

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE MINAS,
METALÚRGICA E MATERIAIS / PPGE3M

RITA ELISE VAGHETTI RIBEIRO

**USO DE DHS – DYNAMIC HIP SCREW – EM FRATURAS
INSTÁVEIS DO FÊMUR PROXIMAL:
UMA ABORDAGEM COMPARATIVA ENTRE AS DEFORMAÇÕES NO
FÊMUR NORMAL E NO FÊMUR COM DHS**

PORTO ALEGRE

2017

RITA ELISE VAGHETTI RIBEIRO

**USO DE DYNAMIC HIP SCREW – DHS – EM FRATURAS INSTÁVEIS
DO FÊMUR PROXIMAL: AVALIAÇÃO EM FADIGA**

Trabalho realizado no Departamento de Metalurgia de Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalurgia e de Materiais – PPGEM - como parte de requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Orientador: Prof. Dr. Telmo Roberto Strohaecker (*In memoriam*)

Co-orientador: Prof. Dr. Afonso Reguly

PORTO ALEGRE

2017

RITA ELISE VAGHETTI RIBEIRO

**USO DE DYNAMIC HIP SCREW – DHS – EM FRATURAS INSTÁVEIS
DO FÊMUR PROXIMAL: AVALIAÇÃO EM FADIGA**

Trabalho realizado no Departamento de Metalurgia de Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalurgia e de Materiais – PPGEM - como parte de requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Aprovado em: 19 / 12 / 2017.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Leandro de Freitas Spinelli, UPF

Prof. Dr. Charles Israel, UPF

Dr. Márcio Levi Kramer de Macedo, DEMET / UFRGS

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, sempre, por toda a paciência comigo e pela força nas horas difíceis.

Agradeço ao professor e orientador Dr. Telmo Roberto Strohaecker que me acolheu como orientanda no meio de tantos outros, após o falecimento do professor Telmo.

Ao Dr. Leandro de Freitas Spinelli, ortopedista e também engenheiro pela proposição deste trabalho, pelo apoio e pela dedicação do seu tempo e conhecimento no auxílio deste estudo.

Um agradecimento à empresa Baumer pelo fornecimento das amostras tanto dos ossos sintéticos quanto das placas DHS.

Agradeço também à banca examinadora pela sua disponibilidade em participar da avaliação deste trabalho.

Agradeço a toda à equipe de colegas, professores, orientador e amigos do LAMEF, que der uma forma ou de outra colaboraram para a execução deste trabalho e pela ajuda nas horas difíceis, compartilhamento de ideias, conhecimento e principalmente amizade.

Agradeço ainda às instituições de fomento à pesquisa pelo apoio financeiro durante a execução deste trabalho.

À Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre pelo auxílio de dispositivos para montagem das amostras e imagens de raios X.

E faço ainda um agradecimento especial e póstumo ao professor Telmo Roberto Strohaecker pelo acolhimento e amizade e por proporcionar um ambiente de trabalho com conhecimento e tecnologia aliados a um grande sentimento de equipe que une sempre os lamefianos.

RESUMO

O estudo fez comparações entre a intensidade e a distribuição das deformações a que fica submetido o fêmur proximal intacto e o fêmur proximal fraturado e implantado com o sistema parafuso deslizante Dynamic Hip Screw – DHS, em fraturas transtrocantéricas do tipo 31 - A2 – 2. Para isso, foram produzidas deformações, mediante carregamentos cíclicos, em fadiga. As amostras constituíram-se de ossos de fêmur sintéticos, intactos, e de ossos de fêmur sintéticos onde foram feitos cortes em laboratório produzindo situações de fratura do tipo 31 –A2.2. Nas amostras fraturadas foram colocadas as placas DHS simulando situações reais de osteossíntese. Os conjuntos de ossos mais placas foram então submetidos a ensaios de fadiga. Os resultados demonstraram que as presenças da fratura e do implante DHS alteraram a amplitude das deformações em todas as regiões do fêmur. Houve absorção da carga pelo implante DHS em todas as regiões de medição. Na região do colo femoral, o DHS absorveu 98% da carga, na região lateral 97%, no centro medial transversal 48%, no centro medial longitudinal 92%, no centro medial a 45 graus 94%, no calcar, antes da linha da fratura, 80%, na região do calcar, depois da linha da fratura, 81%, na região do segundo parafuso cortical transversal 81%, na região do segundo parafuso cortical longitudinal 73% e na região do segundo parafuso cortical a 45 graus 92%. A região do centro do pino guia e a região do segundo parafuso cortical foram as regiões de maior instabilidade mecânica. Para as condições de fratura do tipo 31 – A2.2 o implante do tipo DHS não absorve totalmente as deformações geradas, apresentando mobilidade do foco da fratura. Pequenas oscilações entre os ensaios causaram modificações importantes nos resultados, indicando que a relação ponto de medição ou a posição exata do implante podem implicar num desgaste ou afrouxamento prematuro do mesmo devido a uma sobrecarga.

Palavras Chave: Fraturas do Fêmur; Fraturas Trocantéricas; Fraturas Intertrocantéricas; Fraturas Transtrocantéricas; Dynamic Hip Screw (DHS); Ensaio de Fadiga.

ABSTRACT

The study compared the intensity and distribution of the deformations to the intact proximal femur and the proximal femur fractured and implanted with the slide screw system, Dynamic Hip Screw – DHS, in transtrochanteric fractures, 31 – A2 – 2 type. In this way, deformations were produced, by means of cyclic loads, in fatigue. The samples consisted of synthetic femoral bones intact and synthetic femoral bones that were cut in the laboratory producing fracture situations of type 31 – A2.2 type. In the fractured samples the DHS plates were placed simulating real osteosynthesis situations. The bone sets and plaques were then subjected to fatigue testing. The results showed that the presence of fracture and DHS implant altered the amplitude of deformations in all regions of the femur. The load was absorbed by the DHS implant in all measurement regions. In the femoral neck region, DHS absorbed 98% of the load, in the lateral region 97%, in the medial center – transverse – 48%, in the medial center – longitudinal – 92%, in the medial center – 45 degrees – 94%, in the calcar region, before the fracture line 80%, in the calcar region, after the fracture line, 81%, in the region of the second cortical screw – transverse – 81%, in the region of the second cortical screw – longitudinal – 73% and in the region of the second cortical screw – 45 degrees – 92% . The region of the center of the guide pin and the region of the second cortical screw were the regions of greater mechanical instability. For fracture conditions of type 31 - A2.2, the DHS type implant does not totally absorb the generated deformations, presenting mobility of the fracture focus. Small oscillations between the tests caused significant changes in the results, indicating that the relationship between the point of measurement and the exact position of the implant may lead to premature wear or loosening of the implant due to an overload.

Keywords: Femur fractures; Trochanteric fractures; Intertrochanteric fractures; Transtrochanteric fractures; Dynamic Hip Screw (DHS); Fatigue Test.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem esquemática da posição do fêmur. Fêmur mais a articulação do quadril em cor diferente na imagem.	17
Figura 2 - Partes do fêmur - vista anterior e posterior do fêmur	19
Figura 3 - Partes do fêmur - articulação proximal e distal.....	20
Figura 4 - Desenho esquemático da diáfise do fêmur na figura da esquerda e desenho esquemático da epífise proximal na figura da direita.....	20
Figura 5 - Região do quadril e parte proximal do fêmur.....	21
Figura 6 - Arquitetura óssea simplificada do fêmur	22
Figura 7 - Imagem esquemática da estrutura trabecular	22
Figura 8 - Orientação das trabéculas.....	23
Figura 9 - Orientação das trabéculas – imagem de Raios-X	23
Figura 10 - Orientação das trabéculas em função da força aplicada na cabeça do fêmur. Raios-X A-P de um quadril normal mostrando a compressão das trabéculas orientadas paralelas à carga de compressão resultante na cabeça femoral.....	24
Figura 11 - Representação esquemática da fratura 31-A2.2 (multifragmentada) - Classificação AO Foundation para as fraturas trocanterianas tipo 31A – adaptada	26
Figura 12 - Imagem por Raios-X de uma fratura no fêmur esquerdo do tipo AO 31-A2 em paciente idoso do sexo masculino – adaptada.....	26
Figura 13 - Imagem do parafuso deslizante - Dynamic Hip Screw (DHS) – Imagem da esquerda: componentes do DHS; Imagem da direita: DHS implantado num fêmur fraturado.....	29
Figura 14 - Imagem do parafuso deslizante em fratura transtrocanterica estável	30
Figura 15 - Fêmur compósito Sawbones – como recebido.....	33
Figura 16 - Placa com Parafuso Deslizante – DHS - como recebidos.....	34
Figura 17 - Imagem de raios X - (a) Imagem de Raios X do fêmur compósito implantado com uma haste de quadril usado em ensaios do LAMEF (Strohaecker R. M., 2008) – (b) Imagem de raios X do fêmur compósito sem implante – fêmur esquerdo, vista anterior – (c) Imagem de raios X do fêmur compósito – fêmur esquerdo, vista posterior.....	35
Figura 18 - (a) e (b) Instrumentais usados para o procedimento cirúrgico	37
Figura 19 - Imagem da preparação para fazer o furo do pino guia. Sequência do procedimento nas figuras (a), (b), (c), (d), respectivamente.....	37
Figura 20 - Posições que ficaram os furos guia para a colocação do pino guia	38
Figura 21 - (a) e (b) Alargamento do furo para colocação do pino guia e colocação do pino guia – (c) Pino já colocado	38

Figura 22 - Colocação dos parafusos corticais da Placa DHS	39
Figura 23 - Posição das Placas DHS com relação aos fêmures após a implantação	39
Figura 24 - Placas DHS implantadas.....	40
Figura 25 - Imagem da fratura 31-A2-2	41
Figura 26 - Imagem dos modelos, confeccionados em papel machê, usados como gabarito para corte das fraturas; (a) modelagem do gabarito; (b) gabarito inacabado, antes do verniz; (c) gabarito finalizado com verniz – parte posterior; (d) gabarito finalizado com verniz – parte anterior	41
Figura 27 - Imagem dos gabaritos já com os cortes da fratura 31A2-2 (a) Vista posterior; (b) Vista anterior; (c) Vista anterior montado.....	42
Figura 28 - Imagem das amostras com os cortes das fraturas e os respectivos gabaritos ao lado – a) Vista posterior; b) Vista anterior.....	43
Figura 29 - Imagem de raios X das placas DHS implantadas nos fêmures em cada uma das amostras.....	44
Figura 30 - Imagem da marcação da posição dos strain gages na amostra – a) visualização dos pontos de medição na imagem de raios X; b) Imagem da amostra com a marcação.....	45
Figura 31 - Imagem dos gabaritos com a marcação dos pontos onde foram colocados os <i>Strain Gauges</i>	46
Figura 32 - Pontos onde foram feitos os furos no gabarito para a marcação da posição dos <i>Strain Gages</i> nos fêmures	46
Figura 33 - Sequência da colocação dos <i>Strain Gages</i>	47
Figura 34 - (a) Imagem do conjunto amostra dispositivo fixados na máquina de ensaio	48
Figura 35 - Imagens do ensaio da amostra 1	52
Figura 36 - Imagens do ensaio da amostra 2	53
Figura 37 - Imagens do ensaio da amostra 3	54
Figura 38 - (a) Imagens do ensaio da amostra 4. Início e Final do ensaio	55
Figura 39 - (a) Imagens do ensaio da amostra 5. Início e final do ensaio	56
Figura 40 - (a) Imagens do ensaio da amostra 6.....	58
Figura 41 - Desenho esquemático do fêmur com os eixos de referência do ensaio	59
Figura 42 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 1	61
Figura 43 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força.....	61
Figura 44 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força.....	63
Figura 45 - Imagem esquemática da região do Ponto 2.....	65

Figura 46 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	65
Figura 47 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	67
Figura 48 - Imagem esquemática da região do Ponto 3 T.....	69
Figura 49 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur.....	70
Figura 50 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur.....	71
Figura 51 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 3 L.....	74
Figura 52 - (a) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur.....	74
Figura 53 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur.....	76
Figura 54 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 3 45.....	78
Figura 55 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur.....	79
Figura 56 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur.....	80
Figura 57 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 4.....	83
Figura 58 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	83
Figura 59 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	85
Figura 60 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 5.....	87
Figura 61 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	88
Figura 62 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas a paralelas ao eixo principal do fêmur.....	89
Figura 63 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 T.....	92

Figura 64 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur	92
Figura 65 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.....	94
Figura 66 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 L	96
Figura 67 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur.....	97
Figura 68 - (a) Amostra 4 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur.....	98
Figura 69 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 45	101
Figura 70 - (a) Amostra 1 – Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur	101
Figura 71 - (a) Amostra 4 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur	103
Figura 72 - Diagrama Ilustrativo das Deformações por Região do Fêmur – Fêmur Intacto	105
Figura 73 - Diagrama Ilustrativo das Deformações por Região do Fêmur – Fêmur DHS	106
Figura 74 - Relação entre as Deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	107
Figura 75 - Absorção da Carga pelo Implante DHS em Fraturas do Tipo 31 – A2 – 2	108

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Etapas do procedimento experimental.....	34
Quadro 2 -	Identificação das amostras para os ensaios	36
Quadro 3 -	Referência do tipo de <i>Strain Gages</i> (SG) em cada amostra	47
Quadro 4 -	Ponto 1 – Região do Colo do Fêmur / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	64
Quadro 5 -	Ponto 2 – Região do Batente Lateral do Fêmur / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	68
Quadro 6 -	Ponto 3 T – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas transversais / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS.....	73
Quadro 7 -	Ponto 3 L – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas longitudinais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	77
Quadro 8 -	Ponto 3 45 – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas a 45 graus. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	82
Quadro 9 -	Ponto 4 – Região do Calcar do Fêmur. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	86
Quadro 10 -	Ponto 5 – Região do Calcar do Fêmur – abaixo da linha da fratura. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	91
Quadro 11 -	Ponto 6 T – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas transversais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	95
Quadro 12 -	Ponto 6 L – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas longitudinais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS	100
Quadro 13 -	Ponto 6 45 – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas a 45 graus. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS.....	104
Quadro 14 -	Comportamento dos pontos com relação aos estados trativo ou compressivo. Trativo – sentido positivo do eixo das deformações. Compressivo – sentido negativo do eixo das deformações	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados de força e frequência aplicados nos ensaios para cada amostra	50
Tabela 2 - Comportamento das amostras com relação ao número de ciclos de fadiga e o tempo total de ensaio	52

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	JUSTIFICATIVA	15
1.2	OBJETIVOS	15
1.2.1	 Gerais	15
1.2.2	 Específicos	16
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	estudos do Fêmur - Uma abordagem Geral	17
2.1.1	 Partes do fêmur e sua morfologia.....	19
2.2	Função Mecânica do Fêmur.....	24
2.3	Fraturas do fêmur.....	25
2.4	Implantes Usados em Fraturas Trocânticas do Fêmur.....	27
2.4.1	 O parafuso dinâmico DHS – <i>Dynamic Hip Screw</i>.....	29
2.5	Ensaio Mecânicos.....	31
2.5.1	 Ensaio Cíclicos – Ensaio de Fadiga.....	31
2.6	Materiais Sintéticos para Ensaio Mecânicos	32
2.6.1	 Osso Sintético - Morfologia, Características e Propriedades de Interesse.....	32
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	52
4.1	Ensaio de Fadiga.....	52
5	CONCLUSÃO.....	111
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	112

1 INTRODUÇÃO

O aumento da expectativa de vida é hoje um fenômeno universal, característico tanto de países desenvolvidos como, e de modo crescente, do terceiro mundo. Institutos que medem estatísticas apresentam dados que ilustram a evolução demográfica desde o início do século. No Brasil, por exemplo, o aumento da população idosa será da ordem de 15 vezes entre os anos de 1950 e 2025, enquanto que o aumento da população como um todo será não mais que 5 vezes. Este aumento colocará o Brasil, no ano de 2025, como a sexta população de idosos do mundo em termos absolutos (KALACHE, 1987). Estas populações em processo de envelhecimento vão impactar as perspectivas futuras de crescimento econômico por conta da redução da mão de obra e principalmente nos gastos públicos na área da saúde relacionados à idade (EUROMONITOR, 2012).

O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE – em sua pesquisa Síntese de indicadores sociais – Uma análise das condições de vida da população brasileira – 2016, o instituto “aponta para uma rápida taxa de envelhecimento, com um aumento expressivo da parcela de idosos e redução dos demais grupos etários” (SARAIVA; SALES; ROSAS, 2016). Conforme dados publicados pelo Instituto Nacional de Câncer, o INCA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014) esse processo de mudança demográfica chamado de envelhecimento populacional trouxe uma alteração importante no perfil de morbidade. A redução das taxas de natalidade e das mortalidades em idades prematuras contribui para essa mudança na estrutura etária da população. A publicação comenta (dados em percentuais da população brasileira) que entre os anos de 1960 e 2000 a participação dos menores de 15 anos caiu de 42,6% para 29,60%, enquanto o contingente de indivíduos de 15 a 64 anos aumentou de 54,5% para 64,55%. Nesse intervalo de tempo, a população da chamada terceira idade (65 anos e mais) praticamente duplicou sua proporção passando de 2,90% para 5,85%.

Juntamente com as estatísticas de aumento da população de idosos, houve, também, um aumento acentuado das fraturas que incidem sobre a região proximal do fêmur. No Brasil, cerca de 90% dos recursos do Sistema Único de Saúde – SUS – destinados a afecções ortopédicas são consumidos por nove afecções e uma delas é a fratura da região trocanteriana (GOMES; CARMO, 2015). Aproximadamente, 10% de todas as fraturas de quadril estão localizadas na parte proximal do fêmur, nas

regiões intertrocantérica e subtrocantérica (SEBASTIAN EBERLE, 2012). Logo, o tratamento adequado destas fraturas é importante não só para a saúde da população, mas também, para a saúde da economia.

A porção proximal constitui-se uma região de muitos estudos porque as fraturas desta parte são uma importante causa de morbidade e mortalidade em todas as faixas etárias, mas especialmente entre idosos por terem seus ossos enfraquecidos pela osteoporose. A região objeto deste estudo é a região proximal, mais especificamente a região intertrocantérica ou transtrocantérica. Vários são os tipos de fratura desta região e cada uma delas tem uma morfologia própria, sendo a morfologia da fratura a base para a classificação alfa numérica proposta pela AO Foundation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – no alemão, ou “Association for the Study of Internal Fixation” - AO) e a Orthopaedic Trauma Association. Quando se for usar esta classificação é preciso uma avaliação crítica dos esforços mecânicos a que esta região está sujeita e as consequências disso para a estabilidade da fratura. Esta avaliação permite que a escolha do tipo de implante a ser utilizado seja adequada a estabilização dos fragmentos. Nesta estabilização dos fragmentos da fratura é que reside a maior preocupação do cirurgião, já que este tipo de fratura (31-A) promove um grande braço de momento para as forças deformantes que devem ser neutralizadas pelo implante. As fraturas trocantéricas, em especial, geram grandes tensões de cisalhamento e instabilidade axial e fazem deste ambiente um ambiente mecânico inadequado aos implantes. Portanto, tanto quanto conhecer o ambiente mecânico da fratura e a técnica cirúrgica adequada é preciso conhecer as vantagens e limitações de cada tipo de implante.

O implante avaliado neste estudo foi o Dynamic Hip Screw (DHS). O sistema parafuso/placa deslizante – DHS – é um sistema extramedular e foi introduzido para suportar maior carregamento em fadiga. Existem vários modelos no mercado, mas são constituídos basicamente por uma estrutura comum representada por um parafuso que se fixa na cabeça femoral e que pode deslizar dentro de um tubo que se prolonga por uma placa lateral em uma angulação variável, mais comum de 135°. Sua ação mecânica ocorre pelo princípio do tirante de tração, na qual o parafuso fica submetido a tensões trativas e o tecido ósseo a tensões compressivas (KYLE, 1995). Por isso a importância das propriedades mecânicas dos materiais usados na fabricação de implantes ortopédicos.

A metodologia de ensaios de fadiga é conhecida e consolidada no ambiente de ensaios de materiais onde se quer prever a vida útil de componentes submetidos a esforços mecânicos cíclicos (YUNG-LI et al, 2005). Pode também ser usada para avaliar o comportamento de materiais e componentes quando submetidos a carregamentos cíclicos. Quando se faz o ensaio diretamente no componente é possível verificar a influência das particularidades de cada projeto (SOUZA, 1982).

O objetivo do trabalho foi conhecer o comportamento das deformações em fêmures intactos, ou seja, sem fratura, e compará-las com as deformações em fêmures no estado fraturado nos quais foram realizadas osteossínteses com o sistema parafuso deslizante, Dynamic Hip Screw – DHS. A avaliação foi feita para a fratura do tipo 31 – A2 – 2. As amostras foram constituídas de fêmures sintéticos, de material compósito. Esse tipo de material tem sido confeccionado com propriedades mecânicas para atender os mais diversos tipos de ensaios mecânicos.

1.1 JUSTIFICATIVA

Os custos anuais advindos da necessidade do uso próteses e implantes para os sistemas de saúde tanto público quanto privado são altos. E aqui se fala não só de custos financeiros, mas também do custo de vidas humanas devido à alta taxa de mortalidade dos pacientes idosos, que são os maiores usuários desses dispositivos. Há também a dificuldade de tratamento das fraturas instáveis da parte proximal do fêmur juntamente com a falta de um consenso sobre o melhor tipo de implante a ser usado. Logo, é importante o fomento e a publicação de pesquisas que possam colaborar com informações sobre o comportamento desses materiais durante o seu uso.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Gerais

Comparar as deformações obtidas em fadiga em fêmures intactos e em fêmures fraturados com fratura do tipo 31-A2-2 e “operados” com DHS para se conhecer a influência desse tipo de o implante no que diz respeito ao comportamento das deformações em regiões específicas da parte proximal do fêmur.

1.2.2 Específicos

Simular o procedimento cirúrgico de colocação das placas DHS nos conjuntos de fêmur com a fratura proposta.

Medir as deformações em fadiga nos fêmures normais e nos fêmures fraturados e “operados” com o implante DHS e comparar os resultados obtidos.

Avaliar a amplitude das deformações no fêmur intacto e no fêmur fraturado e “operado” com DHS.

Avaliar estabilidade do sistema antes e após a colocação do DHS.

Avaliar o percentual de absorção da carga aplicada pelo implante.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ESTUDOS DO FÊMUR - UMA ABORDAGEM GERAL

O fêmur é o principal osso de sustentação de carga do corpo humano, sendo também o osso mais resistente, mais pesado e também o mais longo [Fig. 1]. Ele desempenha uma importante função na sustentação do esqueleto (NETTER, 2000).

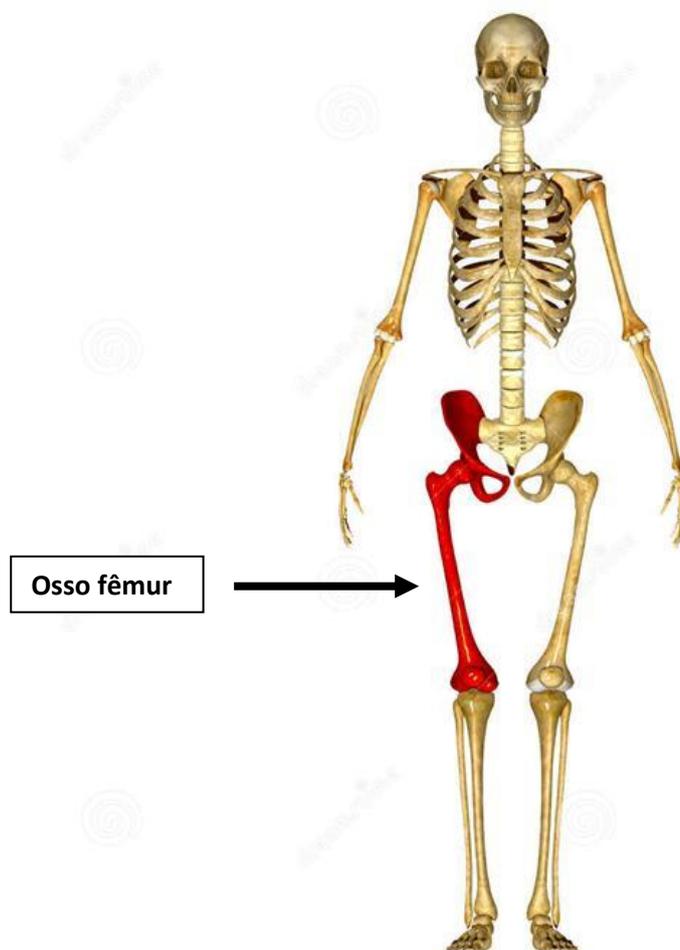


Figura 1 - Imagem esquemática da posição do fêmur. Fêmur mais a articulação do quadril em cor diferente na imagem

Fonte: Dreamstime, 2017

O Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul tem feito inúmeros trabalhos relacionados à avaliação do comportamento mecânico da região do quadril e partes do fêmur. Implantes ortopédicos e próteses de diversos modelos, tanto para a região do quadril quanto

outros tipos de implantes e materiais cirúrgicos têm sido estudados ao longo dos anos pela equipe do LAMEF.

Cervieri (2006) propôs o desenvolvimento de um método para permitir a comparação de diferentes geometrias de hastes femorais através da avaliação do perfil de deformações ao longo do fêmur. Neste trabalho também avaliou as diferenças nas tensões no fêmur com a diminuição no comprimento da haste femoral. Ele usou fêmures compósitos para seus estudos e instrumentação por extensômetros de resistência.

Sandro Griza (2006) em seu “Estudo Comparativo da Influência da Forma de Hastes Femorais Cimentadas Afiladas e Polidas nos Padrões de Transmissão de Carga e Estabilidade In Vitro” fez uma análise comparativa da estabilidade de hastes de quadril onde foram avaliados os ângulos de cunha de projetos. Modelos físicos simplificados de diferentes conicidades foram feitos e submetidos a testes e a simulações numéricas para verificar a migração distal e o ambiente mecânico da interface entre a haste e o cimento.

Souza (2007), fez ensaios de fadiga em hastes de quadril, usando extensômetros de resistência, para avaliar deformações residuais provenientes da cura do cimento e deformações produzidas durante os ensaios nos mantos de cimento e nas hastes usando extensômetros de resistência. Ele fez seus ensaios usando como referência a Norma ISO 7206-4 e realizou ainda simulações por elementos finitos para complementar o seu estudo.

Seguindo na linha de trabalhos com a região do quadril, Roberto Strohaecker também fez estudos comparativos com ensaios mecânicos em fêmures compósitos onde mediu as deformações num fêmur normal, sem fratura, e em fêmures implantados com três modelos de haste de quadril. Seu estudo avaliou a variação dos padrões das deformações corticais e a estabilidade primária de cada prótese e quanto à migração axial (STROHAECKER, 2008).

Zimmer (2014) em sua tese de doutorado investigou o comportamento em fadiga de placas ósseas do tipo *Dynamic Compression Plate* (DCP) utilizadas no tratamento de fraturas do fêmur. Para isto avaliou a influência dos requisitos acabamento superficial, tensões residuais, flexão-estática e flexão-fadiga, superfície da fratura e aspecto microestrutural no comportamento em fadiga das placas. No trabalho de Zimmer e na presente pesquisa tivemos o apoio do Laboratório de Bioengenharia, Biomecânica e Biomateriais da Universidade de Passo Fundo e da

Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre, ambas através do Prof. Dr. Leandro Spinelli.

2.1.1 Partes do fêmur e sua morfologia

O fêmur é composto por uma diáfise, que é o corpo do fêmur e por duas epífises. Nele, encontram-se a cabeça do fêmur, colo do fêmur, trocânteres maior e menor, linha áspera e côndilos femorais [Fig. 2]. Articula-se proximalmente com o acetábulo e distalmente com a patela e a tíbia, ossos do joelho [Fig. 3] (SOBOTA, 2000).

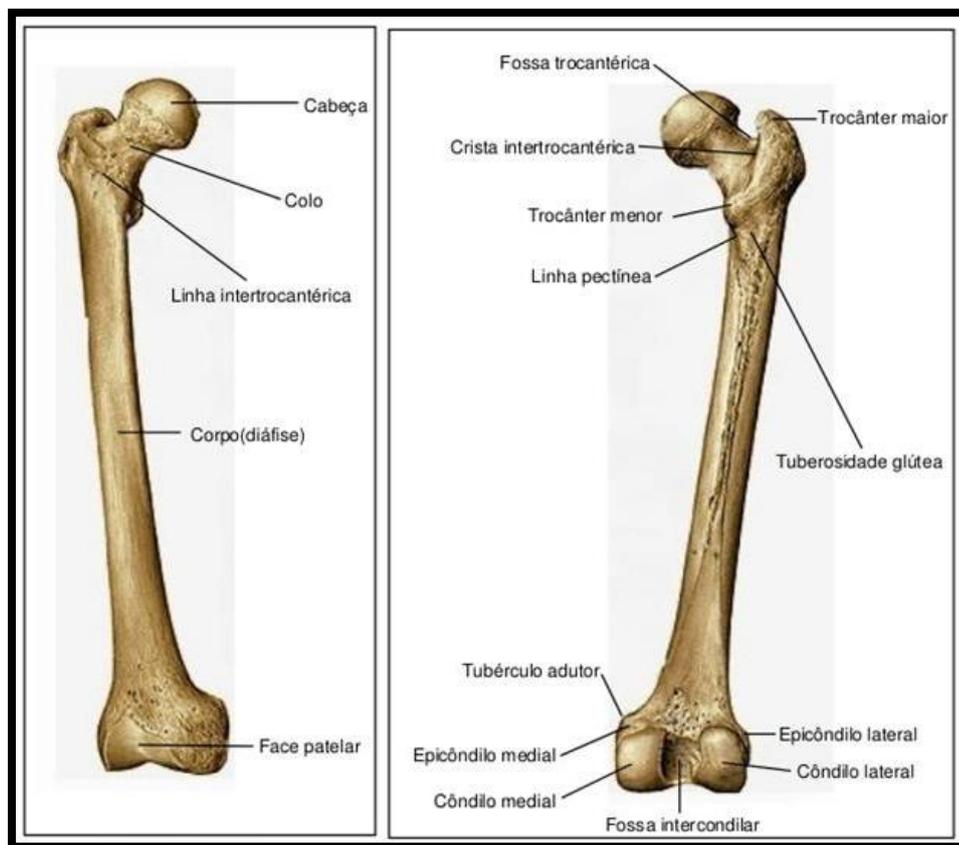


Figura 2 - Partes do fêmur - vista anterior e posterior do fêmur

Fonte: Silva, 2009

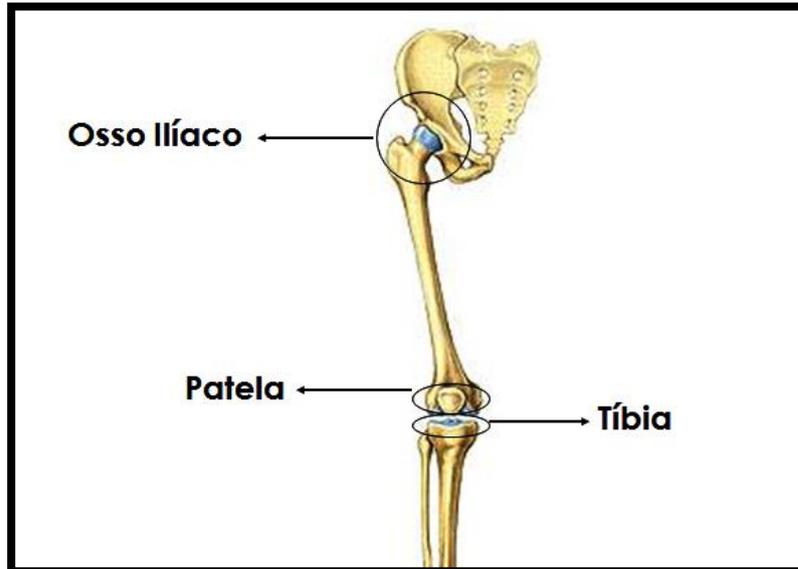


Figura 3 - Partes do fêmur - articulação proximal e distal.
 Fonte: Netter, 2000

A diáfise é composta por osso cortical ou compacto e tem um canal interno chamado canal medular. Já as epífises são constituídas por osso trabecular, ou esponjoso, revestido por uma camada de osso cortical na superfície [Fig. 4].

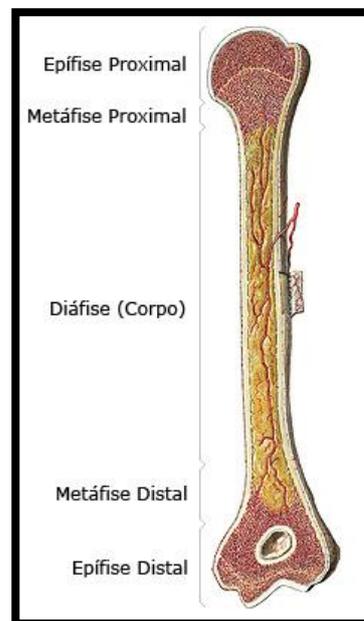


Figura 4 - Desenho esquemático da diáfise do fêmur na figura da esquerda e desenho esquemático da epífise proximal na figura da direita

Fonte: Aula de Anatomia, 2001

A parte proximal do fêmur que é a região de interesse deste trabalho envolve a cabeça femoral, o colo do fêmur e a região trocantérica [Fig. 5].

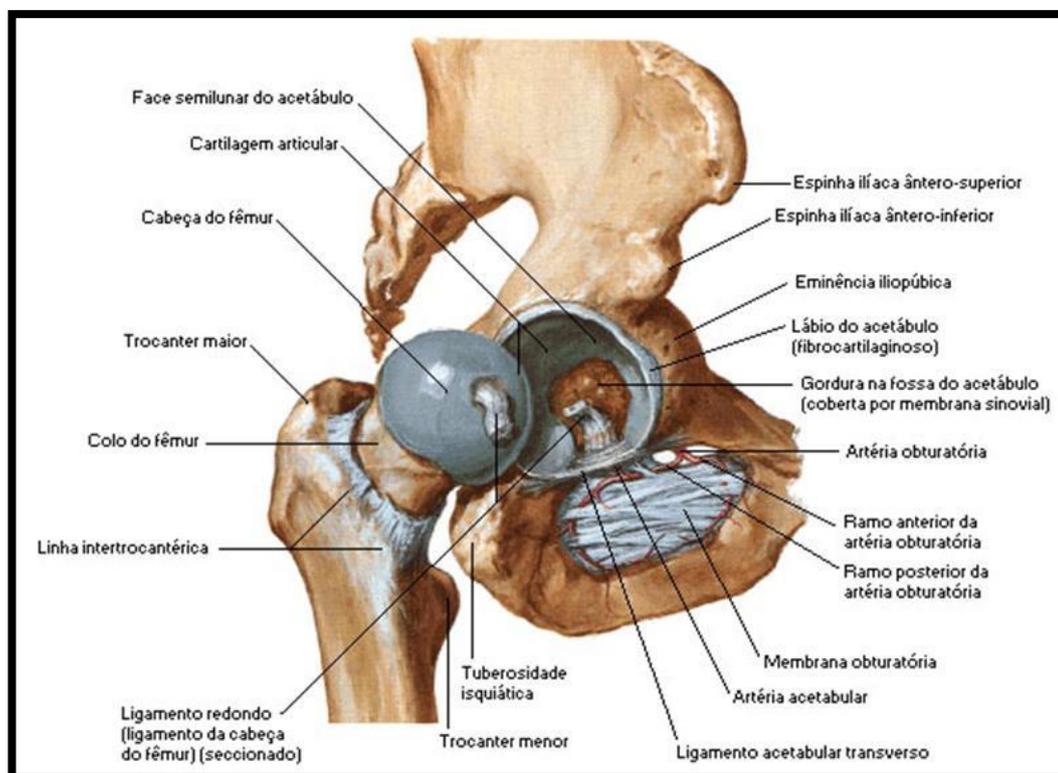


Figura 5 - Região do quadril e parte proximal do fêmur

Fonte: Netter, 2000

A arquitetura óssea do fêmur como um todo é feita de osso cortical, também chamado de compacto, que é o córtex do osso, de estrutura densa e resistente à deformação e osso trabecular, também chamado de esponjoso que é interno ao cortical, formado por trabéculas [Fig. 6]. As trabecúlas são pequenas vigas ou hastes interligadas formando uma rede, similares a uma treliça, as quais são adequadas à transmissão de esforços mecânicos cuja espessura é inferior a 200 μm (SILVA, 2008) e tem os espaços intersticiais preenchidos com medula óssea [Fig. 7].

