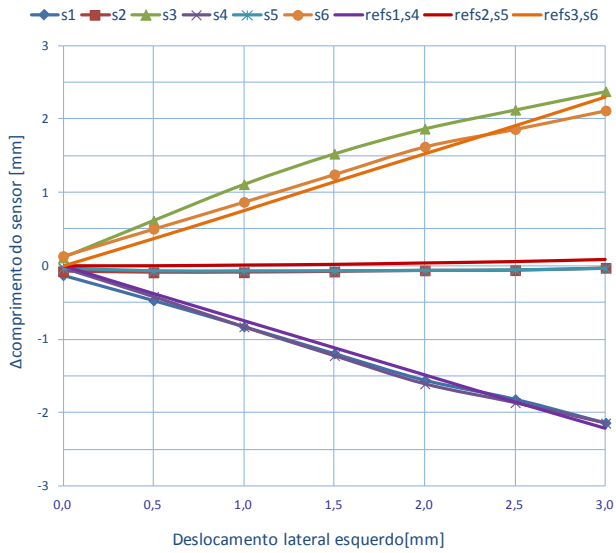


Figura 104 - Resposta do transdutor ao deslocamento lateral esquerdo - ensaio *b*.

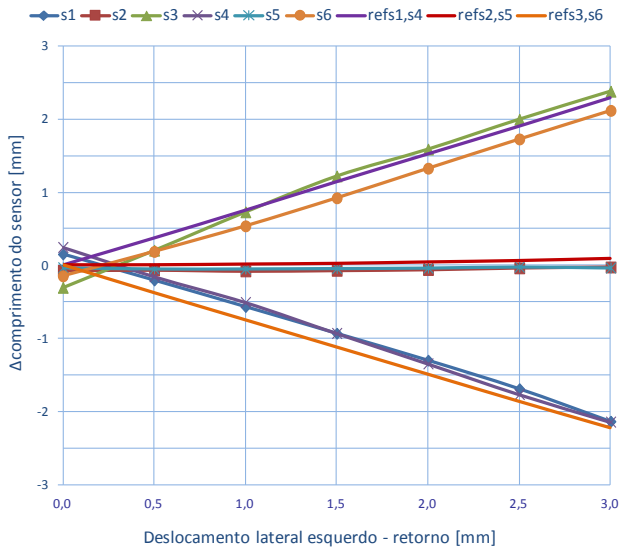


Figura 105 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital anterior - ensaio *b*

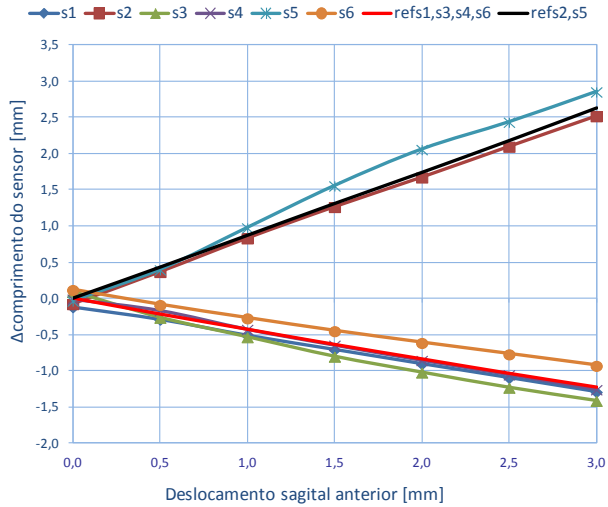


Figura 106 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital anterior - ensaio *b*.

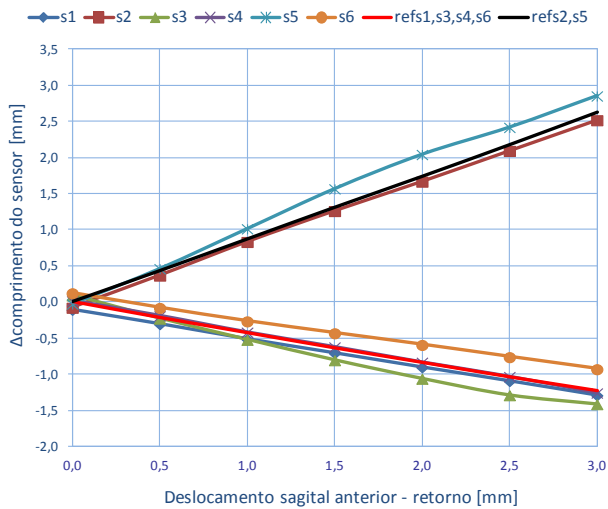


Figura 107 - Resposta do transdutor ao deslocamento sagital posterior - ensaio *b*.

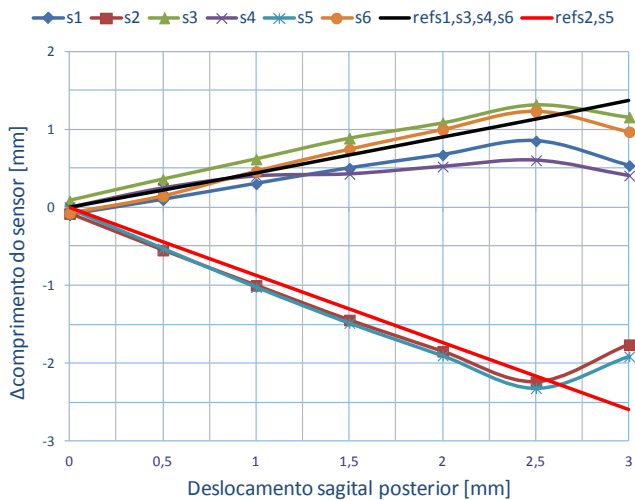


Figura 108 - Resposta do transdutor à retirada do deslocamento sagital posterior - ensaio *b*.

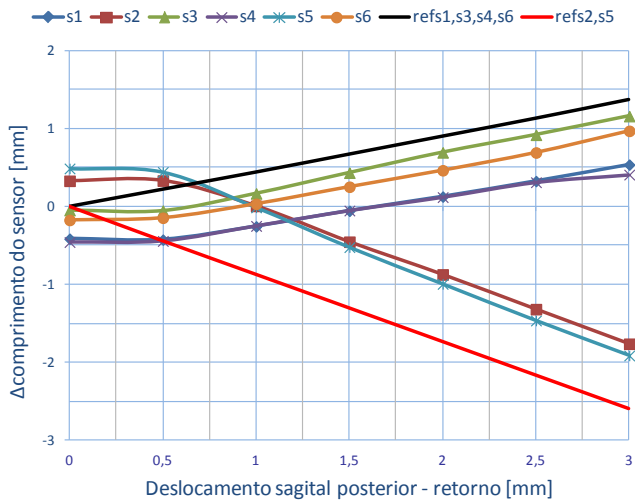


Figura 109 - Resposta do transdutor à flexão lateral direita - ensaio *b*.

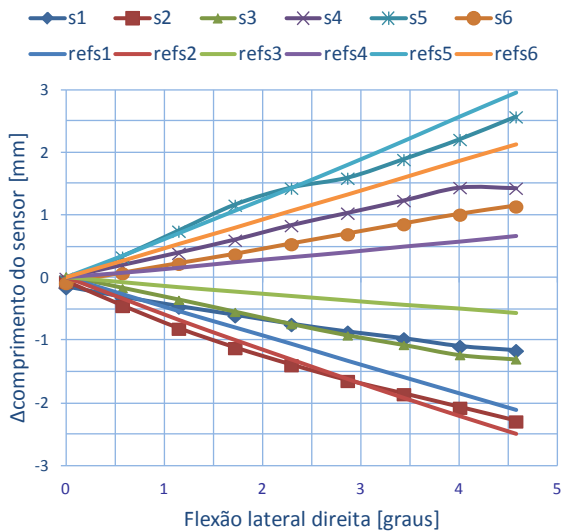


Figura 110 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral direita - ensaio *b*.

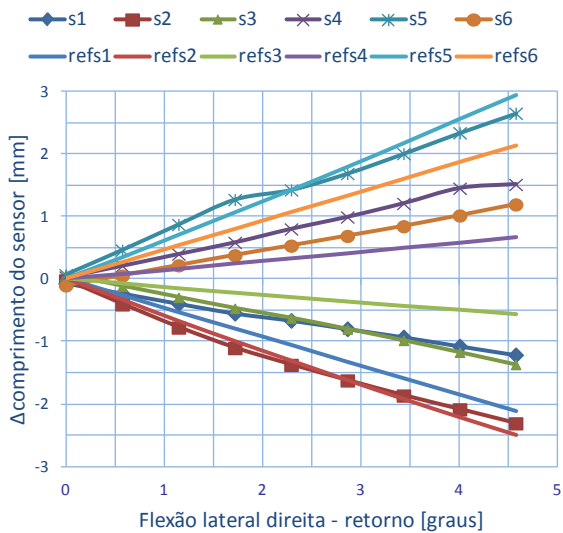


Figura 111 - Resposta do transdutor à flexão lateral esquerda - ensaio *b*.

