

**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA**

**FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**



**ESTABILIDAD DEL CLAVO INTRAMEDULAR  
FRENTE A FRACTURAS PERTROCANTÉREAS DEL  
FÉMUR.**

**ESTUDIO CON EXTENSOMETRÍA ELÉCTRICA**

**TESIS DOCTORAL**

Autor: **FERNANDO ENRÍQUEZ CORRALES**

SALAMANCA, 2015



**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA**

**FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

Programa de Doctorado Avances en Cirugía



**ESTABILIDAD DEL CLAVO INTRAMEDULAR  
FRENTE A FRACTURAS PERTROCANTÉREAS DEL  
FÉMUR.  
ESTUDIO CON EXTENSOMETRÍA ELÉCTRICA**

**TESIS DOCTORAL**

Autor: **FERNANDO ENRÍQUEZ CORRALES**

Directores: **Dra. Evelyn García Nieto**

**Dr. José Antonio De Pedro Moro**

SALAMANCA, 2015



A mis padres



## **AGRADECIMIENTOS**

Un trabajo de estas características no hubiera salido adelante sin la colaboración de un gran número de personas. Quiero dar las gracias de corazón a todas ellas, y ruego que si me olvido de alguien, me perdone, ya que no está hecho con mala intención.

Al Dr. José Antonio de Pedro, por todos estos años desde que entré de alumno interno, por su apoyo constante y uno de los pilares por los que este trabajo ha llegado a buen puerto.

A la Dra. Evelyn García, sólo decir que sin ti esto no hubiera sido posible, te debo mucho.

Al Departamento de Ingeniería Mecánica, de la Universidad Politécnica de Madrid, por su ayuda inestimable para la realización de los ensayos, y por ende, del proyecto.

A Stryker<sup>®</sup>, por su apoyo a este trabajo, cediendo el material, el instrumental y las instalaciones. En especial a Jesús y a Nuria, Amaya y Patricia por su amabilidad y ayuda en unos momentos muy difíciles.

Al Servicio de Radiología del Hospital Nuestra Señora del Prado, de Talavera de la Reina, por su colaboración para la realización de las radiografías que se muestran en este trabajo, y atenderme siempre con una sonrisa a pesar de la carga de trabajo.

A mis padres, por su apoyo constante desde el inicio de esta aventura. A mi padre, por ser el espejo en el que me miro cada día, y en lo que quiero convertirme cuando sea mayor. A mi madre, por su cariño y comprensión, a pesar de todo.

A mi tío Andrés, por acogerme y darme asilo para las maratónicas jornadas de trabajo en la ETSII.

No quiero olvidarme de las personas con las que empezó todo esto, M<sup>a</sup>José Sánchez Ledesma, Fco Javier García Criado y Emiliano Hernández Galilea, gracias a ellos comencé a andar un camino, que culmina en este trabajo.

Y por último pero no por ello menos importante, a Elena, solamente decir una cosa: gracias, por ese aliento en cada momento de desfallecimiento y su apoyo constante, que me ha animado a seguir siempre hacia delante.

Además, a todas aquellas personas que de una u otra manera se han ido interesando en este proyecto, porque sus palabras de aliento siempre reconfortan y hacen convencerte de que todo este esfuerzo merece la pena.

# ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS .....	I
ÍNDICE DE GRÁFICAS .....	VII
RESUMEN .....	XV
ABSTRACT .....	XVII
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS .....	1
1.1 Características anatómicas del fémur y la articulación coxofemoral .....	1
1.1.1 El fémur .....	1
1.1.1.1 La Extremidad Superior .....	1
1.1.1.2 El cuerpo del fémur .....	3
1.1.1.3 Extremo inferior .....	4
1.1.2 La articulación coxofemoral .....	6
1.1.2.1 Superficies articulares .....	6
1.1.2.2 Rodete cotiloideo .....	7
1.1.2.3 Medio de unión .....	8
1.1.2.4 Sinoviales .....	9
1.1.2.5 Movimientos .....	10
1.2 Geometría del fémur .....	13
1.3 Comportamiento mecánico del tejido óseo del fémur .....	17
1.4 Biomecánica de la articulación de la cadera .....	22
1.4.1 Movimientos de la cadera en los tres planos del espacio .....	22
1.4.1.1 Movimientos de la cadera en el plano sagital .....	23
1.4.1.2 Movimientos de la cadera en el plano frontal .....	23
1.4.1.3 Movimientos de la cadera en el plano transversal.....	24
1.4.2 Factores de coaptación en la articulación de la cadera .....	24
1.4.3 Fuerzas y momentos globales que actúan sobre la articulación de la cadera ...	26
1.4.4 Cinética de la cadera .....	27
1.5 Epidemiología de las fracturas de cadera .....	30
1.6 Fracturas de cadera .....	33

1.6.1	Mecanismo de lesión .....	33
1.6.2	Signos y síntomas .....	34
1.6.3	Exploración Física .....	34
1.6.4	Radiografías y otros estudios radiológicos.....	35
1.6.5	Clasificación de las fracturas .....	35
1.6.5.1	Clasificación de Evans y Jensen .....	35
1.6.5.2	Clasificación AO/OTA.....	36
1.6.6	Opciones de Tratamiento.....	39
1.6.6.1	Tratamiento no quirúrgico.....	39
1.6.6.2	Tratamiento quirúrgico.....	39
1.7	Planteamiento del problema. Objetivos .....	41
<b>CAPÍTULO 2 MATERIAL Y MÉTODO .....</b>		<b>43</b>
2.1	Muestras de ensayo.....	43
2.1.1	Modelo de fémur. Hueso de cadáver .....	43
2.1.2	Modelo de hueso reproducido en impresora 3D.....	45
2.1.3	Modelo de hueso sintético .....	46
2.2	Clavo intramedular. Clavo Gamma .....	48
2.2.1	Ventajas frente al sistema clavo-placa.....	52
2.2.1.1	Ventaja biomecánica .....	52
2.2.1.2	Ventaja rehabilitadora .....	53
2.3	Preparación de los fémures a ensayar .....	53
2.3.1	Implantación del Clavo Gamma en los fémures.....	53
2.3.2	Preparación de los soportes de los fémures .....	68
2.3.2.1	Material empleado.....	69
2.3.2.2	Proceso de fabricación .....	71
2.3.3	Simulación de las fracturas .....	74
2.3.3.1	Fémur 1 .....	76
2.3.3.2	Fémur 2 .....	77
2.3.3.3	Fémur 3 .....	78
2.3.3.4	Fémur 4 .....	79
2.3.3.5	Fémur 5 .....	80
2.3.3.6	Fémur 6 .....	81
2.4	Instrumentación con sensores de deformación .....	82
2.4.1	Extensometría eléctrica.....	82
2.4.2	Instrumentación .....	84