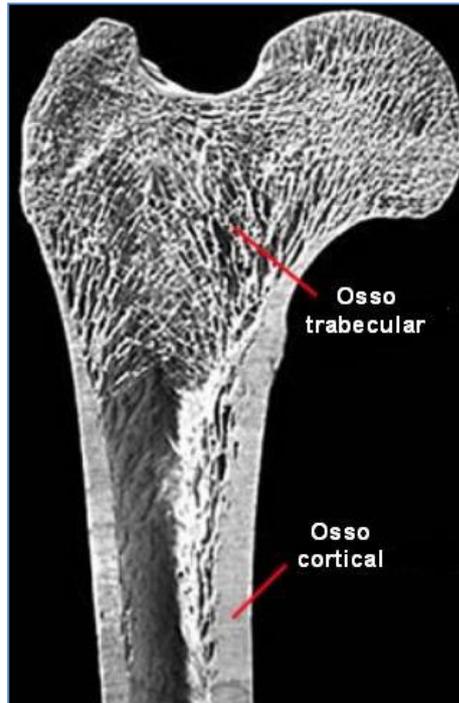


Figura 6 - Arquitetura óssea simplificada do fêmur

Fonte: iofbonehealth.org, adaptada

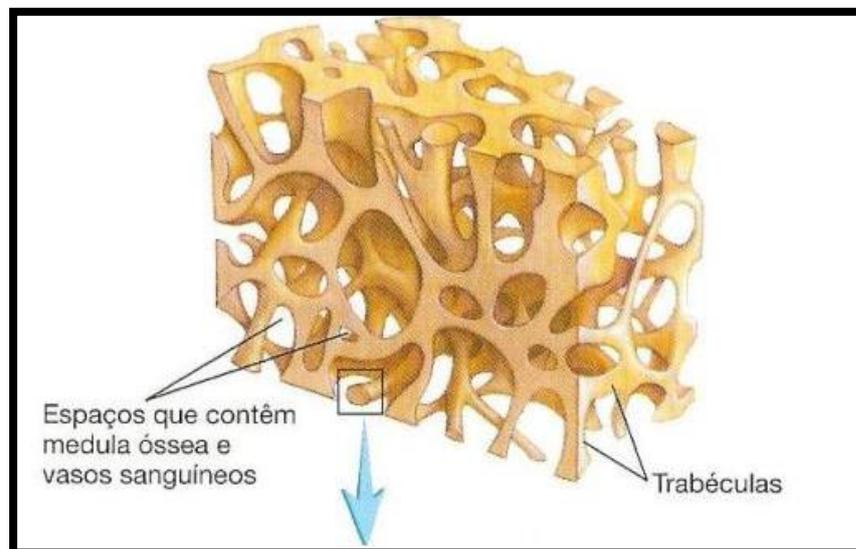


Figura 7 - Imagem esquemática da estrutura trabecular

Fonte: Saraiva, 2009

A partir daí verifica-se que os materiais que compõem o tecido ósseo e sua estrutura, incluindo-se aí a porosidade, vão influenciar nas formas como o osso vai responder a um estímulo mecânico. Devido ao seu tipo de estrutura, o osso trabecular pode sofrer mais deformações que o osso cortical antes de fraturar. As trabéculas tendem a orientar-se ao longo das tensões principais. A função do osso no corpo

humano é que vai determinar o seu tipo de sua estrutura. Eles respondem dinamicamente à presença ou ausência de tensão com mudanças de tamanho, forma e densidade – Lei de Wolff (LEWIS, 2011). Tanto o osso cortical quanto o trabecular são anisotrópicos, ou seja, respondem de forma diferente as forças aplicadas em diferentes direções como mostrado nas [Fig. 8]. A figura 9 mostra ainda uma imagem de Raios-X onde se pode ver a orientação das trabéculas em uma situação real.

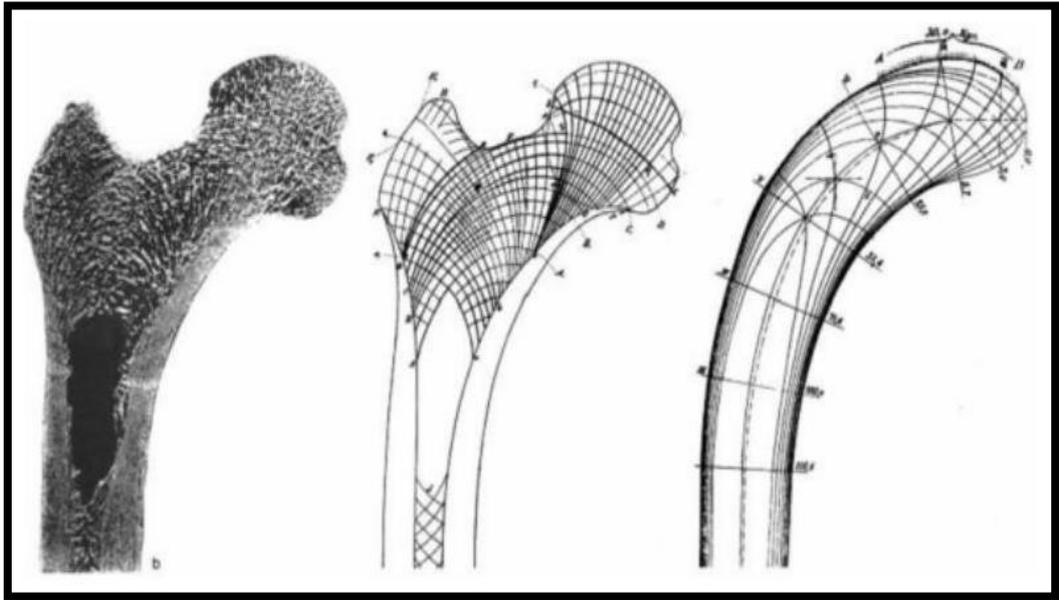


Figura 8 - Orientação das trabéculas

Fonte: Carpes, 2017

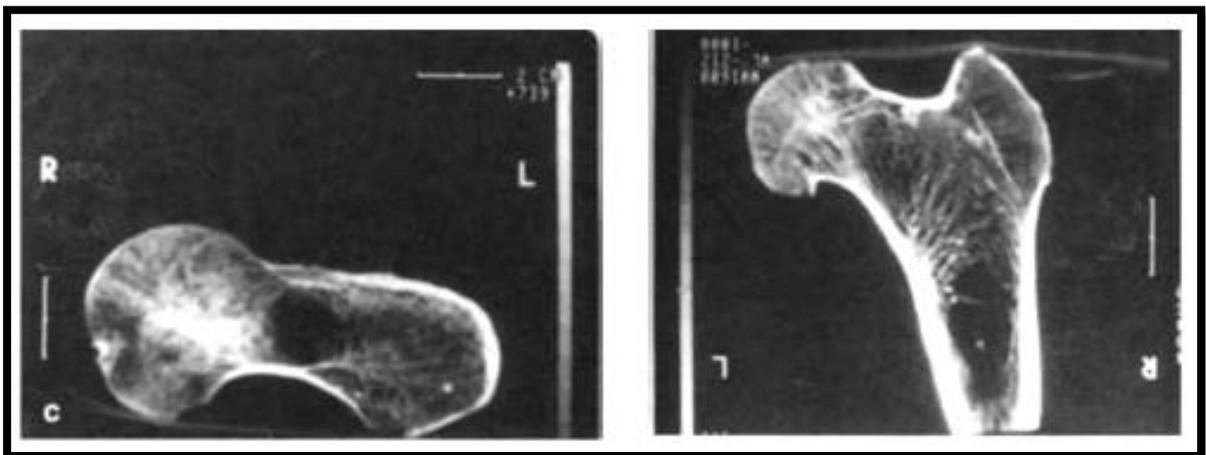


Figura 9 - Orientação das trabéculas – imagem de Raios-X

Fonte: Kazakov, 1997.

A região de interesse deste trabalho é a região trocantérica. A anatomia óssea dessa região determina que o dispositivo de fixação interna deva tomar o máximo da cabeça femoral onde a densidade óssea máxima é encontrada e onde a compressão e a tração das trabéculas aglutinam-se, como pode ser visto na imagem de Raios-X [Fig. 10]. Devido a isso, conhecer o padrão das trabéculas permite uma melhor probabilidade de sucesso da fixação interna (KYLE, 1995).



Figura 10 - Orientação das trabéculas em função da força aplicada na cabeça do fêmur. Raios-X A-P de um quadril normal mostrando a compressão das trabéculas orientadas paralelas à carga de compressão resultante na cabeça femoral

Fonte: Pauwels, 1980

2.2 FUNÇÃO MECÂNICA DO FÊMUR

Os principais movimentos articulares do fêmur são: flexão e extensão no plano sagital, a abdução e a adução no plano frontal e a rotação interna e externa no plano transversal (CARPES, 2017).

O quadril é esferoidal e consiste na articulação entre o acetábulo da pelve e a cabeça do fêmur [Fig. 5]. O acetábulo é a superfície côncava da articulação esferoidal e posiciona-se nos sentidos anterior, lateral e inferior. A cabeça do fêmur é esférica e

encaixa-se na cavidade acetabular. Tanto a cabeça como o acetábulo possui grande quantidade de osso trabecular que facilita a distribuição das forças absorvidas pela articulação do quadril. A cabeça do fêmur articula-se aproximadamente 70% com o acetábulo (HAMILL, 1999). O fêmur é mantido afastado da articulação do quadril e da pelve pelo colo do fêmur que é formado por osso trabecular com uma fina camada cortical como reforço [Fig. 5].

No conceito tradicional da mecânica do fêmur ocorrem tensões de tração e compressão na região proximal. A carga aplicada na cabeça do fêmur, representada pelo peso corporal, tende a dobrar o colo do fêmur permitindo uma configuração de tração na face superior do pescoço e compressão na inferior. Em condições normais o osso resiste a estas solicitações mecânicas, mas em condição de fratura na região trocantérica é gerada uma alavanca de momento maior e com isto o fêmur e ou seus fragmentos podem adquirir diversas posições de ângulos (KYLE, 1995).

2.3 FRATURAS DO FÊMUR

As fraturas do fêmur dividem-se em: fraturas da cabeça do fêmur, fraturas do colo do fêmur (subdivididas em intra e extracapsulares), fraturas da região trocantérica e fraturas da região subtrocantérica. As fraturas da região trocantérica, as de interesse deste trabalho, situam-se na região entre o trocânter maior e o trocânter menor, podendo ainda ser classificadas como transtrocanterianas e pertrocanterianas. Os sistemas mais comuns usados para classificar as fraturas trocanterianas baseiam-se no padrão de estabilidade da fratura e na facilidade de se conseguir uma estabilidade. Entre esses sistemas estão as classificações de Evans, Boy and Griffin, Boyd and Anderson, Jensen, AO/ASIF e OTA (WADELL, 2011). Kyle (1995) e muitos dos seus seguidores usam o termo fraturas intertrocantéricas. A vantagem das classificações de Evans e AO/ASIF [Fig. 11] e OTA é que estas diferenciam dois grupos básicos de fraturas trocantéricas sendo as pertrocantéricas as do tipo 31-A1 e 31-A2 e as intertrocantéricas as do tipo 31-A3 e todas têm características diversas entre si (WADELL, 2011).

Estas fraturas, as pertrocantéricas (31-A1 e 31-A2) são caracterizadas pela passagem da linha de fratura do grande trocânter oblíqua e ínfero medialmente para o trocânter menor. Nestas fraturas o fragmento está avulso e carrega a face posterior do trocânter maior, a crista intertrocantérica e o trocânter menor. A Fig. 12 mostra uma

imagem de Raios-X de um paciente idoso do sexo masculino desta condição de fratura. O fragmento proximal nas fraturas pertrocantéricas instáveis é formado somente pela cabeça e pescoço femoral. Nenhum músculo é afetado por esse fragmento e a redução da fratura é na maioria das vezes bem facilitada. A estabilidade das fraturas intertrocanterianas depende da integridade do córtex pósteromedial e a instabilidade aumenta com a cominuição da fratura.

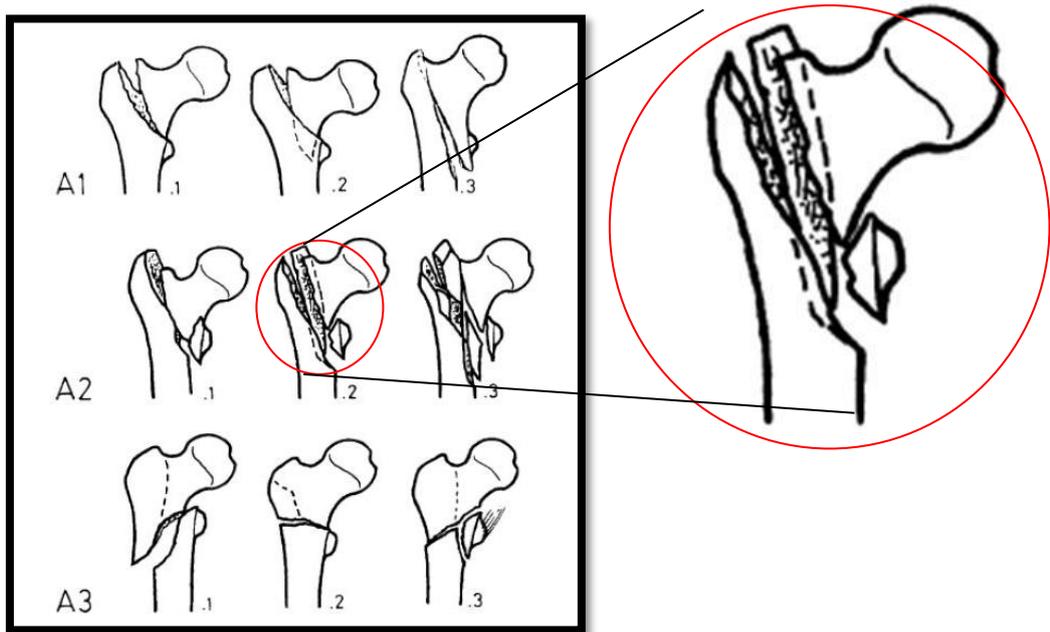


Figura 11 - Representação esquemática da fratura 31-A2.2 (multifragmentada) - Classificação AO Foundation para as fraturas trocanterianas tipo 31A – adaptada

Fonte: AO Foundation



Figura 12 - Imagem por Raios-X de uma fratura no fêmur esquerdo do tipo AO 31-A2 em paciente idoso do sexo masculino – adaptada

Fonte: Gardner et al, 2007

2.4 IMPLANTES USADOS EM FRATURAS TROCANTÉRICAS DO FÊMUR

A diversidade de implantes encontrados hoje revela a dificuldade no tratamento de fraturas trocantéricas instáveis. Uma variedade de projetos de implantes de fixação tanto intra quanto extramedulares têm sido lançados no mercado, tais como *Dynamic Hip Screw* (DHS), a *Anatomic Plate* (AP) e o *Proximal Femoral Nail* (PFN), e são exemplos destes entre tantos outros. Entretanto não há um consenso sobre o melhor tipo de implante a ser utilizado para fraturas intertrocantéricas em todos os tipos de fraturas (OKEN et al, 2011).

Desde que foram classificadas em grupos e subgrupos estas fraturas têm sido tratadas mais frequentemente com parafusos de compressão deslizante (DHS – *Dinamic Hip Screw*) mas novos componentes continuam sendo desenvolvidos e muitos pesquisadores apontam os implantes intramedulares (PFN – *Proximal Femoral Nail*) como sendo os mais vantajosos para as fraturas instáveis desta região. Entretanto, outros tantos afirmam que do ponto de vista clínico não há diferenças significativas entre os dois tipos. Há ainda um número limitado que aponta os intramedulares como mais vantajosos sobre os parafusos deslizantes e outros muitos são contra o seu uso (SAUDAN et al, 2002). Portanto, não há um consenso.

Um estudo baseado em dados clínicos, feito na Finlândia aponta para um aumento nas infecções e complicações pós-operatórias com o uso de dispositivos intramedulares. Este mesmo estudo relata ainda não haver vantagens no seu uso para as fraturas do tipo 31-A2 além de apresentar um aumento da mortalidade pós-cirurgia (YLI-KYYNY et al, 2012).

Estudos clínicos (RANJEETESH; SINGH R; SINGH B, 2012) em 50 casos de fraturas intertrocantéricas tratadas com DHS e PFN mostraram que o DHS é bem tolerado por pacientes jovens com fraturas estáveis enquanto que o PFN tem melhores resultados em pacientes osteoporóticos, com ossos fracos ou com fratura oblíqua reversa.

Estudos randomizados falharam em tentar demonstrar a superioridade dos dispositivos intramedulares sobre o parafuso deslizante para fraturas estáveis e, pelo contrario, acabou demonstrando que os intramedulares tem predisposição a fraturas secundárias do fêmur e que o parafuso deslizante é o melhor para as este tipo de fraturas (KOKOROGHIANNIS et al, 2012). Este mesmo estudo admite que não possa ser conclusivo sobre as fraturas instáveis ou cominutivas.

Schipper, Marti e Van Der Werken (2004) comentam em seu estudo de revisão de literatura, sobre as fraturas trocantéricas instáveis do fêmur, não ser recomendado o uso rotineiro de dispositivos de fixação intramedular para fraturas estáveis. Para estes tipos de fraturas o sistema parafuso deslizante oferece uma alternativa segura e simples. Já para fraturas instáveis a haste intramedular é relatada biomecanicamente superior. São sugeridas vantagens clínicas por estes autores, mas ainda são necessárias maiores evidências.

Analisando do ponto de vista biomecânico o sistema haste parafuso, também conhecido como *Gamma Nail*, era o mais usado para fraturas instáveis e parecia ser o mais apropriado. Porém este apresenta uma taxa de falha de 8 a 15% dos casos. Relacionados num estudo clínico, os principais relatos destas falhas foram: colapso da região da fratura e soltura do parafuso guia da cabeça e do pescoço causada pela rotação deste fragmento ou ainda pelo mau posicionamento do parafuso guia durante a cirurgia (SIMMERMACHER; BOSCH; VAN DER WERKEN, 1999).

Em seu modelo ósseo de cestamida, um material sintético que possui propriedades mecânicas similares às do osso, Oken et al (2011) criou uma linha de fratura simulando uma fratura intertrocantérica onde colocou células de carga para avaliar o carregamento nesta região. Foi aplicada, então, uma carga axial que começou em 100N e foi até 1000N com incrementos de 100N. Os resultados de tensão assim obtidos foram comparados com dados de um modelamento por elementos finitos em um fêmur sem implantes. Ele concluiu que o PFN apresentou a maior tensão na linha de fratura e que o DHS apresentou a menor tensão entre os dispositivos avaliados.

O'Neill et al (2013) usou ensaios mecânicos de tração para mostrar a influência do desenho do implante no modo de falha dos implantes DHS, DHS Blade e X-BOLT usados para fraturas intertrocantéricas. Ele comentou que o tipo de falha mais comum para esses tipos de implantes é a soltura do implante. Após carregamentos repetidos o parafuso guia avança pelo substrato ósseo e sai através da cabeça femoral. Os estudos foram feitos em um substrato ósseo artificial na forma de blocos de poliuretano com cabeças femorais de ossos cadavéricos. Cada tipo de implante apresentou sua própria curva força-deslocamento e sua própria energia para fazer avançar o parafuso-guia na cabeça do fêmur. Ele considera ainda que este tipo de ensaio é uma solução adequada para demonstrar a resistência ao corte do parafuso guia.

Numa análise por elementos finitos, no seu estudo O. Oken et al (2011) compara testes biomecânicos com cargas aplicadas sobre uma situação de fratura, usando alguns tipos de implantes disponíveis no mercado, com um modelamento por elementos finitos.

Na conclusão de seu trabalho “Ensaio de Integridade Estrutural de Placas Angulares de Fixação de Fraturas Ósseas do Fêmur”, Talaia (2007) salienta a importância desse tipo de ensaio para garantir a integridade estrutural de dispositivos implantáveis no corpo humano.

2.4.1 O parafuso dinâmico DHS – *Dynamic Hip Screw*

O parafuso dinâmico, *Dynamic Hip Screw* (DHS) ou parafuso deslizante [Fig. 13] é um dos tipos de implantes utilizados para a fixação de determinados tipos de fraturas do fêmur juntamente com a placa de apoio. Ele permite o deslizamento controlado do componente da cabeça femoral. É composto por três componentes: um pino guia, que vai inserido no pescoço do fêmur, uma placa lateral e alguns parafusos corticais, que vão fixados na lateral do fêmur.

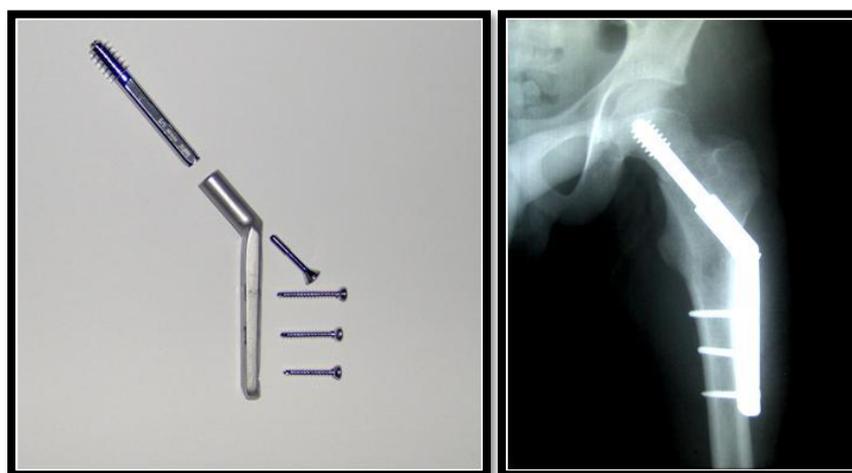


Figura 13 - Imagem do parafuso deslizante - Dynamic Hip Screw (DHS) – Imagem da esquerda: componentes do DHS; Imagem da direita: DHS implantado num fêmur fraturado

Fonte: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/5c/Cdm_hip_implant_348.jpg

A ideia da compressão dinâmica é que a cabeça femoral possa mover-se ao longo de um plano. Uma vez que o osso responde a tensões dinâmicas, isto pode levar o fêmur a cicatrizações primárias.

O parafuso dinâmico DHS foi introduzido em 1964 por Clawson e é o dispositivo preferido para a fixação interna de fraturas intertrocanterianas devido aos seus resultados favoráveis e a baixa taxa de falha. A figura 14 apresenta uma imagem esquemática do parafuso deslizante em fratura trocantérica.

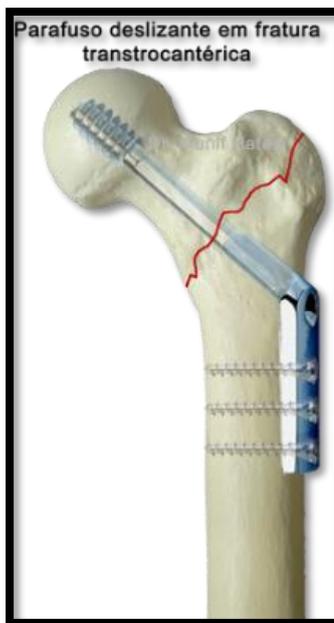


Figura 14 - Imagem do parafuso deslizante em fratura transtrocanterica estável

Fonte: Hatem, 2017

Algumas complicações têm sido associadas à soltura da ponta do parafuso guia da cabeça femoral, mas falhas por fadiga ou quebra da placa lateral não tem sido relatadas (LAOHAPOONRUNGSEE; ARPORNCHAYANON; PHORNPOTKUL, 2005).

Verhofstada e Van Der Werken (2004) conclui em seu trabalho de avaliação de 148 pacientes, com média de idade de 80 anos, com placas DHS curtas, com dois furos na placa lateral, que o implante DHS é seguro quando se trata de fraturas pertrocantericas estáveis.

Em seu trabalho publicado em 2012 (KOKOROGHIANNIS et al, 2012) conclui que o DHS deva ser o dispositivo de escolha para fraturas intertrocantericas estáveis do tipo A1 (AO-OTA), enquanto que os dispositivos intramedulares são mais indicados para as fraturas do tipo A3. Ele comenta ainda que os dispositivos escolhidos para uso nas fraturas do tipo A2 devem ser avaliados baseados nas suas características individuais. Por isto, é ainda objeto de estudos.

2.5 ENSAIOS MECÂNICOS

Ensaio mecânico permite caracterizar materiais, ou sistemas de materiais, quanto ao seu comportamento quando solicitado a certos esforços, que podem ser estáticos ou cíclicos. Podem também determinar propriedades mecânicas ou ainda facilitar o entendimento destas propriedades (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

Propriedades mecânicas são as propriedades que definem o comportamento de um material, ou sistema, quando sujeito a esforços mecânicos e estão relacionadas à capacidade deste de resistir ou transmitir os esforços recebidos sem romper ou deformar (HANDBOOK, 2000).

Os ensaios mecânicos podem ser feitos em protótipos, no próprio material ou sistema, ou ainda em corpos de prova normatizados para tal fim. Existe uma diversidade de ensaios mecânicos que podem ser aplicados aos materiais ortopédicos. O ensaio de interesse deste estudo foi o Ensaio Cíclico de Fadiga.

2.5.1 Ensaio Cíclico – Ensaio de Fadiga

O ensaio de fadiga é um método usado principalmente para especificar tipos de deformações, limites de tensão e de tempo de uso de componentes. Pode também ser utilizado para definir aplicações de materiais ou sistemas ou determinar o comportamento de um sistema quando submetido a cargas flutuantes. Usa cargas cíclicas, ou seja, esforços que se repetem com regularidade. Neste caso, uma deformação e / ou tensão cíclica é uma senoidal onde os valores são representados no eixo das ordenadas e o tempo (ou número de ciclos) no eixo das abscissas. Deformações de tração são representadas como positivas e de compressão como negativas. Os resultados do ensaio podem ser apresentados na forma de um gráfico de deformação ao longo do tempo ou de tensão por número de ciclos (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

Os equipamentos usados para ensaios fadiga constituem-se basicamente de um sistema de aplicação de cargas, um contador de ciclos e um registrador de dados, e realizam o ensaio de acordo com o tipo de solicitação aplicada, que pode ser de torção, tração-compressão, flexão e flexão-rotativa. Os resultados do ensaio podem ser apresentados na forma de um gráfico de deformação ao longo do tempo ou de tensão por número de ciclos (HANDBOOK, 2000).

2.6 MATERIAIS SINTÉTICOS PARA ENSAIOS MECÂNICOS

2.6.1 Osso Sintético - Morfologia, Características e Propriedades de Interesse.

Os materiais sintéticos têm sido desenvolvidos para atenderem a uma crescente demanda de ensaios *in vitro*. Ensaios de fadiga, ensaios de resistência, entre outros têm sido feitos usando ossos compósitos como substitutos de ossos cadavéricos e permitem uma boa reprodutibilidade do ambiente mecânico a que estão submetidos. Embora estes ossos sintéticos não representem as respostas biológicas dos fêmures naturais, suas características geométricas e propriedades mecânicas são semelhantes as do osso natural e foram validadas por ensaios mecânicos (TALAIA, 2007; HEINER, 2008; CRISTOFIINI et al, 1996; GARDNER et al, 2010; CHONG et al, 2007). Além disso, a utilização de ossos compósitos reduz a variação nas características encontradas em ossos cadavéricos, que não tem um padrão já que são obtidos de pessoas diferentes. Esses materiais sintéticos também tem a vantagem de não exigirem maiores cuidados no armazenamento.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O objetivo deste estudo foi comparar as deformações obtidas em um ensaio de fadiga por um conjunto de fêmures intactos, sem fratura, com um conjunto de fêmures com fraturas do tipo 31-A2-2, nos quais foram realizadas osteossínteses com placas DHS. Esses conjuntos foram submetidos a ensaios mecânicos cíclicos de fadiga mediante a aplicação de uma carga axial aplicada na cabeça do fêmur e a respectiva resposta mecânica de pontos específicos pré-definidos no material e instrumentados com extensômetros de resistência elétrica foi avaliada. As informações obtidas destes ensaios foram dados de deformações em função do tempo geradas em cada ponto da medição.

A metodologia escolhida baseou-se na intenção de obter dados de deformação em pontos considerados importantes no comportamento da consolidação da fratura para que, a partir destes dados, seja possível fazer comparações com estudos similares e ajudar na definição do tipo de implante para esta situação de fratura.

Os materiais usados como amostra para este estudo foram 06 fêmures compósitos longos de quarta geração da marca Sawbones, modelo #3406, com dimensões de 485 mm de comprimento [Fig. 15] e 03 placas ósseas do tipo DHS – Dynamic Hip Screw com 135°, contendo parafuso deslizante de 100 mm [Fig. 16], fabricadas em aço inoxidável austenítico – Cr Ni Mo – ASTM F-138.

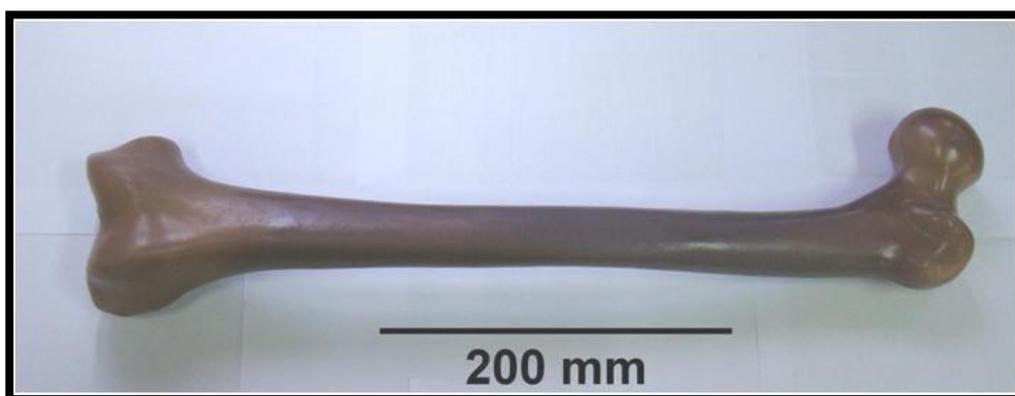


Figura 15 - Fêmur compósito Sawbones – como recebido

Fonte: Elaborado pelo autor.

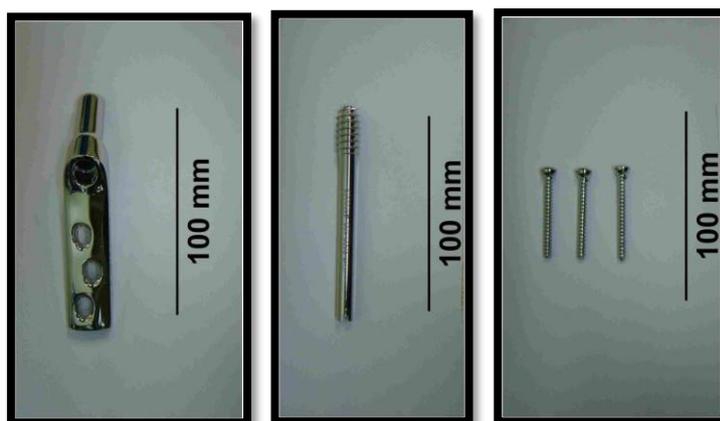


Figura 16 - Placa com Parafuso Deslizante – DHS - como recebidos

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para avaliar o comportamento em fadiga das amostras foi feita uma sequência de procedimentos conforme as etapas descritas no Quadro 1.

Quadro 1 - Etapas do procedimento experimental

Etapa	Atividade
1	Inspeção: Recebimento e inspeção visual das amostras
2	Teste do Equipamento de raios X: Raios X de um fêmur compósito sem um implante e um fêmur compósito com um implante para verificação do posicionamento do implante e também para verificar a qualidade das imagens para uso posterior.
3	Identificação das amostras
4	Execução dos procedimentos cirúrgicos para implantação das placas nos fêmures compósitos.
5	Retirada das placas DHS dos fêmures para a realização dos cortes, em laboratório, das fraturas nos conjuntos de fêmures que serão fraturados e implantados.
6	Confecção dos gabaritos esquerdo e direito com o tipo de fratura para a marcação da posição dos cortes simulando as fraturas.
7	Marcação dos fêmures com os gabaritos para o corte das fraturas.
8	Realização dos cortes das fraturas.
9	Colocação das placas DHS nos fêmures fraturados.
10	Montagem do conjunto fêmur / dispositivo de ensaio.
11	Definição dos pontos de medição de resistência das amostras.
12	Confecção dos gabaritos para a marcação dos pontos de medição dos extensômetros nos fêmures.
13	Marcação dos pontos a serem medidos pelos extensômetros de resistência (Strain Gauges) nas amostras.
14	Instrumentação das amostras com os extensômetros de resistência (Strain Gauges).
15	Fixação das amostras na máquina de ensaios e início dos ensaios.
16	Ensaio de fadiga

Fonte: Elaborado pelo autor.

✓ **Etapa 1: Inspeção**

Inicialmente todo o material recebido como amostra foi inspecionado visualmente para verificação da existência de possíveis defeitos macroscópicos, tais como trincas, pontos de corrosão e outros que pudessem comprometer os resultados dos ensaios. Não foram detectados defeitos visuais a olho nu e com uso de lupa de baixo aumento até 20 vezes.

✓ **Etapa 2: Teste do equipamento de raios X**

Foram feitas imagens de raios X para verificar o comportamento do material compósito sob esse efeito e também para verificar o aproveitamento e a qualidade das imagens de raios X para uso posterior. A figura 17 mostra alguns exemplos de imagens de raios X nestes materiais compósitos, inclusive de outros trabalhos do LAMEF.

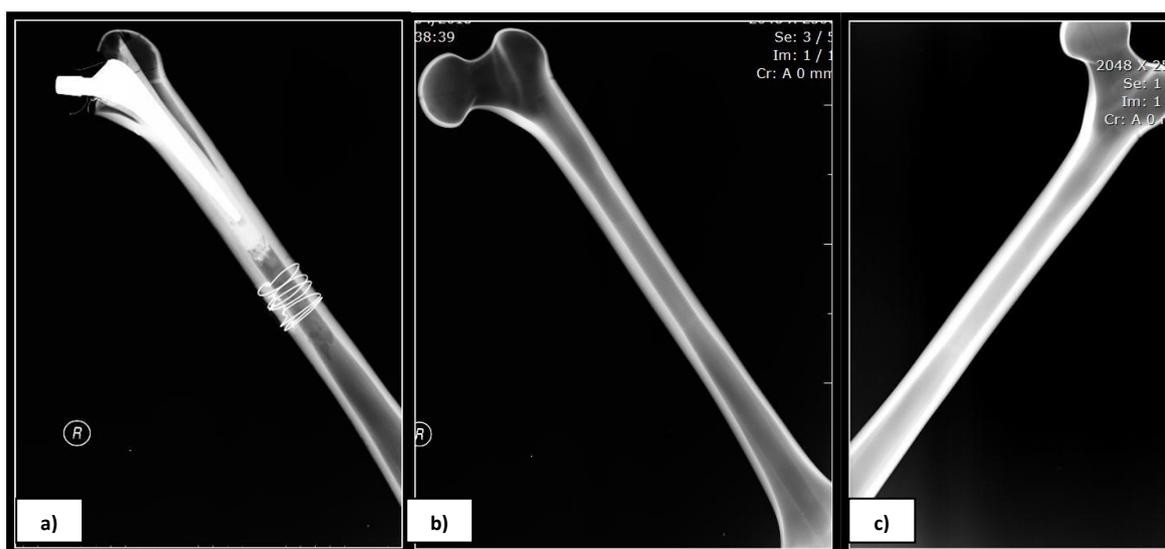


Figura 17 - Imagem de raios X - (a) Imagem de Raios X do fêmur compósito implantado com uma haste de quadril usado em ensaios do LAMEF (Strohaecker R. M., 2008) – (b) Imagem de raios X do fêmur compósito sem implante – fêmur esquerdo, vista anterior – (c) Imagem de raios X do fêmur compósito – fêmur esquerdo, vista posterior

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 3: Identificação das amostras**

Para este estudo a identificação das amostras foi feita conforme o Quadro 2:

Quadro 2 - Identificação das amostras para os ensaios

Nº da amostra	Tipo de Amostra
1	Fêmur compósito intacto sem fratura
2	Fêmur compósito intacto sem fratura
3	Fêmur compósito intacto sem fratura
4	Fêmur compósito com fratura tipo 31-A2-2 e com implante DHS
5	Fêmur compósito com fratura tipo 31-A2-2 e com implante DHS
6	Fêmur compósito com fratura tipo 31-A2-2 e com implante DHS

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 4: Execução dos procedimentos cirúrgicos para implantação das placas nos fêmures compósitos**

As amostras 4, 5, 6 dos fêmures compósitos que seriam fraturados e implantados com as placas DHS foram levadas ao Centro Cirúrgico da Santa Casa de Porto Alegre para execução do procedimento cirúrgico de colocação. As placas, neste caso, foram implantadas antes dos cortes das fraturas, ou seja, nos fêmures ainda intactos para facilitar a execução dos furos por onde passaria a placa, já que neste caso experimental não se tem os tecidos e músculos como sustentação para o procedimento. Todo o experimento foi realizado de forma idêntica ao procedimento cirúrgico padrão deste tipo de fraturas, envolvendo mesa radiotransparente e auxílio de fluoroscopia. Como forma de instrução e treinamento, o experimento foi acompanhado pelos residentes da ortopedia como Workshop.

Para a simulação das cirurgias de implantes das placas DHS foram usados os mesmos instrumentais cirúrgicos de uma cirurgia real. A figura 18 mostra o instrumental utilizado.