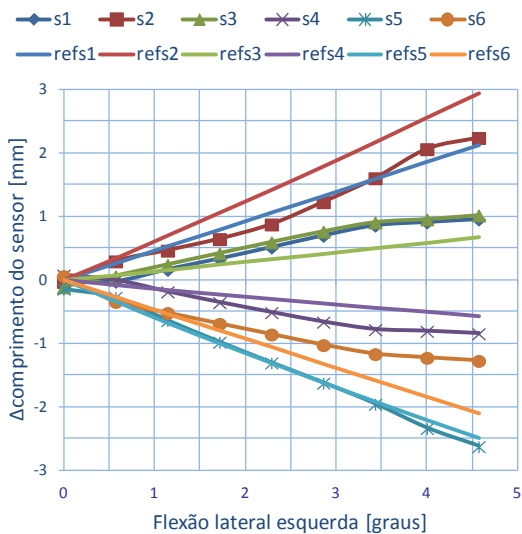


Figura 112 - Resposta do transdutor à retirada da flexão lateral esquerda - ensaio *b*.

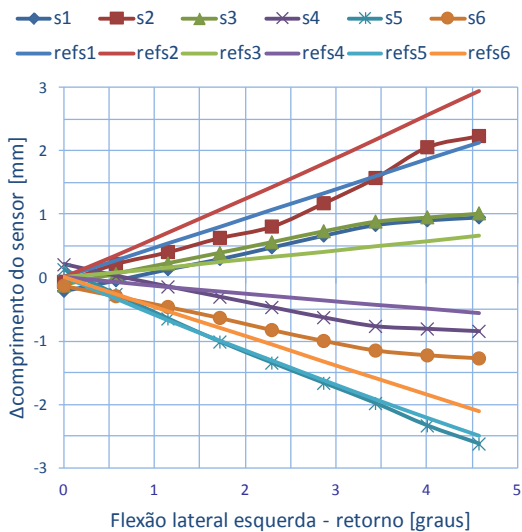


Figura 113 - Resposta do transdutor à rotação axial direita - ensaio *b*.

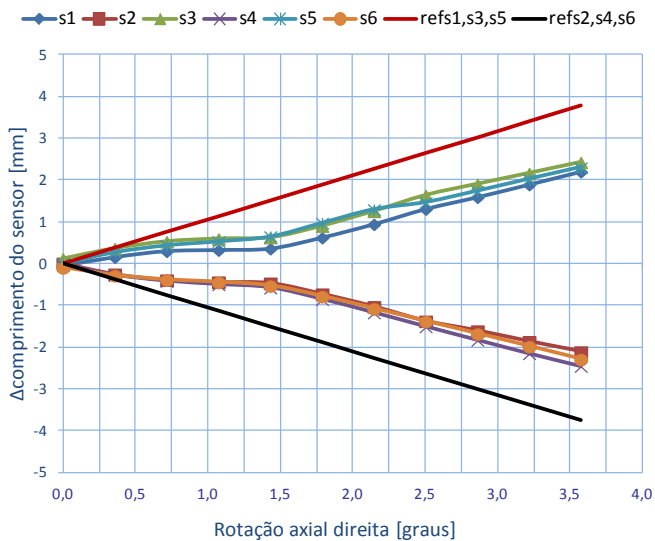


Figura 114 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial direita - ensaio *b*.

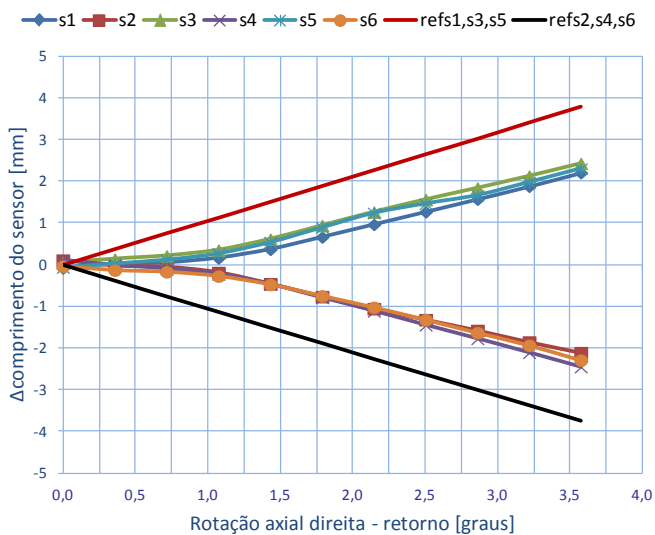


Figura 115 - Resposta do transdutor à rotação axial esquerda - ensaio *b*.

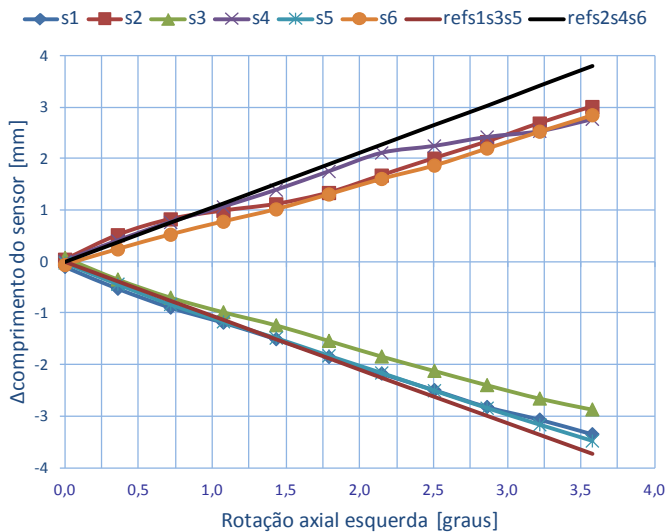


Figura 116 - Resposta do transdutor à retirada da rotação axial esquerda - ensaio *b*.

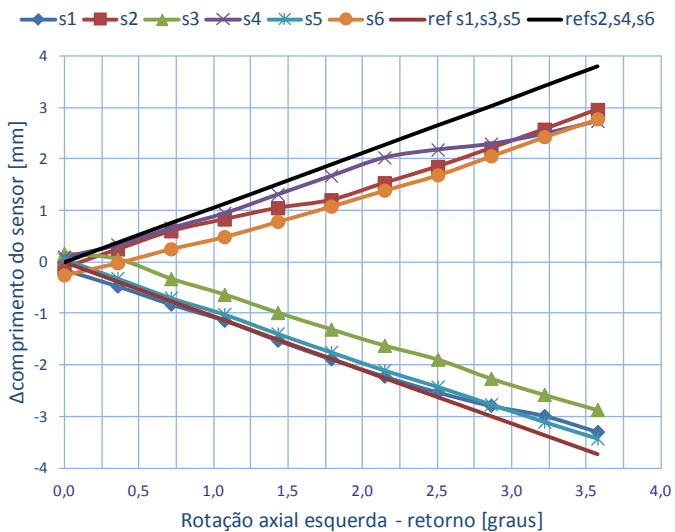


Figura 117 - Resposta do transdutor à flexão - ensaio *b*.

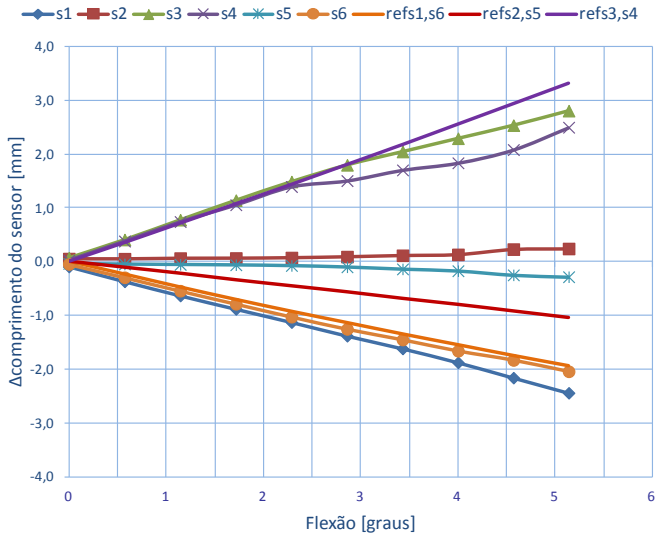


Figura 118 - Resposta do transdutor à retirada da flexão - ensaio *b*.