2.4.2.1	Material empleado.....	84
2.4.2.2	Implantación del sistema de galgas en las muestras .....	85
2.4.3	Equipo de medida y adquisición de datos.....	88
2.5	Ensayo de flexo-compresión.....	89
2.5.1	Montaje y transmisión de carga.....	89
2.5.1.1	Material empleado.....	89
2.5.1.2	Montaje .....	90
2.5.2	Protocolo de ensayo.....	92
2.5.2.1	Ensayos estáticos.....	92
2.5.2.2	Ensayos dinámicos .....	95
2.5.2.3	Análisis teórico de las oscilaciones libres.....	96
2.5.2.4	Tratamiento de datos .....	98
2.5.2.5	Sistemática para nombrado de archivos.....	99
CAPÍTULO 3	RESULTADOS.....	101
3.1	Resultados del ensayo estático.....	101
3.2	Resultados del ensayo dinámico de oscilaciones libres.....	105
CAPÍTULO 4	DISCUSIÓN.....	159
4.1	De los conceptos de estabilidad y reversibilidad.....	159
4.2	Del sujeto del ensayo .....	161
4.3	Del diseño del ensayo .....	162
4.4	De la validez del ensayo .....	164
4.5	Del efecto de la carga de flexo-compresión.....	164
4.6	De los resultados de los ensayos.....	166
4.6.1	Fémur 1 .....	167
4.6.2	Fémur 2.....	170
4.6.3	Fémur 3.....	174
4.6.4	Fémur 4.....	177
4.6.5	Fémur 5.....	181
4.6.6	Fémur 6.....	185
4.7	De la aplicación clínica.....	189
CAPÍTULO 5	CONCLUSIONES .....	192
BIBLIOGRAFÍA	.....	194



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. A Superficie posterior del fémur. B Superficie anterior del fémur. Fuente: Wikipedia.org .....	1
Figura 2. Parte proximal de un fémur derecho visto desde la parte posterior. Fuente: Wipedia.org .....	2
Figura 3. Variación en el ángulo del cuello. Fuente: Vitonica.com .....	3
Figura 4. Extremo inferior del fémur visto desde debajo. Fuente Wikipedia.org .....	5
Figura 5. Hueso coxal izquierdo y ligamentos- vista frontal (izquierda), lateral (centro) y medial (derecha). Fuente: Biodigital Human.....	7
Figura 6. Hueso coxal izquierdo junto con ligamentos y músculos de la pelvis – vista frontal (izquierda), lateral (centro) y medial (derecha). Fuente: Biodigital Human .....	7
Figura 7. Fémur y músculos de la cabeza femoral – vista anterior (izquierda), vista posterior (derecha). Fuente: Biodigital Human .....	13
Figura 8. Niveles y ejes de medida utilizados por Ericksen para registrar los datos a partir de radiografías.....	14
Figura 9. Dimensiones medidas en el fémur por Noble et al.....	14
Figura 10. Ejemplo de las secciones medidas por Noble et al. a partir de radiografía de contacto .....	15
Figura 11. Puntos medidos en cada radiografía antero-posterior por Sugano et al.	16
Figura 12. A: Zonas medidas en el estudio de Mayhew et al.; B: Cambio del espesor en la cortical con la edad en mujeres de 20 a 95 años en el sector superoposterior del cuello femoral .....	17
Figura 13. Estructura de la matriz ósea. Fuente: wikipedia.org .....	18
Figura 14. Hueso compacto (izquierda) y hueso esponjoso (derecha). .....	19
Figura 15. Sección transversal y longitudinal del fémur derecho, donde se puede observar claramente la zona cortical y esponjosa del hueso (Sobotta 1993).....	19
Figura 16. Planos y ejes de referencia en la articulación de la cadera.....	22

Figura 17. Fuerzas y momentos resultantes en el miembro inferior durante la marcha (Bresler 1959) .....	27
Figura 18. Incidencia de la fractura de cadera por edad y sexo en ancianos en España (Álvarez - Nebreda 2008) .....	31
Figura 19. Variaciones estacionales de la incidencia de fracturas de cadera entre regiones autónomas de clima cálido y frío (Álvarez - Nebreda 2008).....	32
Figura 20. Clasificación de Evans y Jensen para las fracturas trocantéricas de la cadera. AI BI AII BII BIII .....	36
Figura 21 Clasificación AO/OTA de las fracturas intertrocantéricas del fémur .....	38
Figura 22 Clasificación AO/OTA de fracturas intertrocantéricas .....	38
Figura 23. Tratamiento con tornillo deslizante y placa para fractura trocantérica de cadera DHS.....	40
Figura 24 Tratamiento con clavo intramedular tipo Gamma y tornillo deslizante, para fractura trocantérica de cadera.....	41
Figura 25 Visión anterior y posterior del fémur Sawbones® .....	47
Figura 26 Detalle de extremidad superior e inferior del fémur Sawbones® .....	48
Figura 27. Corte de fémur Sawbones® en el que se observan hueso esponjoso y canal medular.....	48
Figura 28 Componentes del sistema Clavo Gamma3™ .....	49
Figura 29. Colocación del tornillo deslizante y tornillo prisionero .....	50
Figura 30. Detalles del tornillo de bloqueo distal. a) extremo de la rosca; b) cabeza y cuello del tornillo; c) longitud del tornillo.....	51
Figura 31. Posición del tornillo de bloqueo distal para conseguir el bloqueo dinámico (izquierda) o el bloqueo estático (derecha).....	52
Figura 32. Comparación entre sistema clavo-placa (izquierda) y clavo gamma intramedular (derecha).....	53
Figura 33. Clavo Gamma con todos sus elementos .....	54
Figura 34. Instrumental quirúrgico necesario para el implante del clavo Gamma ..	54