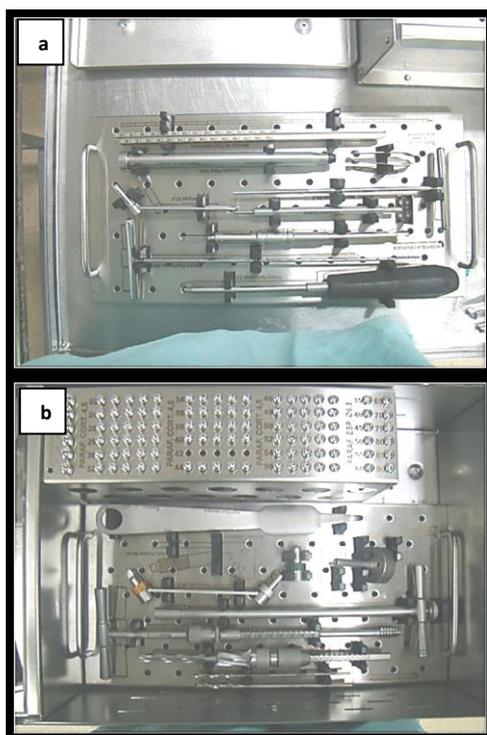


Figura 18 - (a) e (b) Instrumentais usados para o procedimento cirúrgico

Fonte: Elaborado pelo autor

As amostras 4, 5, 6 que seriam fraturadas e implantadas foram submetidas às etapas do procedimento cirúrgico conforme a sequência das imagens mostradas na figura 19.

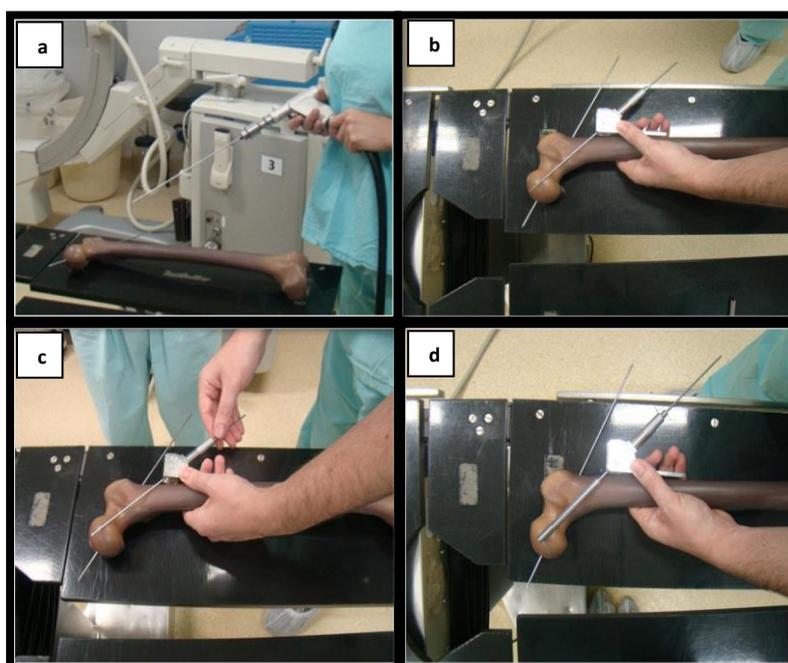


Figura 19 - Imagem da preparação para fazer o furo do pino guia. Sequência do procedimento nas figuras (a), (b), (c), (d), respectivamente

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

Após a colocação do pino guia todas as amostras foram submetidas aos raios X para verificação do seu posicionamento com relação à cabeça do fêmur [Fig. 20]. É interessante observar que os fêmures sintéticos apresentam um colo femoral mais varo.

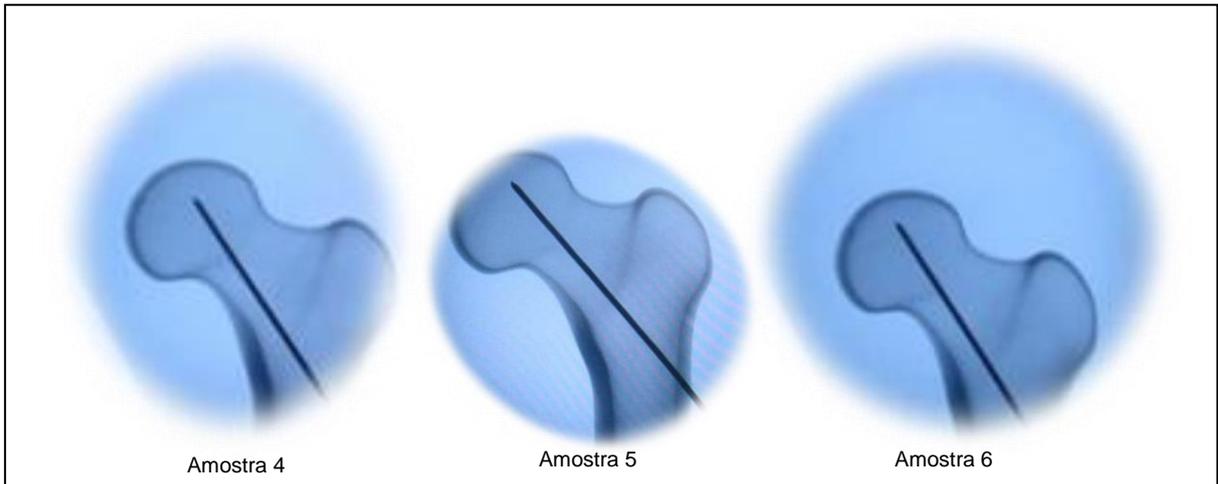


Figura 20 - Posições que ficaram os furos guia para a colocação do pino guia

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

Após a verificação da posição do furo nas imagens de raios X procedeu-se o alargamento do furo para a colocação do pino guia conforme figura 21.

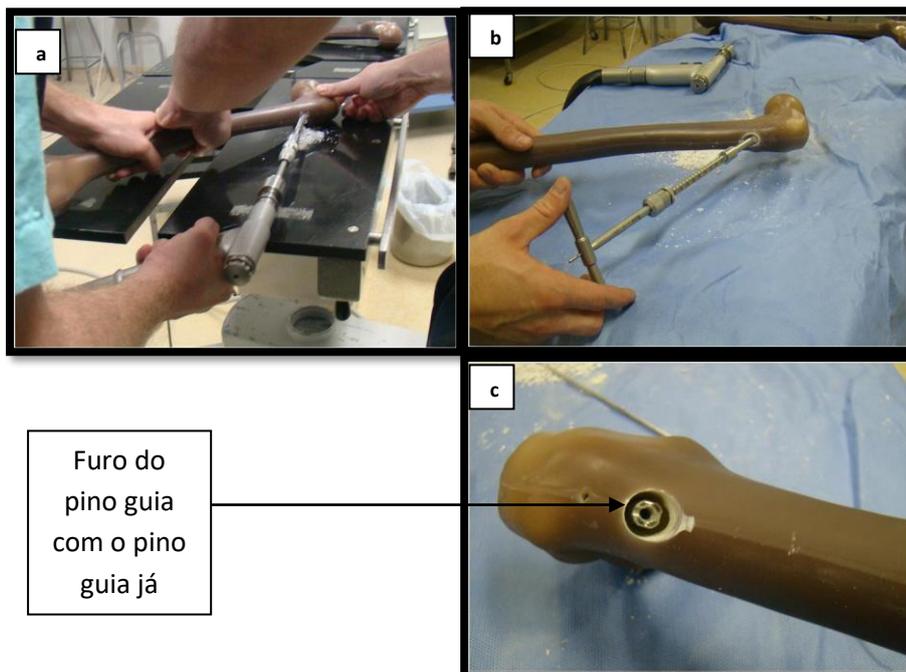


Figura 21 - (a) e (b) Alargamento do furo para colocação do pino guia e colocação do pino guia – (c) Pino já colocado

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

O procedimento cirúrgico seguiu com a fixação das placas e dos parafusos corticais [Fig. 22] e a realização de novas imagens de raios para verificação do posicionamento do implante com relação à cabeça do fêmur [Fig. 23].

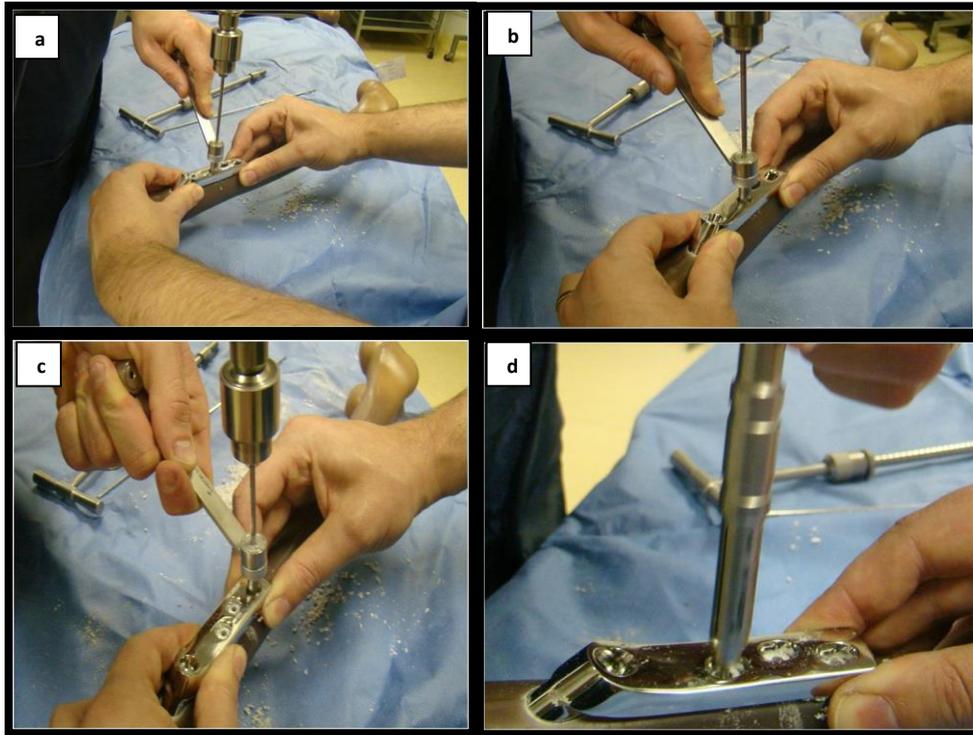


Figura 22 - Colocação dos parafusos corticais da Placa DHS

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

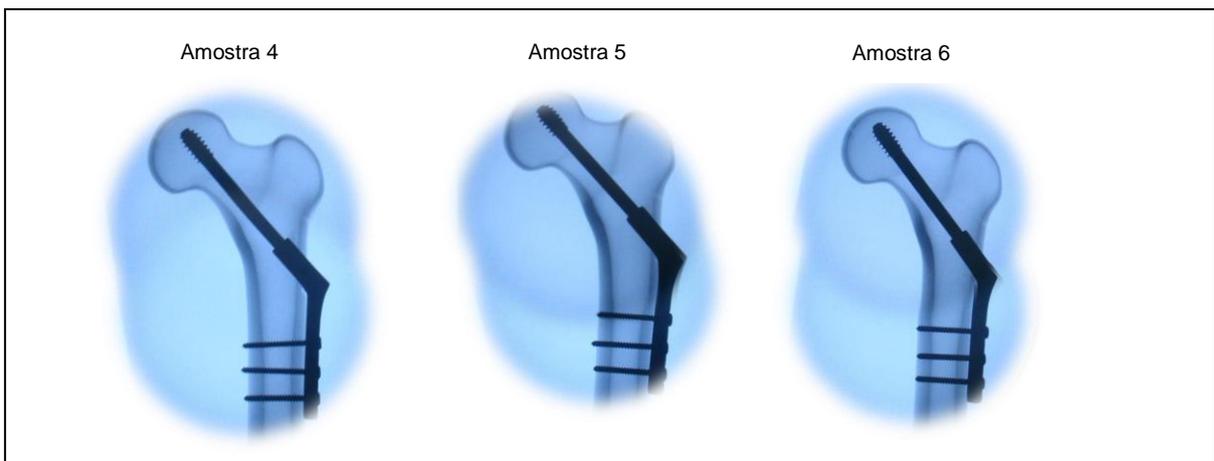


Figura 23 - Posição das Placas DHS com relação aos fêmures após a implantação

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

A figura 24 mostra o conjunto de amostras com as placas implantadas nos fêmures:



Figura 24 - Placas DHS implantadas

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor.
Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

✓ **Etapa 5: Retiradas das placas DHS dos fêmures**

Após os procedimentos cirúrgicos de colocação dos implantes e o registro das etapas e das imagens, as placas foram retiradas com cuidado e reservadas para que os cortes das fraturas fossem executados nos fêmures.

✓ **Etapa 6: Confecção dos gabaritos para execução das fraturas**

Para que a situação de fratura 31-A2-2 [Fig. 25] pudesse ser realizada semelhante em todos os fêmures, foram feitos moldes que serviram como um gabarito para a marcação de onde seriam feitos os cortes que representariam a fratura. Os moldes foram feitos em papel machê e envernizados para que tivessem alguma resistência e facilitasse o corte. Foi feito um molde representando a parte anterior e outro representando a parte posterior do fêmur conforme a figura 26. Estes modelos foram cortados [Fig. 27] seguindo as linhas da fratura 31-A2-2.

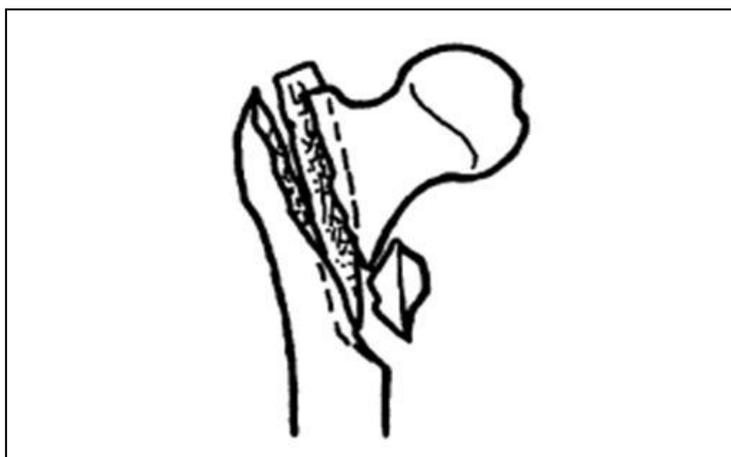


Figura 25 - Imagem da fratura 31-A2-2

Fonte: AO Foundation



Figura 26 - Imagem dos modelos, confeccionados em papel machê, usados como gabarito para corte das fraturas; (a) modelagem do gabarito; (b) gabarito inacabado, antes do verniz; (c) gabarito finalizado com verniz – parte posterior; (d) gabarito finalizado com verniz – parte anterior

Fonte: Elaborado pelo autor

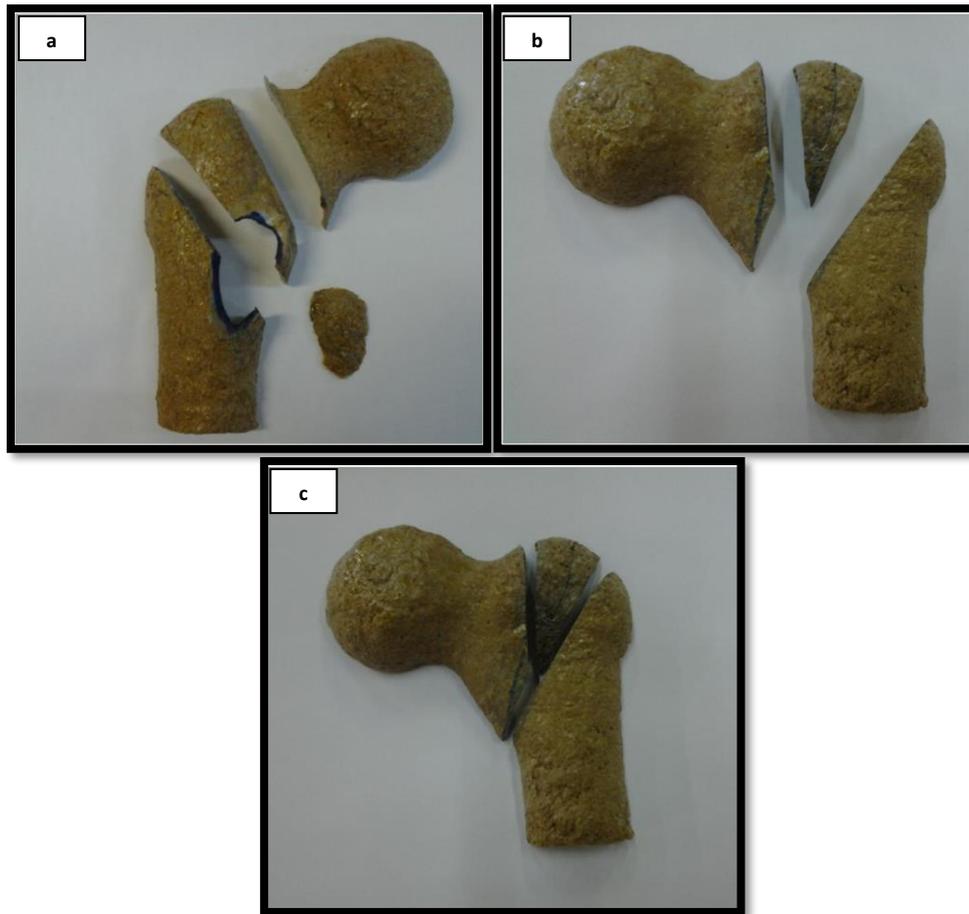


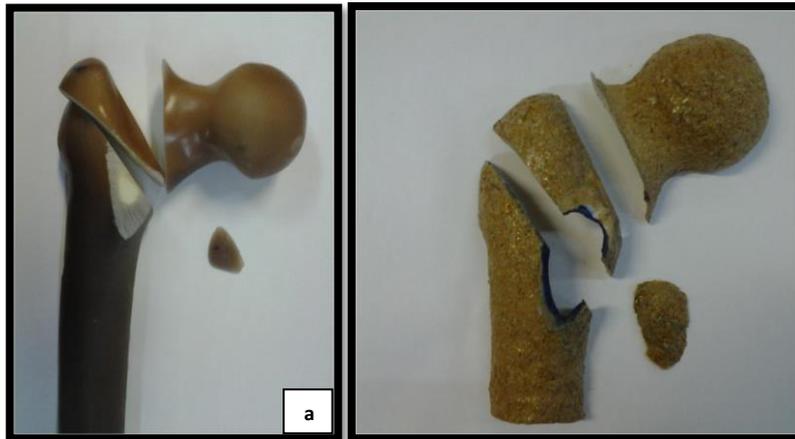
Figura 27 - Imagem dos gabaritos já com os cortes da fratura 31A2-2 (a) Vista posterior; (b) Vista anterior; (c) Vista anterior montado

Fonte: Elaborado pelo autor

- ✓ **Etapa 7: Marcação dos fêmures com os gabaritos para o corte das fraturas**
As posições dos cortes das fraturas nos fêmures foram marcadas com pincel à tinta usando os gabaritos de papel machê. Os gabaritos foram colocados sobre as amostras para que os cortes das fraturas fossem feitos similarmente em todas as amostras.

- ✓ **Etapa 8: Realização dos cortes das fraturas**
Após a marcação as amostras foram cortadas em laboratório com a ajuda de uma serra fita. A figura 28 apresenta as amostras com os cortes das fraturas.

Vista posterior



Vista anterior

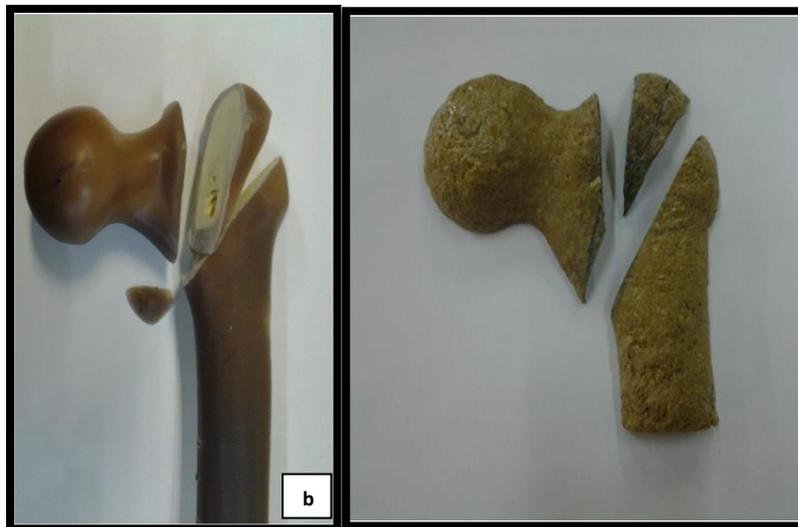


Figura 28 - Imagem das amostras com os cortes das fraturas e os respectivos gabaritos ao lado – a) Vista posterior; b) Vista anterior

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 9: Colocação das placas DHS nos fêmures fraturados**

Após a realização dos cortes das fraturas, as placas foram colocadas novamente nos fêmures para que compusessem o conjunto das amostras de fêmures com fratura e implantados com placas DHS (amostras 4, 5, 6). A figura 29 apresenta as imagens de raios X das placas implantadas nos fêmures com fratura.

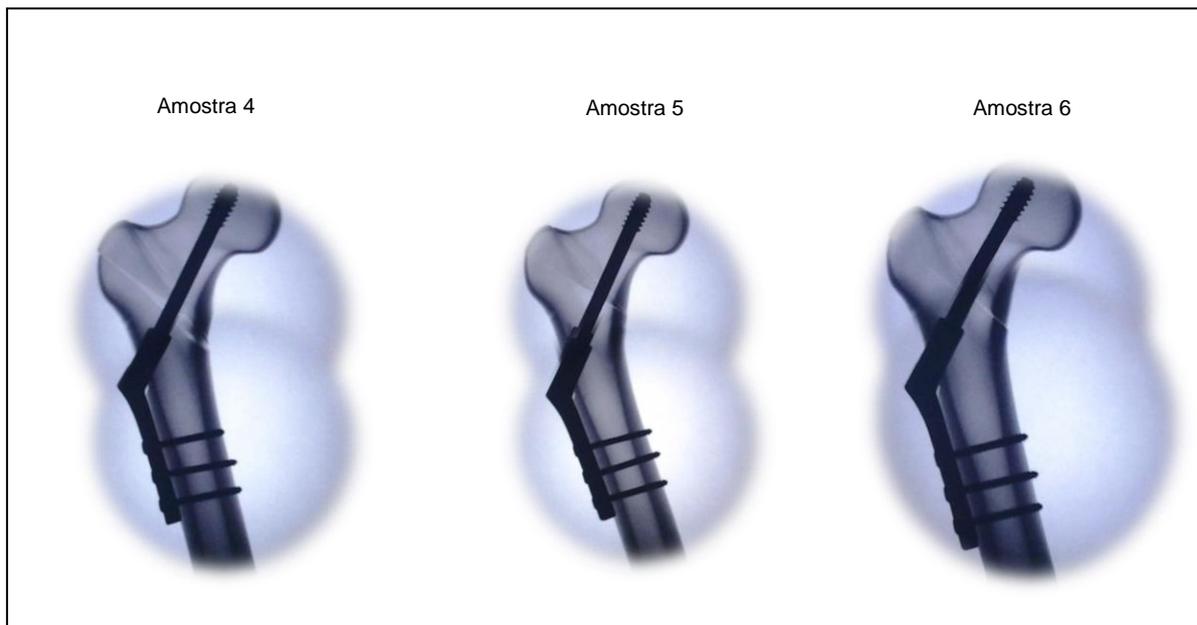


Figura 29 - Imagem de raios X das placas DHS implantadas nos fêmures em cada uma das amostras

Fonte: Organização das imagens feita pelo autor. Procedimento cirúrgico nos fêmures realizado pelo Dr. Leandro Spinelli

✓ **Etapa 10: Montagem do conjunto fêmur / dispositivo de ensaio**

Para a execução dos ensaios de fadiga foi confeccionado um dispositivo em aço inoxidável onde cada amostra foi fixada pela parte distal com auxílio de resina polimetacrilato de metila. As amostras foram fixadas no dispositivo usando como eixo de referência o próprio canal vazado que possui o fêmur. Este canal serve como guia para obtenção da adequada inclinação das amostras, ficando esta em torno de 11° do eixo vertical, conforme recomenda a literatura (HEINER; BROWN, 2001).

✓ **Etapa 11: Definição dos pontos de medição de resistência das amostras**

Os pontos de medição foram definidos baseados em regiões no entorno da fratura 31A-2-2 e do implante [Fig. 30] para avaliação das deformações. Foi usado como referência também os trabalhos de (Strohaecker R. , 2008) e (Cervieri, 2006).

As regiões foram:

- região do colo do fêmur - Ponto 1;
- região lateral do fêmur – Ponto 2;
- região do meio do pino guia – Ponto 3;
- região do calcar acima da linha de fratura – Ponto 4;

- região do calcar abaixo da linha de fratura – Ponto 5;
- região do centro do segundo parafuso cortical – Ponto 6;

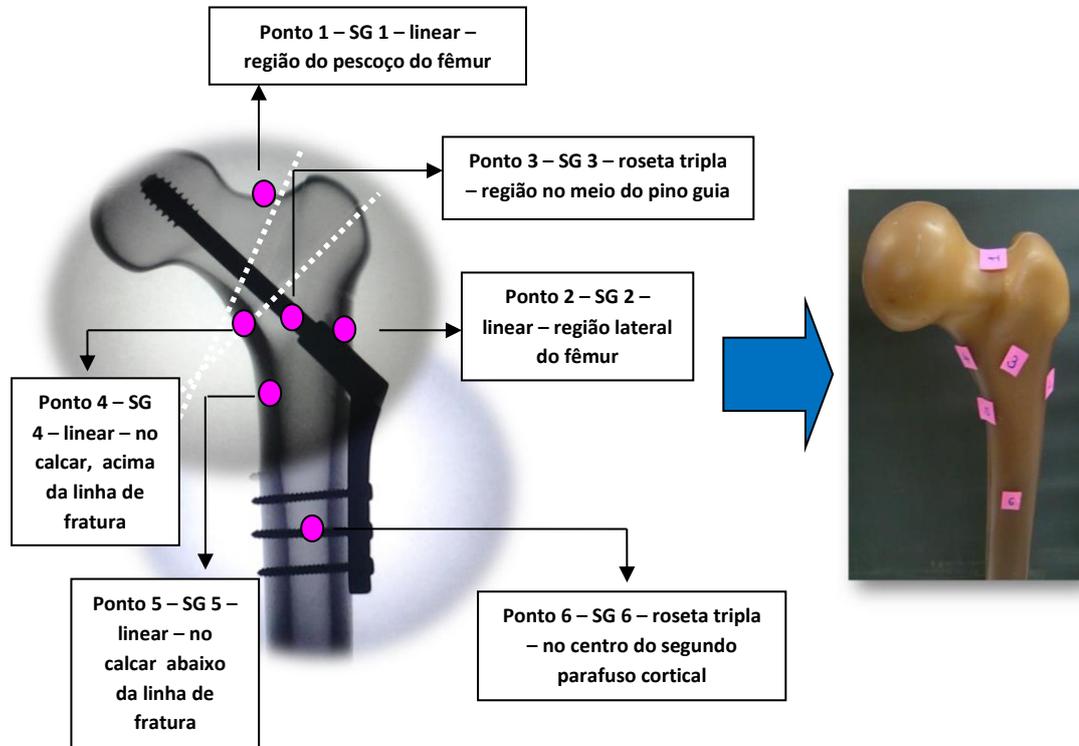


Figura 30 - Imagem da marcação da posição dos strain gages na amostra – a) visualização dos pontos de medição na imagem de raios X; b) Imagem da amostra com a marcação

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 12: Confeção dos gabaritos para marcação dos pontos de medição dos extensômetros nos fêmures**

Foram confeccionados moldes também em papel machê e revestidos com verniz para serem usados como gabarito, facilitar a marcação dos pontos de medição dos *Strain Gauges* e ainda garantir que esses pontos sejam marcados similarmente em todas as amostras [Fig. 31].



Figura 31 - Imagem dos gabaritos com a marcação dos pontos onde foram colocados os *Strain Gauges*

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 13: Marcação dos pontos a serem medidos pelos extensômetros de resistência (*Strain Gauges*) nas amostras**

Os pontos de medição foram marcados com pincel à tinta sobre o gabarito como referência para a marcação. Logo após, onde estava a marcação foram feitos furos no gabarito para que os fêmures pudessem ser todos então marcados igualmente [Fig. 32].

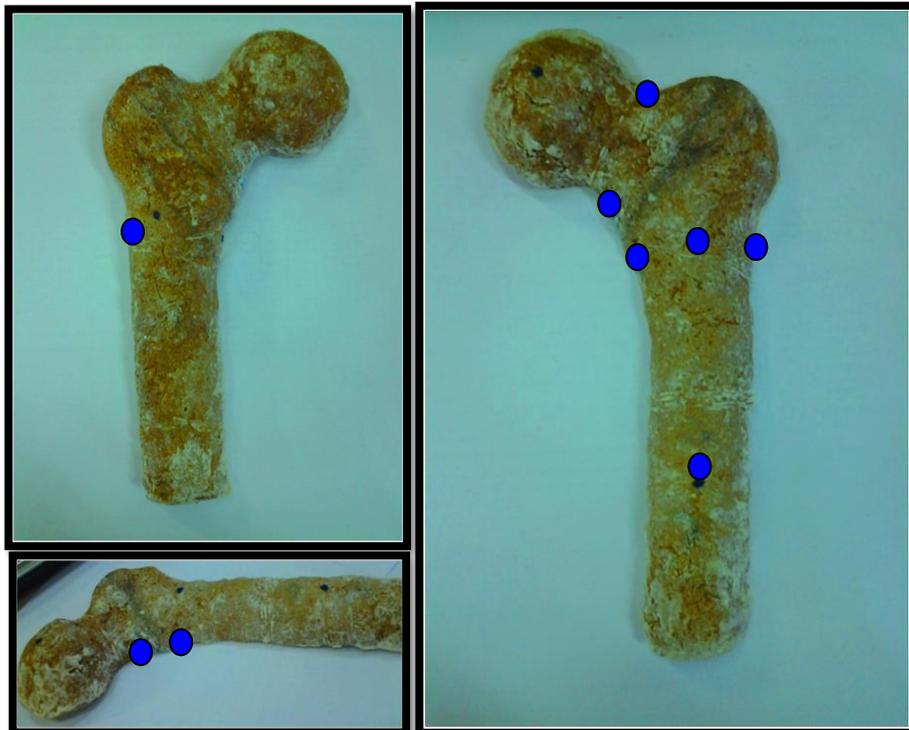


Figura 32 - Pontos onde foram feitos os furos no gabarito para a marcação da posição dos *Strain Gages* nos fêmures

Fonte: Elaborado pelo autor

✓ **Etapa 14: Instrumentação das amostras com os extensômetros de resistência (*Strain Gages*)**

As amostras foram instrumentadas com *Strain Gauges* (SG) da marca Kyowa e seguiram a designação para cada ponto conforme Quadro 3:

Quadro 3 - Referência do tipo de *Strain Gages* (SG) em cada amostra

	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5	Ponto 6
Amostra						
Todas	SG KYOWA Linear	SG KYOWA Linear	SG KYOWA Roseta	SG KYOWA Linear	SG KYOWA Linear	SG KYOWA Roseta

Fonte: Elaborado pelo autor

Os pontos onde foram ser colados os *Strain Gauges* foram previamente lixados e limpos para garantir uma boa fixação. Em cada ponto definido para medição foi colocado o tipo de *Strain Gage* previamente definido no Quadro 3. Após a fixação dos *Strain Gauges* foram soldados os cabos elétricos que seriam conectados com o equipamento de aquisição de dados. A figura 33 apresenta a sequência de preparação e colocação.

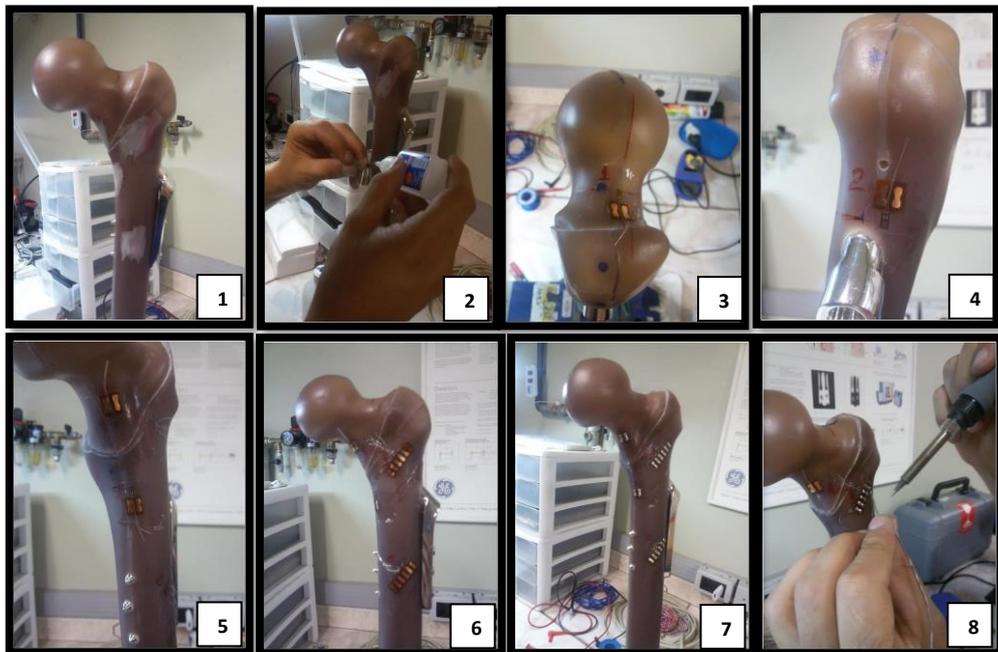


Figura 33 - Sequência da colocação dos *Strain Gages*

Fonte: Elaborado pelo autor.

✓ **Etapa 15: Fixação das amostras na máquina de ensaios e início dos ensaios.**

O equipamento usado para os ensaios foi o MTS 810 – Material Test System. As amostras foram fixadas no equipamento através de dispositivos de fixação da própria máquina e outros acessórios avulsos para garantir o bom andamento do ensaio [Fig. 34 (a)].

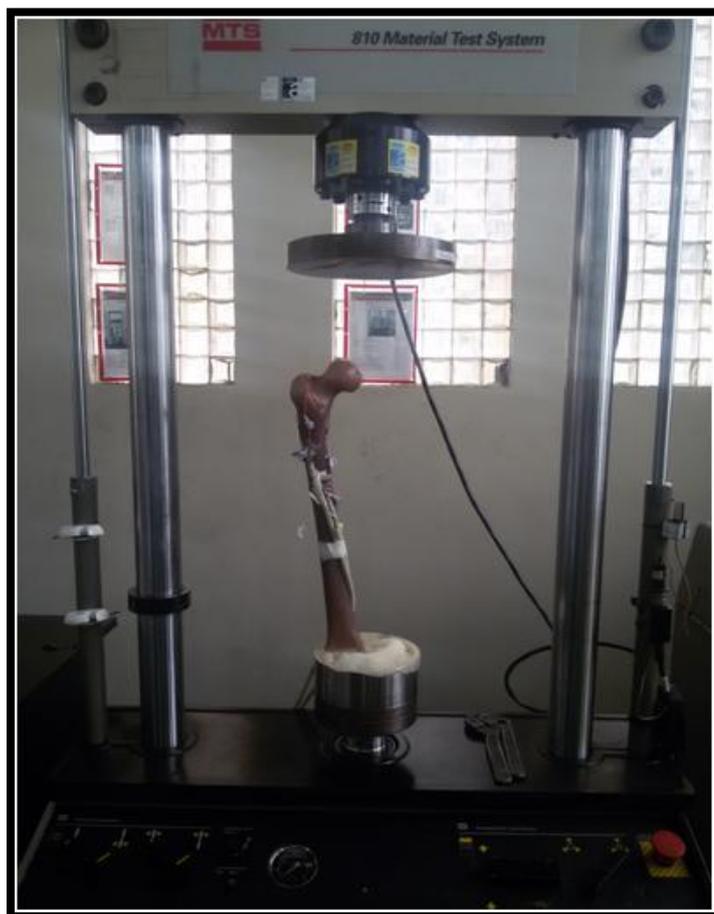


Figura 34 - (a) Imagem do conjunto amostra dispositivo fixados na máquina de ensaio

Fonte: Elaborado pelo autor

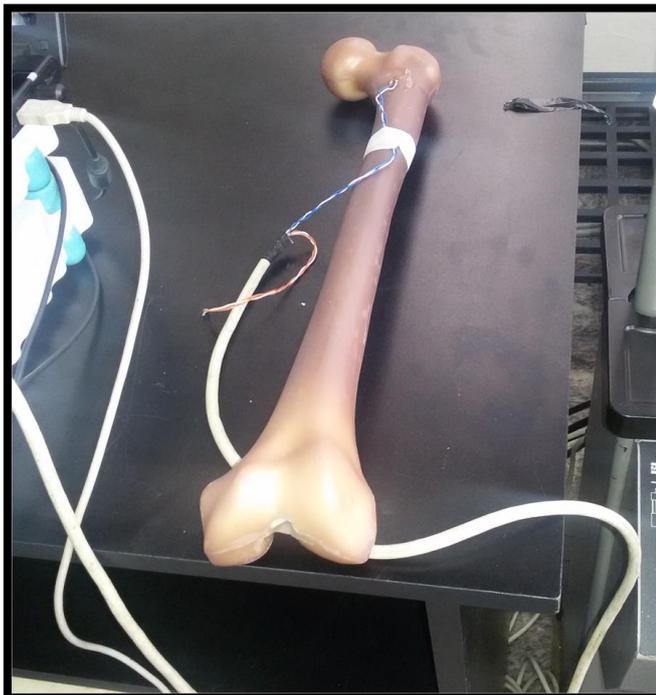


Figura 34 - (b) Imagem da amostra de compensação

Fonte: Elaborado pelo autor

Após a fixação das amostras no equipamento de ensaio, foram pré-setados no software do equipamento os parâmetros de ensaio, conforme o Quadro 1.