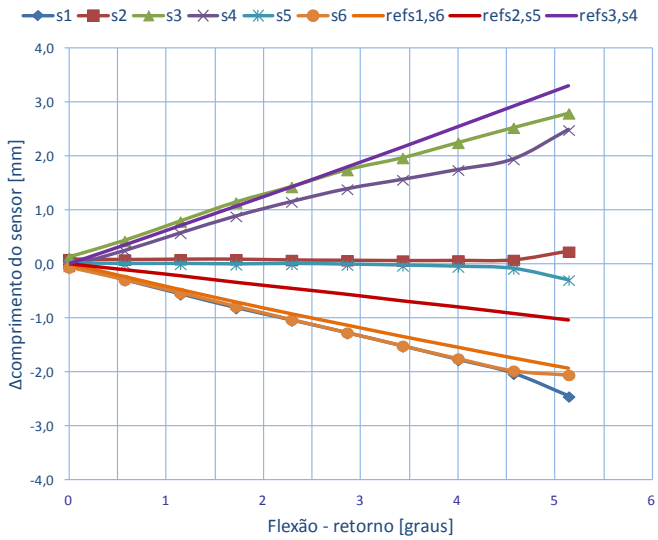


Figura 119 - Resposta do transdutor à extensão - ensaio *b*.

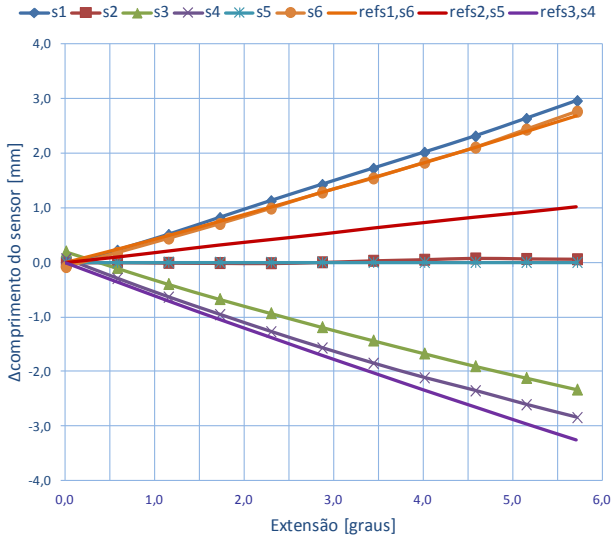
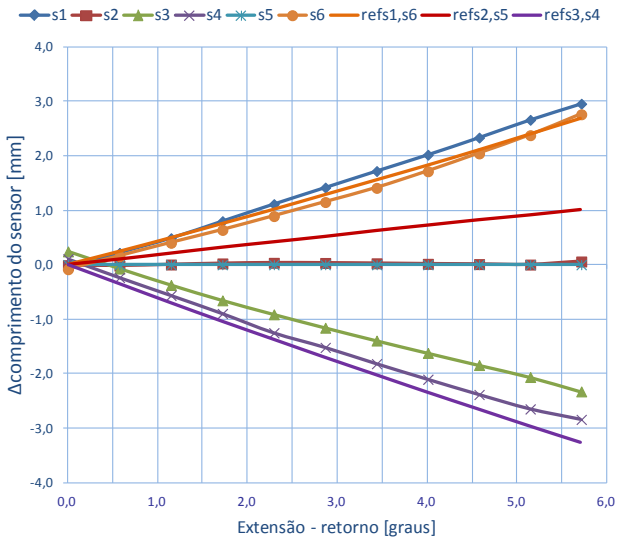
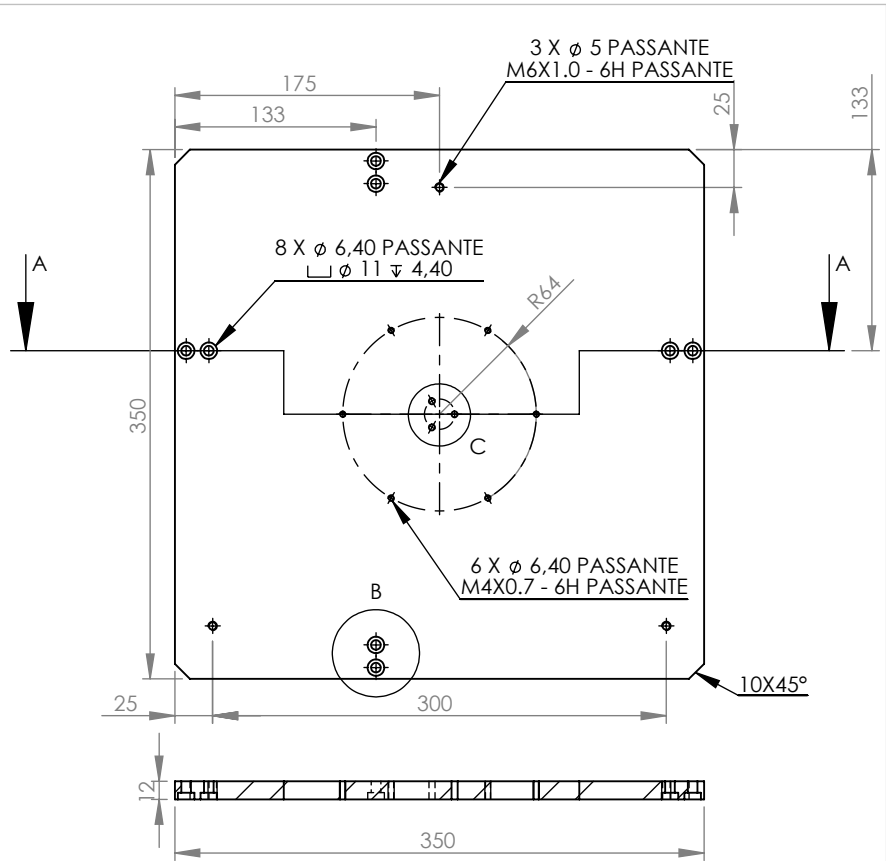


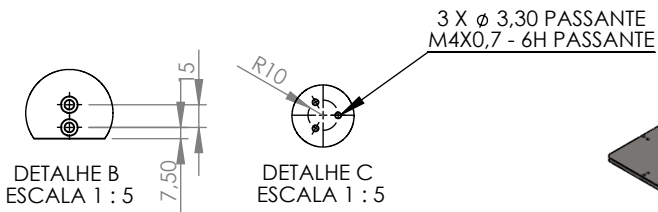
Figura 120 - Resposta do transdutor à retirada da extensão - ensaio *b*.



APÊNDICE C - DESENHOS MECÂNICOS DA PLATAFORMA DE CALIBRAÇÃO



SEÇÃO A-A
ESCALA 1 : 5



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA:
Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO:
Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 5

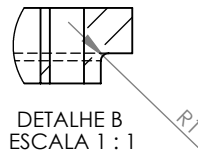
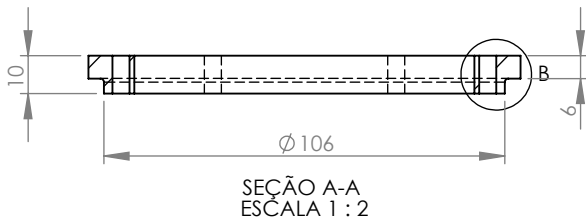
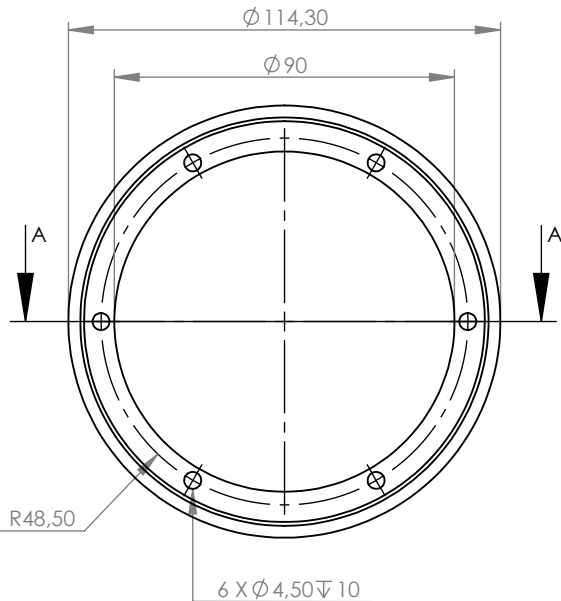
PROJETO:
Sistema de calibração de anéis sensores
COMPONENTE: Base Principal

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1

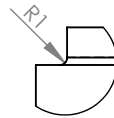
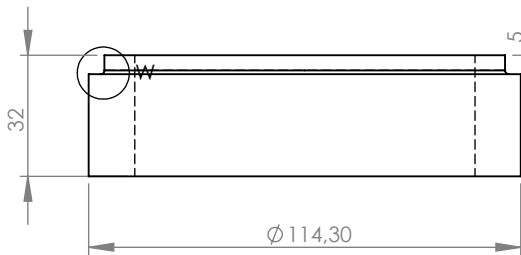


LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

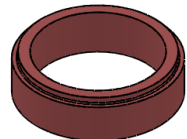
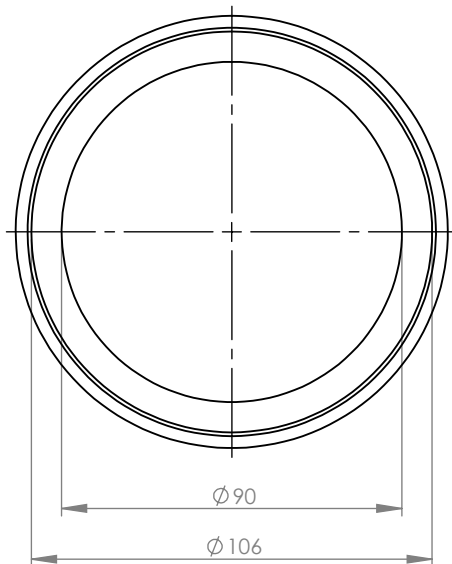
DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa
 DATA:
 Q.A. Escala: 1 : 2

PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
 COMPONENTE: Anel Centralizador
 MATERIAL: Aço ABNT 1020
 ACABAMENTO: Zincado
 DIMENSÕES: milímetros

Folha 1 de 1



DETALHE W
ESCALA 1 : 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 2

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

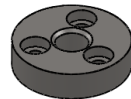
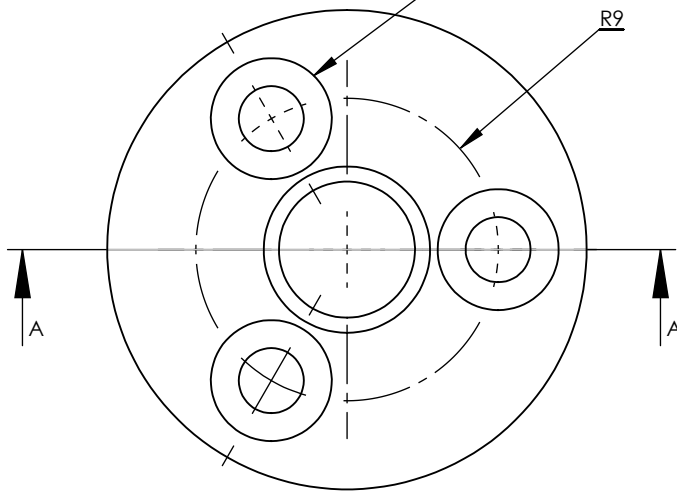
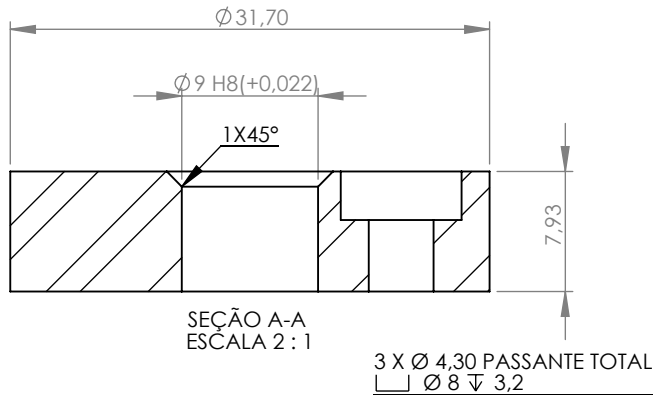
COMPONENTE: Anel Centralizador Inferior

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
 Laboratório de
 Engenharia
 BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2 : 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

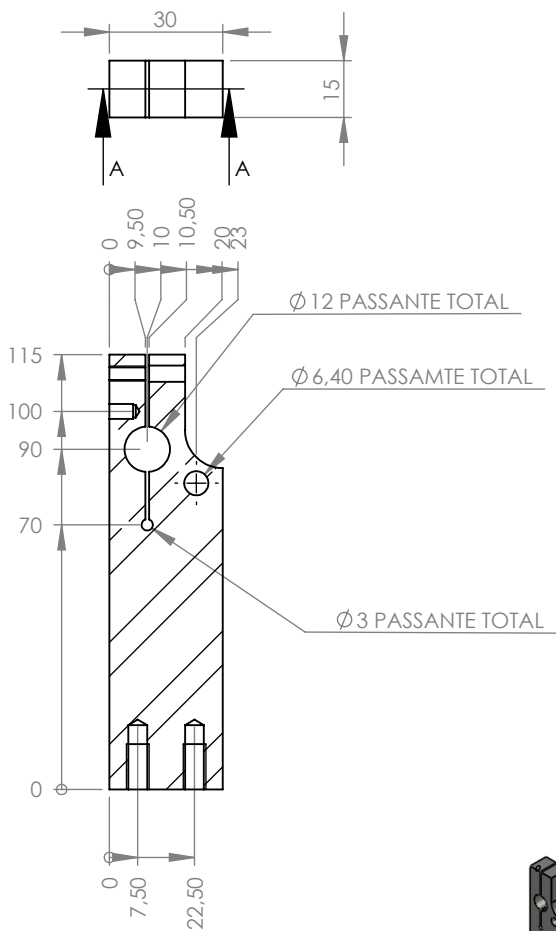
COMPONENTE: Centralizador Eixo

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1

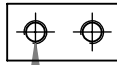


SEÇÃO A-A



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki		PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores	
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa		COMPONENTE: Coluna	
DATA:		MATERIAL Aço ABNT 1020	
Q.A.		ACABAMENTO Zincado	
Escala: 1 : 2		DIMENSÕES milímetros	
		Folha 1 de 2	

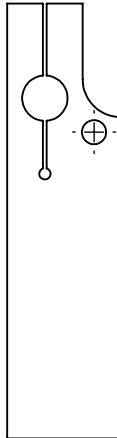


2 x $\varnothing 5 \nabla 17$
M6 X 1,0 - 6H $\nabla 12$

$\varnothing 3,30$ PASSANTE
M4 X 0,7 - 6H PASSANTE

$\varnothing 3,30 \nabla 7$
M4 X 0,7 - 6H $\nabla 6,30$

$\varnothing 4,30$ PASSANTE



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 2

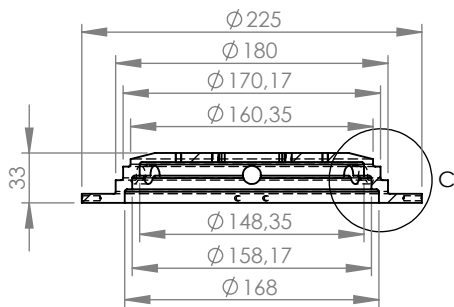
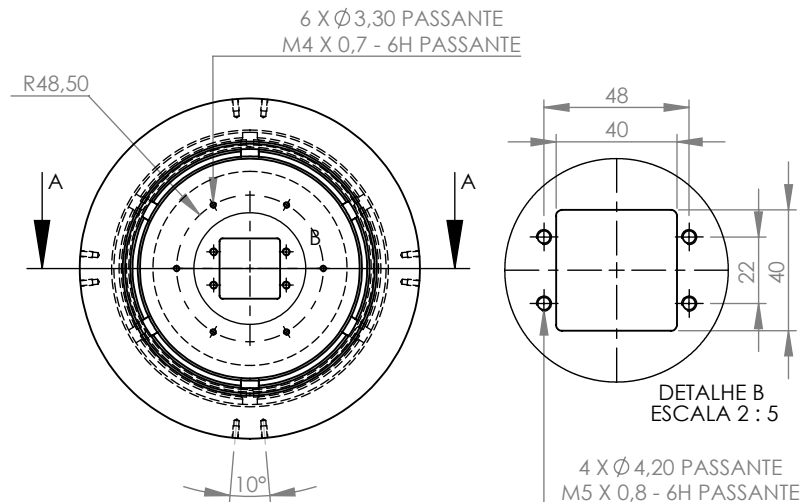
PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
COMPONENTE: Coluna

MATERIAL Aço ABNT 1020

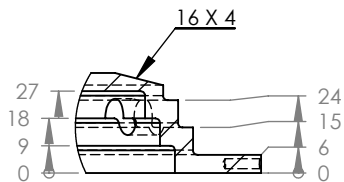
ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

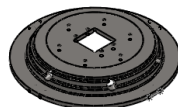
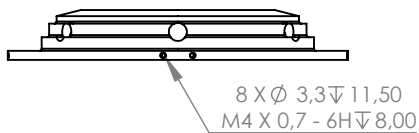
Folha 2 de 2