Figura 35. Guía introductora y ensamblaje para el clavo trocantérico .....	55
Figura 36. Posición del fémur para iniciar el implante.....	56
Figura 37. Posición del agujero de entrada para el clavo Gamma.....	57
Figura 38. Colocación del punzón curvo, con el resto del instrumental necesario al fondo.....	57
Figura 39. Fresado del canal medular .....	58
Figura 40. Montaje del protector de partes blandas.....	58
Figura 41. Guía introductora con clavo Gamma .....	59
Figura 42. Posición de ángulo cérvicodiafisario.....	59
Figura 43. Verificación de la colocación del tornillo deslizante .....	60
Figura 44. Situación del tornillo deslizante .....	60
Figura 45. Fresado del cuello femoral .....	61
Figura 46. Introducción del tornillo deslizante.....	62
Figura 47. Posición en la que debe quedar el tornillo deslizante.....	63
Figura 48. Introducción del tornillo prisionero.....	63
Figura 49. Posición para bloqueo dinámico .....	64
Figura 50. Realización de orificio para tornillo de bloqueo distal .....	64
Figura 51. Colocación de tornillo de bloqueo distal.....	65
Figura 52. Colocación de tapón proximal.....	65
Figura 53. Resultado final de los 6 fémures con sus respectivos clavos Gamma ...	66
Figura 54. Rx Ap y Lat de hueso Sawbones® intacto. Se aprecia el canal medular	66
Figura 55. Fémur 1 AP y L.....	66
Figura 56. Fémur 2 AP y L.....	67
Figura 57. Fémur 3 AP y L.....	67
Figura 58. Fémur 4 AP y L.....	67
Figura 59. Fémur 5 AP y L.....	68

Figura 60. Fémur 6 AP y L.....	68
Figura 61. Kit de resina de poliuretano en dos partes.....	69
Figura 62. Cera desmoldante .....	71
Figura 63. Molde para la base preparado para su uso.....	72
Figura 64. Hueso colocado para creación de la base. Inclínómetro digital. ....	72
Figura 65. Proceso de endurecimiento de la mezcla de resina de poliuretano .....	73
Figura 66. Resultado final del fémur con su base.....	74
Figura 67. Trazo de fractura marcado en el hueso para su recreación.....	75
Figura 68. Detalle del proceso de corte para simular la fractura con la sierra Dremel® .....	75
Figura 69. Resultado tras practicar el corte .....	75
Figura 70. Aplicación de silicona para fijar las fracturas .....	76
Figura 71. Detalle de fractura 31A1.1 en Fémur 1 .....	76
Figura 72 Rx AP y Lateral de Fémur 1 con fractura 31A1.1 .....	77
Figura 73. Detalle de fractura 31A1.3 en Fémur 2 .....	77
Figura 74 Rx AP y Lateral de Fémur 2 con fractura 31A1.3 .....	78
Figura 75. Detalle de fractura 31A2.1 en Fémur 3 .....	78
Figura 76 Rx AP y Lateral de Fémur 3 con fractura 31A2.1 .....	79
Figura 77. Detalle de fractura 31A3.1 en Fémur 4 .....	79
Figura 78 Rx AP y Lateral de Fémur 4 con fractura 31A3.1 .....	80
Figura 79. Detalle de fractura 31A3.2 en Fémur 5 .....	80
Figura 80 Rx AP y Lateral de Fémur 5 con fractura 31A3.2 .....	81
Figura 81. Detalle de fractura 31A2.2 .....	81
Figura 82 Rx AP y Lateral de Fémur 6 con fractura 31A2.2 .....	82
Figura 83. Galga extensométrica uniaxial .....	83
Figura 84. Zona del fémur lijada y preparada para el pegado de la galga.....	85

Figura 85. Galga colocada sobre el punto deseado.....	86
Figura 86. Posición de las galgas extensométricas, y su distancia en milímetros, colocadas sobre el fémur nº2 .....	87
Figura 87. Fémures con las galgas colocadas .....	88
Figura 88. Equipo de medida Vishay Micro-Measurements® mod. 7000-128-SM	88
Figura 89. Montaje de la muestra con el equipo de medida .....	89
Figura 90. Base metálica que acogerá al fémur .....	90
Figura 91. Llave dinamométrica analógica; Par 4Nm .....	91
Figura 92. Sistema de transmisión de carga .....	91
Figura 93. Comprobación de las conexiones .....	92
Figura 94. Proceso de carga y descarga del hueso para el ensayo estático.....	94
Figura 95. Carga máxima de 7.5kg antes de cortar el cable .....	95
Figura 96. Evolución temporal de una señal con amortiguamiento lineal. ....	98
Figura 97: Carga crítica. ....	159
Figura 98: Comparación de curva de Euler con curva real. ....	160
Figura 99: Carga aplicada: Perpendicular y paralela.....	165
Figura 100: Distribución de tensiones .....	165
Figura 101 Fémur 1 .....	167
Figura 102: Fémur 2 .....	170
Figura 103 Fémur 3 .....	174
Figura 104 Fémur 4 .....	177
Figura 105 Fémur 5 .....	181
Figura 106 Fémur 6 .....	185



## ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 CON tornillo tras el ensayo estático a flexocompresión con carga y descarga a 2,5kg, 5,0kg y 7,5kg .....	101
Gráfica 2. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 con flexocompresión 7,5kg .....	102
Gráfica 3. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 2 con flexocompresión 7,5kg .....	102
Gráfica 4. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 3 con flexocompresión 7,5kg .....	103
Gráfica 5. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 4 con flexocompresión 7,5kg .....	103
Gráfica 6. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 5 con flexocompresión 7,5kg .....	104
Gráfica 7. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 6 con flexocompresión 7,5kg .....	104
Gráfica 8. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 CON tornillo tras el ensayo dinámico de oscilaciones libres a flexocompresión con carga de 7,5kg .....	105
Gráfica 9. Galga 1 (control) colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	106
Gráfica 10. Galga 2 (control) colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	106
Gráfica 11. Galga 3 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	107
Gráfica 12. Galga 4 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	107
Gráfica 13. Galga 5 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	108
Gráfica 14. Galga 6 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	108