Para os ensaios foi feito um carregamento cíclico compressivo simulando a carga sobre a cabeça femoral correspondente ao peso de uma pessoa de aproximadamente 700 N (aproximadamente 70 kg). Existem condições em que a carga chega de 4 a 10 vezes esse valor. Segundo a norma NBR 14396-1 (ABNT, 2013), as condições de carregamento in vivo apresentam amplitude variável e dependem das características antropométricas e do nível de atividade de cada paciente. Para caminhada lenta com velocidade de 3 km / h, registra-se força máxima média de 270% do peso corporal. O carregamento é dado pelo ciclo da marcha humana indicando estados de carga e descarga. Dados indicam 2.880.000 ciclos por ano para caminhada de pacientes normais e 5.400.000 ciclos anuais para pacientes de alta demanda. A frequência de carregamento foi selecionada para dar uma baixa taxa de deformação cíclica e uma duração de ensaio razoável – $10 \cdot 10^6$ ciclos requerem 278h de ensaio a 10 Hz e 556h de ensaio a 5 Hz.

É interessante observar que este valor reflete uma média de pacientes acometidos por este tipo de fratura. São pacientes idosos, com baixo índice de massa corporal (IMC), osteopênicos, sarcopênicos e com baixa demanda funcional.

Os dados de força e frequência foram definidos padrão para as amostras de fêmur intacto, ou seja, as amostras sem fratura e sem implante. Para as amostras de fêmur com fratura e com DHS foi necessário reduzir o carregamento aplicado sobre a cabeça do fêmur, pois o conjunto não resistiu à mesma carga, ficando muito instável. O equipamento de ensaio foi conectado a um computador que possui um software onde são colocados os dados do ensaio a serem aplicados pelo equipamento. Como não existe uma norma específica para esta situação de ensaio, foi usada como referência de força e frequência a norma NBR ISO 7206-4 (ABNT, 2016), que trata de ensaio fadiga em haste femoral. Esta norma abrange melhor a montagem do ensaio como um todo.

Tabela 1 - Dados de força e frequência aplicados nos ensaios para cada amostra

Amostra	Tipo amostra	Força Aplicada (N)	Frequência de aplicação da força (Hz)	Tempo de ciclo (s)
1	Fêmur Normal	-300 a -2300	5	0,2
2	Fêmur Normal	-300 a -2300	5	0,2
3	Fêmur Normal	-300 a -2300	5	0,2
4	Fêmur com DHS	-300 a -2100	5	0,2
5	Fêmur com DHS	-300 a -1200	5	0,2
6	Fêmur com DHS	-300 a -1200	5	0,2

Fonte: Elaborado pelo autor

Cada extensômetro nas amostras foi conectado ao equipamento de aquisição de dados (MTS – 810 Material Test System) através de cabos elétricos, conforme apresentado na sequência das amostras a seguir.

Foi identificado durante os testes iniciais do ensaio de fadiga o material compósito do fêmur sofria aquecimento nos pontos onde foram fixados os *Strain Gages*. Foi usada, então, uma amostra de “compensação” [Fig. 34 (b)]. A amostra de compensação foi ensaiada juntamente com cada amostra e seu valor de deformação foi subtraído dos valores da deformação da respectiva amostra.

✓ **Etapa 16: Ensaio de Fadiga**

Após a fixação, preparação e ligação elétrica de cada amostra foram realizados os ensaios de fadiga. Cada amostra foi montada no equipamento de ensaio MTS conforme a figura 39.

As amostras foram ensaiadas por um número de ciclos mínimo de 300.000 ciclos ou até a fratura do fêmur compósito ou do implante. Segundo a norma NBR 15676 – 3 (ABNT, 2017) – Implantes para Ortopedia - Placas ósseas metálicas Parte 3: Método de ensaio dinâmico de flexão, não há um limite aceitável determinado para o número de ciclos de carga que a placa óssea precisa suportar em cada situação, uma vez que o tempo de uso, o número de ciclos e as condições de carregamento são incontroláveis e imprevisíveis.

Os ensaios de fadiga servem apenas para comparar o desempenho de resistência à fadiga de diferentes tipos de placas. Na prática, a placa óssea pode submetida a um número indeterminado de ciclos repetitivos de tensão durante o processo de osteointegração, já que o componente é classificado como temporário e as deformidades esqueléticas são solucionadas num prazo de 2 a 3 meses (envolvendo de 150.000 a 250.000 ciclos) (ZIMMER, 2014).

Como a amostra 2 não fraturou da mesma forma que a amostra 1, ela foi levada até o número de 2.600.000 ciclos, aproximadamente uma semana, e então o ensaio foi desligado. Dados de picos e vales de cada ciclo de fadiga foram coletados. Não foi objetivo deste trabalho avaliar as situações de fratura dos fêmures compósitos nem dos implantes utilizados, e sim o comportamento das deformações nos pontos indicados nas amostras de fêmur intacto e fêmur com DHS.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 ENSAIOS DE FADIGA

O comportamento de cada amostra durante o ensaio de fadiga é descrito na tabela 2.

Tabela 2 - Comportamento das amostras com relação ao número de ciclos de fadiga e o tempo total de ensaio

Amostra	Número aproximado de Ciclos até a fratura	Tempo aproximado de Ensaio até a fratura (h)
1	357.700	20
2	2.600.000*	146
3	268.800	15
4	10800	½
5	57500	3
6	11300	½

*A amostra 2 foi ensaiada até 2.600.000 ciclos sem fratura do fêmur ou do implante. O ensaio foi então desligado

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na amostra 1 o fêmur compósito fraturou na região do colo durante o ensaio com um total de, aproximadamente, 357.700 ciclos, o que equivale a um tempo de 20 horas de ensaio [Fig. 35].

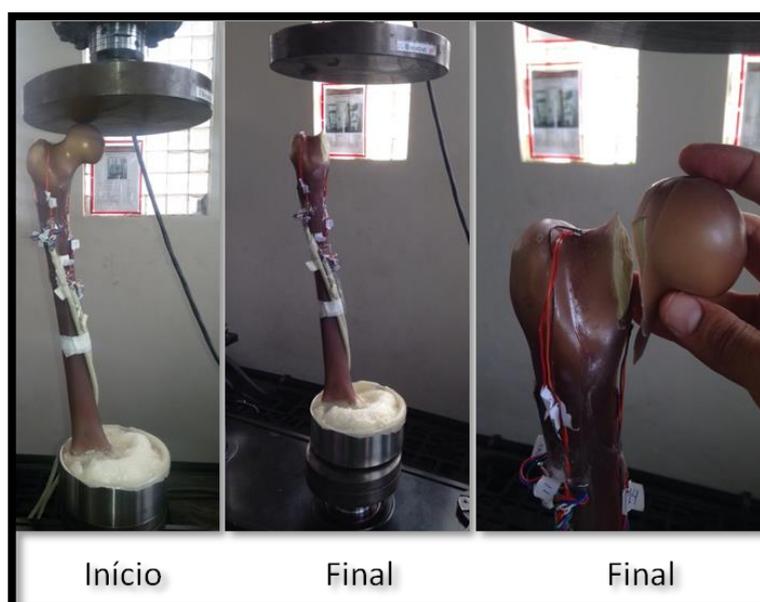


Figura 35 - Imagens do ensaio da amostra 1

Fonte: Elaborado pelo autor

A amostra 2 foi ensaiada até 2.600.000 ciclos (quase três milhões de ciclos), o equivalente a 146 horas de ensaio sem o rompimento da amostra. O equipamento foi então desligado [Fig. 36].



Figura 36 - Imagens do ensaio da amostra 2

Fonte: Elaborado pelo autor

A amostra 3 resistiu até 268.800 ciclos com um tempo de ensaio de 15 horas, rompendo também na região do colo femoral [Fig. 37].

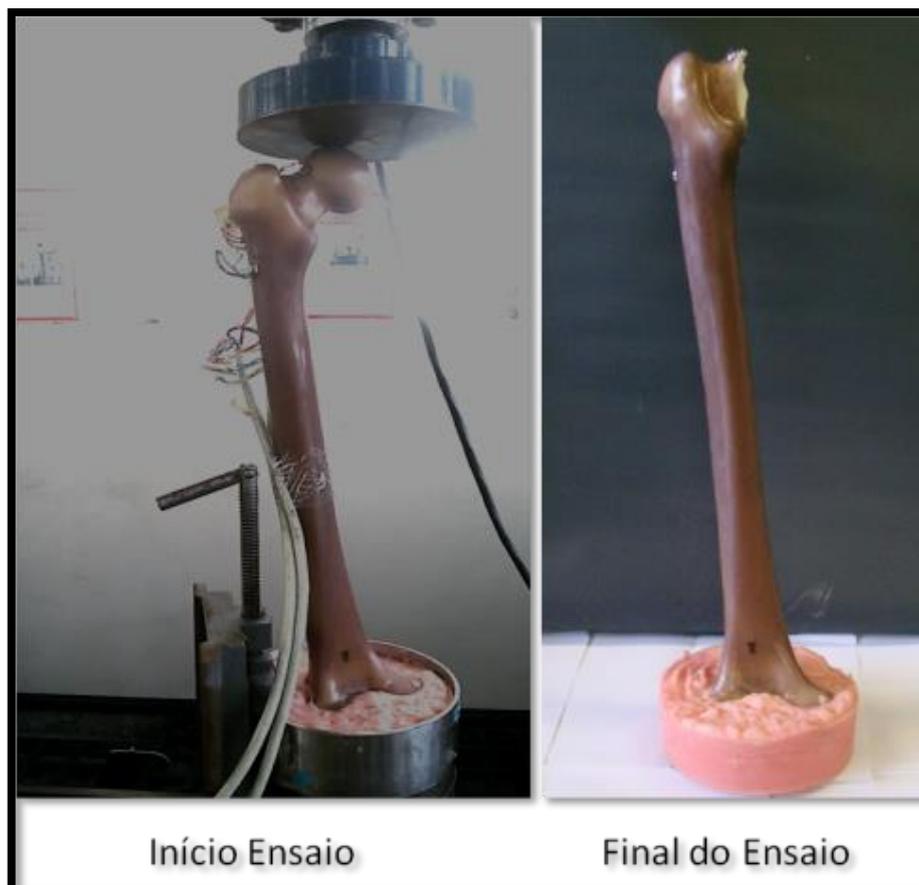


Figura 37 - Imagens do ensaio da amostra 3

Fonte: Elaborado pelo autor

A amostra 4 suportou a 10.800 ciclos, equivalente a aproximadamente meia hora de ensaio [Fig. 38 (a)]. Durante o ensaio foi necessário alterar o carregamento da força porque o sistema ficou muito instável causando o desligamento do equipamento. O carregamento foi alterado para (- 300 N a - 1200 N). O implante DHS fraturou no componente do pino guia. O pino guia soltou-se da placa e com isso os fragmentos do colo e da cabeça do fêmur giraram durante o ensaio [Fig. 38 (b) e 38 (c)].

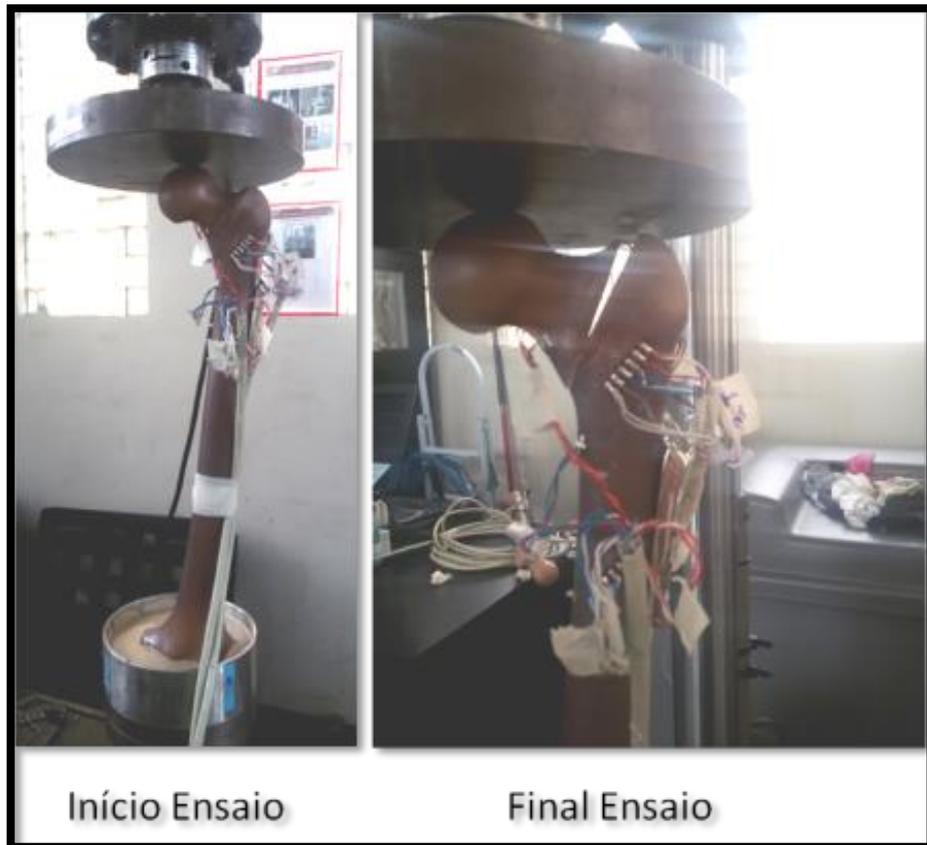


Figura 38 - (a) Imagens do ensaio da amostra 4. Início e Final do ensaio
Fonte: Elaborado pelo autor



Figura 38 - (b) Imagens do ensaio da amostra 4. Região do fêmur onde ocorreu a fratura no componente do Pino Guia

Fonte: Elaborado pelo autor



Figura 38 – (c) Imagens do ensaio da amostra 4. Pino Guia Fraturado

Fonte: Elaborado pelo autor

A amostra 5 foi ensaiada até 57.500 ciclos, o equivalente a aproximadamente 3 horas de ensaio [Fig. 39 (a)]. Foi alterado o carregamento que tinha sido aplicado nas amostras anteriores conforme os dados informados no Quadro 1. Isto foi necessário porque a força aplicada para as amostras sem fratura causou muita instabilidade no sistema, não sendo possível prosseguir com o ensaio. Esta alteração foi feita durante o ensaio da amostra 4, primeira amostra do conjunto fêmur-fratura-implante. O sistema da amostra 5 mostrou-se mais estável com um carregamento menor (- 300 N a - 1200 N com a mesma frequência de 5 Hz). Houve a fratura do implante DHS durante o ensaio no componente do pino guia [Fig. 39 (b) e 39 (c)].



Figura 39 – (a) Imagens do ensaio da amostra 5. Início e final do ensaio

Fonte: Elaborado pelo autor



Figura 39 – (b) Imagens do ensaio da amostra 5. Região do fêmur onde ocorreu a fratura no componente do Pino Guia

Fonte: Elaborado pelo autor



Figura 39 – (c) Imagens do ensaio da amostra 5. Pino Guia Fraturado.

Fonte: Elaborado pelo autor

A amostra 6 foi ensaiada até 11.300 ciclos, com um tempo equivalente a aproximadamente meia hora de ensaio [Fig. 40 (a)]. Houve trinca do implante DHS durante o ensaio no componente do pino guia [Fig. 40 (b) e 40 (c)].

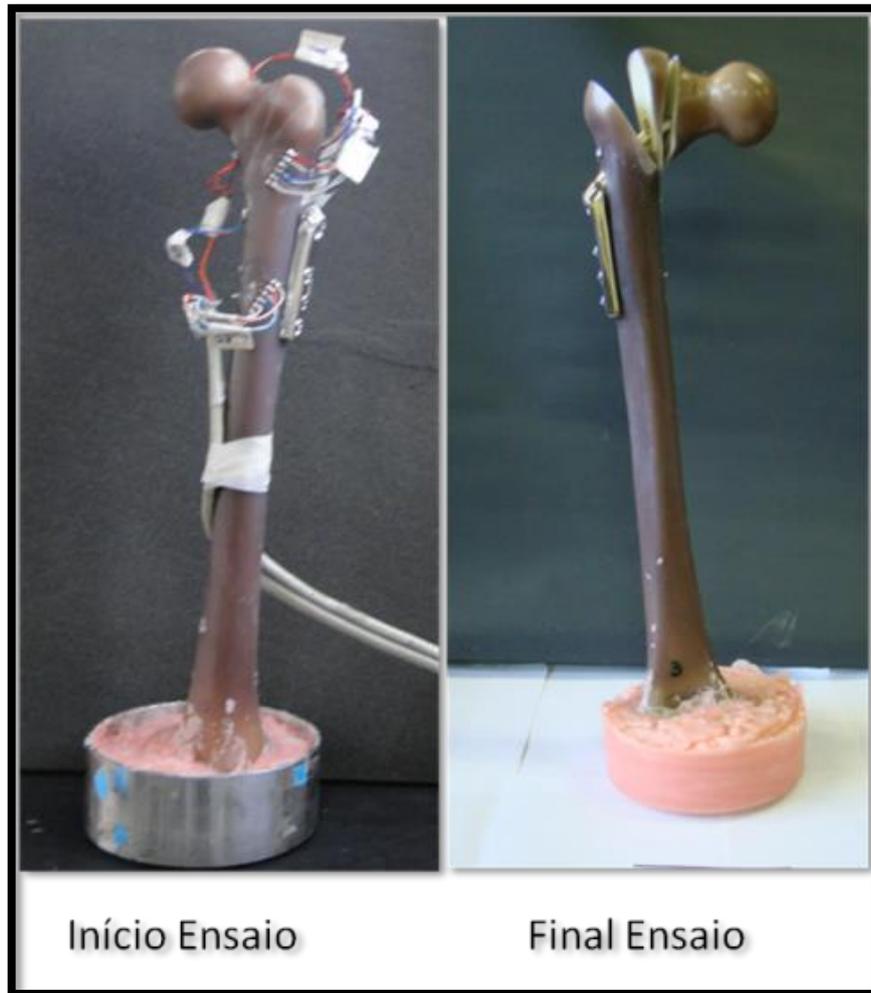


Figura 40 – (a) Imagens do ensaio da amostra 6
Fonte: Elaborado pelo autor



Figura 40 (b) – Imagens do ensaio da amostra 6. Região do fêmur onde ocorreu a fratura no componente do Pino Guia

Fonte: Elaborado pelo autor

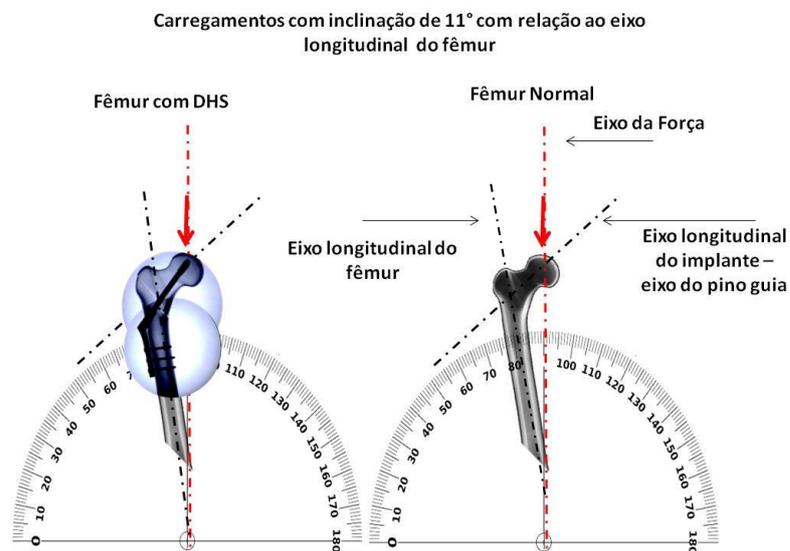


Figura 40 – (c) Imagens do ensaio da amostra 6. Pino Guia Fraturado

Fonte: Elaborado pelo autor

A seguir é apresentado o comportamento de cada ponto de medição para as amostras de fêmur intacto e fêmur fraturado e implantado com DHS. A figura 41 apresenta um desenho esquemático da situação do fêmur com relação aos pontos de medição e aos eixos de referência do próprio fêmur, do pino guia e da força aplicada.

É importante ressaltar que os SG foram colocados sempre na parte cortical do osso, ou seja, a parte superficial da estrutura do fêmur. Sendo assim as medidas de deformação correspondem ao comportamento dessa parte do osso.



Obs.: O pino guia tem um ângulo de 135° com relação ao eixo longitudinal do fêmur

Figura 41 - Desenho esquemático do fêmur com os eixos de referência do ensaio

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras e os quadros a seguir apresentam os dados e os gráficos do comportamento das deformações registradas pelos extensômetros. Os dados apresentados nos gráficos referem-se apenas aos minutos iniciais dos ensaios. As amplitudes foram calculadas considerando-se a diferença entre a deformação máxima e a deformação mínima em cada gráfico no ponto da interrupção do ensaio. O estrangulamento que aparece nos gráficos dos ensaios de fadiga se refere ao momento de aplicação da carga total.

As regiões instáveis nos gráficos do fêmur com DHS, onde aparece comportamento trativo e compressivo refere-se às amostras nas quais houve deslocamento, soltura ou giro da cabeça do fêmur durante o ensaio. Outros autores, também comentam sobre o deslocamento e a soltura da cabeça do fêmur em seus trabalhos. Em sua análise biomecânica através de ensaios de fadiga em fêmures de cadáver, usando dois tipos de implantes, Strauss et al (2006) avaliou o deslocamento que ocorre da cabeça femoral durante a consolidação das fraturas de fêmur (CHANG et al, 2015). Em seu estudo clínico de placas DHS, Laohapoonrungsee, Arpornchayanone e Phornputkul (2005) encontraram deslocamento e soltura da cabeça femoral. Em sua investigação biomecânica em placas femorais, encontrou migração do parafuso da cabeça femoral em 100% das amostras (WINDOLF et al, 2009).

A absorção de carga pelo implante foi calculada pela diferença percentual entre a deformação média das três amostras de Fêmur Intacto e a deformação média das três amostras de Fêmur.

$$\text{Absorção de Carga pelo Implante} = 100 - \frac{(\text{Deformação média Fêmur DHS} \times 100)}{(\text{Deformação média Fêmur Intacto})} \quad (01)$$

A designação de comportamento trativo refere-se ao sentido positivo do eixo das deformações e o comportamento compressivo refere-se ao sentido negativo do eixo das deformações.

A figura 42 apresenta a imagem esquemática do Ponto 1 – região do colo do fêmur.

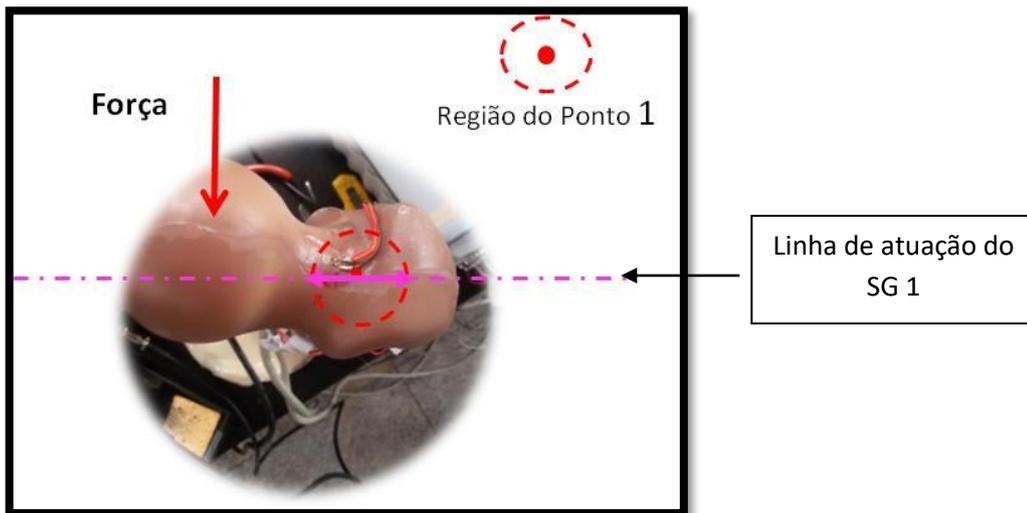


Figura 42 – Imagem esquemática da região de medição do Ponto 1

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 43 (a), 43 (b) e 43 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 1 – região do colo do fêmur – durante os ensaios de fadiga para as amostras de fêmur intacto.

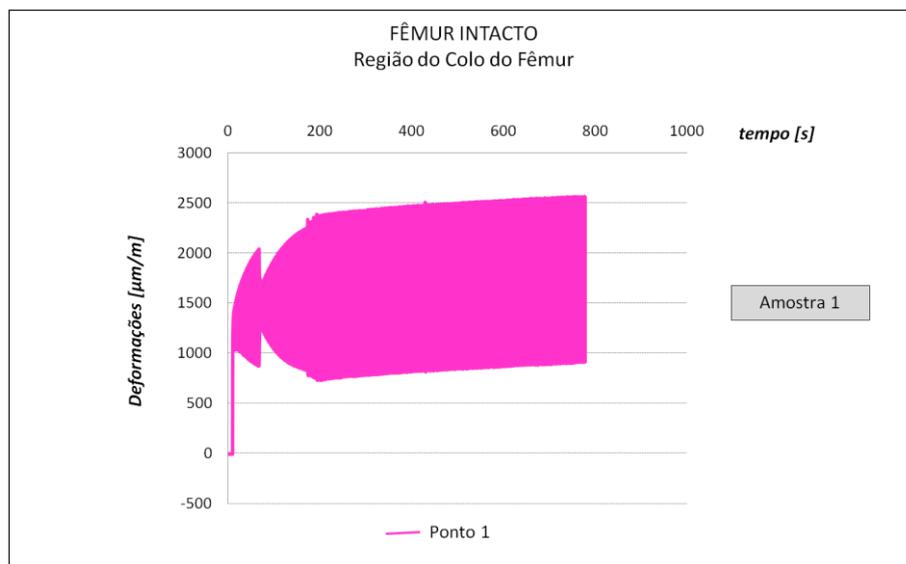


Figura 43 – (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

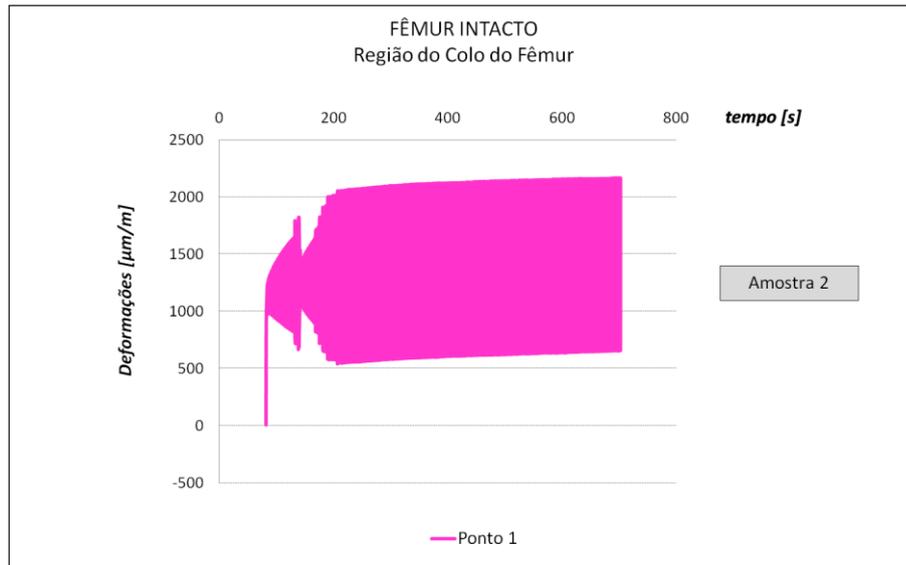


Figura 43 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

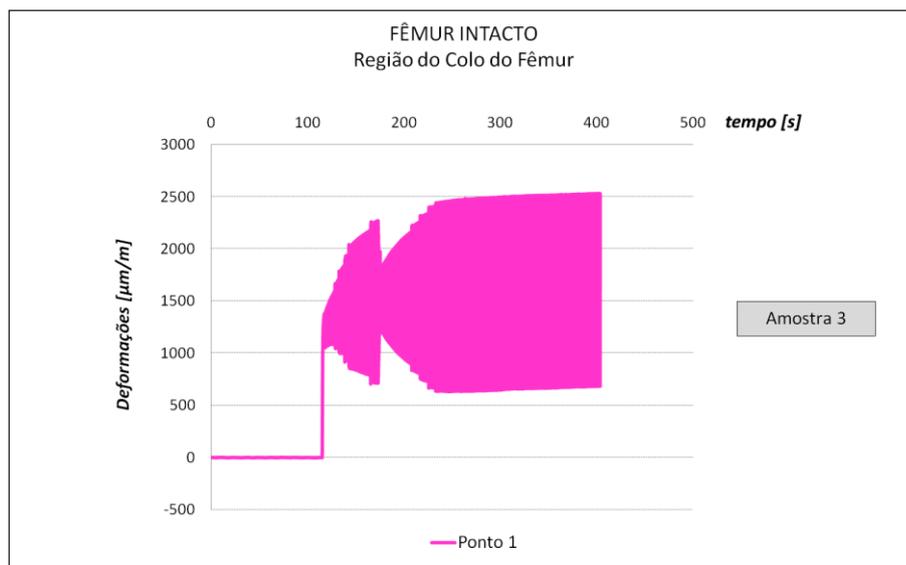


Figura 43 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 44 (a), 44 (b) e 44 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 1 – região do colo do fêmur – durante os ensaios de fadiga para as amostras de fêmur DHS.

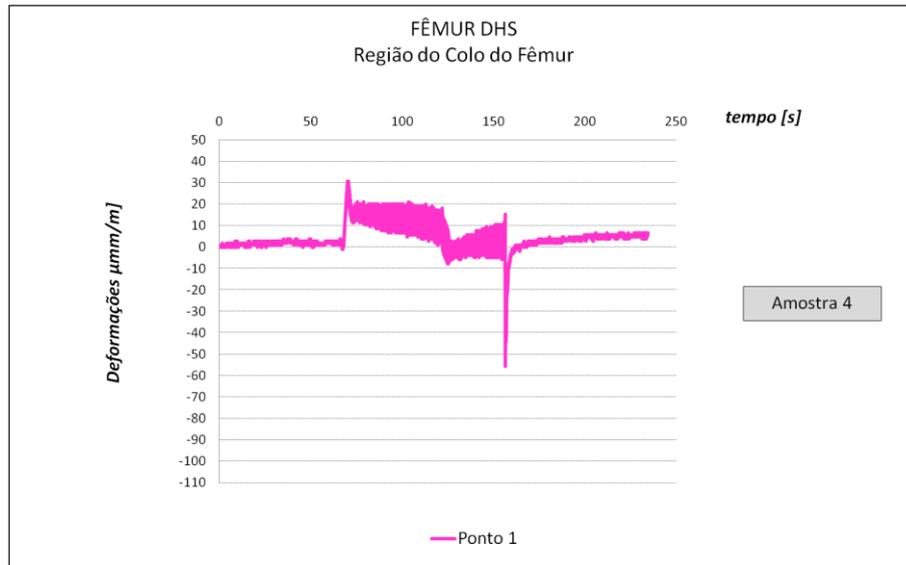


Figura 44 – (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

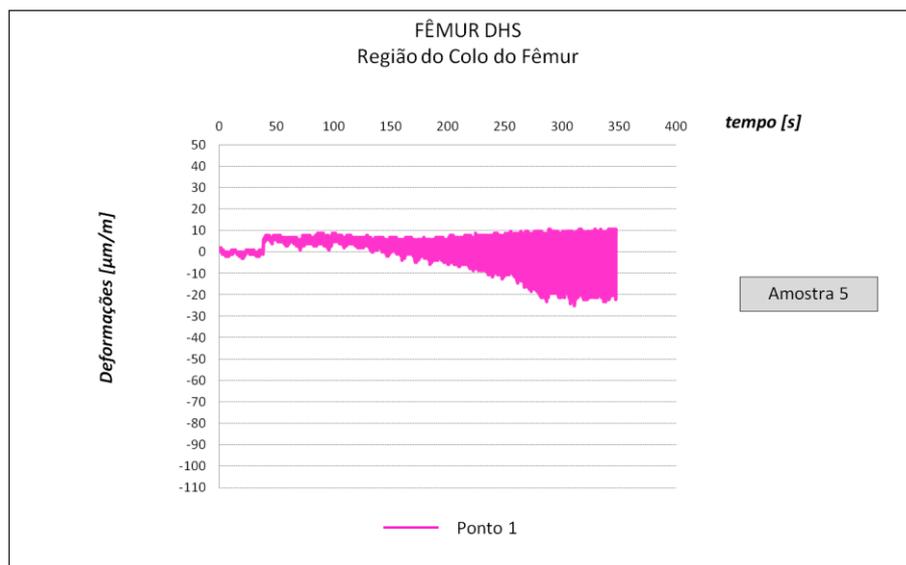


Figura 44 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

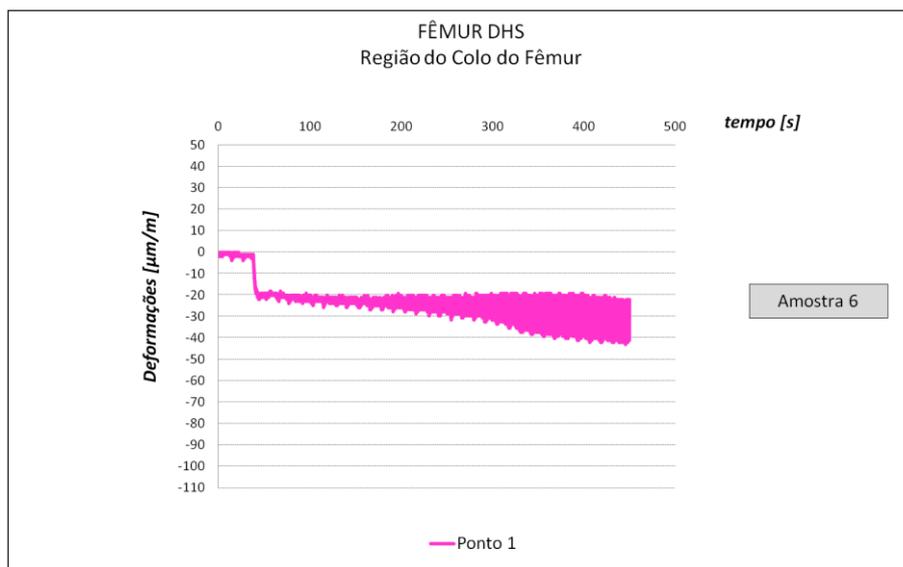


Figura 44 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do colo do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais, medidas a 90° do eixo de aplicação da força

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 4 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do colo do fêmur.

Quadro 4 - Ponto 1 – Região do Colo do Fêmur / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 900	+ 700	+ 850	- 10	-20	- 20
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 2600	+2200	+ 2550	+ 10	+ 10	- 45
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	1700	1500	1700	20	30	25
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	1633			25		
Estado no carregamento	trativo	trativo	trativo	instável	instável	compressivo
Carregamento predominante	trativo			instável		
Absorção de carga pelo implante (%)	98					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 43 e 44, e do Quadro 4, a região do Ponto 1 – Região do Colo do Fêmur – apresentou um comportamento trativo para os ensaios com Fêmur Intacto.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 1633 $\mu\text{m}/\text{m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 25 $\mu\text{m}/\text{m}$. Isto representa uma absorção de 98% da carga pelo implante.

A figura 45 apresenta a imagem esquemática do Ponto 2 – região do batente lateral do fêmur.

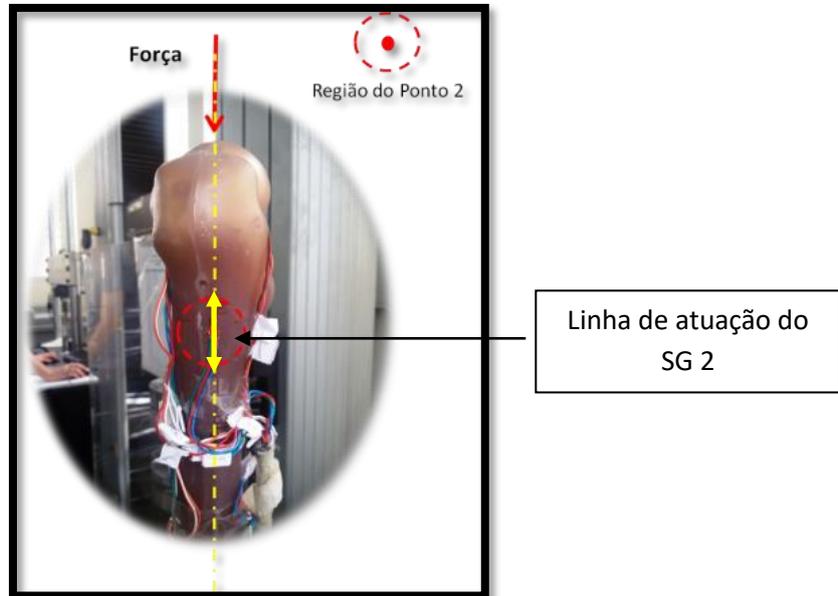


Figura 45 - Imagem esquemática da região do Ponto 2

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 46 (a), 46 (b) e 46 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 2 – região do batente lateral do fêmur – durante os ensaios de fadiga para as amostras de fêmur intacto.