SEÇÃO A-A
ESCALA 1 : 5



DETALHE C
ESCALA 2 : 5



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 5

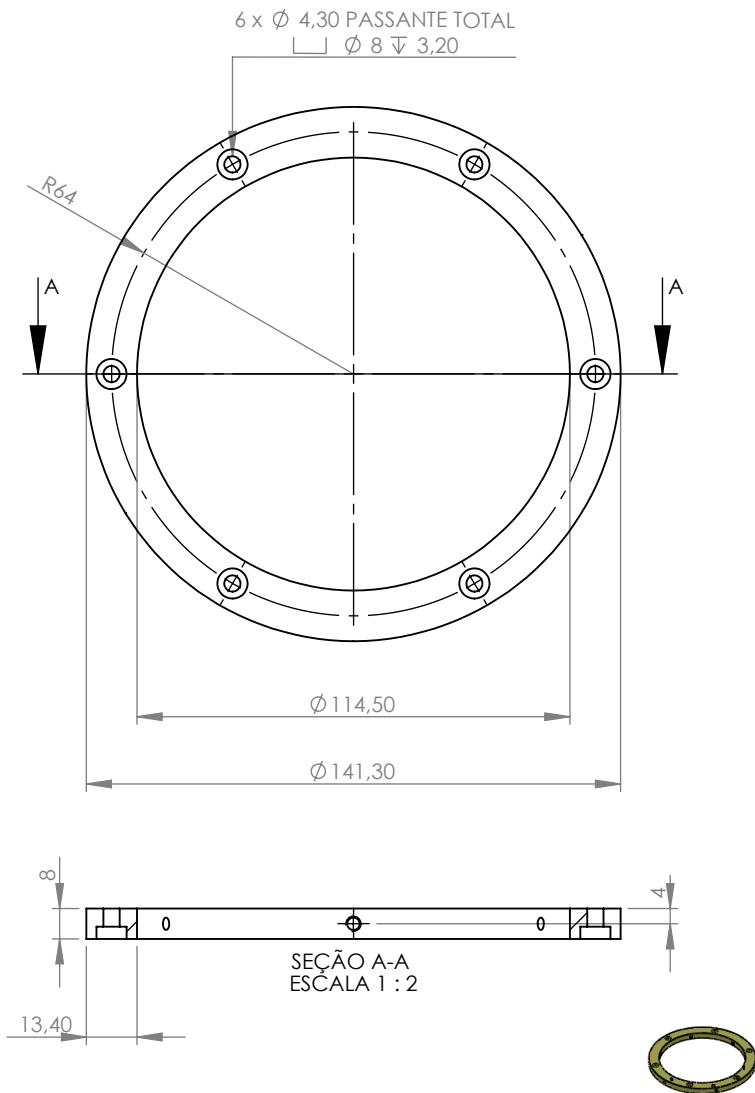
PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
COMPONENTE: Placa Secundária

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki

ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 2

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

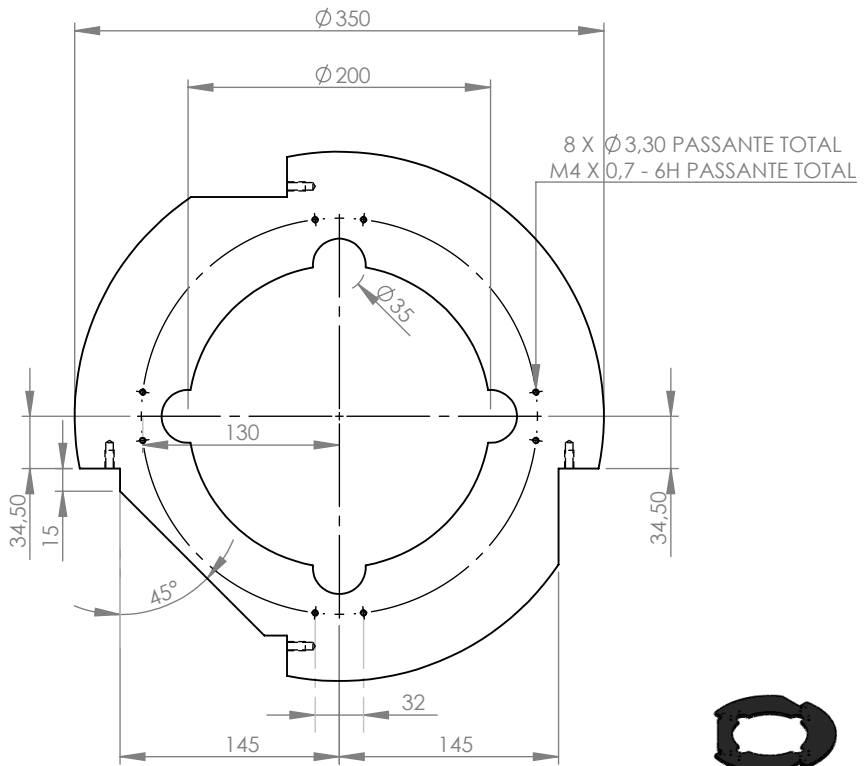
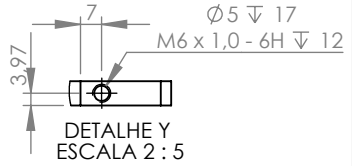
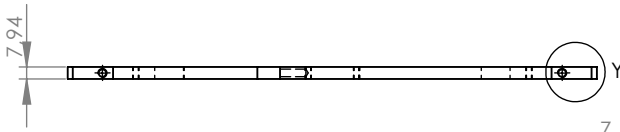
COMPONENTE: Anel Base

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki

ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 5

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

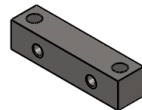
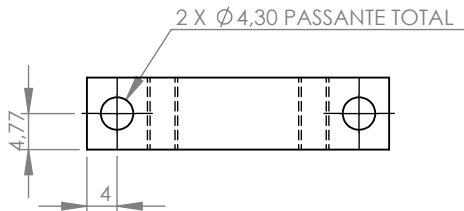
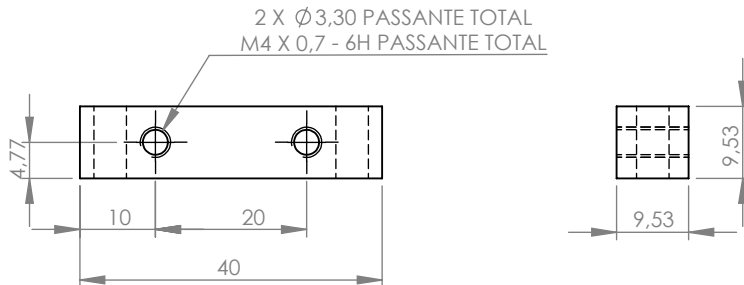
COMPONENTE: Apoio

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1

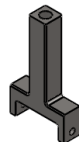
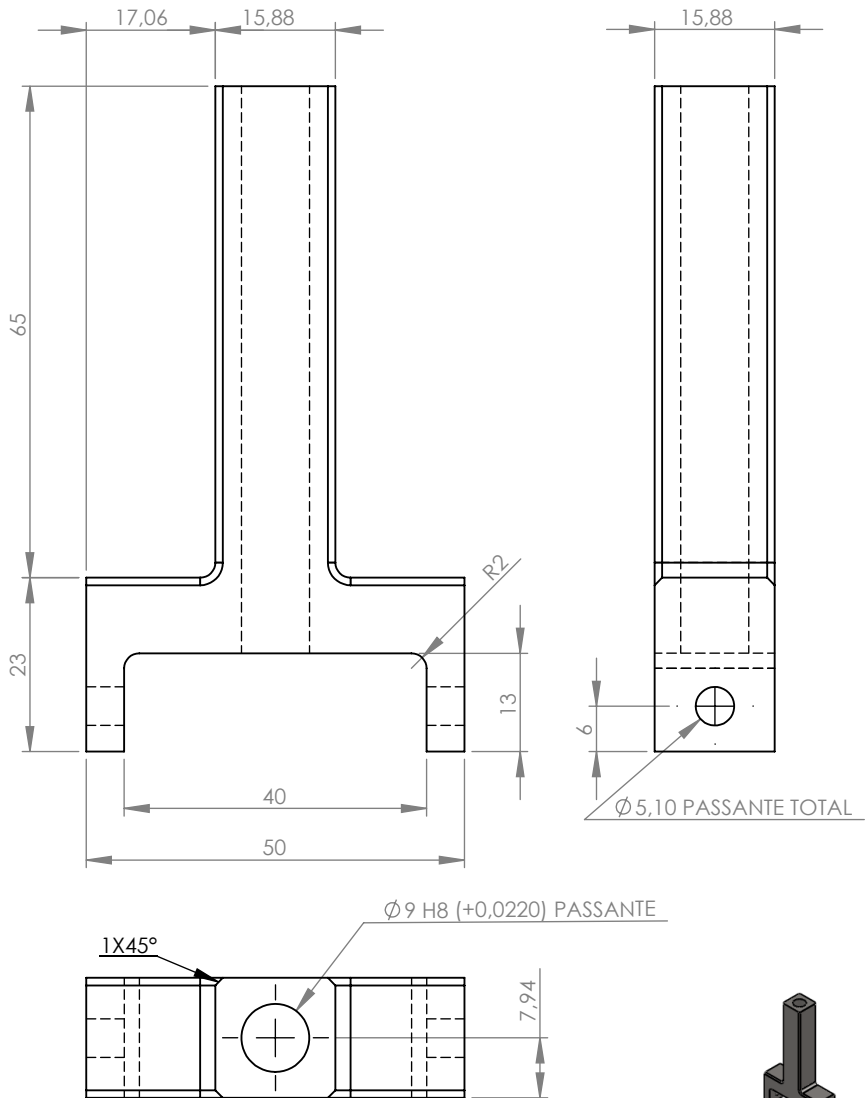


LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa
DATA:
Q.A. Escala: 1 : 1

PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
COMPONENTE: Fixação Mola Vertical
MATERIAL Aço ABNT 1020
ACABAMENTO Zincado
DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki

ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

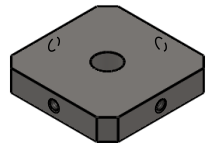
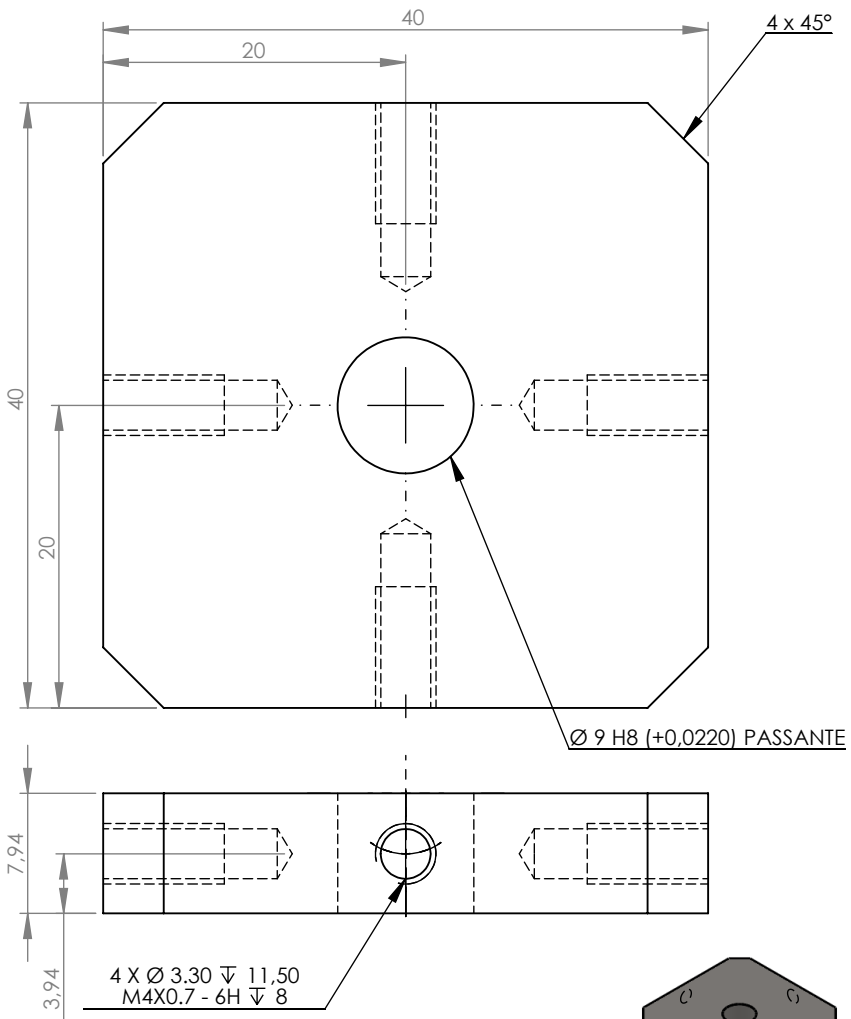
COMPONENTE: Haste Quadrada

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2 : 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

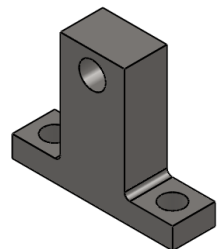
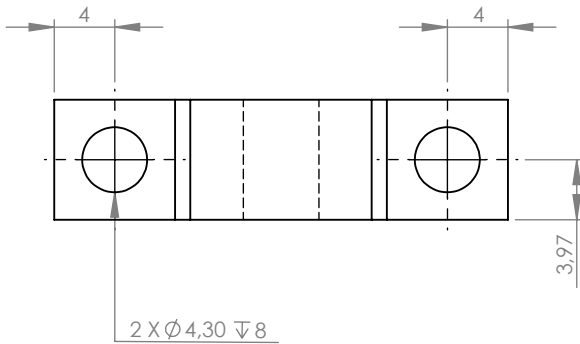
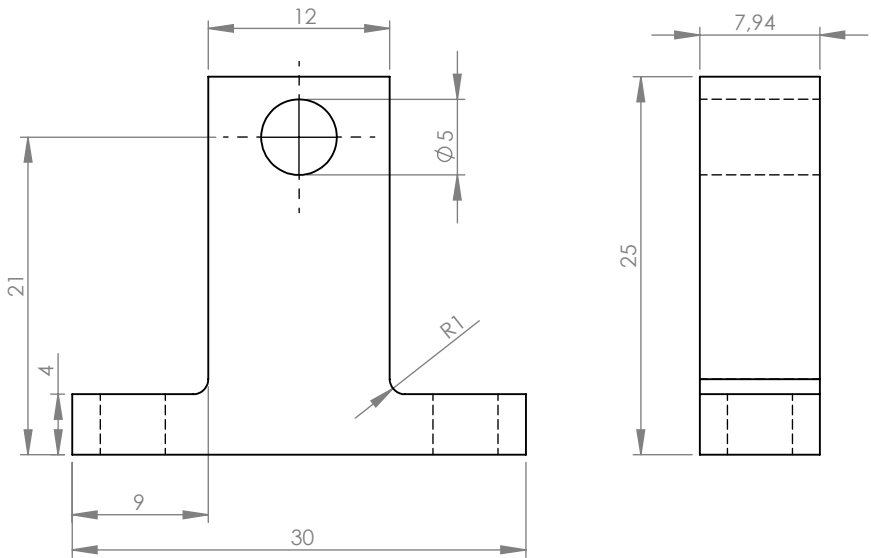
COMPONENTE: Bloco Central

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2 : 1

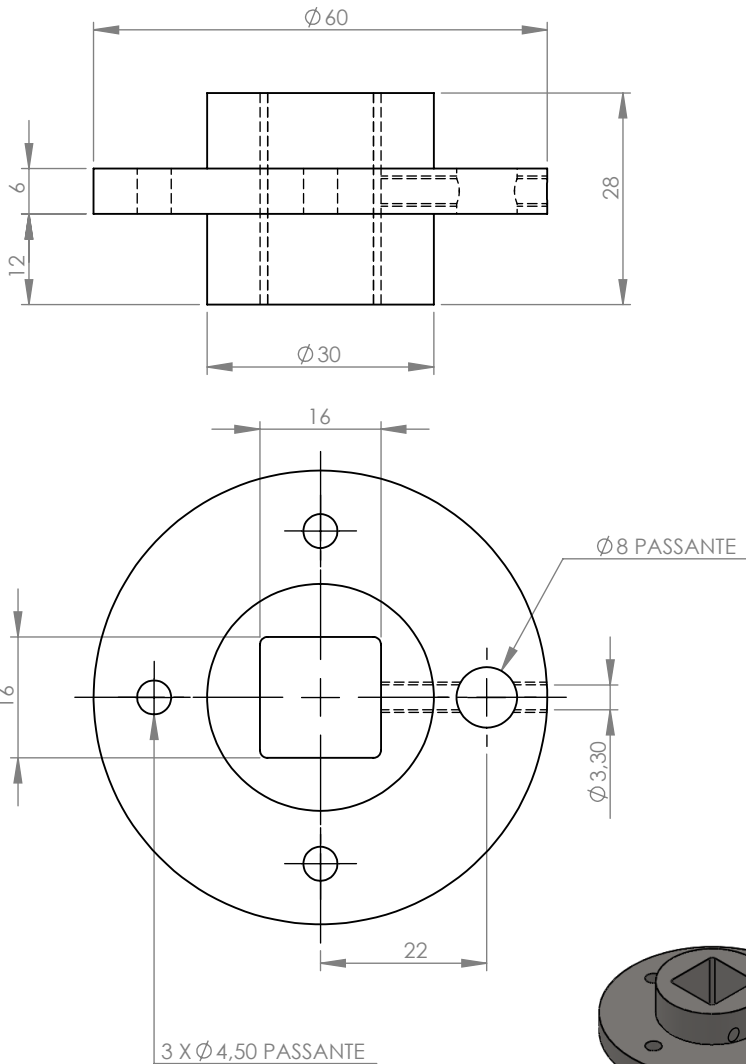
PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
 COMPONENTE: Junta 1