Gráfica 15. Galga 7 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	109
Gráfica 16. Galga 8 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	109
Gráfica 17. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	110
Gráfica 18. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	110
Gráfica 19. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	111
Gráfica 20. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	111
Gráfica 21. Galga 3 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	112
Gráfica 22. Galga 3 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	112
Gráfica 23. Galga 4 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	113
Gráfica 24. Galga 4 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	113
Gráfica 25. Galga 5 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	114
Gráfica 26. Galga 5 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	114
Gráfica 27. Galga 6 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	115
Gráfica 28. Galga 6 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	115
Gráfica 29. Galga 7 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	116

Gráfica 30. Galga 7 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	116
Gráfica 31. Galga 8 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	117
Gráfica 32. Galga 8 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	117
Gráfica 33. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	118
Gráfica 34. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	118
Gráfica 35. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	119
Gráfica 36. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	119
Gráfica 37. Galga 3 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	120
Gráfica 38. Galga 3 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	120
Gráfica 39. Galga 4 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	121
Gráfica 40. Galga 4 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	121
Gráfica 41. Galga 5 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	122
Gráfica 42. Galga 5 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	122
Gráfica 43. Galga 6 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	123
Gráfica 44. Galga 6 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	123

Gráfica 45. Galga 7 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	124
Gráfica 46. Galga 7 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	124
Gráfica 47. Galga 8 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	125
Gráfica 48. Galga 8 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	125
Gráfica 49. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	126
Gráfica 50. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	126
Gráfica 51. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	127
Gráfica 52. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	127
Gráfica 53. Galga3 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	128
Gráfica 54. Galga 3 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	128
Gráfica 55. Galga 4 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	129
Gráfica 56. Galga 4 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	129
Gráfica 57. Galga 5 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	130
Gráfica 58. Galga 5 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	130
Gráfica 59. Galga 6 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	131

Gráfica 60. Galga 6 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	131
Gráfica 61. Galga7 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	132
Gráfica 62. Galga 7 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	132
Gráfica 63. Galga 8 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	133
Gráfica 64. Galga 8 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	133
Gráfica 65. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	134
Gráfica 66. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	134
Gráfica 67. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	135
Gráfica 68. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	135
Gráfica 69. Galga 3 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	136
Gráfica 70. Galga 3 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	136
Gráfica 71. Galga 4 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	137
Gráfica 72. Galga 4 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	137
Gráfica 73. Galga 5 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	138
Gráfica 74. Galga 5 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	138

Gráfica 75. Galga 6 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	139
Gráfica 76. Galga 6 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	139
Gráfica 77. Galga 7 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	140
Gráfica 78. Galga 7 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	140
Gráfica 79. Galga 8 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	141
Gráfica 80. Galga 8 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	141
Gráfica 81. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	142
Gráfica 82. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	142
Gráfica 83. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	143
Gráfica 84. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	143
Gráfica 85. Galga 3 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	144
Gráfica 86. Galga 3 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	144
Gráfica 87. Galga 4 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	145
Gráfica 88. Galga 4 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	145
Gráfica 89. Galga 5 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	146

Gráfica 90. Galga 5 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	146
Gráfica 91. Galga 6 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	147
Gráfica 92. Galga 6 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	147
Gráfica 93. Galga 7 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	148
Gráfica 94. Galga 7 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	148
Gráfica 95. Galga 8 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	149
Gráfica 96. Galga 8 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	149
Gráfica 97. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	150
Gráfica 98. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	150
Gráfica 99. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	151
Gráfica 100. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	151
Gráfica 101. Galga 3 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	152
Gráfica 102. Galga 3 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	152
Gráfica 103. Galga 4 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	153
Gráfica 104. Galga 4 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia .....	153

- Gráfica 105. Galga 5 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 154
- Gráfica 106. Galga 5 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 154
- Gráfica 107. Galga 6 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 155
- Gráfica 108. Galga 6 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 155
- Gráfica 109. Galga 7 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 156
- Gráfica 110. Galga 7 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 156
- Gráfica 111. Galga 8 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 157
- Gráfica 112. Galga 8 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia ..... 157

## **RESUMEN**

El objetivo de la presente tesis es realizar un estudio de la estabilidad del clavo intramedular tras su implante para el tratamiento de diferentes fracturas pertrocantéreas de cadera (estables e inestables), así como conseguir el desarrollo y ajuste de un método experimental para realizar el análisis del efecto biomecánico que produce la implantación de un clavo gamma.

Para este estudio se ha planteado dos tipos de ensayos, estático y dinámico de oscilaciones libres; este último se ha obtenido mediante la liberación instantánea de una carga estática determinada y aplicada previamente por gravedad. Las muestras de ensayo utilizadas son: siete fémures sintéticos, uno de los cuales se deja intacto, y a los otros seis se les implanta un clavo intramedular Gamma3<sup>®</sup> y todos son sometidos a una fuerza de flexocompresión (que es la fuerza más frecuente a la que se encuentra sometido el fémur). Se ha diseñado un sistema de empotramiento del extremo distal del fémur con control riguroso de las condiciones de anclaje. Cada fémur se ha instrumentado con galgas extensométricas cuya señal se ha registrado con un equipo dinámico comercial. Posteriormente la señal obtenida es procesada y presentada en el dominio del tiempo y de la frecuencia. La interpretación de los resultados es de tipo comparativo: se aplica el ensayo a la muestra de fémur sin fractura que se toma de referencia, y a continuación se repite el ensayo sobre la misma muestra tras simular un tipo de fractura.



## **ABSTRACT**

El objetivo del presente trabajo es el de estudiar desde el punto de vista biomecánico la estabilidad del clavo intramedular para el tratamiento de fracturas pertrocantéreas de cadera, y para ello se utiliza el procedimiento denominado extensometría eléctrica.