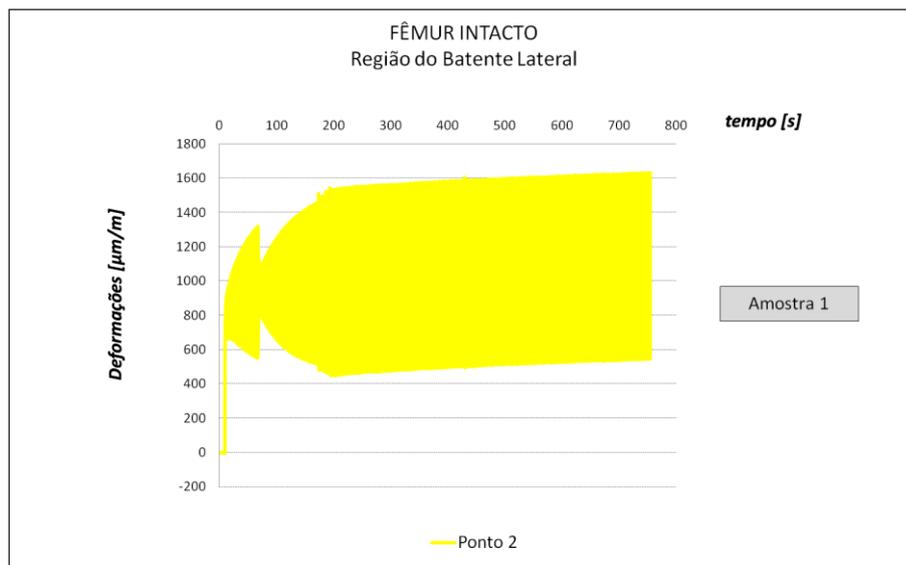


Figura 46 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

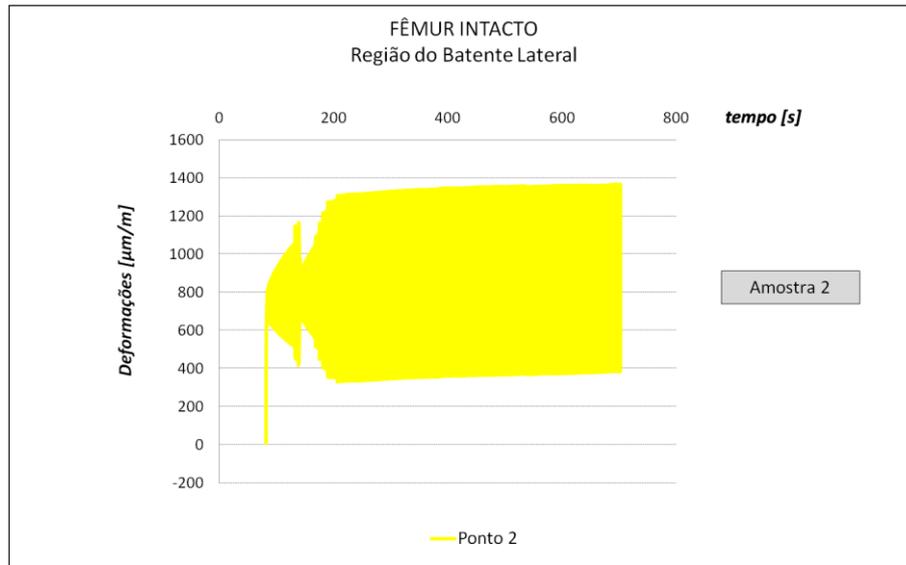


Figura 46 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

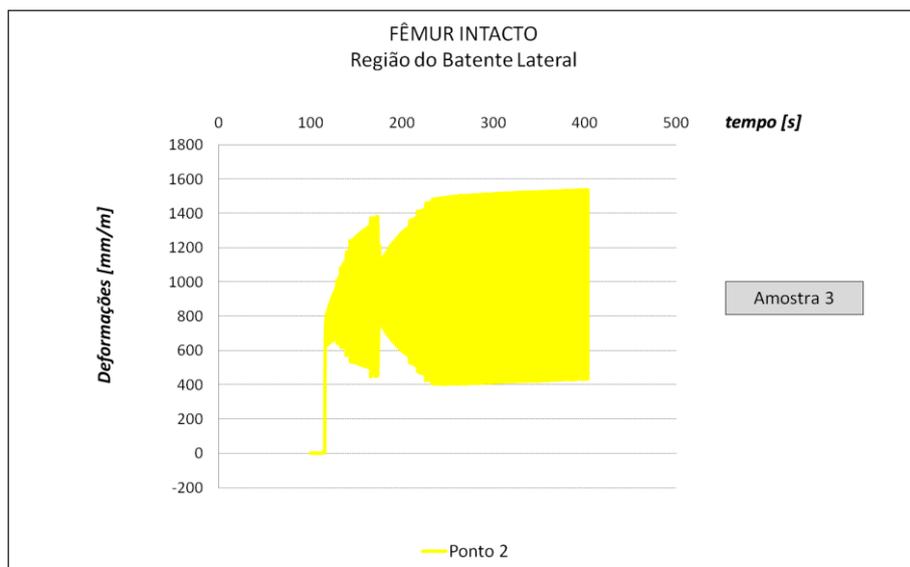


Figura 46 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 47 (a), 47 (b) e 47 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 2 – região do batente lateral do fêmur – durante os ensaios de fadiga para as amostras de fêmur DHS.

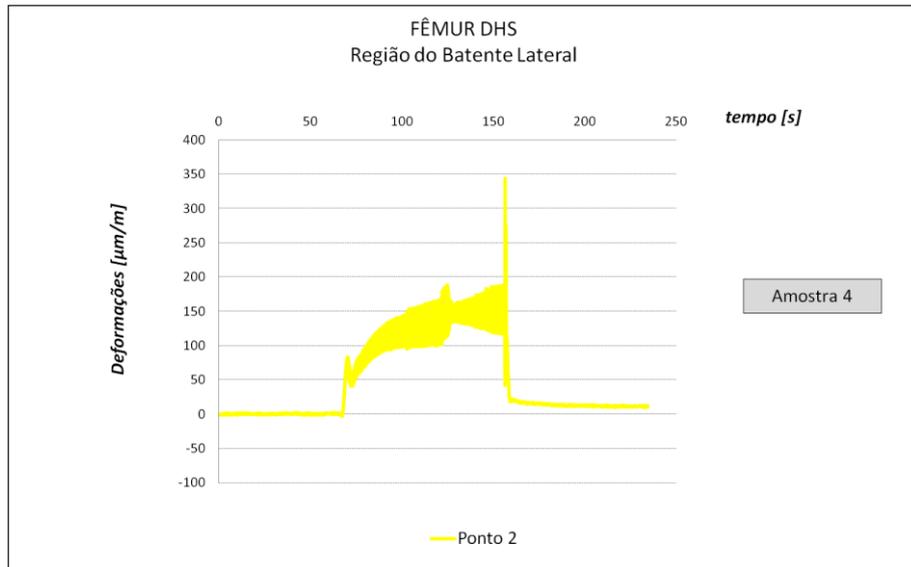


Figura 47 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

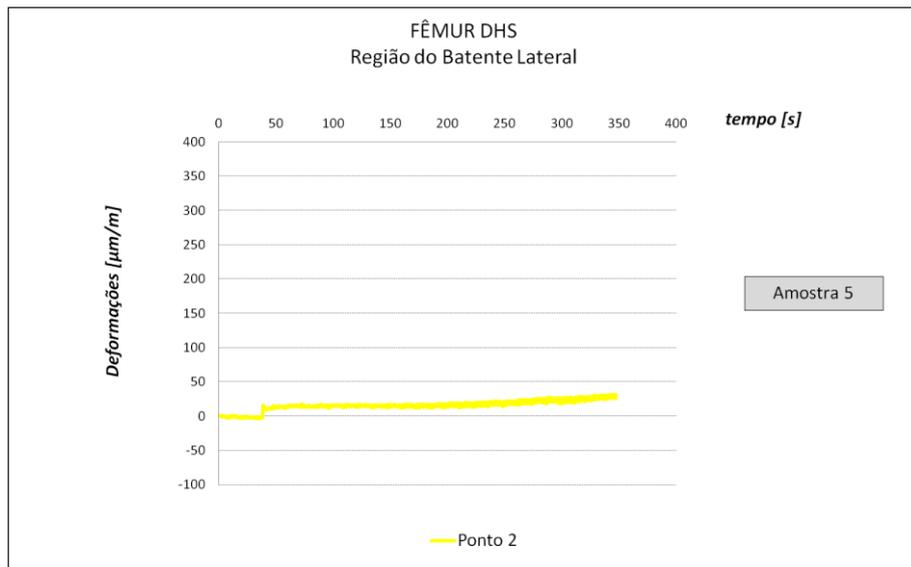


Figura 47 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

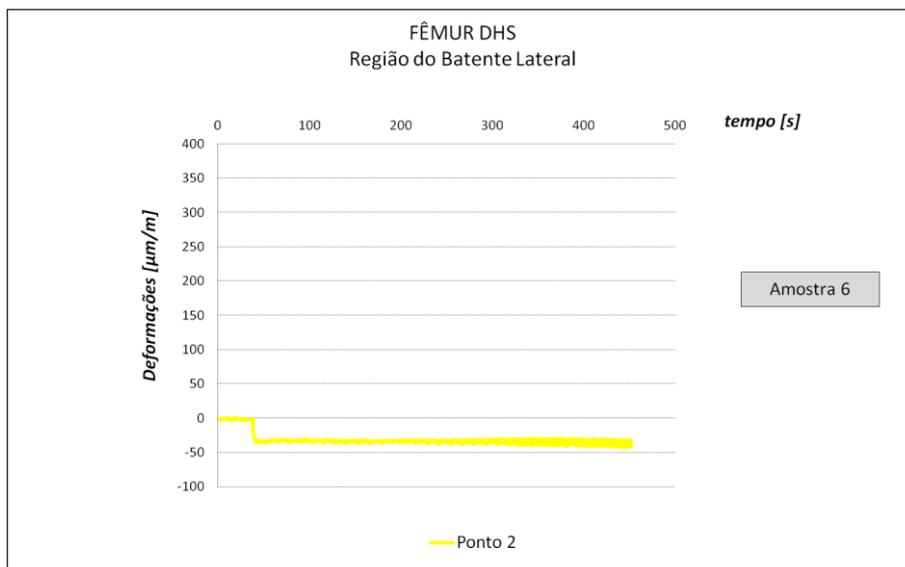


Figura 47 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do batente lateral do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 5 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do batente lateral.

Quadro 5 - Ponto 2 – Região do Batente Lateral do Fêmur / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m/m}$)	+ 550	+ 400	+ 400	+ 120	+ 20	- 30
Deformação Máxima ($\mu\text{m/m}$)	+ 1600	+ 1400	+ 1500	+ 175	+ 30	- 50
Amplitude Máxima ($\mu\text{m/m}$)	1050	1000	1100	55	10	20
Amplitude Média ($\mu\text{m/m}$)	1063			28		
Estado no carregamento	trativo	trativo	trativo	trativo	trativo	Compressivo
Carregamento predominante	trativo			Instável		
Absorção de carga pelo implante (%)	97					

Fonte: Elaborado pelo autor.

Pela análise dos gráficos das figuras 46 e 47, e do Quadro 5, a região do Ponto 2 – Região do Batente Lateral do Fêmur – apresentou um comportamento trativo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento predominantemente trativo, com uma das amostras com comportamento diferente.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de $1063 \mu\text{m/m}$ e do Fêmur DHS em torno de $28 \mu\text{m/m}$. Isto representa uma absorção de 97% da carga pelo implante.

A figura 48 apresenta a imagem esquemática do Ponto 3 T – região do centro medial transversal.

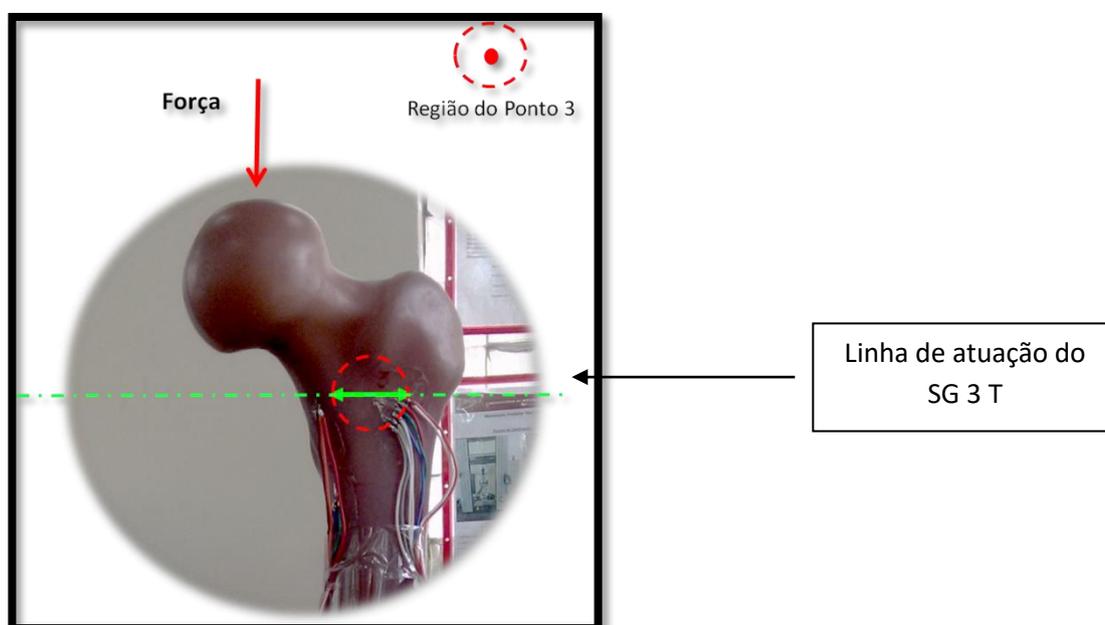


Figura 48 - Imagem esquemática da região do Ponto 3 T

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 49 (a), 49 (b) e 49 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 T – região do centro medial do fêmur – medidas transversais – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

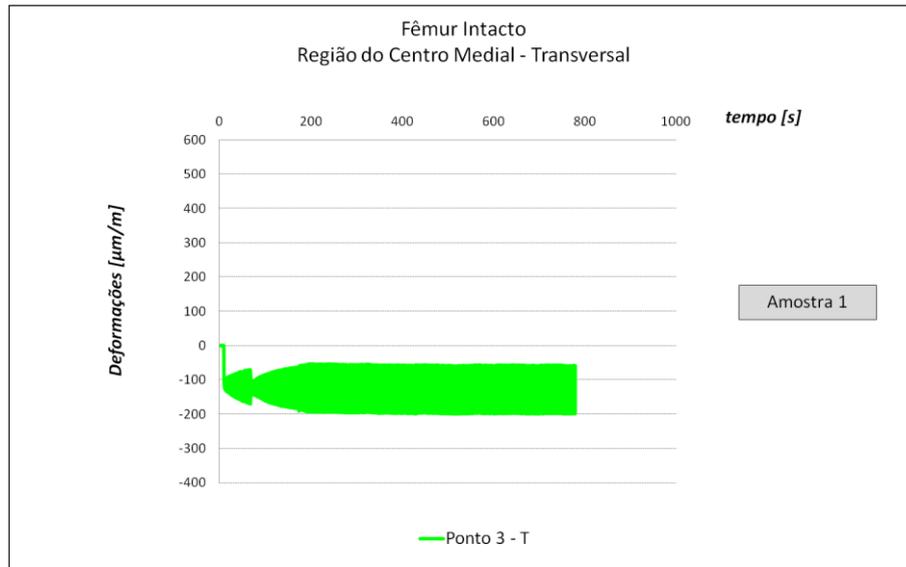


Figura 49 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

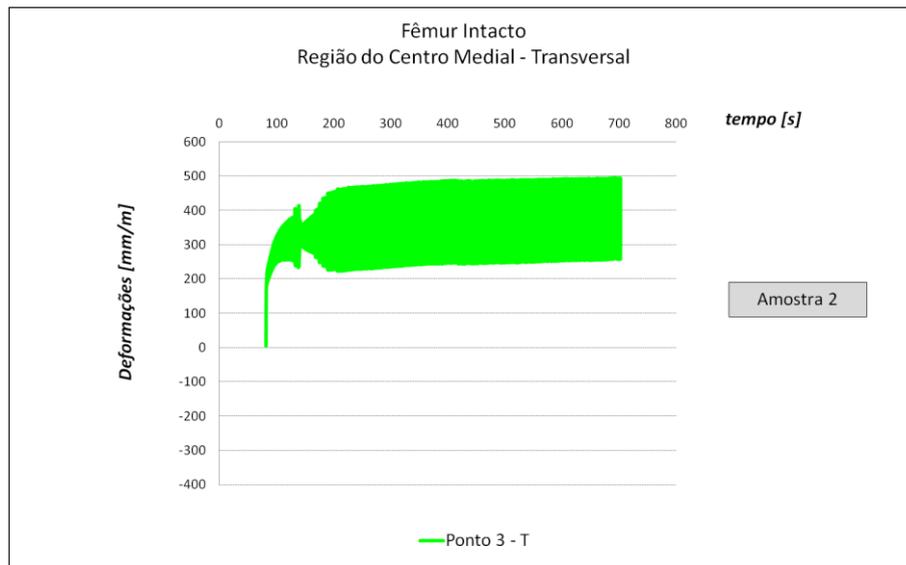


Figura 49 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

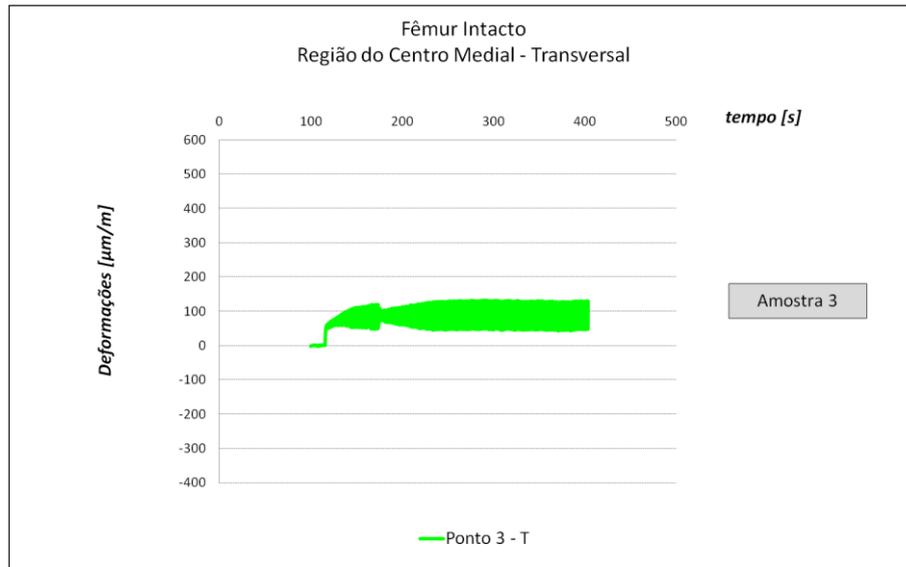


Figura 49 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 50 (a), 50 (b) e 50 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 T – região do centro medial do fêmur – medidas transversais – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

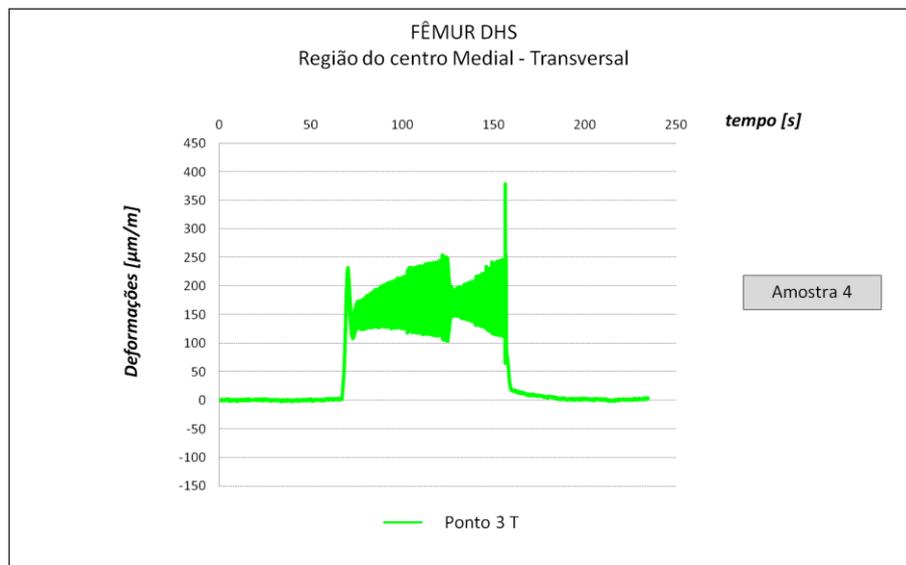


Figura 50 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

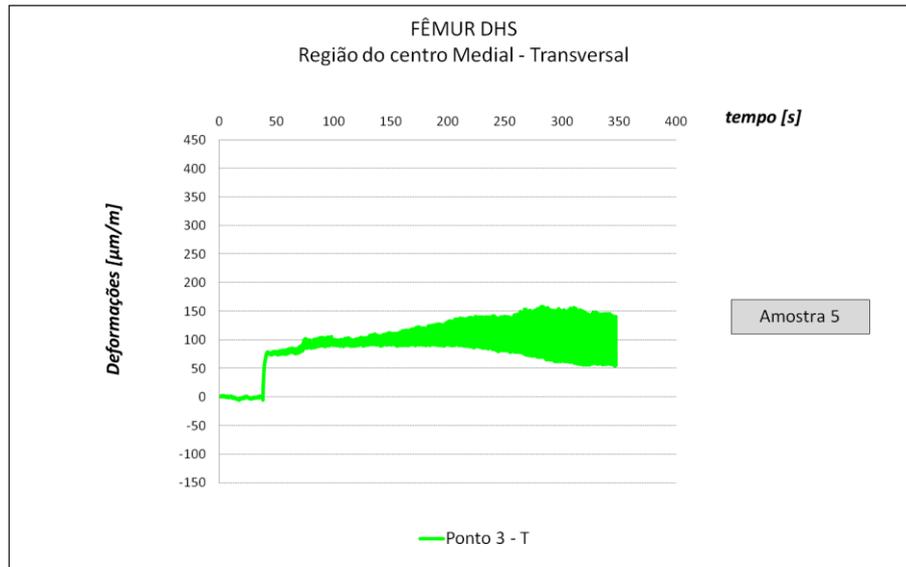


Figura 50 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

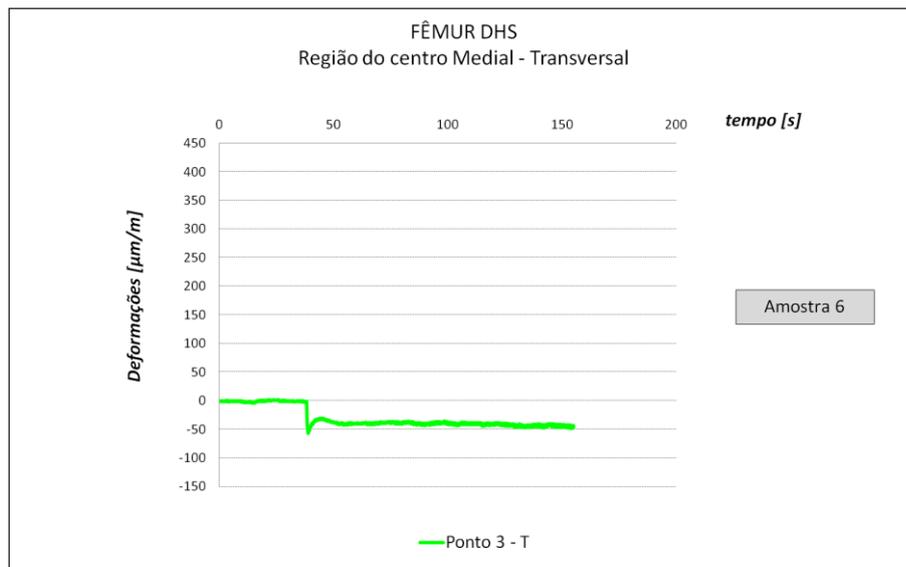


Figura 50 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O quadro 6 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do centro medial – transversal.

Quadro 6 - Ponto 3 T – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas transversais / Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m/m}$)	- 200	+ 250	+ 50	+ 100	+ 50	- 50
Deformação Máxima ($\mu\text{m/m}$)	- 50	+ 500	+ 150	+ 250	+ 150	- 40
Amplitude Máxima	150	250	100	150	100	10
Amplitude Média	167			87		
Estado no carregamento	compressivo	trativo	trativo	trativo	trativo	compressivo
Carregamento predominante	instável			Instável		
Absorção de carga pelo implante	48					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 49 e 50, e do Quadro 6, a região do Ponto 3 T – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas transversais – apresentou um comportamento predominantemente trativo para os ensaios com Fêmur Intacto, com uma das amostras apresentando um comportamento compressivo. O Fêmur DHS apresentou comportamento predominantemente trativo também, com uma das amostras com comportamento compressivo.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 167 $\mu\text{m/m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 28 $\mu\text{m/m}$. Isto representa uma absorção de 48% da carga pelo implante.

A figura 51 apresenta a imagem esquemática do Ponto 3 L – região do centro medial longitudinal.

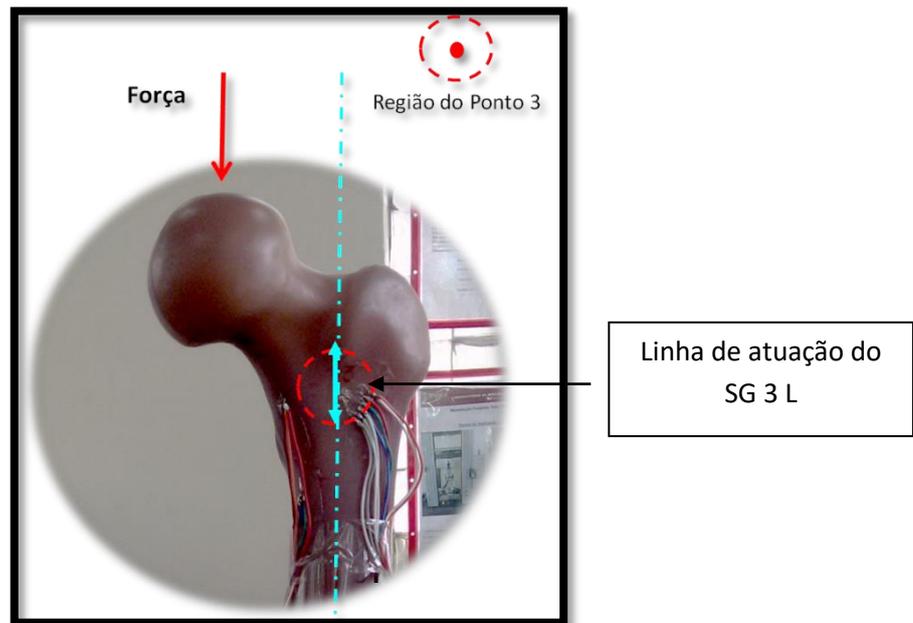


Figura 51 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 3 L
 Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 52 (a), 52 (b) e 52 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 L – região do centro medial do fêmur – medidas longitudinais – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

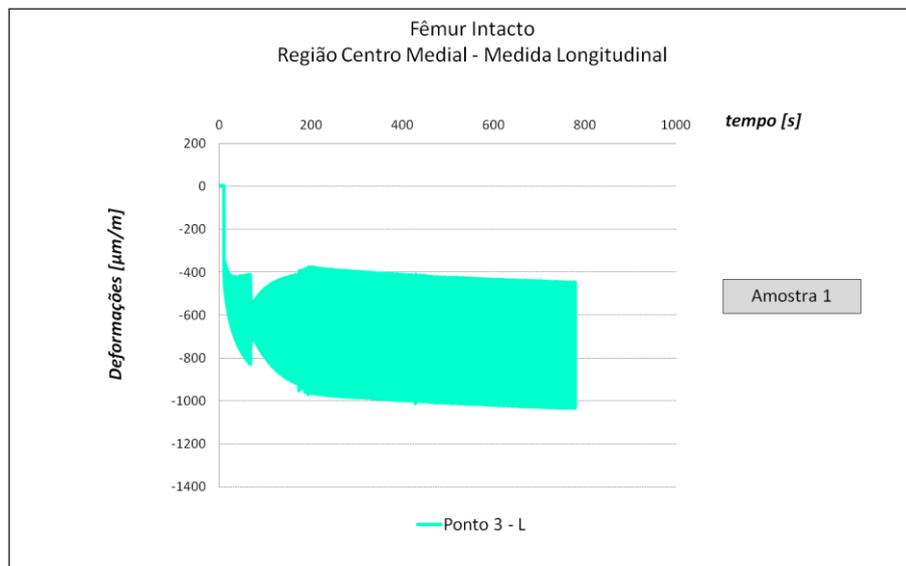


Figura 52 - (a) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur
 Fonte: Elaborado pelo autor

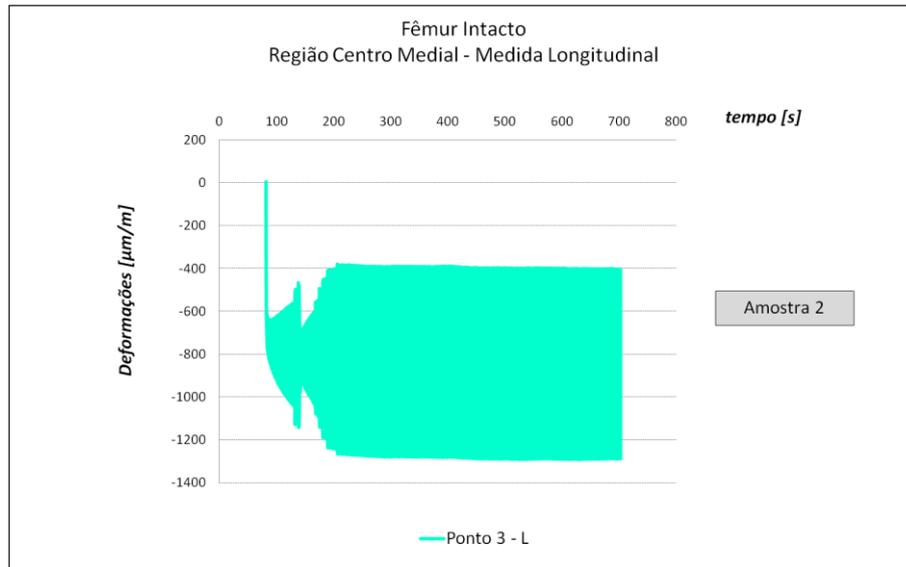


Figura 52 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

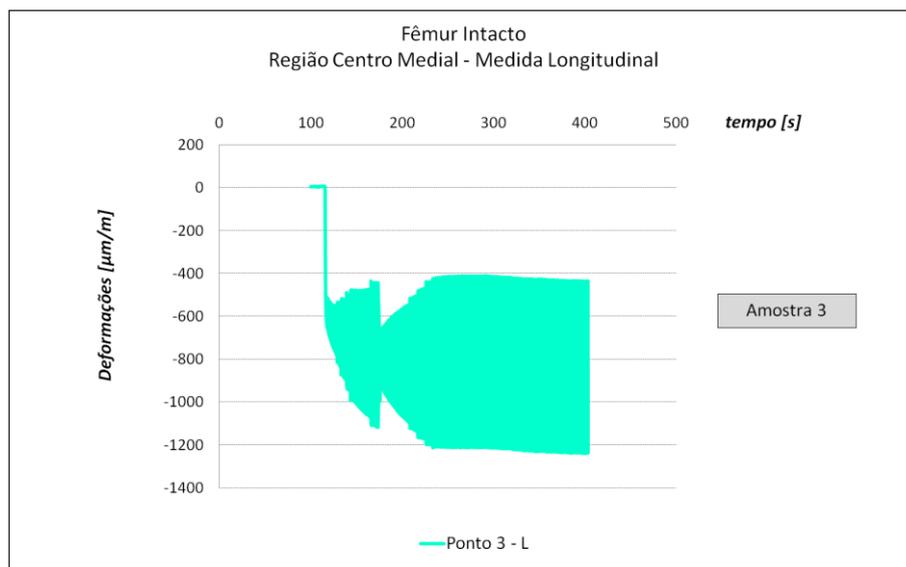


Figura 52 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 53 (a), 53 (b) e 53 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 L – região do centro medial do fêmur – medidas longitudinais – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

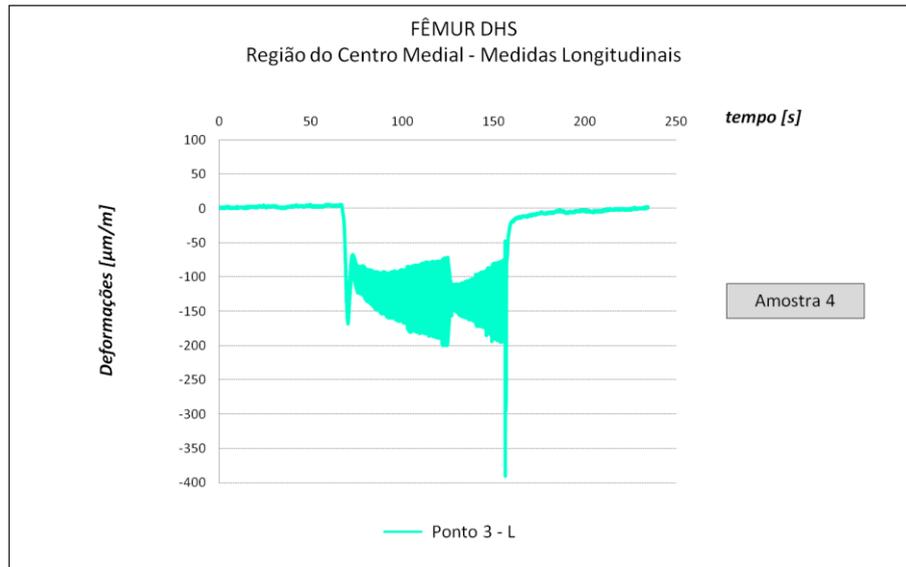


Figura 53 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

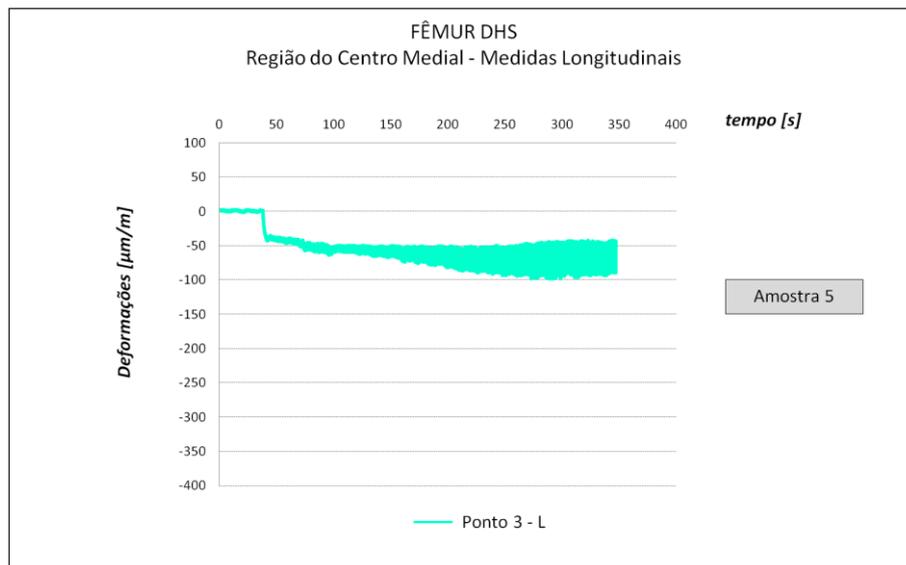


Figura 53 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

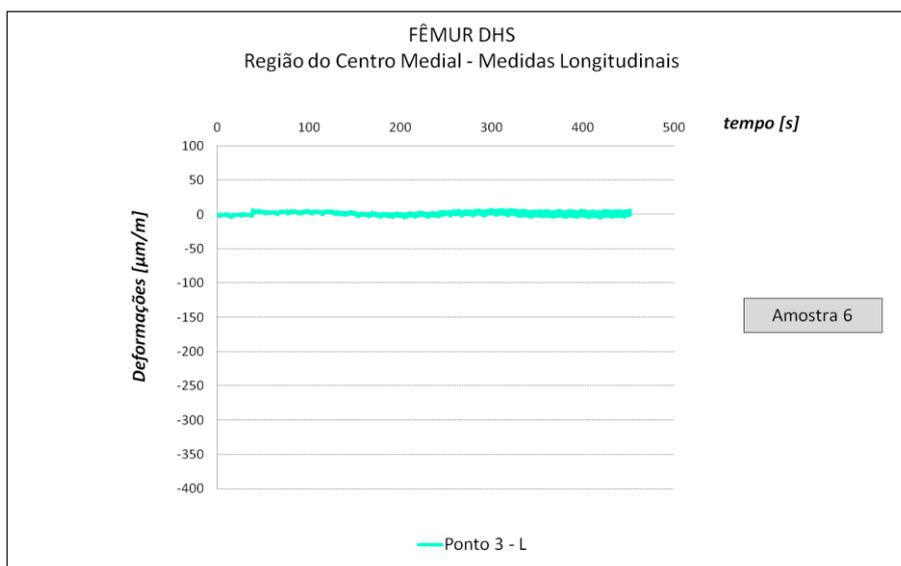


Figura 53 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas longitudinais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 7 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do centro medial – longitudinal.