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki

ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

1 : 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

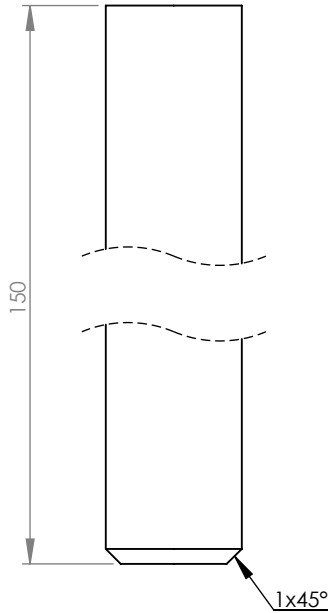
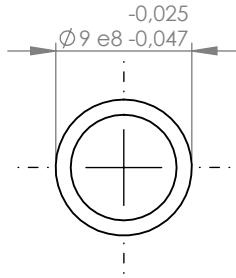
COMPONENTE: Luva

MATERIAL Aço ABNT 1020

ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2 : 1

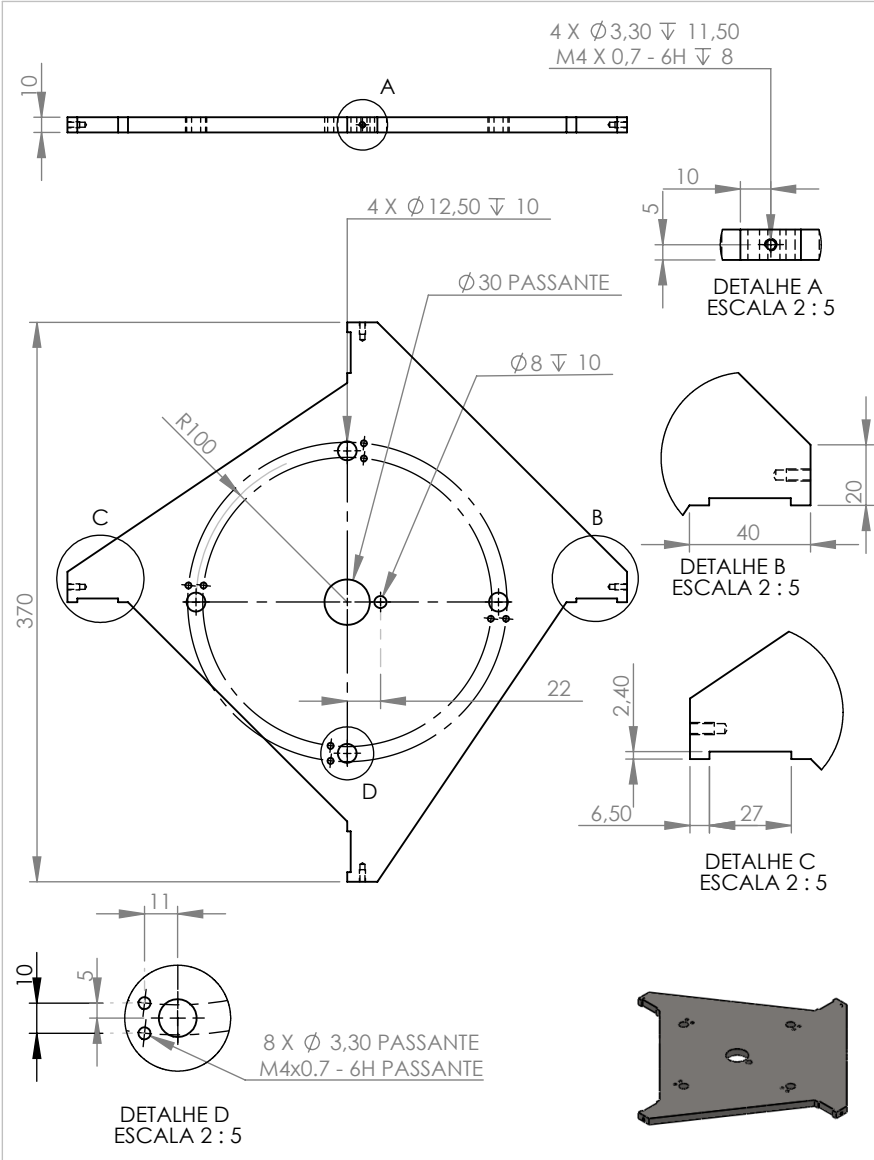
PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
 COMPONENTE: Eixo

MATERIAL Aço ABNT 1020

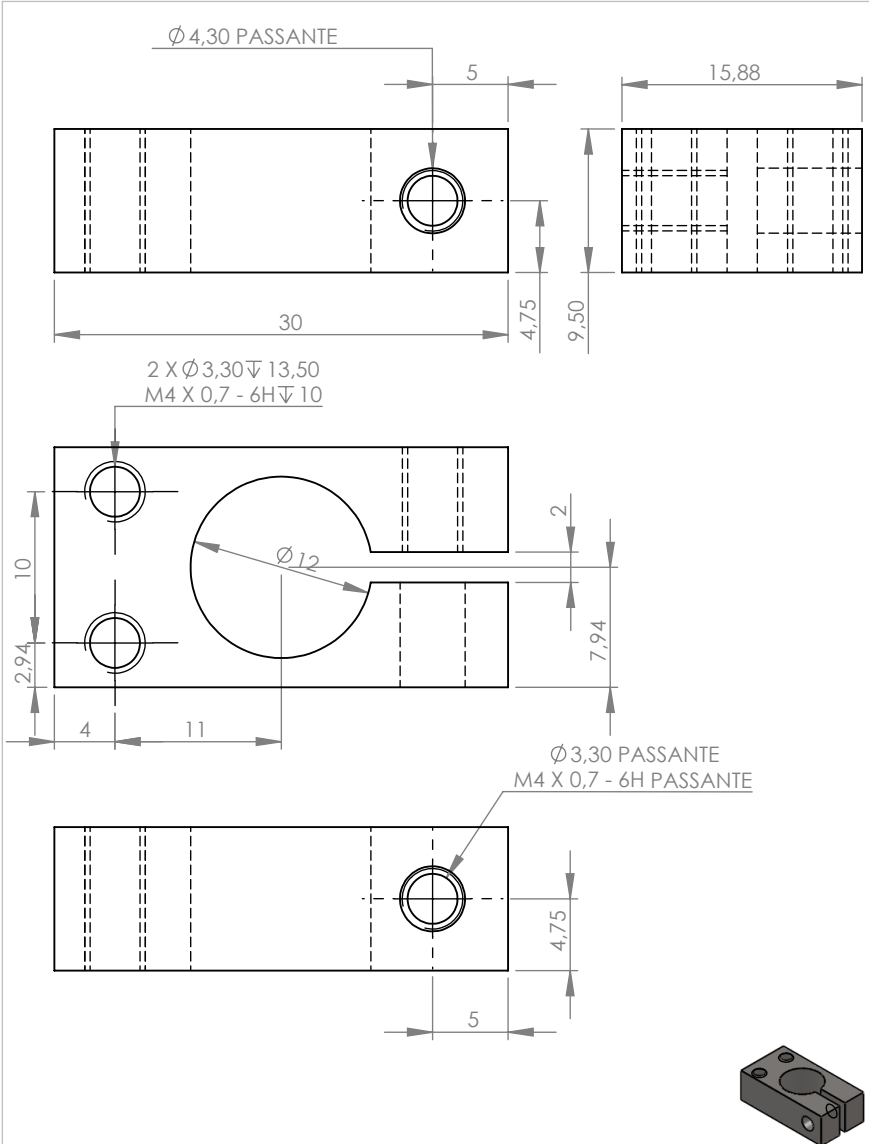
ACABAMENTO Zincado

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm Laboratório de Engenharia BioMecânica	DESENHISTA:	Daniel Suzuki	PROJETO:	Sistema de calibração de anéis sensores
	ORIENTAÇÃO:	Edison da Rosa	COMPONENTE:	Placa Primária
	DATA:		MATERIAL:	Aço ABNT 1020
	Q.A.	Escala:	ACABAMENTO:	Zincado
		1 : 5	DIMENSÕES:	milímetros
				Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