Para este estudio se ha planteado dos tipos de ensayos, estático y dinámico de oscilaciones libres; este último se ha obtenido mediante la liberación instantánea de una carga estática determinada y aplicada previamente por gravedad. Las muestras de ensayo utilizadas son: siete fémures sintéticos, uno de los cuales se deja intacto, y a los otros seis se les implanta un clavo intramedular Gamma3<sup>®</sup> y todos son sometidos a una fuerza de flexocompresión (que es la fuerza más frecuente a la que se encuentra sometido el fémur). Se ha diseñado un sistema de empotramiento del extremo distal del fémur con control riguroso de las condiciones de anclaje. Cada fémur se ha instrumentado con galgas extensométricas cuya señal se ha registrado con un equipo dinámico comercial. Posteriormente la señal obtenida es procesada y presentada en el dominio del tiempo y de la frecuencia. La interpretación de los resultados es de tipo comparativo: se aplica el ensayo a la muestra de fémur sin fractura que se toma de referencia, y a continuación se repite el ensayo sobre la misma muestra tras simular un tipo de fractura.

Los resultados obtenidos nos muestran las zonas en las que la implantación del clavo intramedular provoca cambios en la transmisión de las fuerzas, así como el efecto que produce el tornillo distal que habitualmente se coloca.



## CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

### 1.1 Características anatómicas del fémur y la articulación coxofemoral

#### 1.1.1 El fémur

El fémur (Figura 1), el hueso más largo y más fuerte en el esqueleto, es casi absolutamente cilíndrico en la parte mayor de su grado (Gray 1918). En la postura erguida no es vertical, sino que se inclina gradualmente hacia abajo para acercar la articulación de la rodilla cerca de la línea de gravedad del cuerpo. El grado de esta inclinación varía en cada persona, y es mayor en las mujeres que en los hombres, debido a la anchura mayor de la pelvis de las mujeres. El fémur, como otros huesos largos, se divide en un cuerpo y dos extremidades.

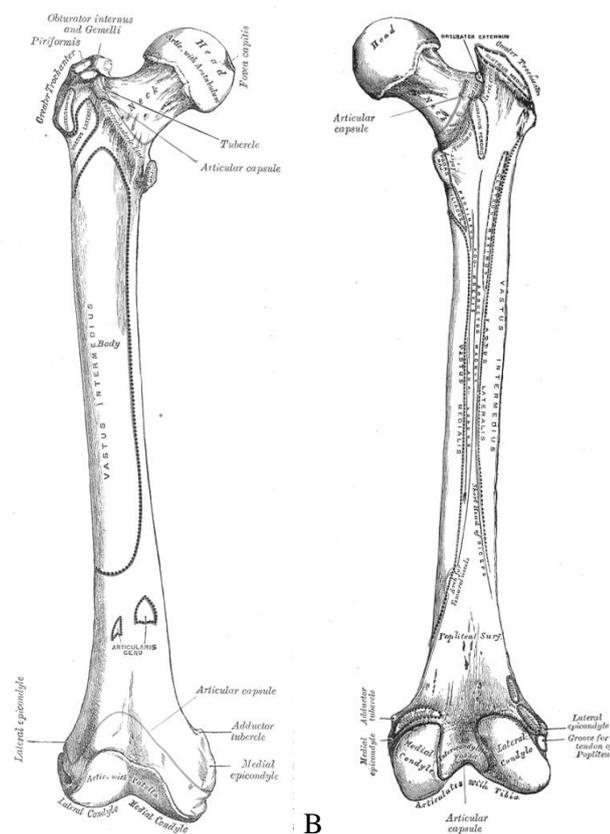


Figura 1. A Superficie posterior del fémur. B Superficie anterior del fémur. Fuente: Wikipedia.org

#### 1.1.1.1 La Extremidad Superior

La extremidad superior presenta una cabeza, un cuello y un trocánter mayor y menor (Figura 2).

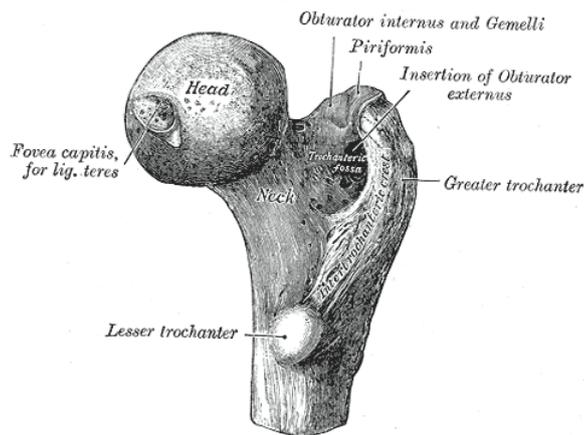


Figura 2. Parte proximal de un fémur derecho visto desde la parte posterior. Fuente: Wikipedia.org

**La Cabeza.** La cabeza que es globular y forma más que un hemisferio, está dirigida hacia la parte proximal, medial y un poco hacia delante. Su superficie es lisa, cubierta de cartílago en estado fresco, excepto sobre una depresión ovoide, la fóvea capitis femoris, que está situado un poco debajo y detrás del centro de la cabeza, y se une con el ligamento redondo.

**El Cuello (collum femoris).** El cuello es un proceso aplanado piramidal de hueso, que conecta la cabeza con el cuerpo, y forma con éste un amplio ángulo. El ángulo es más amplio en la primera infancia, y va disminuyendo durante el crecimiento. En los adultos, el cuello forma un ángulo de aproximadamente  $125^\circ$  con el cuerpo, pero esto varía en la proporción inversa al desarrollo de la pelvis y la estatura. El ángulo decrece durante el período de crecimiento, pero después de terminar la fase de crecimiento no suele sufrir ningún cambio, ni siquiera en la vejez. En cambio varía bastante en personas diferentes de la misma edad. Es más pequeño en fémures cortos que en largos, y cuando la pelvis es amplia. Además de proyectar hacia la zona proximal y medial del fémur, también proyecta hacia la parte anterior. Esta proyección suele estar comprendida entre  $12^\circ$  y  $14^\circ$  y suele ser bastante variable entre distintas personas.