Quadro 7 - Ponto 3 L – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas longitudinais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m/m}$)	- 1020	- 1300	- 1250	-200	- 90	- 10
Deformação Máxima ($\mu\text{m/m}$)	- 420	- 400	- 430	-75	- 40	+ 10
Amplitude Máxima ($\mu\text{m/m}$)	600	900	820	125	50	20
Amplitude Média ($\mu\text{m/m}$)	773			65		
Estado no carregamento	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	instável
Carregamento predominante	Compressivo			instável		
Absorção de carga pelo implante (%)	92					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 52 e 53, e do Quadro 7, a região do Ponto 3 L – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas longitudinais – apresentou um comportamento compressivo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento predominantemente compressivo também, com uma das amostras com comportamento diferente.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 773 $\mu\text{m}/\text{m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 65 $\mu\text{m}/\text{m}$. Isto representa uma absorção de 92% da carga pelo implante.

A figura 54 apresenta a imagem esquemática do Ponto 3 45 – região do centro medial a 45 graus.

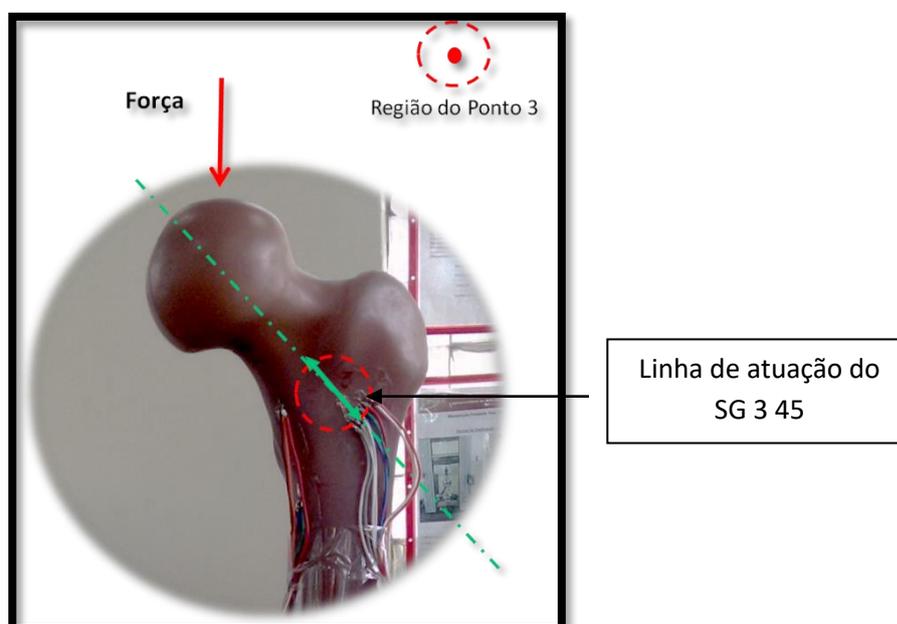


Figura 54 – Imagem esquemática da região de medição do Ponto 3 45

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 55 (a), 55 (b) e 55 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 45 – região do centro medial do fêmur – medidas a 45 graus – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

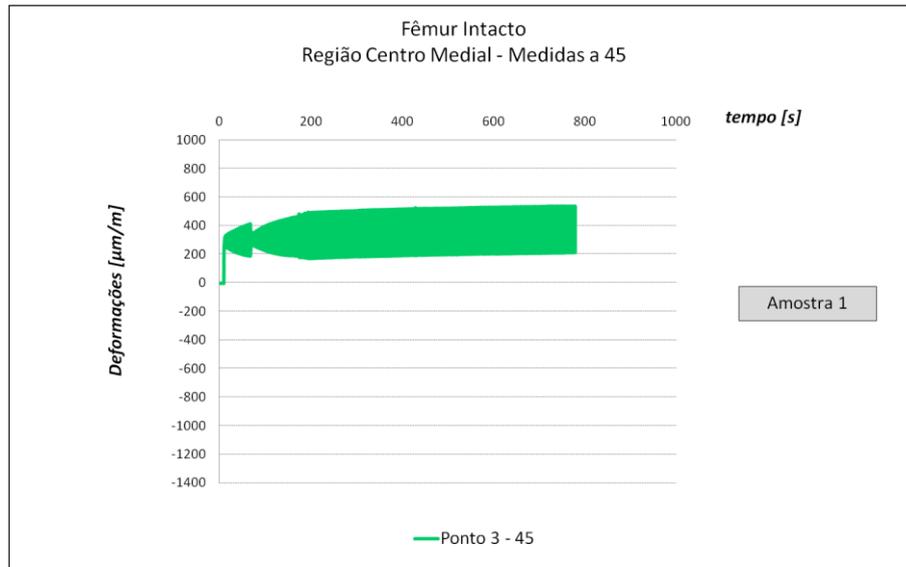


Figura 55 – (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

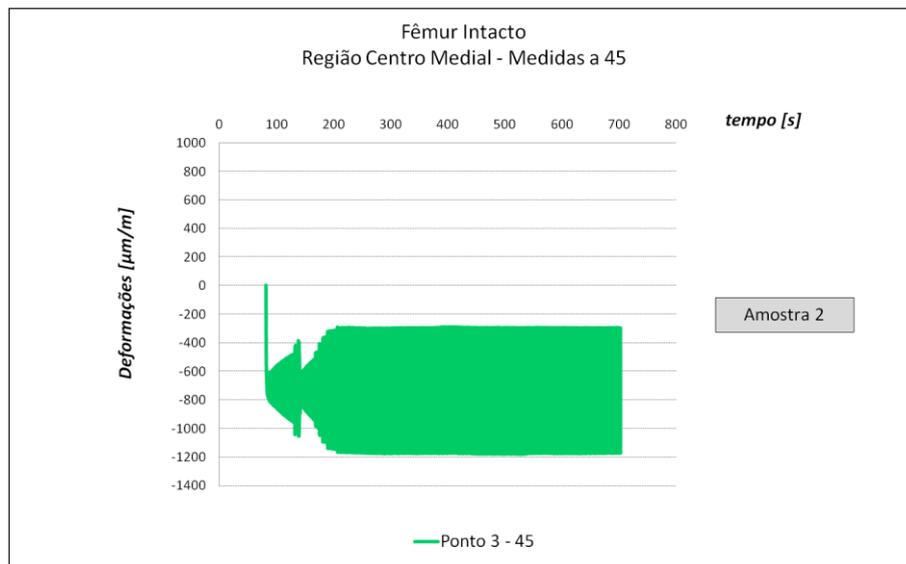


Figura 55 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

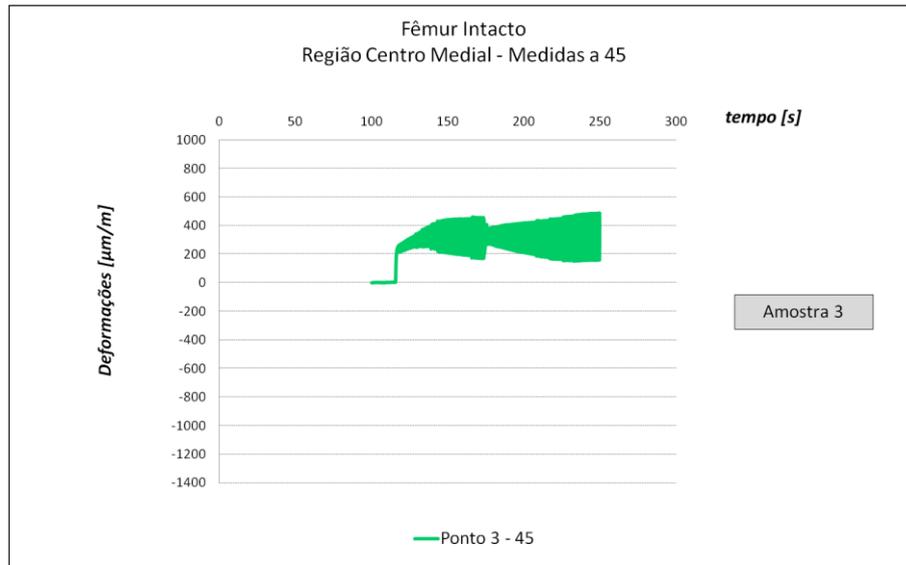


Figura 55 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 56 (a), 56 (b) e 56 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 3 45 – região do centro medial do fêmur – medidas a 45 graus – durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

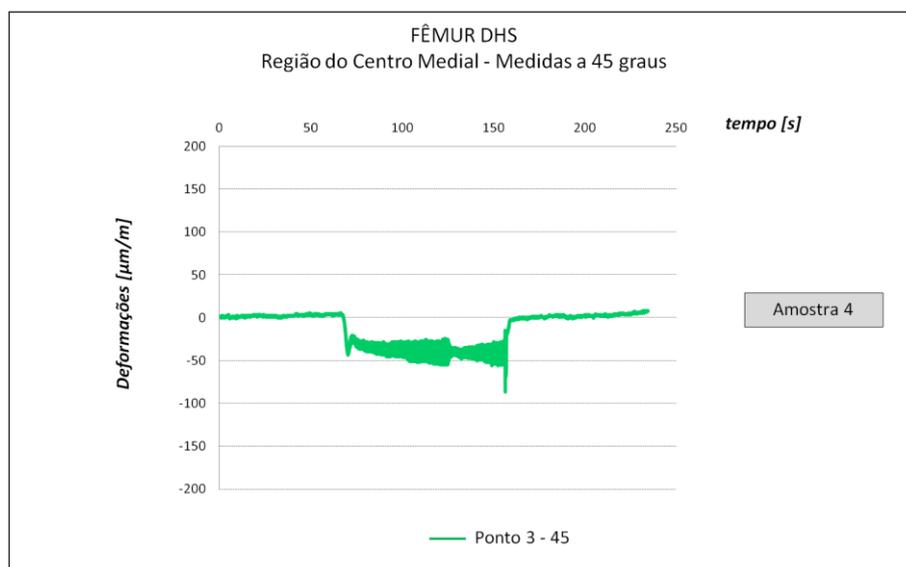


Figura 56 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

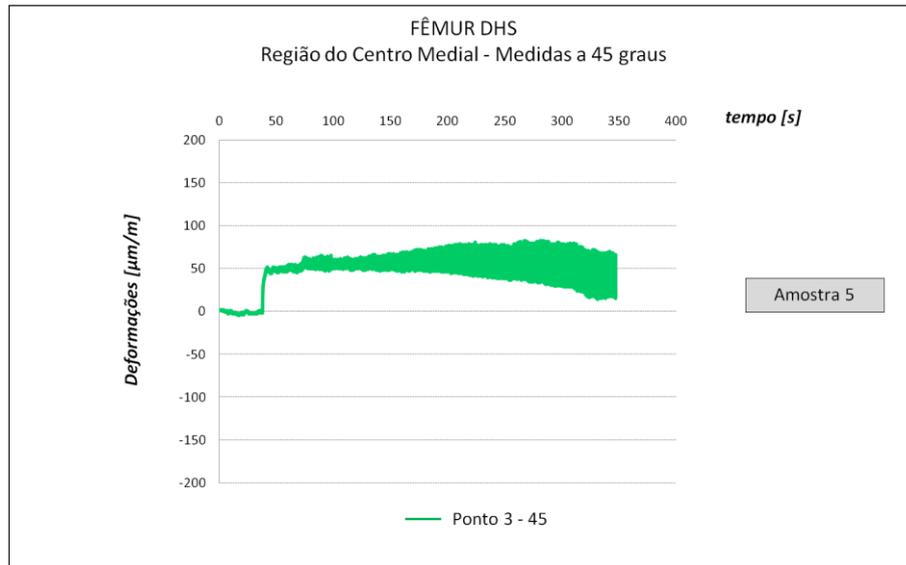


Figura 56 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

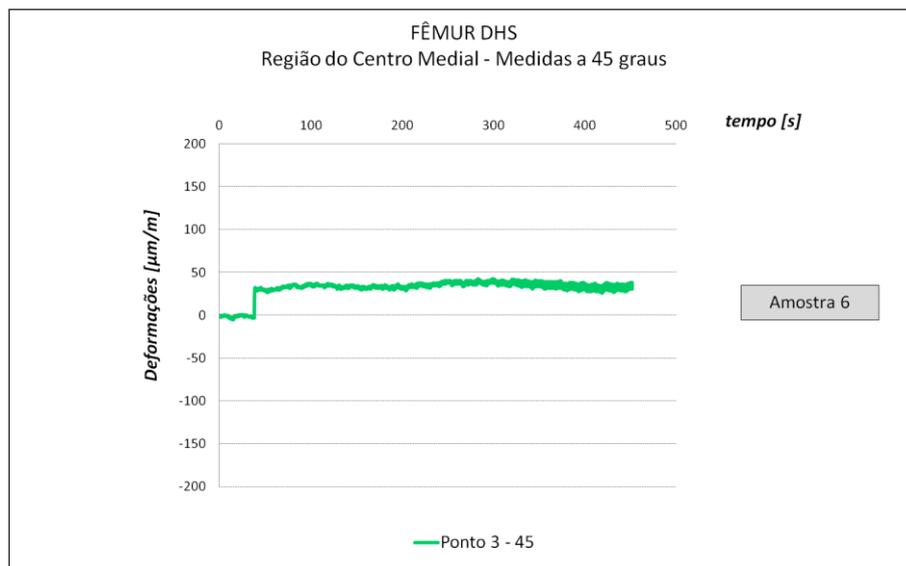


Figura 56 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do centro medial do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O quadro 8 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do centro medial – 45 graus.

Quadro 8 - Ponto 3 45 – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas a 45 graus. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 200	- 1200	+ 150	- 60	+ 70	+ 30
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 580	- 510	+ 500	- 30	+ 20	+ 40
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	380	690	350	30	50	10
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	473			30		
Estado no carregamento	trativo	compressivo	trativo	compressivo	trativo	trativo
Carregamento predominante	instável			Instável		
Absorção de carga pelo implante (%)	94					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 55 e 56, e do Quadro 8, a região do Ponto 3 45 – Região do Centro Medial do Fêmur – medidas a 45 graus – apresentou um comportamento predominantemente trativo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento predominantemente trativo também, com uma das amostras com comportamento compressivo.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 473 $\mu\text{m}/\text{m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 30 $\mu\text{m}/\text{m}$. Isto representa uma absorção de 94% da carga pelo implante.

A figura 57 apresenta a imagem esquemática do Ponto 4 – região do calcar acima da linha de fratura.

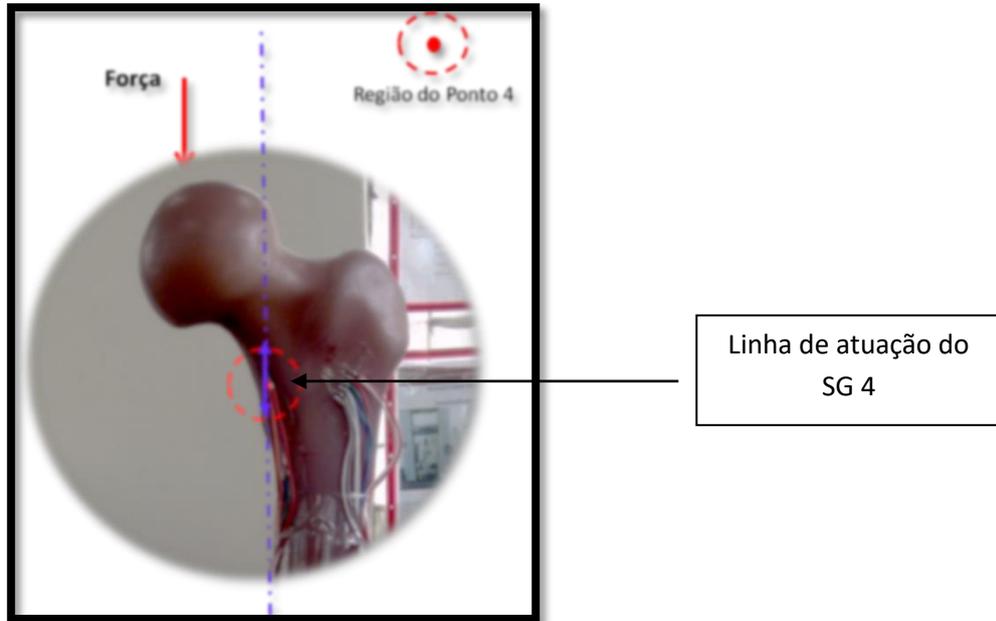


Figura 57 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 4

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 58 (a), 58 (b) e 58 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 4 – região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

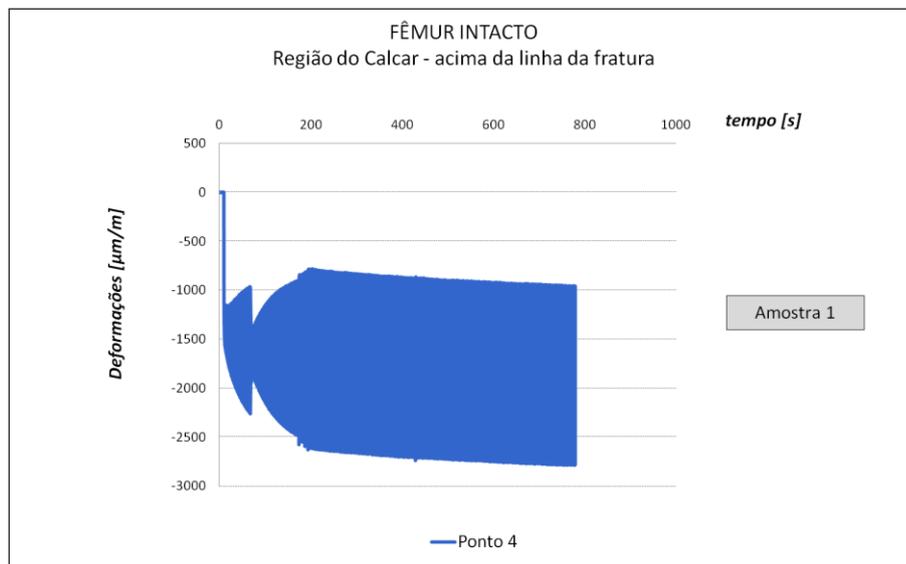


Figura 58 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

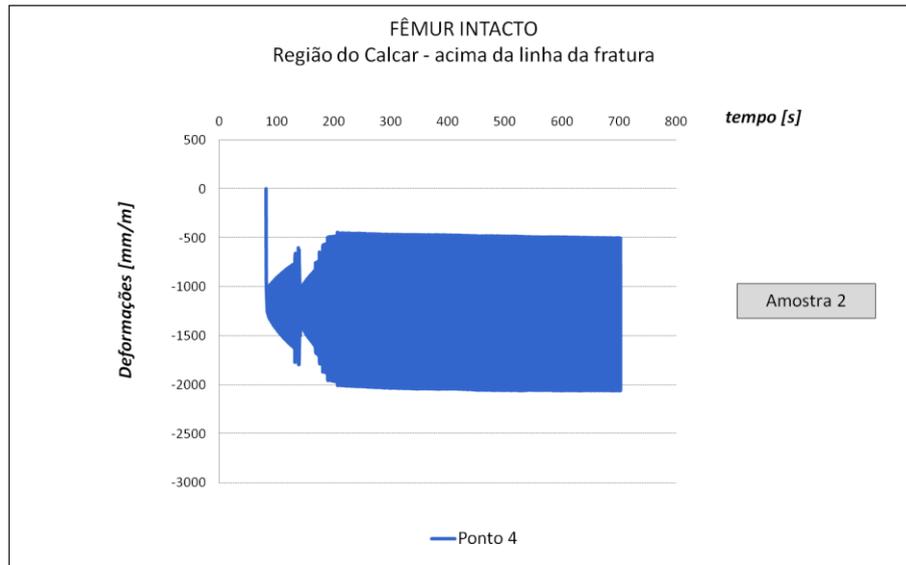


Figura 58 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

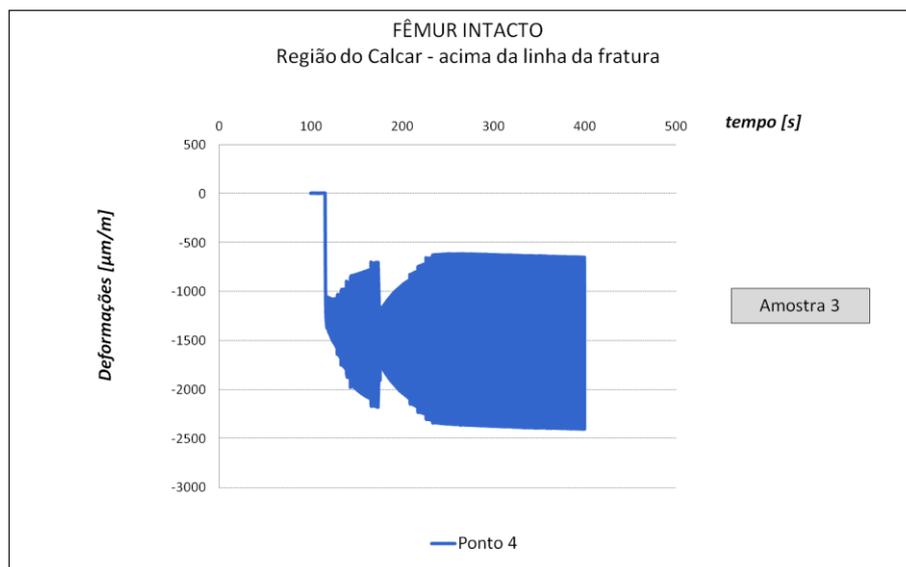


Figura 58 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 59 (a), 59 (b) e 59 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 4 – região do calcar do fêmur, acima da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

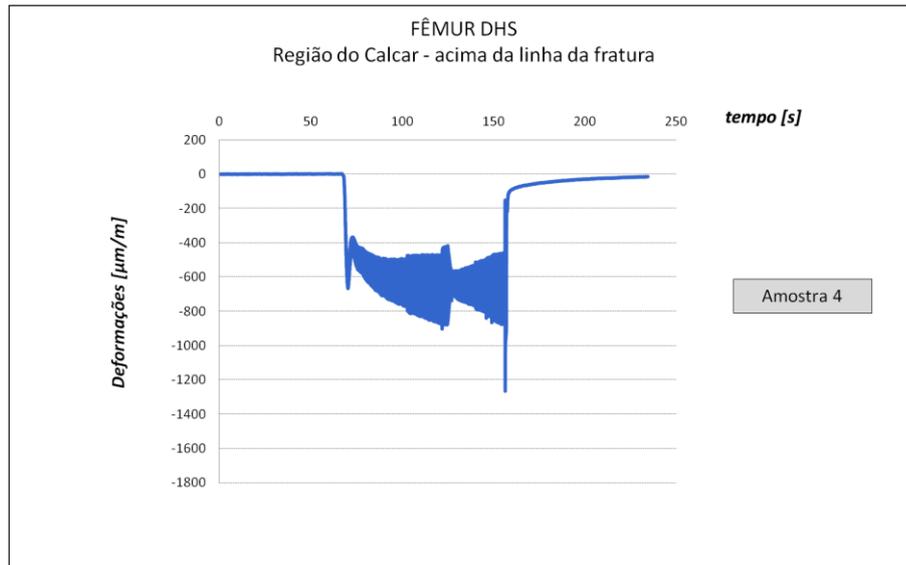


Figura 59 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur.

Fonte: Elaborado pelo autor

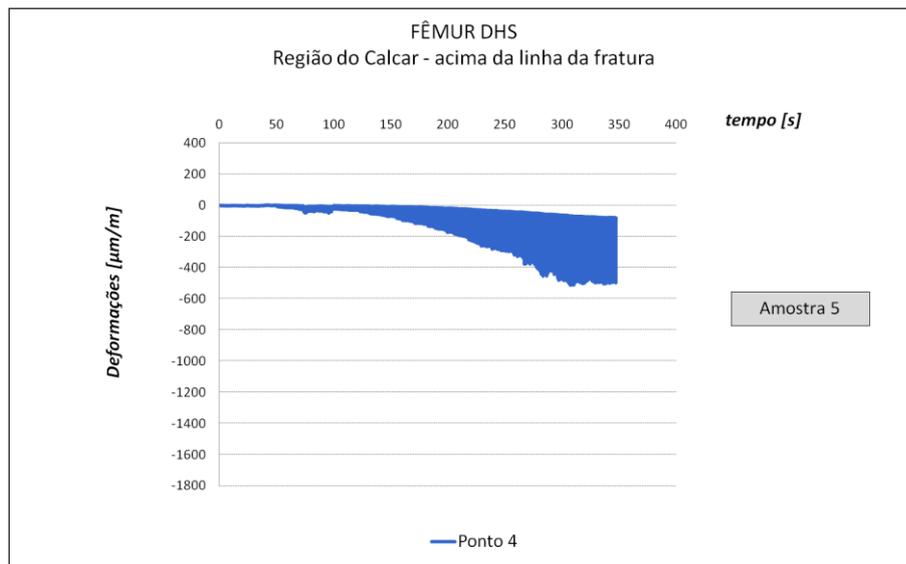


Figura 59 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

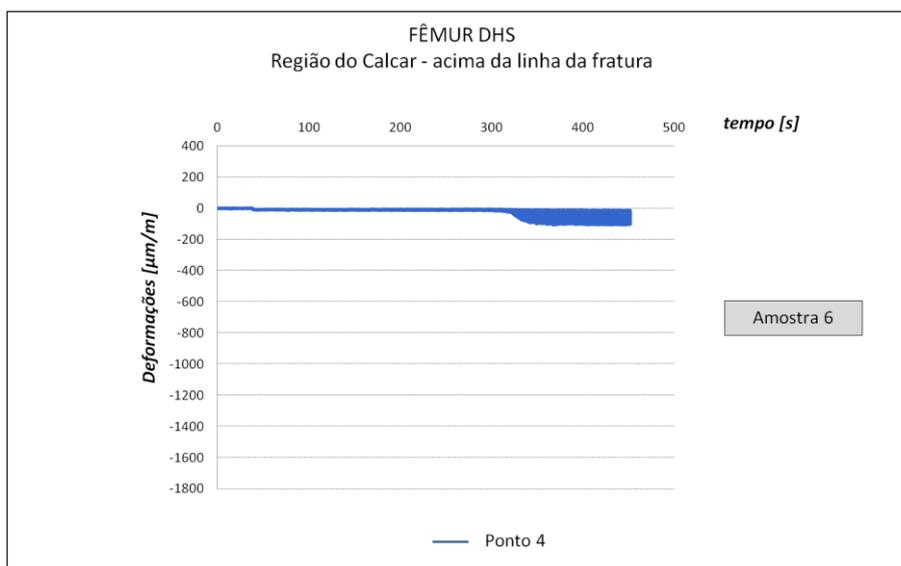


Figura 59 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 9 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do calcar acima da linha da fratura.

Quadro 9 - Ponto 4 – Região do Calcar do Fêmur. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 1000	- 500	- 700	- 900	- 50	- 100
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 2800	- 2100	- 2400	- 450	- 500	0
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	1800	1600	1700	450	450	100
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	1700			333		
Estado no carregamento	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	Compressivo
Carregamento predominante	compressivo			compressivo		
Absorção de carga pelo implante (%)	80					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 58 e 59, e do Quadro 9, a região do Ponto 4 – Região do Calcar do Fêmur - acima da linha da fratura – apresentou um comportamento compressivo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento compressivo também.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 1700 $\mu\text{m}/\text{m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 333 $\mu\text{m}/\text{m}$. Isto representa uma absorção de 80% da carga pelo implante.

A figura 60 apresenta a imagem esquemática do Ponto 5 – região do calcar abaixo da linha de fratura.

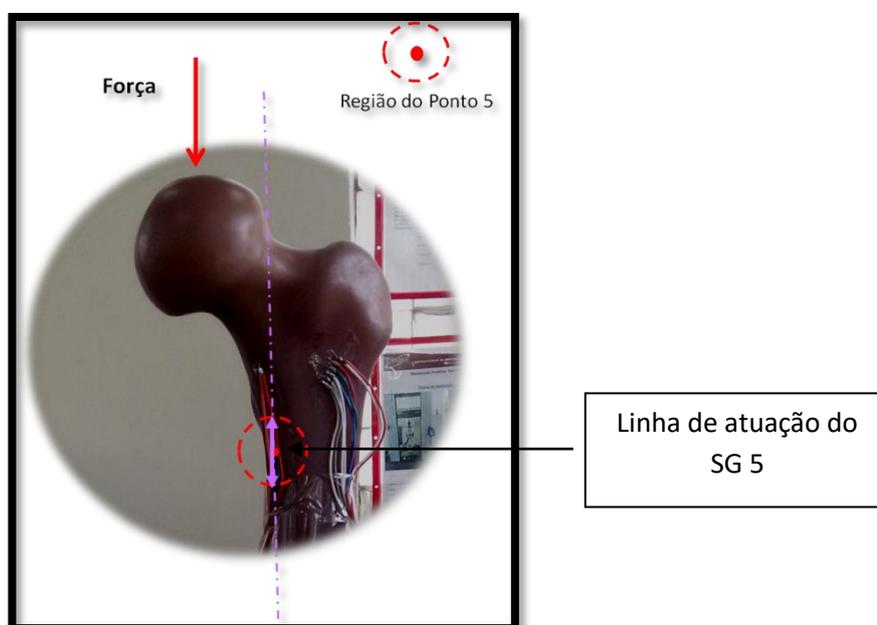


Figura 60 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 5

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 61 (a), 61 (b) e 61 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 5 – região do calcar do fêmur, abaixo da fratura, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

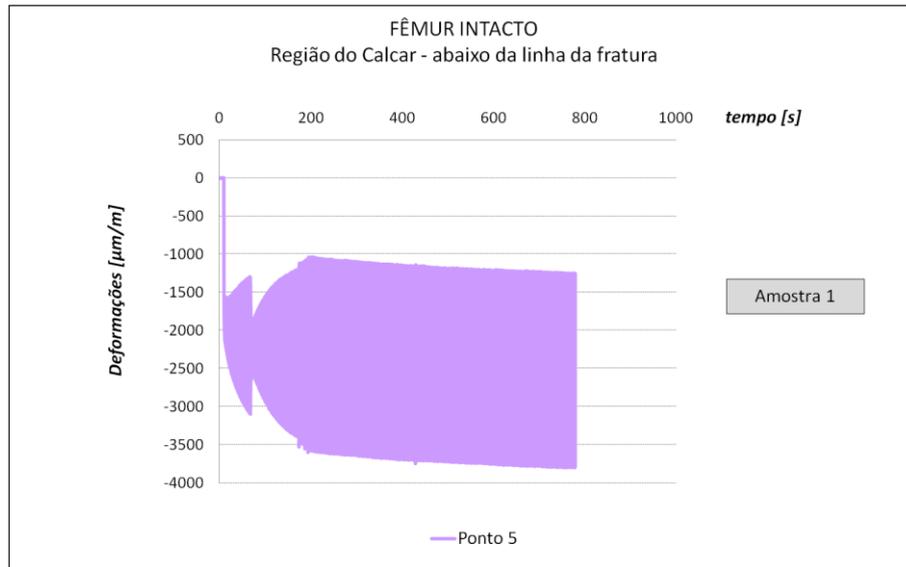


Figura 61 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

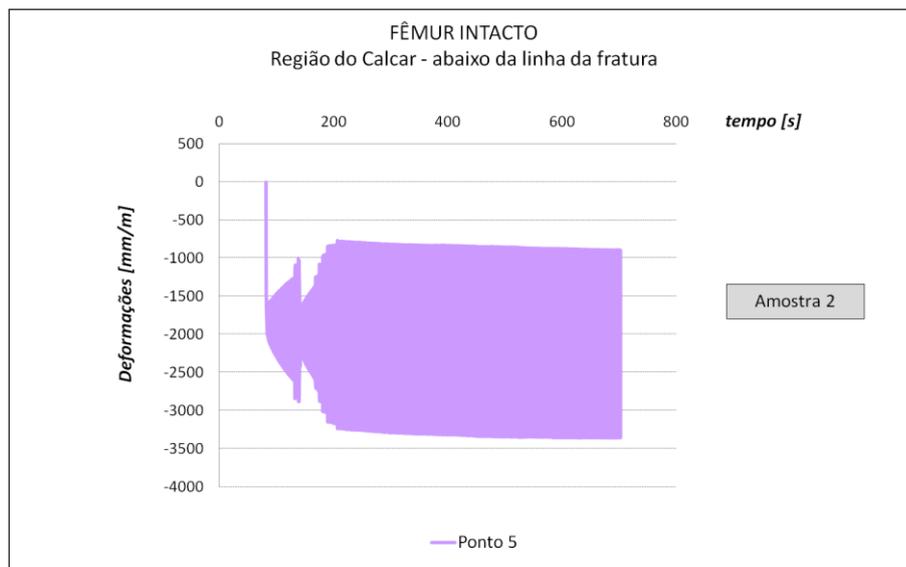


Figura 61 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

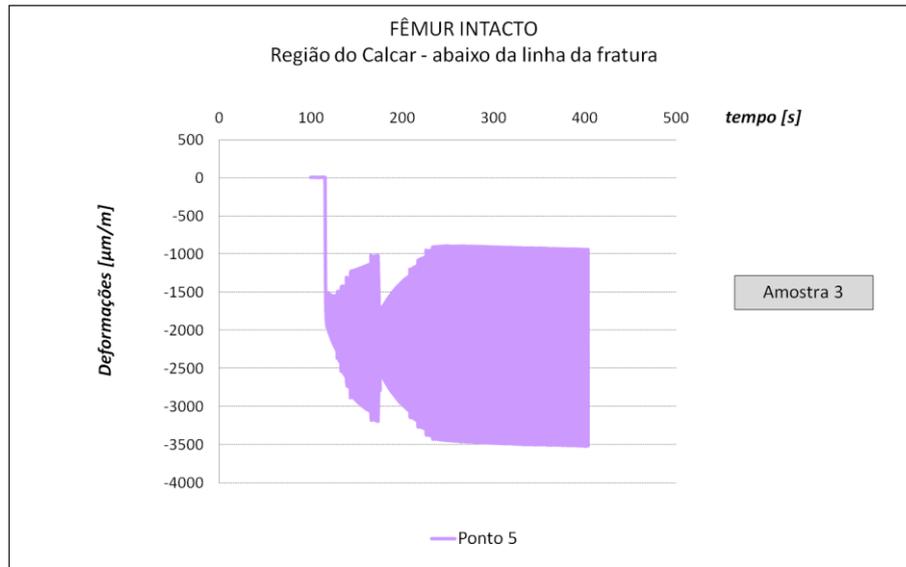


Figura 61 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 62 (a), 62 (b) e 62 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 5 – região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

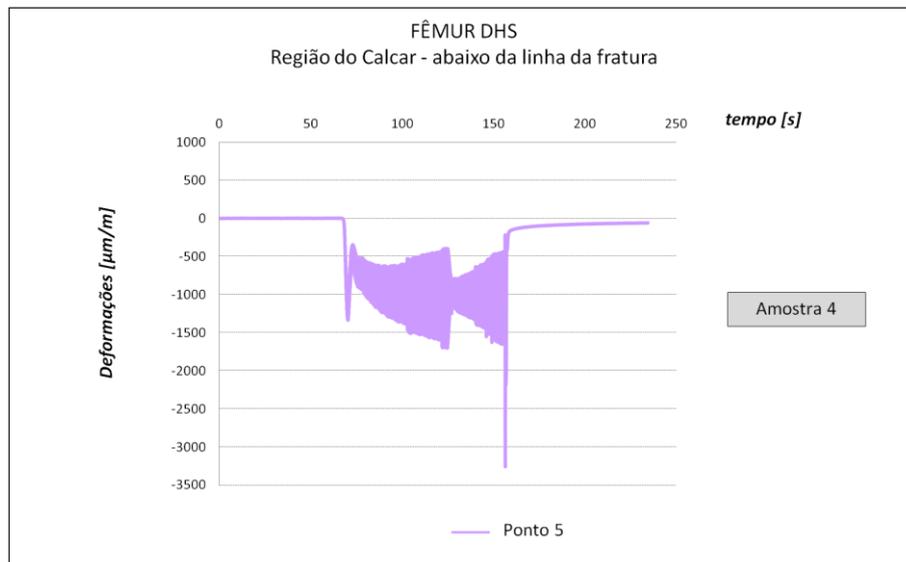


Figura 62 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas a paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

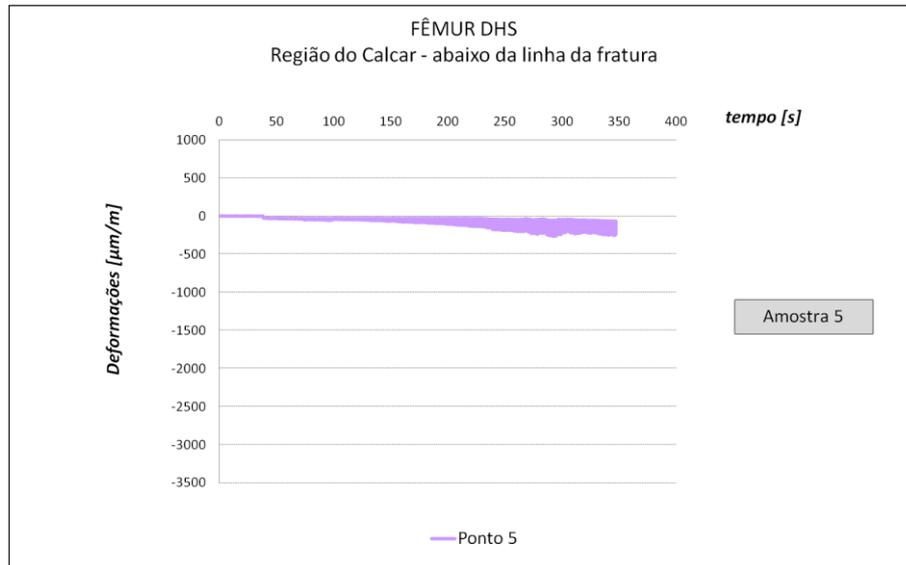


Figura 62 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas a paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

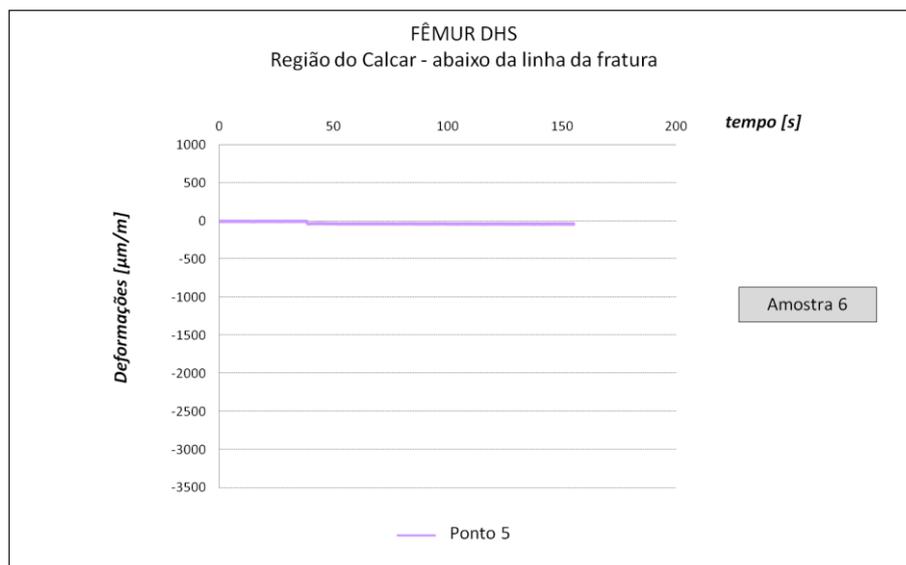


Figura 62 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do calcar do fêmur, abaixo da linha da fratura, durante os ensaios de fadiga – medidas a paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O quadro 10 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do calcar abaixo da linha da fratura.