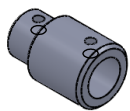
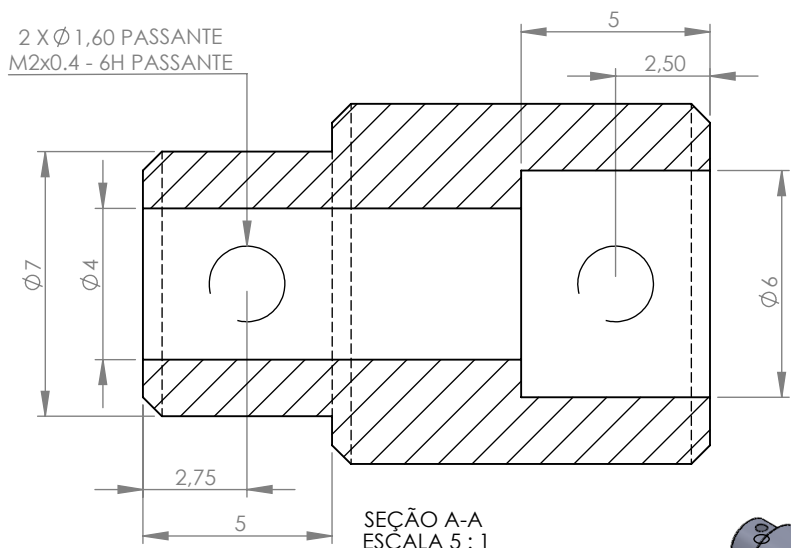
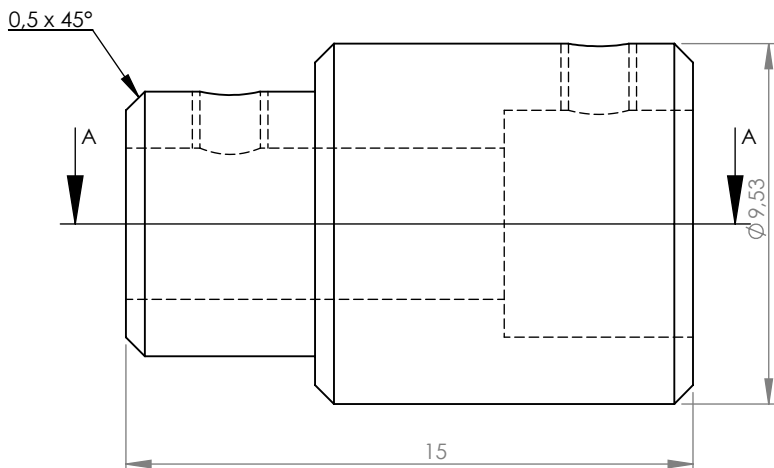
DESENHISTA: Daniel Suzuki
 ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:
 Q.A. Escala: 2: 1

PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
 COMPONENTE: Aperto Sitarret Vertical

MATERIAL Aço ABNT 1020
 ACABAMENTO Zincado

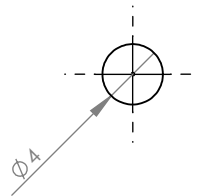
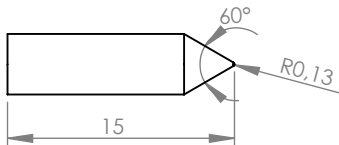
DIMENSÕES milímetros Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa
DATA:
Q.A. Escala: 5 : 1

PROJETO: Sistema de calibração de anéis sensores
COMPONENTE: Adaptador Ponta
MATERIAL: Aço ABNT 1020
ACABAMENTO: Zincado
DIMENSÕES: milímetros



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki

ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2: 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

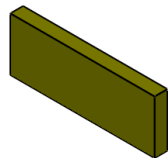
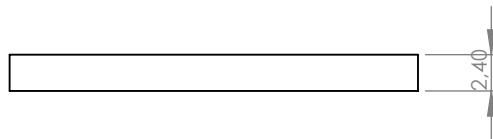
COMPONENTE: Ponta MD

MATERIAL Aço Rápido

ACABAMENTO

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1



LEBm
Laboratório de
Engenharia
BioMecânica

DESENHISTA: Daniel Suzuki
ORIENTAÇÃO: Edison da Rosa

DATA:

Q.A.

Escala:

2: 1

PROJETO:

Sistema de calibração de anéis sensores

COMPONENTE: Aço Rápido

MATERIAL Aço Rápido

ACABAMENTO

DIMENSÕES milímetros

Folha 1 de 1

ANEXO A - FUNDAMENTOS ANATÔMICOS

Para facilitar a compreensão da relação entre as estruturas, umas em relação às outras, e do movimento de um segmento em relação ao outro, são estabelecidas posições, planos e eixos anatômicos. Estes são determinados com base em um padrão universal, a Posição Anatômica.

A posição anatômica é uma convenção adotada em anatomia para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano. Nesta, o corpo estudado deve ficar ereto (de pé), calcanhares unidos, com os olhos voltados para o horizonte, os pés também apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos e aplicados ao tronco e com as palmas das mãos voltadas para frente (os dedos estendidos e unidos). Deve-se notar que não é a posição normal dos braços, que normalmente ficariam em torção mais ou menos medial (com as palmas voltadas para o corpo, em pronação). O corpo humano na posição anatômica pode ser dividido conceitualmente em planos.

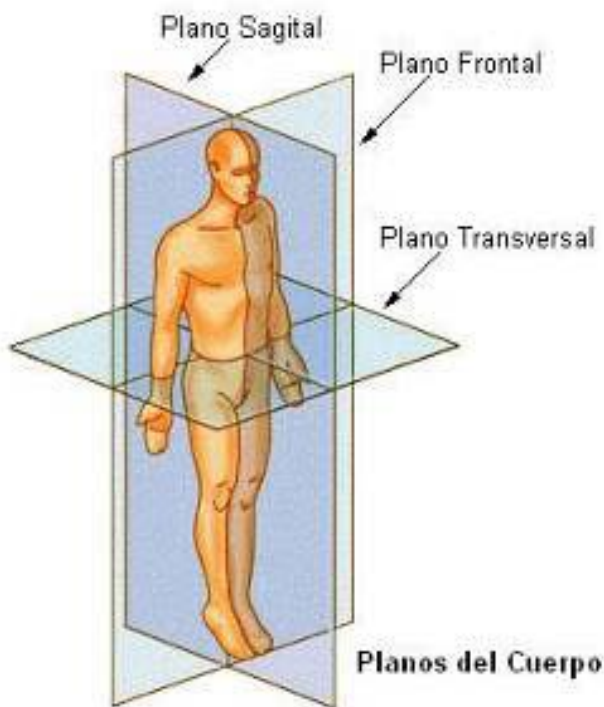
O **Plano Sagital Mediano**, ou apenas **Mediano**, é um plano vertical que passa através do eixo mais longo que cruza o corpo, dos pés até a cabeça; este plano separa o corpo em antímeros direito e esquerdo. O que quer que esteja situado próximo a este plano é chamado medial, e o que está longe dele, lateral.

O **Plano Frontal** é também um plano vertical que passa pelo eixo maior (dos pés à cabeça), mas é perpendicular ao plano mediano, separando a frente do corpo, ou ventre, da parte de trás, ou dorso. Algo em posição à frente do Plano Frontal é chamado anterior, ao passo que algo situado atrás desse plano é chamado posterior.

O **Plano Transversal** atravessa o eixo menor do corpo, do dorso até o ventre, isto é, da posição posterior para a anterior. Divide a estrutura transversalmente em porções superior e inferior.

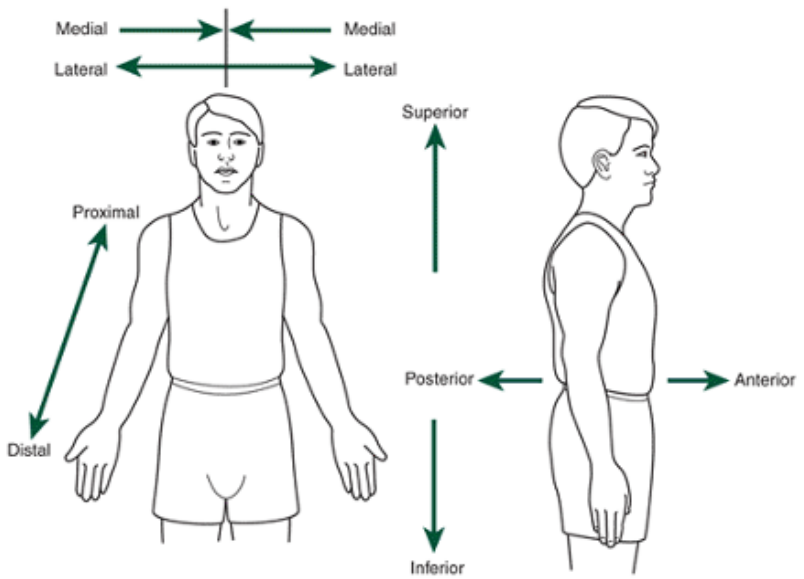
Estes três planos e posições relativas podem ser observados nas figuras 121 e 122 a seguir.

Figura 121 - Planos anatômicos do corpo humano.



Fonte: "Cienbio educa.," (2013)

Figura 122 - Posições anatômicas relativas.



Fonte: HAMILL; KNUTZEN, (2008)