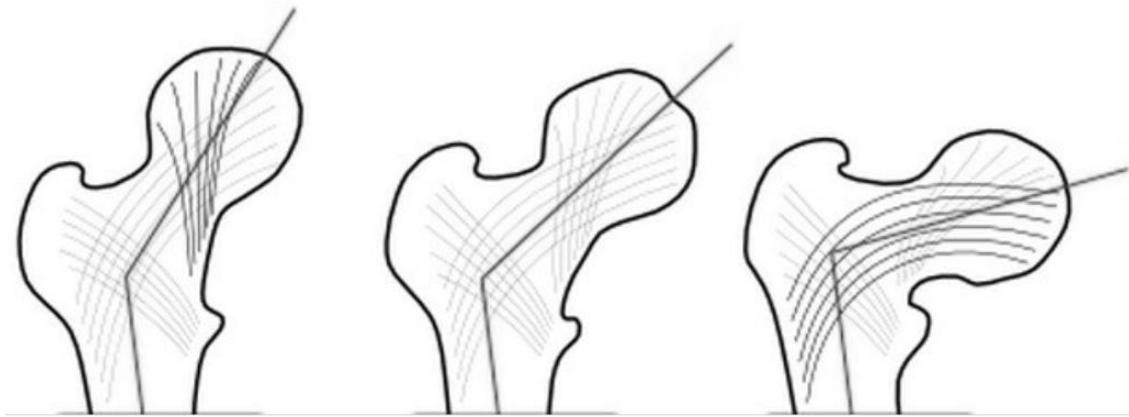


Figura 3. Variación en el ángulo del cuello. Fuente: Vitonica.com

Trocánter mayor. Eminencia ósea cuboidea, muy aplanada transversalmente, situada por fuera y un poco por debajo de la cabeza articular. Su cara externa, convexa, presenta la cresta del glúteo mediano, dónde se inserta este músculo. La cara interna, por el contrario, está excavada verticalmente. Presenta una depresión profunda, la cavidad digital del trocánter mayor, dónde se insertan los músculos obturador externo, obturador interno y géminos. El borde superior, casi horizontal, presta inserción al músculo piramidal. Del borde inferior se inician algunos fascículos del cuádriceps crural. En el borde posterior se inserta el cuadrado crural. Finalmente, el borde anterior, muy ancho, presta inserción al glúteo menor.

Trocánter menor. Es una apófisis cónica, posteroinferior respecto al cuello del fémur, en la que se inserta el músculo psoasíaco.

Ambos trocánteres están unidos por las líneas intertrocanterianas. La línea intertrocanteriana anterior, por delante, en la que se inserta el ligamento iliofemoral. La línea intertrocanteriana posterior, por detrás, mucho más desarrollada, en la que se fija el músculo cuadrado crural.

### 1.1.1.2 El cuerpo del fémur

La diáfisis femoral es aproximadamente prismática triangular. En ella hay que describir tres caras y tres bordes.

Su cara anterior, ligeramente convexa en sentido transversal, y lisa, presta inserción en su mayor parte, y por arriba, al músculo crural, uno de los componentes del cuádriceps crural. Más abajo, se inserta el subcrural.

Separadas de la cara anterior por los bordes interno y externo se muestran las otras dos caras del fémur, la interna y externa (posterointerna y posteroexterna), que prestan inserción al crural. El vasto interno y vasto externo las cubren, sin que se inserten en la superficie ósea. Vemos cuan íntimas son las relaciones del fémur con tres de los componentes del cuádriceps crural.

De los bordes, el interno y externo están poco marcados, de forma que las caras anteriores y posterolaterales carecen de límites claros. El borde posterior, sin embargo, es notable y se conoce como la línea áspera (Figura 1-B).

La línea áspera, conformada por un labio lateral -externo- y otro medial -interno-, entre los que queda un intersticio, recorre la diáfisis longitudinalmente.

El labio externo presta inserción al vasto externo,

El labio interno al vasto interno. Ambos vastos son potentes músculos extensores de la pierna, ya vistos en su íntima relación con las caras del cuerpo del fémur.

En el intersticio de la línea áspera se insertan los aductores del muslo, por arriba, y la porción corta del bíceps crural, por abajo.

La línea áspera termina de modo distinto por abajo y por arriba:

Por abajo se bifurca en las líneas supracondíleas lateral y medial, las cuales, junto a los cóndilos femorales, delimitan un espacio triangular: el triángulo poplíteo -espacio poplíteo, para algunos-, que no es sino la pared anterior ósea del hueco poplíteo.

Por arriba se divide en tres ramas, dónde se insertan los músculos glúteo mayor, pectíneo y vasto interno.

En resumen, el cuerpo del fémur está especialmente relacionado con el músculo cuádriceps crural pues tres de sus cuatro cuerpos musculares -crural, vasto interno y vasto interno- se insertan en él, posibilitando el movimiento de extensión de la pierna. Además, los aductores del muslo, bíceps crural y glúteo mayor, entre otros, tienen también sus inserciones en este hueso, como corresponde a la riqueza de movimientos del miembro inferior.

### **1.1.1.3 Extremo inferior**

Voluminoso, el extremo o epífisis inferior se organiza en los cóndilos, dos masas laterales respecto al plano sagital de la diáfisis: cóndilo interno y cóndilo externo (Figura

3). En ellos se desarrolla la tróclea, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia en la rodilla -articulación femorotibial.

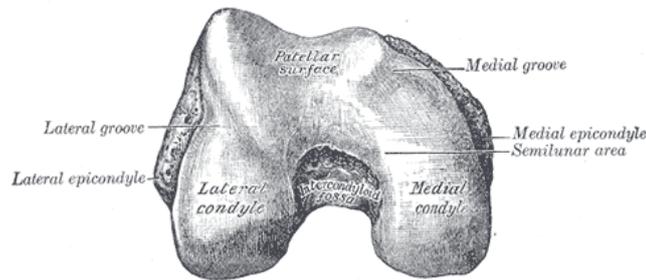


Figura 4. Extremo inferior del fémur visto desde debajo. Fuente Wikipedia.org

**Cóndilo interno:** Es menor que el externo, si bien prominente hacia dentro. En su cara lateral cutánea destacan dos relieves óseos: la tuberosidad interna, inserción del ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla, y el tubérculo del aductor mayor, para el músculo del mismo nombre. Además se inserta en esta cara el gemelo interno.

**Cóndilo externo:** Más voluminoso que el interno, presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla en la tuberosidad externa de su cara lateral, así como al gemelo externo y poplíteo.