Quadro 10 - Ponto 5 – Região do Calcar do Fêmur – abaixo da linha da fratura. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m/m}$)	- 3600	- 3400	- 3550	- 1700	- 200	- 50
Deformação Máxima ($\mu\text{m/m}$)	- 1200	- 900	- 950	- 500	- 50	0
Amplitude Máxima ($\mu\text{m/m}$)	2400	2500	2600	1200	150	50
Amplitude Média ($\mu\text{m/m}$)	2500			467		
Estado no carregamento	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo	compressivo
Carregamento predominante	Compressivo			Compressivo		
Absorção de carga pelo implante (%)	81					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 61 e 62, e do Quadro 10, a região do Ponto 5 – Região do Calcar do Fêmur – abaixo da linha da fratura – apresentou um comportamento compressivo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento compressivo também.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 2500 $\mu\text{m/m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 467 $\mu\text{m/m}$. Isto representa uma absorção de 81% da carga pelo implante.

A figura 63 apresenta a imagem esquemática do Ponto 6 T – região do segundo parafuso cortical – medidas transversais.

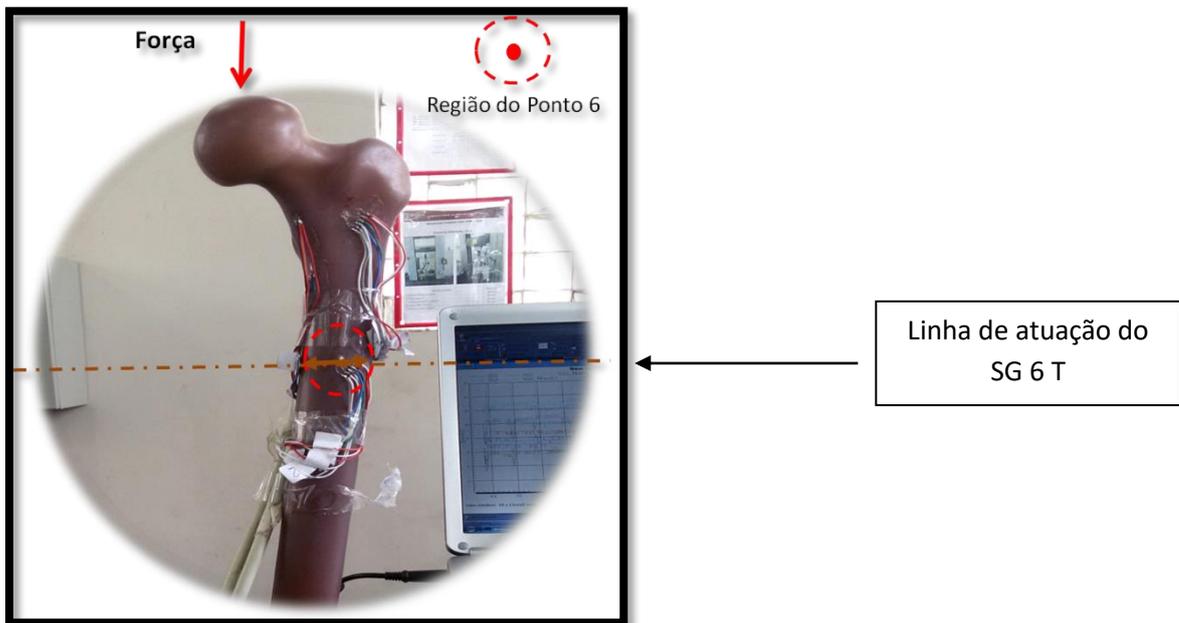


Figura 63 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 T

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 64 (a), 64 (b) e 64 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 T – região do segundo parafuso cortical – medidas transversais, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

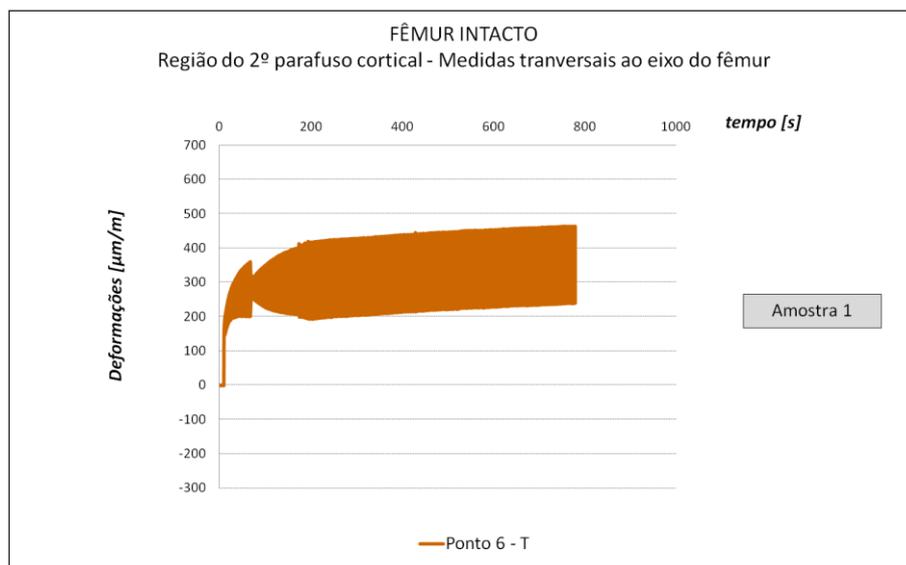


Figura 64 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas transversais ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

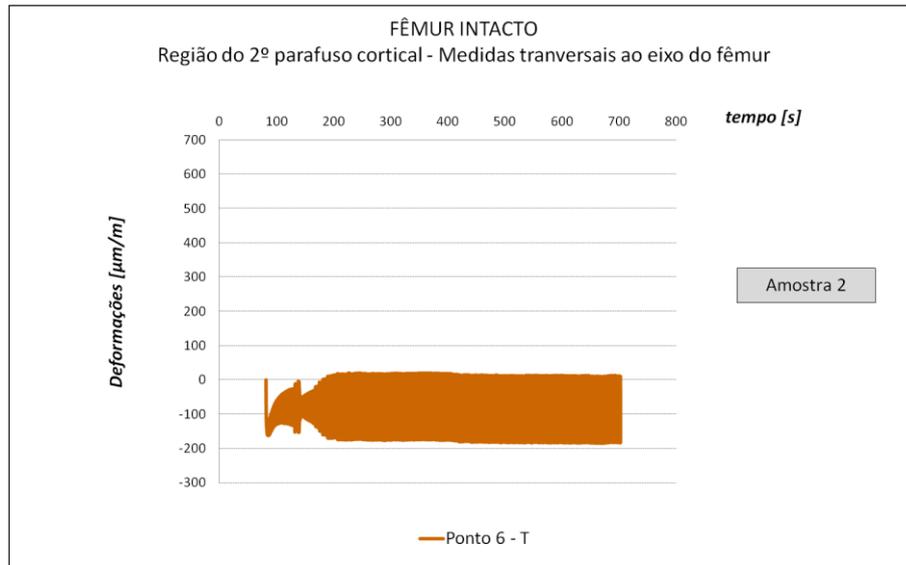


Figura 64 – (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

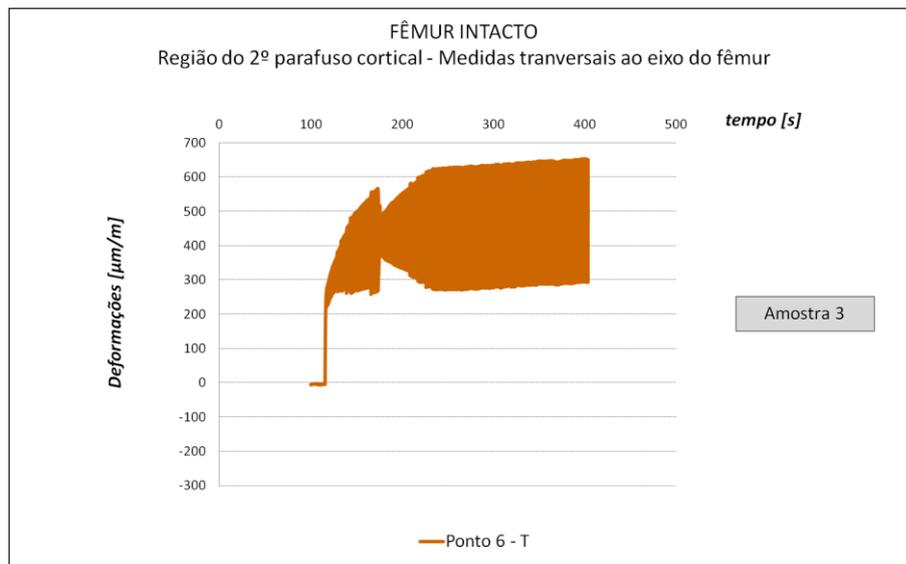


Figura 64 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 65 (a), 65 (b) e 65 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 – região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

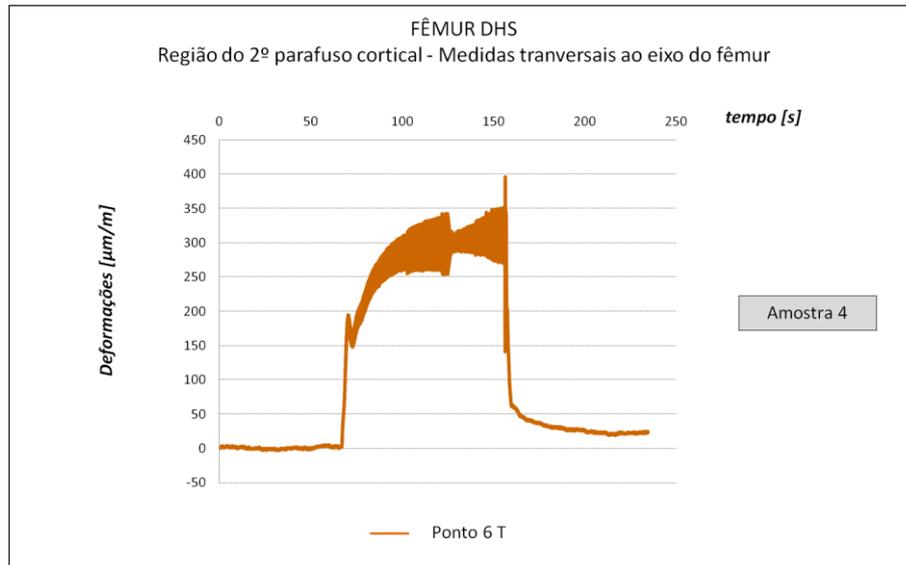


Figura 65 - (a) Amostra 4 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

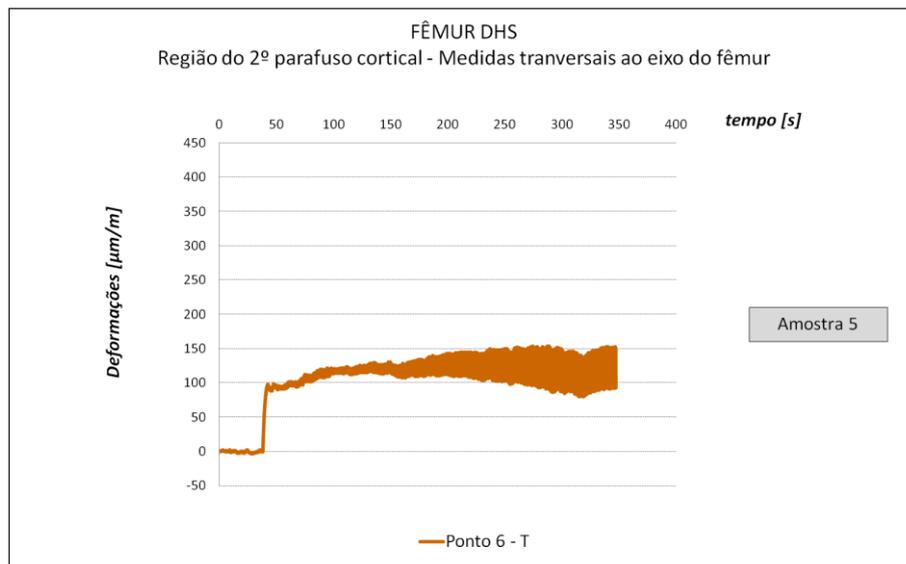


Figura 65 – (b) Amostra 5 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

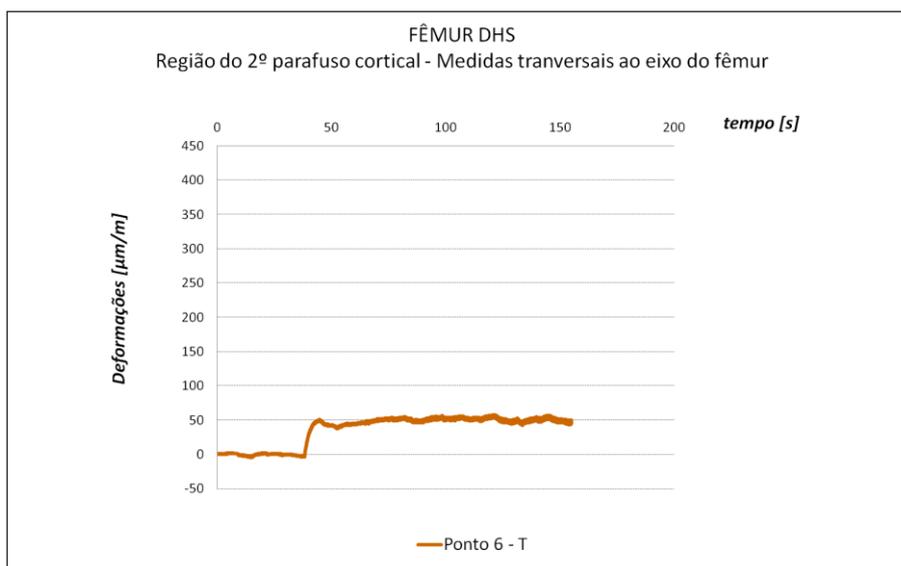


Figura 65 – (c) Amostra 6 - Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 11 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS região do segundo parafuso cortical – medidas transversais.

Quadro 11 - Ponto 6 T – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas transversais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 240	- 190	+ 290	+ 270	+ 90	+ 40
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	+ 460	0	+ 660	+ 350	+ 150	+ 50
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	220	190	370	80	60	10
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	260			50		
Estado no carregamento	trativo	compressivo	trativo	trativo	trativo	trativo
Carregamento predominante	Instável			trativo		
Absorção de carga pelo implante (%)	81					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 64 e 65, e do Quadro 11, a região do Ponto 6 T – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – apresentou um comportamento predominantemente trativo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento trativo.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de $260 \mu\text{m/m}$ e as do Fêmur DHS em torno de $50 \mu\text{m/m}$. Isto representa uma absorção de 81% da carga pelo implante.

A figura 66 apresenta a imagem esquemática do Ponto 6 L – região do segundo parafuso cortical – medidas longitudinais.

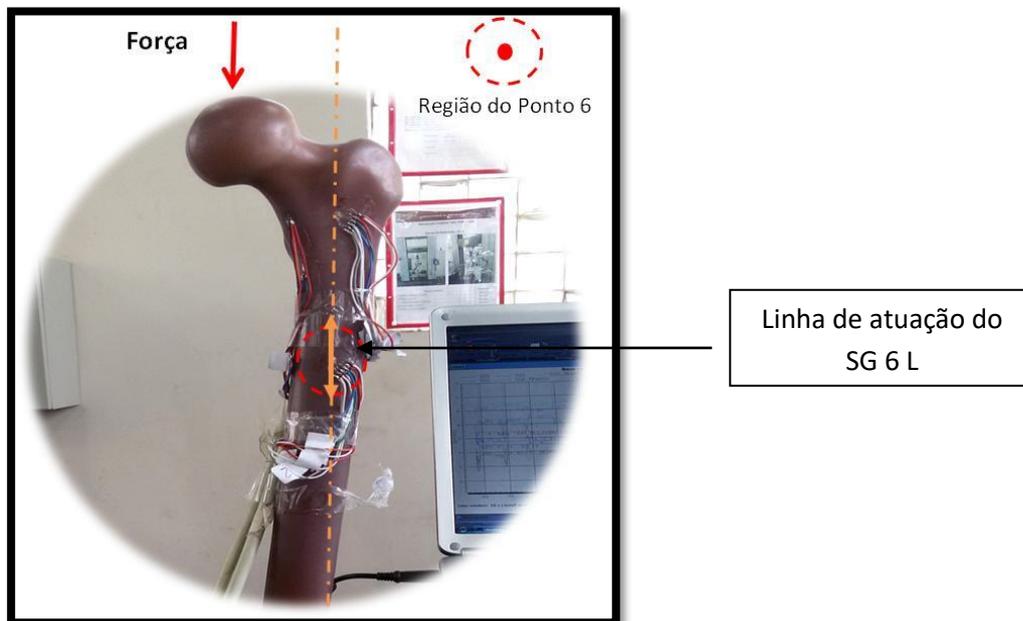


Figura 66 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 L

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 67 (a), 67 (b) e 67 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 L – medidas longitudinais – região do segundo parafuso cortical – medidas longitudinais, durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto.

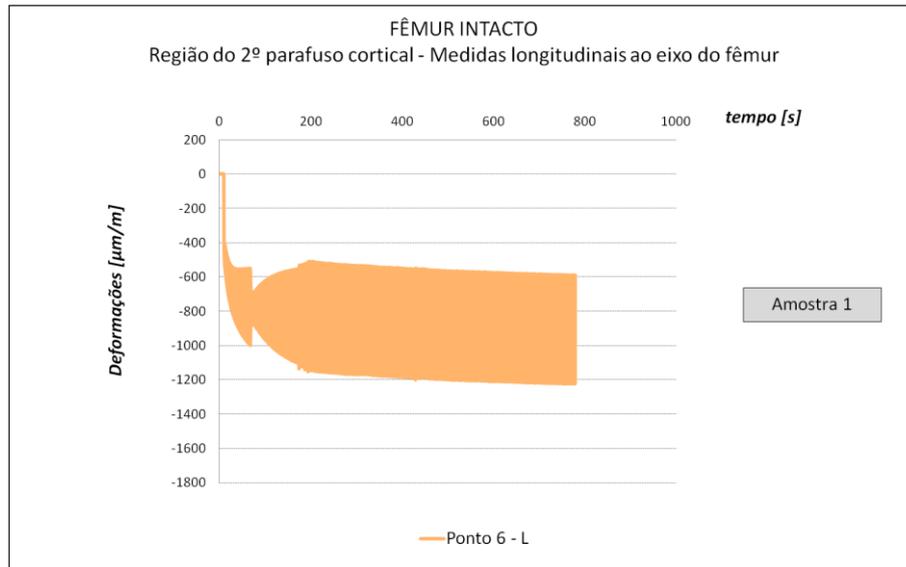


Figura 67 - (a) Amostra 1 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

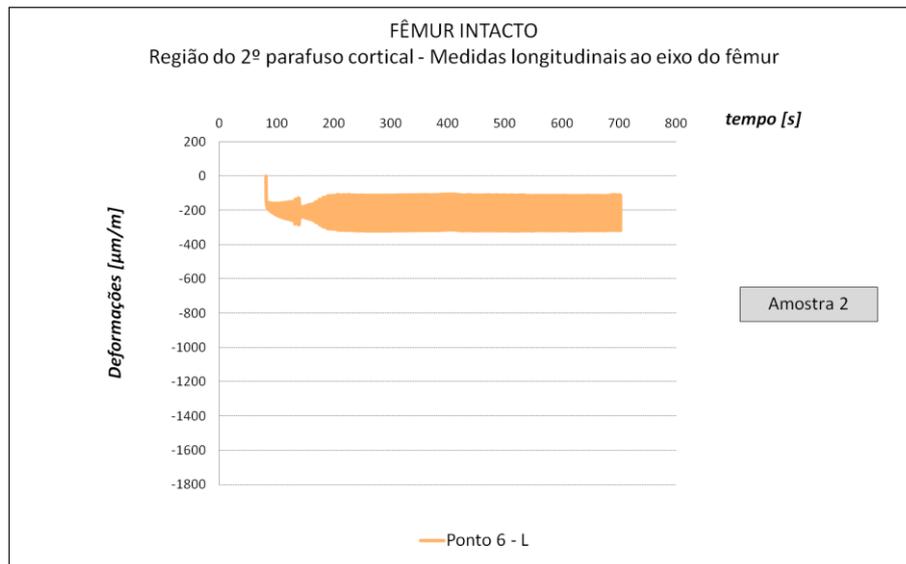


Figura 67 - (b) Amostra 2 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

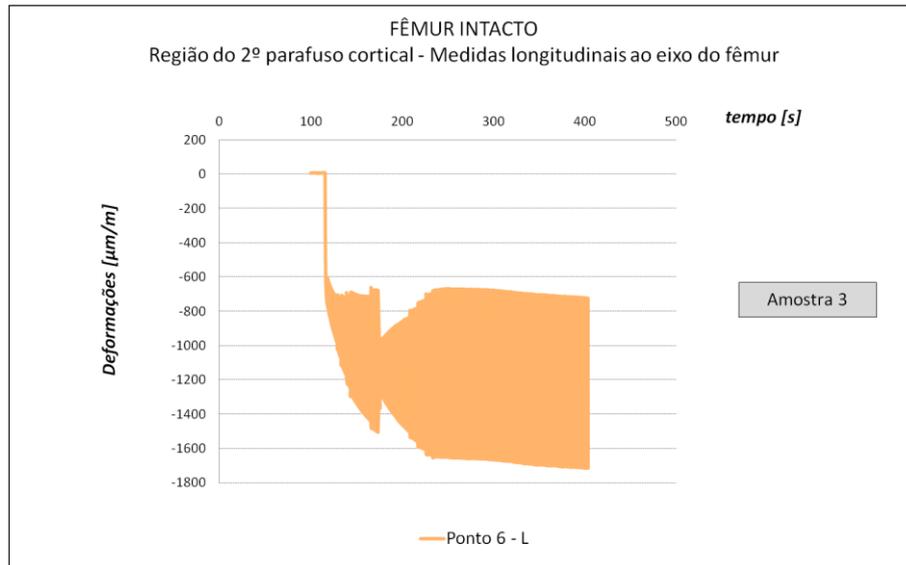


Figura 67 – (c) Amostra 3 - Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 68 (a), 68 (b) e 68 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 L – medidas longitudinais – região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS.

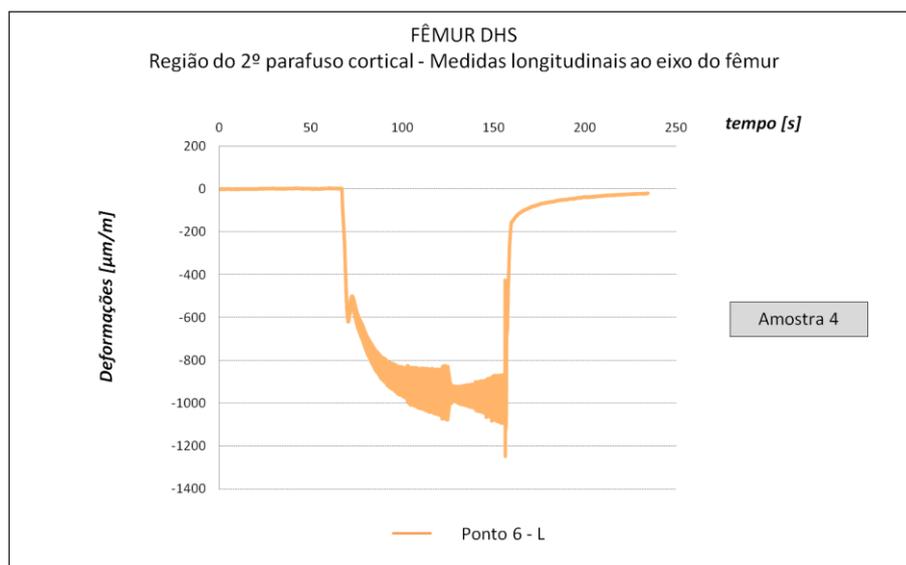


Figura 68 - (a) Amostra 4 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

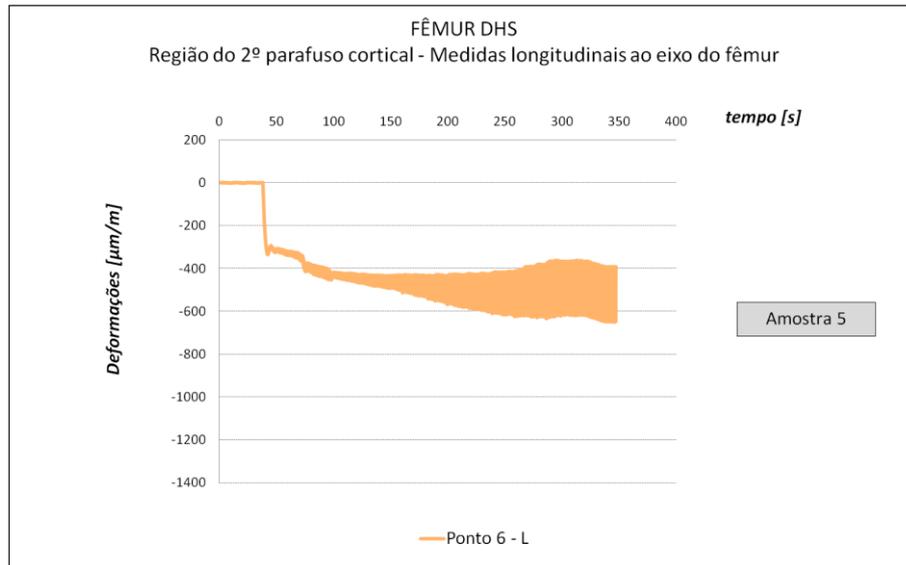


Figura 68 – (b) Amostra 5 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

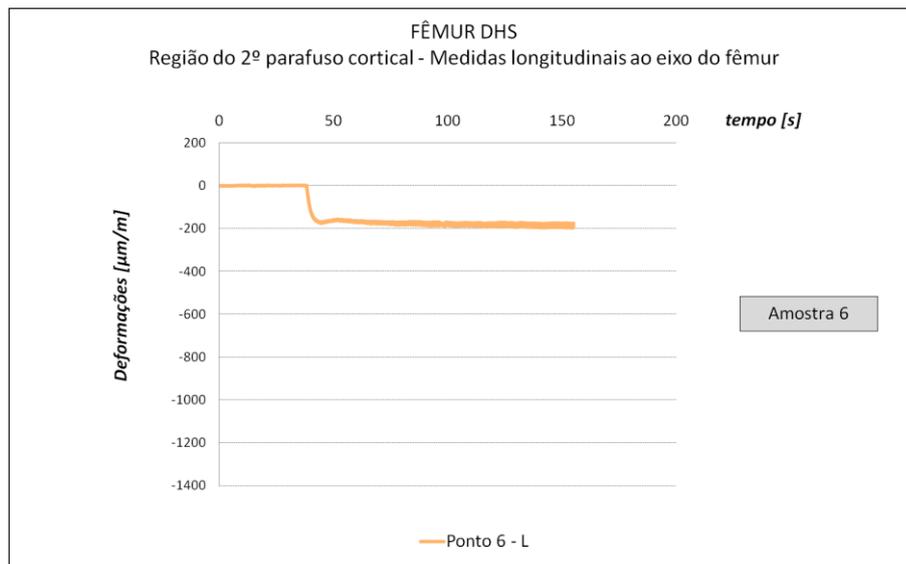


Figura 68 – (c) Amostra 6 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical, medidas longitudinais durante os ensaios de fadiga – deformações paralelas ao eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 12 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do segundo parafuso cortical – medidas longitudinais.

Quadro 12 - Ponto 6 L – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas longitudinais. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 1220	- 100	- 700	- 1100	- 680	- 190
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 610	- 320	- 1700	- 890	- 400	- 200
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	610	220	1000	210	280	10
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	610			167		
Estado no carregamento	compressivo	compressivo	compressivo	Compressivo	compressivo	compressivo
Carregamento predominante	compressivo			Compressivo		
Absorção de carga pelo implante (%)	73					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 67 e 68, e do Quadro 12, a região do Ponto 6 L – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas longitudinais, apresentou um comportamento compressivo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS também apresentou comportamento compressivo.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 610 $\mu\text{m}/\text{m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 167 $\mu\text{m}/\text{m}$. Isto representa uma absorção de 73 % da carga pelo implante.

A figura 69 apresenta a imagem esquemática do Ponto 6 45 – região do segundo parafuso cortical – medidas a 45 graus.

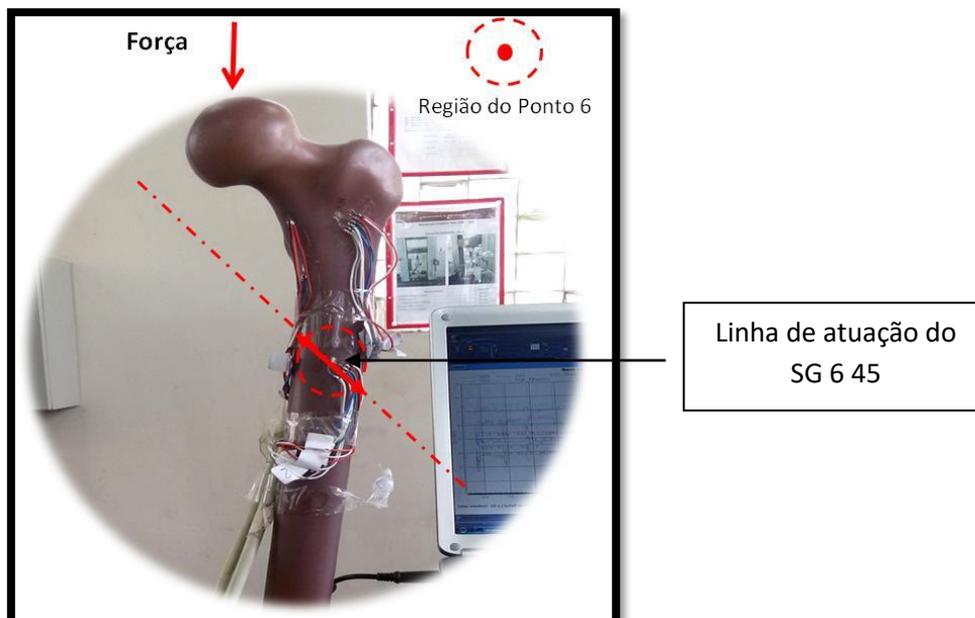


Figura 69 - Imagem esquemática da região de medição do Ponto 6 45

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 70 (a), 70 (b) e 70 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 45 – região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur intacto – medidas a 45 graus.

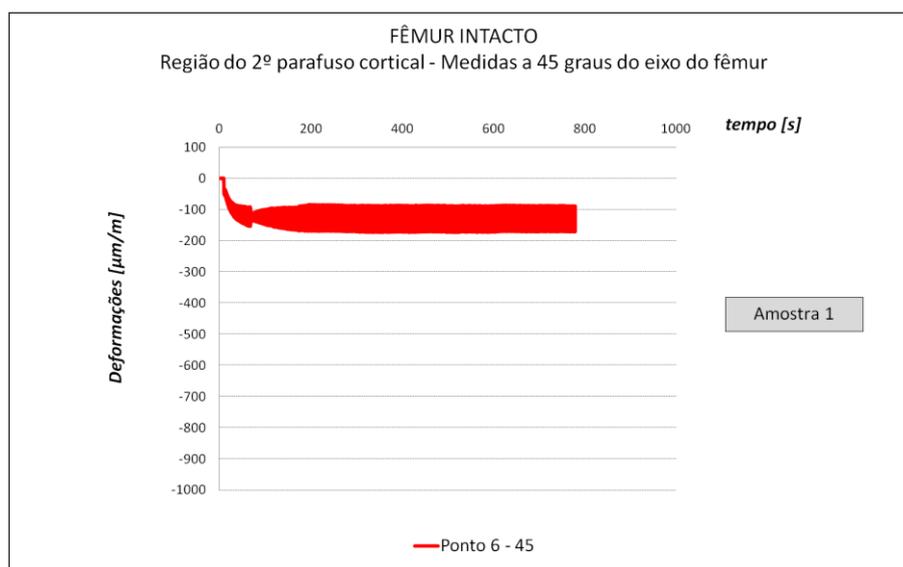


Figura 70 - (a) Amostra 1 – Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

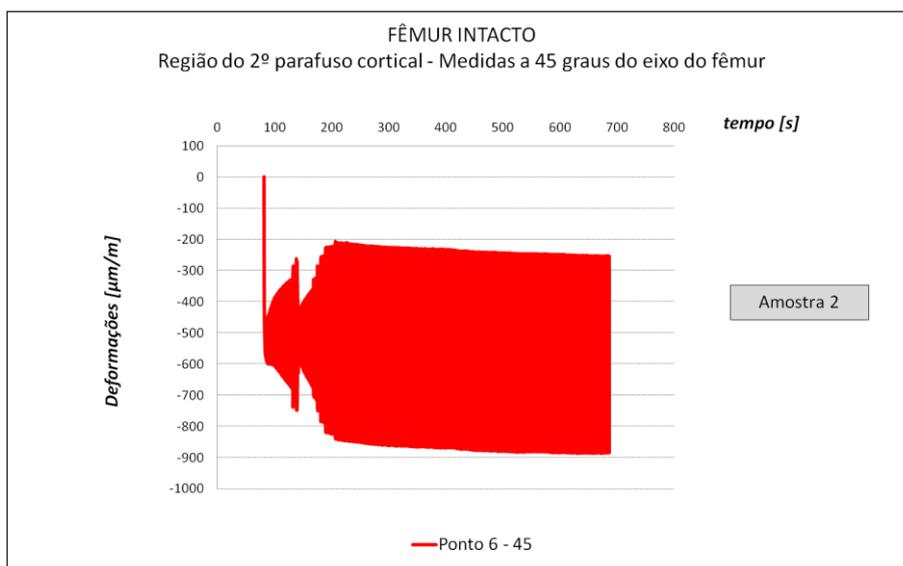


Figura 70 – (b) Amostra 2 – Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

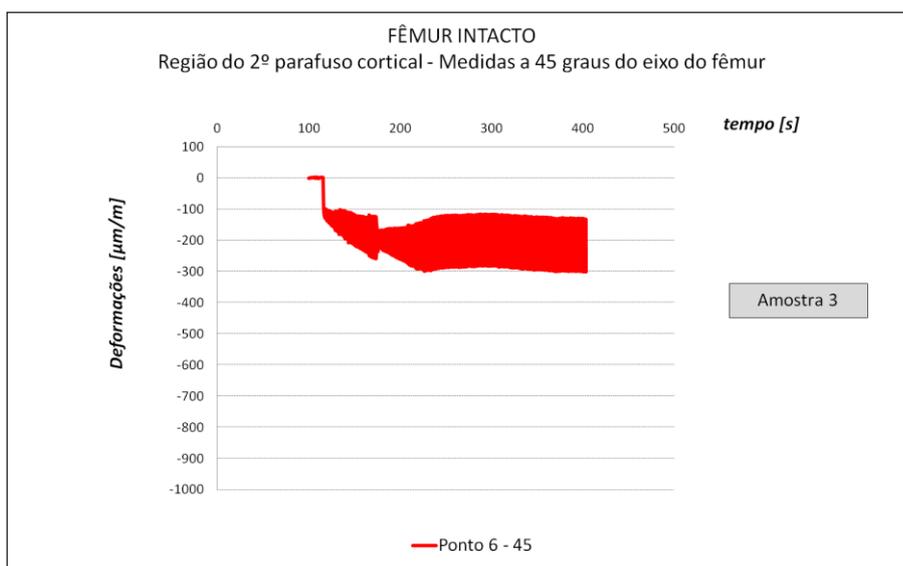


Figura 70 – (c) Amostra 3 – Deformações no Fêmur Intacto. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 71 (a), 71 (b) e 71 (c) apresentam o comportamento das deformações do Ponto 6 45 – região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga para as amostras do fêmur DHS – medidas a 45 graus.