En las caras medias de ambos cóndilos -respecto al eje del fémur- se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.

Finalmente, las caras anterior, inferior y posterior son articulares. En conjunto conforman la tróclea femoral con una depresión en medio, la garganta de la tróclea.

Por debajo y detrás los cóndilos están completamente separados por la profunda escotadura (fosa intercondílea).

Por encima de la tróclea destaca:

El hueco supratroclear, por delante. Representa la parte inferior del triángulo poplíteo al que aludimos en la descripción de la línea áspera. En este hueco se aloja la rótula cuando la pierna está en extensión.

El espacio poplíteo, por detrás, con dos pequeños relieves óseos: el tubérculo supracondíleo interno, para el gemelo interno, y el tubérculo supracondíleo externo, para el gemelo externo.

### 1.1.2 La articulación coxofemoral

La articulación coxofemoral o de la cadera es la articulación de la cabeza del fémur con el acetábulo (cavidad cotiloidea) del coxal (hueso ilíaco) que se hace más cóncavo gracias a un fibrocartílago llamado *labrum* o *labio acetabular* (rodete cotiloideo) (Testut 2004). Sus medios de unión son una cápsula articular y tres ligamentos que lo refuerzan: iliofemoral, pubiofemoral e isquifemoral. Además un ligamento interóseo que va de la cabeza femoral a la fosa acetabuli del acetábulo (cavidad cotiloidea). Sus movimientos son de flexión y extensión, abducción y aducción, rotación interna y externa y circunducción. Es del tipo sinovial (diartrosis) del grupo esferoidal (enartrosis).

Esta articulación, que es el tipo más perfecto de enartrosis, es el punto de unión del miembro inferior con la cintura pélvica.

#### 1.1.2.1 Superficies articulares

Cabeza del fémur: es una eminencia redondeada y lisa, que representa aproximadamente los dos tercios de una esfera de 20 a 25 mm de radio y mira oblicuamente hacia arriba, adentro y un poco hacia delante. Algo más debajo de su centro se ve una pequeña depresión rugosa, llamada fosita de la cabeza (para el ligamento redondo). Por fuera de la cabeza: el cuello anatómico, el trocánter mayor, el trocánter menor, el cuello quirúrgico, la cresta intertrocantérea y la línea oblicua del fémur. La cabeza femoral está cubierta, en estado fresco, por una capa cartilaginosa más gruesa en la parte superior que en la inferior (2 ó 3 milímetros por encima de la cabeza).

Cavidad cotiloidea: La cavidad cotiloidea o cotilo (acetábulo) representa la mitad de una esfera hueca. Está circunscrita por un reborde delgado, la deja cotiloidea, con sus tres escotaduras: iliopubiana, ilioisquiática e isquiopubiana (las dos primeras muy poco marcadas; la última, al contrario, muy profunda). Interiormente, en el cotilo, se ve una poción no articular (el trasfondo) y otra articular que rodea la precedente a manera de herradura o de media luna, cuyas dos extremidades terminan una y otra en las extremidades correspondientes de la escotadura isquiopubiana. En estado fresco, la media luna articular está cubierta con una capa de cartílago, cuyo espesor va aumentando del centro a la periferia. El trasfondo está cubierto únicamente por el periostio y tejido celuloadiposo.

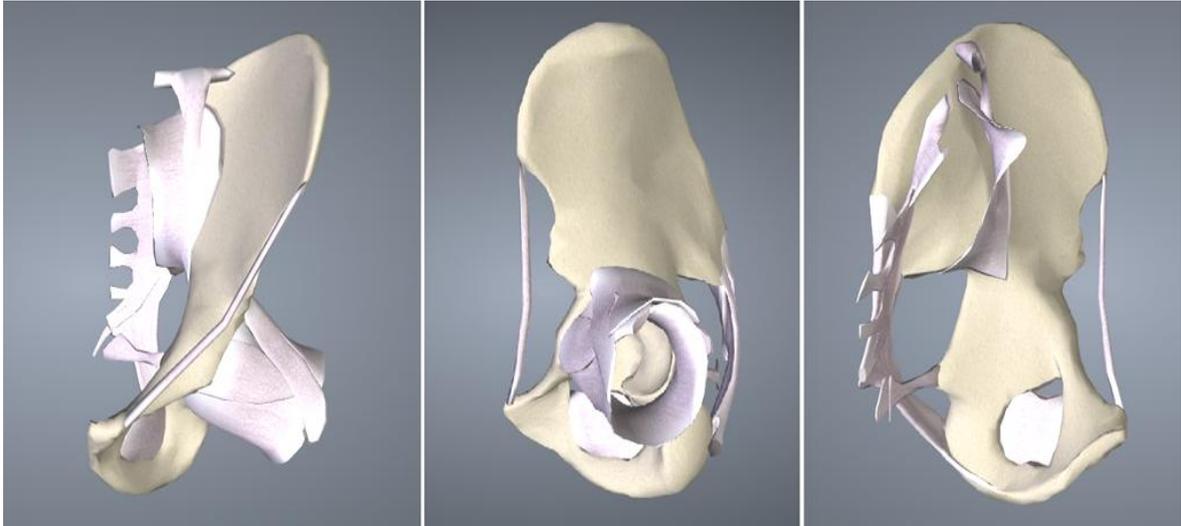


Figura 5. Hueso coxal izquierdo y ligamentos- vista frontal (izquierda), lateral (centro) y medial (derecha). Fuente: Biodigital Human