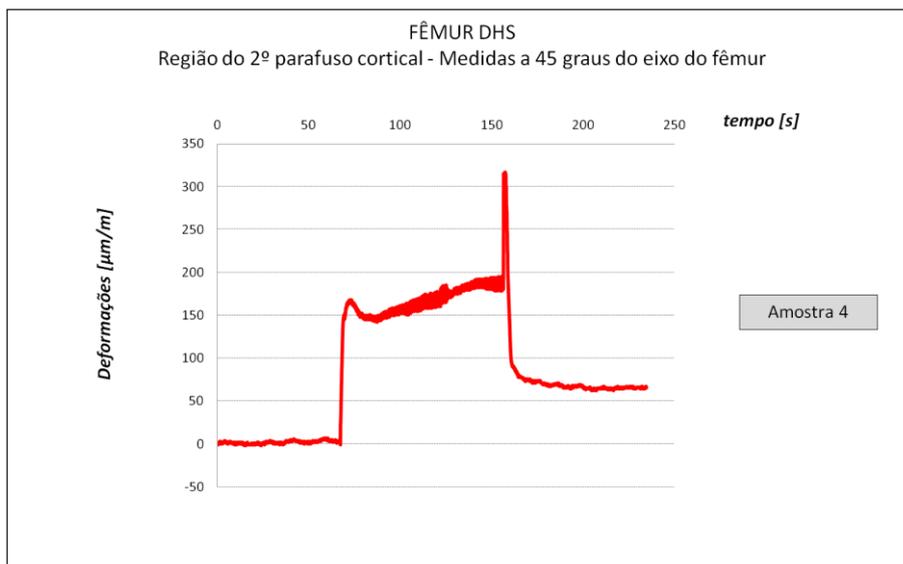


Figura 71 - (a) Amostra 4 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur

Fonte: Elaborado pelo autor

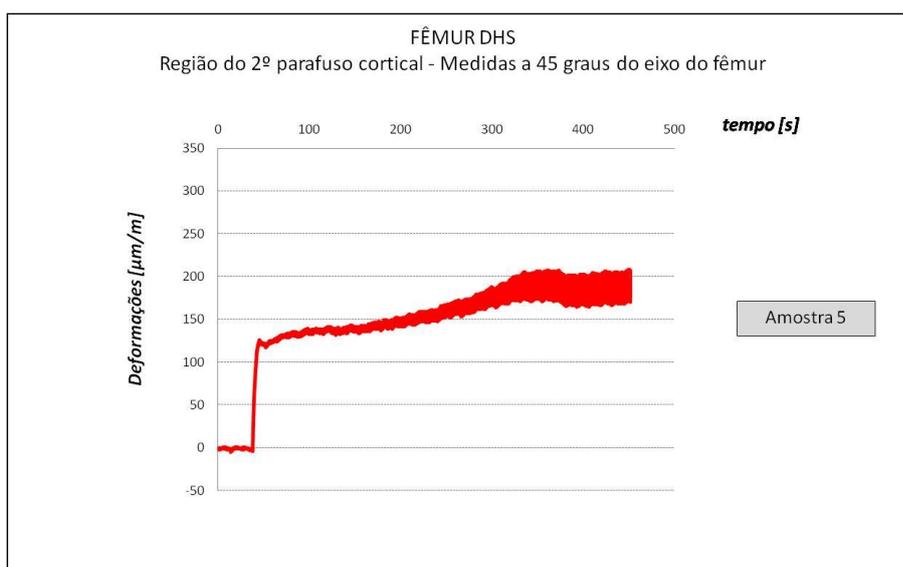


Figura 71 – (b) Amostra 5 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur.

Fonte: Elaborado pelo autor

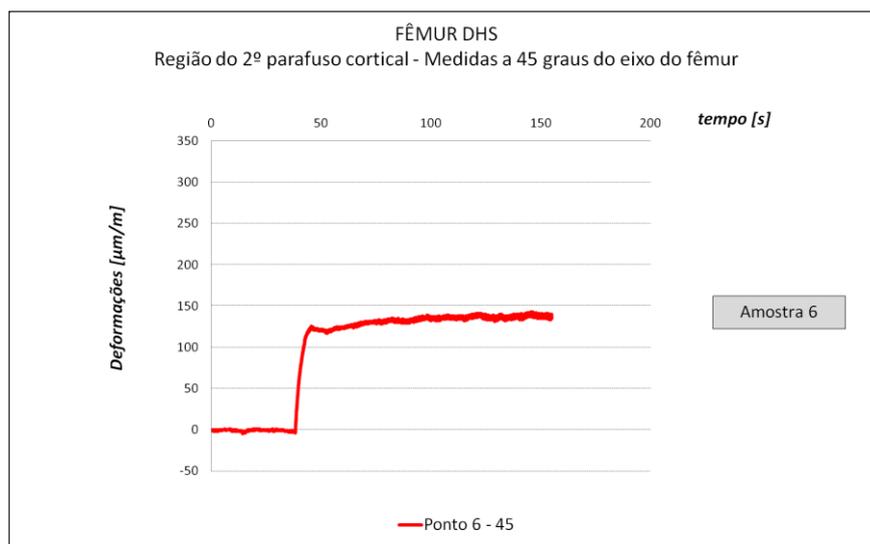


Figura 71 – (c) Amostra 6 – Deformações no Fêmur DHS. Comportamento da região do segundo parafuso cortical durante os ensaios de fadiga – medidas a 45 graus do eixo principal do fêmur.

Fonte: Elaborado pelo autor

O Quadro 13 apresenta os dados comparativos entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS para a região do segundo parafuso cortical – medidas a 45 graus.

Quadro 13 - Ponto 6 45 – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas a 45 graus. Comparação entre o comportamento das deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Comportamento	Fêmur Intacto			Fêmur DHS		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6
Deformação Mínima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 180	- 900	- 130	+ 170	+ 170	+ 130
Deformação Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	- 90	- 250	- 300	+ 190	+ 210	+ 140
Amplitude Máxima ($\mu\text{m}/\text{m}$)	90	650	170	20	40	10
Amplitude Média ($\mu\text{m}/\text{m}$)	303			23		
Estado no carregamento	compressivo	compressivo	compressivo	trativo	trativo	trativo
Carregamento predominante	compressivo			trativo		
Absorção de carga pelo implante (%)	92					

Fonte: Elaborado pelo autor

Pela análise dos gráficos das figuras 70 e 71, e do Quadro 13, a região do Ponto 6 45 – Região do 2º Parafuso Cortical do Fêmur – medidas a 45 graus, apresentou um comportamento compressivo para os ensaios com Fêmur Intacto. O Fêmur DHS apresentou comportamento trativo.

As deformações médias do Fêmur Intacto ficaram em torno de 303 $\mu\text{m/m}$ e as do Fêmur DHS em torno de 23 $\mu\text{m/m}$. Isto representa uma absorção de 92 % da carga pelo implante.

A figura 72 apresenta um diagrama ilustrativo das deformações encontradas no fêmur intacto em função de cada região de medição.

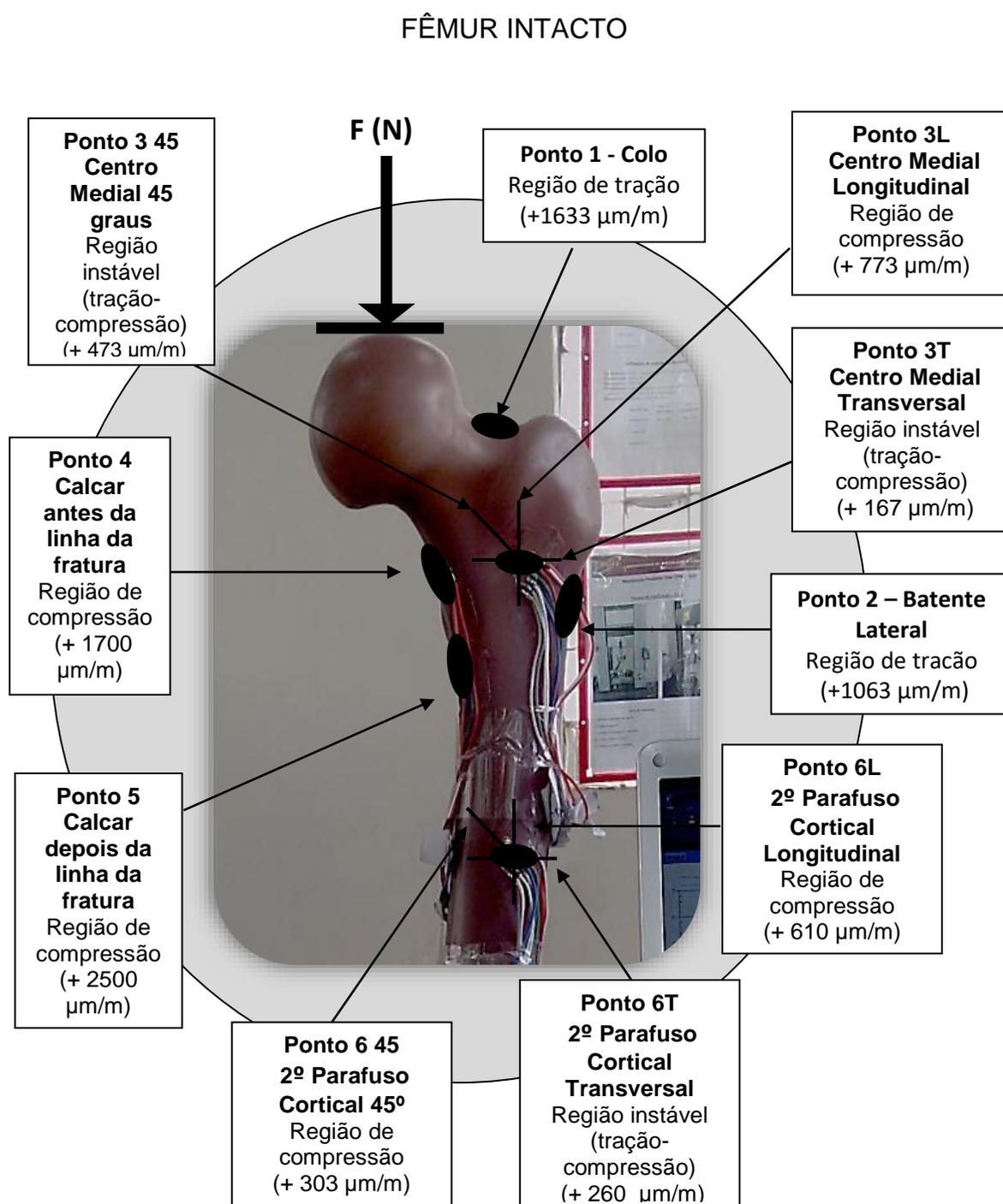


Figura 72 - Diagrama Ilustrativo das Deformações por Região do Fêmur – Fêmur Intacto

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 73 apresenta um diagrama ilustrativo das deformações encontradas no fêmur DHS em função de cada região de medição.

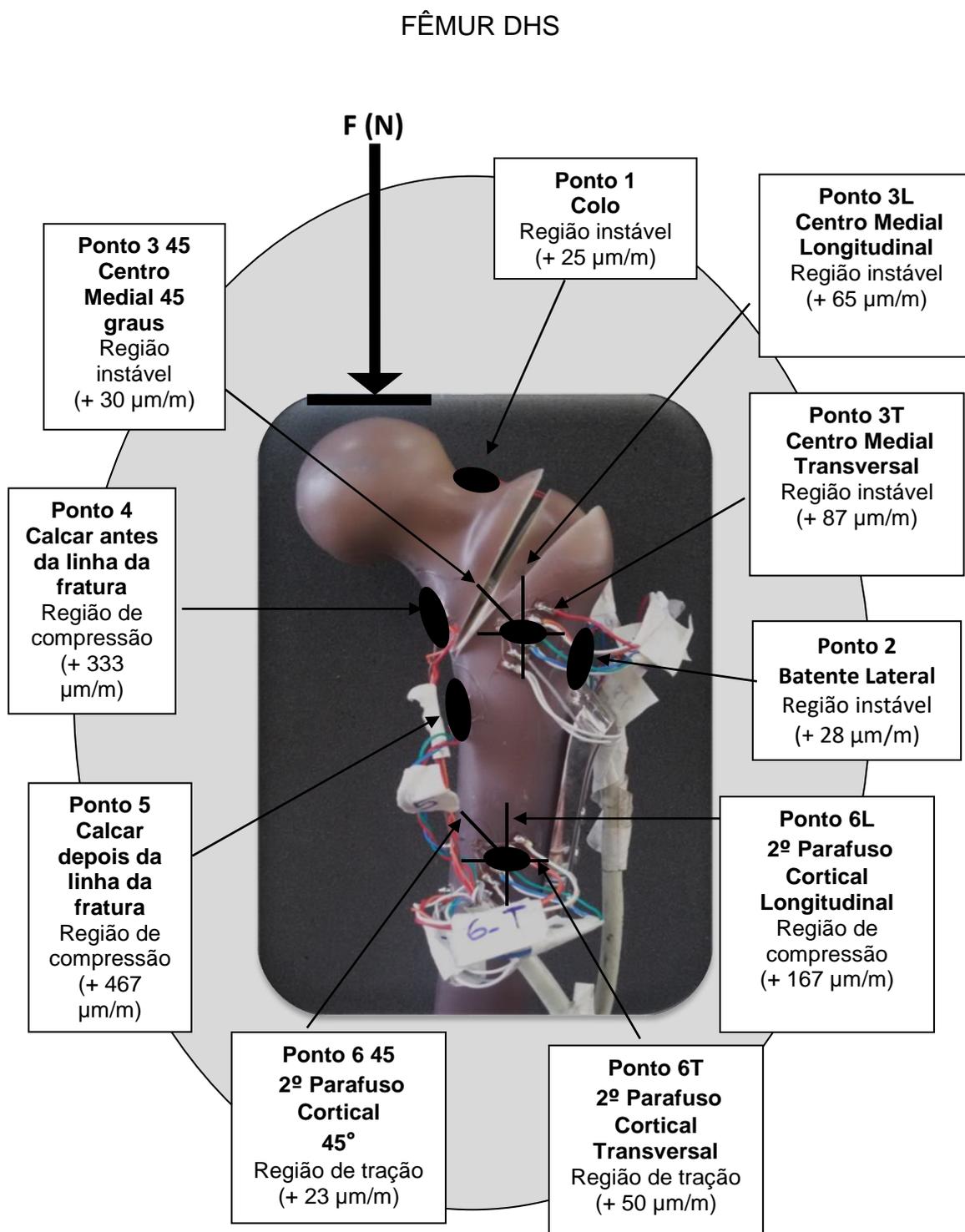


Figura 73 - Diagrama Ilustrativo das Deformações por Região do Fêmur – Fêmur DHS

Fonte: Elaborado pelo autor

Em todas as regiões dos pontos de medição do fêmur houve alteração na amplitude das deformações com a colocação do implante DHS, conforme pode ser observado na figura 74.

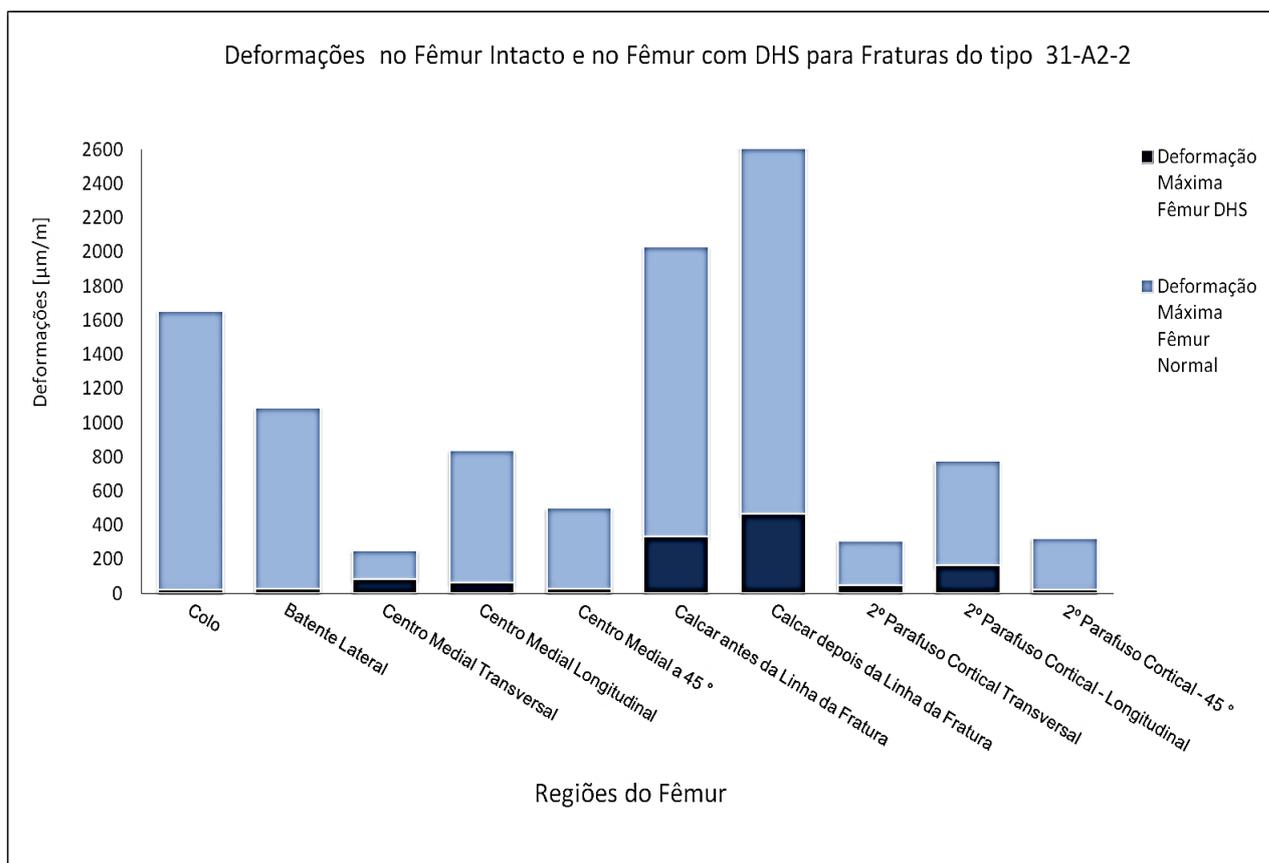


Figura 74 - Relação entre as Deformações no Fêmur Intacto e no Fêmur DHS

Fonte: Elaborado pelo autor

No diagrama da figura 75 é possível verificar o percentual de absorção, pelo implante DHS, da carga aplicada.

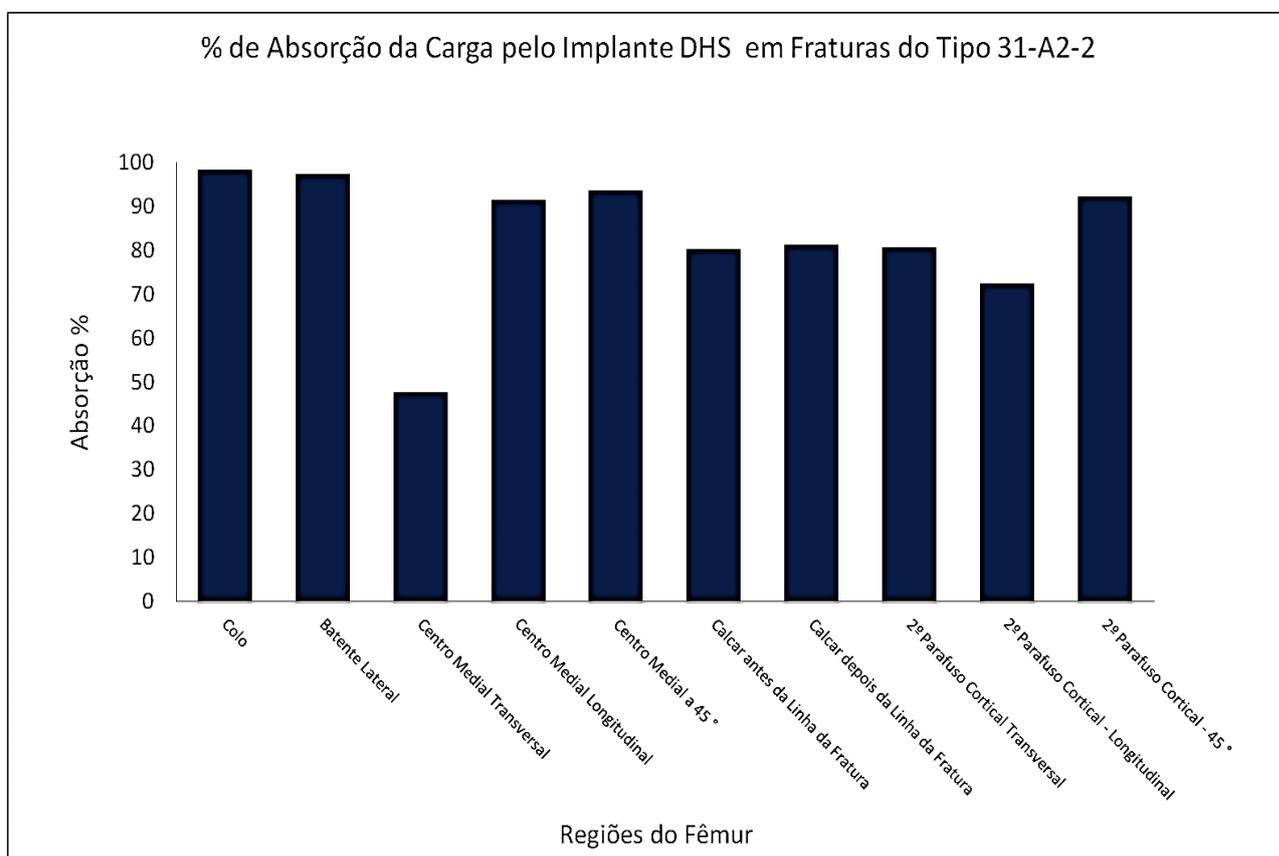


Figura 75 - Absorção da Carga pelo Implante DHS em Fraturas do Tipo 31 – A2 – 2

Fonte: Elaborado pelo autor

Quadro 14 - Comportamento dos pontos com relação aos estados trativo ou compressivo. Tratativo – sentido positivo do eixo das deformações. Compressivo – sentido negativo do eixo das deformações

Ponto	Normal	DHS
1 – colo femoral	Trativo (+)	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)
2 – batente lateral	Trativo (+)	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)
3T – centro medial – transversal	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)
3L – centro medial – longitudinal	Compressivo (-)	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)
3 45 – centro medial – 45 graus	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)
4 – calcar acima da linha fratura	Compressivo (-)	Compressivo (-)
5 – calcar abaixo da linha de fratura	Compressivo	Compressivo (-)
6T – centro do segundo parafuso cortical – transversal	Instável Trativo (+) e Compressivo (-)	Trativo (+)
6L – centro do segundo parafuso cortical – longitudinal	Compressivo (-)	Compressivo (-)
6 45 – centro do segundo parafuso cortical – 45 graus	Compressivo (-)	Trativo (+)

Fonte: Elaborado pelo autor

Segundo Gomes e Carmo (2015) a estabilidade da reconstrução da fratura requer a restauração do mecanismo tirante que é perdido com a fratura. Esse mecanismo tirante é garantido pela parte lateral do fêmur, em fêmures intactos (pela ação da musculatura abdução), ou dinamicamente, em fêmures fraturados, com o uso de sistemas parafuso/placa e outros sistemas (Ponto 2 nesse trabalho). Foi verificada na região do colo (Ponto 1), para fêmures intactos, a presença de deformações de tração. Os autores Gomes e Carmo (2015) comentam sobre o estado de compressão que se forma na região do calcar logo abaixo do pescoço, o que também se confirma pelos dados dos ensaios, Pontos 4 e 5. As regiões onde estão localizados os Ponto 3 e Ponto 6 mostraram-se regiões com alternância de comportamento tratativo compressivo, também comentado nos trabalhos de Gomes e Carmo (2015) e Carpes (2017). Na região do Ponto 1 – região do colo – não aconteceu a reconstrução do tirante de tração.

Não foram encontrados estudos que apresentassem ensaios semelhantes para a comparação de dados de deformações ou tensões para esse tipo de sistema fratura-implante, ou seja, fratura do tipo 31-A2-2. Existem diversos estudos publicados que

abordam ensaios mecânicos sobre os mais diversos tipos de implantes e seus comportamentos em fadiga, porém os dados não são passíveis de comparação porque se tratam de sistemas de fratura-implante, ou regiões de medição, diferentes do que foi abordado neste trabalho. Em vista disto, a discussão sobre as diferenças encontradas em algum resultado entre uma amostra e outra se limita a este trabalho.

Essas diferenças podem estar relacionadas aos fatores abaixo:

- a) Corte da fratura: as fraturas foram cortadas em laboratório com gabarito em todas as amostras, porém podem ter ocorrido pequenas diferenças entre os cortes.
- b) O posicionamento do implante no fêmur: a orientação do implante com relação à cabeça do fêmur e à diáfise pode ter pequenas variação durante o processo cirúrgico.
- c) Em uma condição real de uso, teria ainda um fator de segurança devido á existência de músculos e ligamentos que ainda estabilizam um pouco a fratura.
- d) Em uma condição real de uso, o osso vai colando, a resistência vai aumentando e a mobilidade da fratura diminuindo. Portanto, vão diminuindo as tensões e deformações no implante com o tempo.

5 CONCLUSÃO

A presença do implante DHS altera a amplitude das deformações para os pontos do fêmur medidos neste estudo, para o tipo de fratura 31-A2-2. A queda significativa nos valores das deformações para as amostras de fêmur com DHS deve-se pela absorção da carga pelo implante. Isto é esperado devido à rigidez do material usado na fabricação deste tipo de implante (aço inoxidável austenítico – Cr Ni Mo – ASTM F-138). Os ensaios das amostras com fratura e implantados com DHS apresentaram alta instabilidade mecânica. Isto pode ser devido à ausência dos tecidos e músculos que ajudam na estabilidade do sistema com um todo.

Pequenas oscilações entre os ensaios causaram modificações importantes nos resultados, indicando que a relação ponto de medição ou a posição exata do implante podem implicar num desgaste ou afrouxamento prematuro do mesmo devido a uma sobrecarga.

✓ SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se a realização de estudos comparativos, com outros tipos de implantes, incluindo principalmente o Proximal Femoral Nail (PFN) fazendo-se medições nas mesmas regiões. Além disto, sugere-se também o mesmo estudo com outros padrões de fratura. Estes estudos podem colaborar com dados para uma tomada de decisão na definição do tipo de implante a ser usado em função do tipo de fratura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14396-1: 2013**. Implantes para cirurgia – Próteses parcial e total de articulação de quadril Parte 1: Determinação das propriedades de fadiga e desempenho de hastes femorais sem aplicação de torção. ABNT, 2013.

_____. **NBR 15676 – 3: 2017**. Implantes para Ortopedia - Placas ósseas metálicas Parte 3: Método de ensaio dinâmico de flexão. ABNT, 2017.

_____. **NBR ISO 7206-4: 2016**. Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril Parte 4: Determinação de propriedades de resistência à fadiga e desempenho de componentes femorais com haste. ABNT, 2016.

AULA DE ANATOMIA. **Sistema Esquelético**. 2001. Disponível em: <<https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico>>. Acesso em: 06 Dez. 2017.

CARPES, F.P. **Biomecânica**. Unipampa, 2017. Disponível em: <<https://sites.google.com/site/biomecunipampa/aulas-teoricas/>>. Acesso em: 22 Jul. 2017.

CERVIERI, A. **Desenvolvimento de Método para Avaliação de Deformações Associadas a Diferentes Geometrias e Tamanhos de Hastes de quadril Cimentadas**. 2006. 118 fl. Tese (Doutorado em Engenharia) – Universidade federal do Rio Grande do Sul.

CHANG, C.W.; et al. Role of the compression screw in the dynamic hip–screw system: A finite-element study. **Medical Engineering and Physics**, v.37, n.12, p.1174-9, 2015.

CHONG, A.C.; et al. Fatigue Performance of Composite Analogue Femur Constructs under High Activity Loading. **Biomedical Engineering**, v.35, n.7, p.1196–1205, 2007.

CRISTOFIINI, L.; et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. **J Biomechanics**, v.29, n.4, p.525-535, 1996.

DREAMSTIME. **Ilustração stock esqueleto: Ossos do quadril e do femur**. Disponível em: <<https://pt.dreamstime.com/ilustração-stock-esqueleto-ossos-do-quadril-e-do-fêmur-image44688923>>. Acesso em: 22 Nov. 2017.

EUROMONITOR. **10 Global Macro Trends for the Next Five Years**. 2012.

GARCIA, A.; SPIN, J.A.; SANTOS, C.A. **Ensaaios dos Materiais**. 2 ed. Rio de Janeiro: Grupo Ten – LTC, 2012.

GARDNER, M.J.; et al. Radiographic outcomes of intertrochanteric hip fractures treated with the trochanteric fixation nail. **Injury**, v.38, n.10, p.1189-1196, 2007.

GARDNER, M.P.; et al. Mechanical Evaluation of Large-Size Fourth-Generation Composite Femur and Tibia Models. **Annals of Biomedical Engineering**, v.38, n.3, p.613-620, 2010.

GOMES, L. S.; CARMO, W. M. **Fraturas Trocânticas**. Batatais, SP: 2015.

GRIZA, S. **Estudo Comparativo da Influência da Forma de Hastes Femorais Cimentadas Afiladas e Polidas nos Padrões de Transmissão de Carga e Estabilidade In Vitro**. 2006. 136 fl. Tese (Doutorado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

HAMILL, J. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999. p. 2-35.

HANDBOOK, A. I. **Mechanical Testing and Evaluation**. v.8. Ohio: Asm International, 2000.

HEINER, A.D. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. **Journal of Biomechanics**, v.41, n.15, p.3282–3284, 2008.

HATEM, M. **Quadril Cirurgia**. Disponível em: <<http://www.quadrilcirurgia.com.br>>. Acesso em: 15 Fev.2017.

HEINER, A.D.; BROWN, T.D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. **Journal of Biomechanics**, v.34, n.6, p. 773–781, 2001.

KALACHE, R. P. A. Crescimento da população idosa no Brasil: Transformações e conseqüências na sociedade. **Saúde Pública**, v.21, n.3, p.225-33, 1987.

KAZAKOV, K. Structure and biomechanics of the proximal end of the femur. **Eur J Orthop Surg Traumatol**, v.7, p.245-249, 1997.

KOKOROGHIANNIS, C.; et al. Evolving concepts of stability and intramedullary fixation of intertrochanteric fractures—A review. **Injury**, v.43, n.6, p.686-693, 2012.

KYLE, R. **Fractures of the Proximal Part of the Femur**. Rosemont – Illinois. Illinois: The American Academy of Orthopaedic, v.44, 1995.

LAOHAPOONRUNGSEE, A.; ARPORNCHAYANON, O.; PHORNPOTKUL, C. Two-hole side-plate DHS in the treatment of intertrochanteric fracture: Results and complications. **Injury**, v.36, n.11, p.1355-1360, 2005.

LEWIS, D. H. **Tratado de Enfermagem Médico – Cirúrgica: Avaliação e Resistência dos Problemas Clínicos**. 2011.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. INCA. **Aumento da Expectativa de Vida**. 2014. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>: http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=464#>. Acesso em: 04 Out. 2017.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2. ed. Porto Alegre, RS: Artmed, 2000.

O'NEILL, F.; et al. Influence of implant design on the method of failure for three implants designed for use in the treatment of intertrochanteric fractures: the dynamic hip screw (DHS), DHS blade and X-BOLT. **Eur J Trauma Emerg Surg**, v.39, n.3, p.249-255, 2013.

OKEN, O.F.; et al. Performance of modified anatomic plates is comparable to proximal femoral nail, dynamic hip screw and anatomic plates: Finite element and biomechanical testing. **Injury**, v.42, n.10, p.1077-1083, 2011.

PAUWELS, F. **Biomechanics of the Locomotor Apparatus**. New York: Springer Verla, 1980.

RANJEETESH, K.; SINGH, R.N.; SINGH, B.N. Comparative prospective study of proximal femoral nail and dynamic hip screw in treatment of intertrochanteric fracture femur. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.3, n.1, p. 28-36, 2012.

SARAIVA, A.C. **Fadiga em osso trabecular humano osteoporótico**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia biomédica) - Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2009.

SARAIVA, A.; SALES, R.; ROSAS, R. **Envelhecimento da população do Brasil deve se acelerar, aponta IBGE**. Valor econômico, 2016. Disponível em: <<http://www.valor.com.br/brasil/4794347/envelhecimento-da-populacao-do-brasil-deve-se-acelerar-aponta-ibge>>. Acesso em: 11 Fev. 2017.

SAUDAN, M.; et al. Pertochanteric Fractures: Is There an Advantage to an Intramedullary Nail? Randomized, Prospective Study of 206 Patients Comparing the Dynamic Hip Screw and Proximal Femoral Nail. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.16, n.6, p.386-393, 2002.

SCHIPPER, I.B.; MARTI, R.K.; VAN DER WERKEN, C. Unstable trochanteric femoral fractures: extramedullary or intramedullary fixation Review of literature. **Injury**, v.35, n.2, p.142-151, 2004. R.K.J.

SEBASTIAN EBERLE, J. G. Auxiliary locking plate improves fracture stability and healing in intertrochanteric fractures fixated by intramedullary nail. **Clinical Biomechanics**, p. 1006–1010, 2012.

SILVA, A. F. **Atlas Básico de Anatomia**. 2009. Disponível em: <<http://pt.slideshare.net>>. Acesso em: 14 Fev. 2017.

SILVA, G. F. **Qualidade Óssea trabecular**: Caracterização por Microtomografia 3D por Raio-X. São Carlos: 2008.

SIMMERMACHER, R.K.; BOSCH, A.M.; VAN DER WERKEN, C. The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. **Injury**, v.30, n.5, p.327-332, 1999. F.

SOBOTA, JOHANNES. **Atlas de Anatomia Humana**. 21ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2000.

SOUZA, R. W. **Estudo da Influência da Espessura da Camada de Cimento PPMA no Ensaio de Fadiga de Próteses de Quadril Orientado pela Norma ISO 7206-4**. 2007. 96 fl. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2007.

SOUZA, S. A. **Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos**. 5.ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982.

STRAUSS, E.; et al. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: A biomechanical evaluation. **Injury**, v.37, n.10, p.984-9, 2006.

STROHAECKER, R. M. **Estudo Comparativo do Padrão de Transmissão de Carga e da Estabilidade Primária *In Vitro* entre Hastes de Quadril não Cimentadas de Diferentes Geometrias**. 2008. 94 fl. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.

TALAIA, P. M.A. **Integridade estrutural de placas de osteossíntese metálica e compósitas para fixação óssea**. 2007. 102 fl. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade de Aveiro, 2007.

VERHOFSTAD, M.H.; VAN DER WERKEN, C. DHS osteosynthesis for stable pertrochanteric femur fractures with a two-hole side plate. **Injury**, v.35, n.10, p. 999-1002, 2004.

WADELL, J.P. **Fractures of Proximal Femur - Improving Outcomes**. Philadelphia: Saunders - Elsevier, 2011.

WINDOLF, M.; et al. Is a helical shaped implant a superior alternative to the Dynamic Hip Screw for unstable femoral neck fractures? A biomechanical investigation. **Clinical Biomechanics**, v.24, n,1, p.59-64, 2009.

YLI-KYYNY, T.T.; et al. Extra- and intramedullary implants for the treatment of pertrochanteric fractures – Results from a Finnish National Database Study of 14,915 patients. **Injury**, v.43, n.12, p.2156-2160, 2012.

YUNG-LI, L.; et al. **Fatigue Testing and Analysis: Theory and Practice**. Burlington: Elsevier Butterworth–Heinemann, 2005.

ZIMMER, C. G. **Avaliação da vida em Fadiga de Placas Ósseas Metálicas sob Condições Pré-Operatórias**. 2014. 165 fl. Tese (Doutorado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2014.