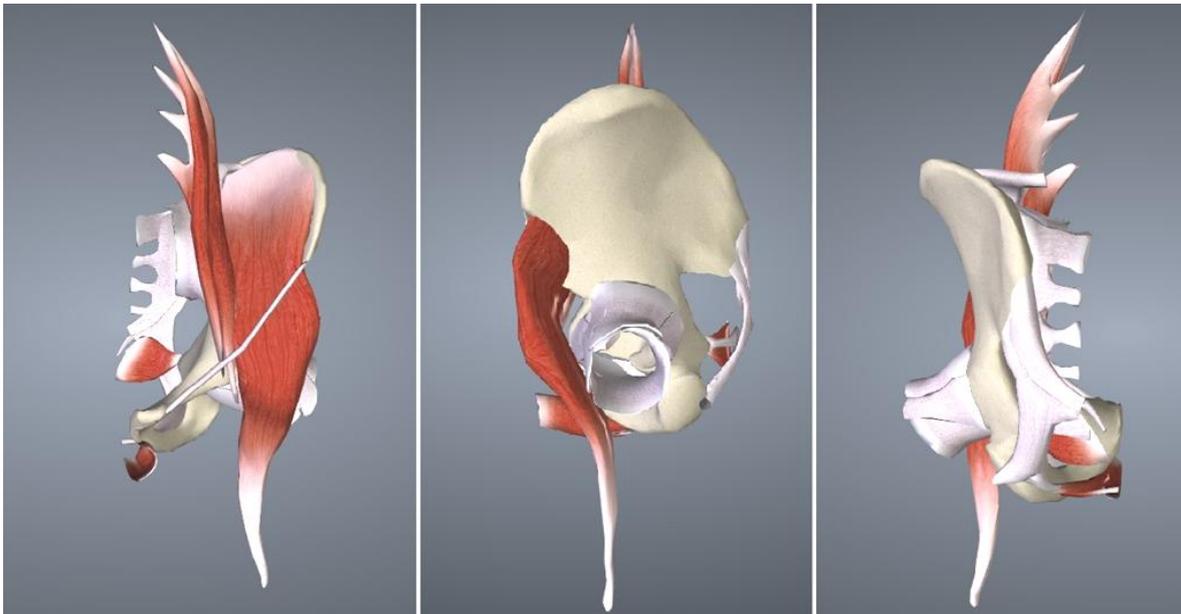


Figura 6. Hueso coxal izquierdo junto con ligamentos y músculos de la pelvis – vista frontal (izquierda), lateral (centro) y medial (derecha). Fuente: Biodigital Human

### 1.1.2.2 Rodete cotoideo

Alrededor de la cavidad cotoidea se encuentra, a manera de marco, un cordón fibrocartilaginoso, llamado *rodete cotoideo*. Lo mismo que el rodete glenoideo del hombro, es prismático triangular y presenta, por consiguiente, tres caras: 1ª cara adherente o base, fusionándose con el contorno del coto; 2ª cara externa, en relación con la cápsula o la sinovial; 3ª cara interna, lisa y uniforme, continuación de la cara articular del coto y en relación con la cabeza femoral. A nivel de las tres escotaduras antes descritas de la ceja

cotiloidea, el rodete llena las escotaduras iliopubiana e ilioisquiática. A nivel de la isquiopubiana, al contrario, pasa como un puente de una a otra extremidad en esta escotadura, transformándola en un orificio mitad óseo, mitad fibroso (orificio isquiopubiano). Esta porción libre del rodete, colocada por encima de la escotadura isquiopubiana, constituye el ligamento transverso del acetábulo. El rodete cotiloideo ensancha en la extensión de toda su altura (5 ó 6 milímetros) la superficie interior del cotilo. Es de notar que su circunferencia externa estrangula la cabeza femoral y le impide salir del cotilo, de modo que el rodete es a la vez aparato de ampliación y aparato de contención.

### **1.1.2.3 Medio de unión**

Sus ligamentos son 1º, un ligamento capsular; 2º, fascículos de refuerzo de esta cápsula; 3º, un ligamento intra-articular, el ligamento redondo.

Ligamento capsular o cápsula. Lo mismo que en el hombro, está dispuesto en forma de manguito. Por parte del hueso coxal se inserta alrededor de la ceja cotiloidea, y también en la cara externa del rodete en la parte de esta cara más inmediata al hueso. Es de notar que, a nivel de la escotadura isquiopubiana, la cápsula respeta esta escotadura en vez de cerrarla y se inserta en la cara externa del ligamento transverso del acetábulo. Por parte del fémur se inserta en el cuello anatómico de la manera siguiente: 1º, por delante, en la línea oblicua o cresta intertrocanteriana anterior; 2º, por detrás, en la cara posterior del cuello, en el punto de unión de su tercio externo con sus dos tercios internos; 3º, por arriba, en la cara superior del cuello, siguiendo una línea oblicua que une la línea de inserción posterior; 4º, por abajo, en la cara inferior del cuello. Histológicamente, el ligamento capsular se compone de dos clases de fibras: 1ª, fibras circulares o anulares, especialmente muy visibles en la parte posterior e inferior de la articulación (ligamento anular de Weber); 2ª, fibras longitudinales, que van del hueso coxal al fémur, confundiéndose en gran parte con los fascículos siguientes.

Fascículos de refuerzo de la cápsula: son tres, ligamento iliofemoral, ligamento isquiofemoral y ligamento pubofemoral. El ligamento iliofemoral o ligamento de Bertin, de forma triangular, se inserta por su vértice desde debajo de la espina ilíaca anteroinferior. Desde este punto se irradia en forma de abanico y va a insertarse, por una base muy ancha, en la línea oblicua del fémur. Forma dos fascículos, uno superior, o iliopertrocantéreo, y otro inferior, o ilioipertrocantéreo, que están en relación, el primero con el borde superior

del abanico fibroso; el segundo, con su borde inferior. El ligamento isquiofemoral, situado en la parte posterior e inferior de la articulación, nace en el canal subotiloideo y en la porción próxima de la ceja cotiloidea. Desde este punto se dirige hacia arriba y hacia afuera, para fusionarse con los manojos posteriores de la cápsula. El ligamento pubofemoral está representado por cierto número de fascículos situados por delante y por dentro de la articulación. Parten de la eminencia iliopectínea, de la cresta pectínea, de la rama horizontal del pubis, del cuerpo del pubis y hasta a veces de la membrana obturatriz, y van a terminar por fuera, parte en la fosita rugosa, que está situada por delante del trocánter menor, y parte en la porción de la cápsula situada por encima de esta eminencia ósea.

Ligamento redondo: cinta fibrosa, situada en el interior de la articulación, de 8 a 10 milímetros de longitud, y de 10 a 12 de ancho, que se inserta por una parte en la fosita de la cabeza femoral y por otra en la línea transversal del acetábulo, en el extremo anterior de la escotadura isquiopúbica (por un fascículo llamado púbico) y en la extremidad posterior de esta misma escotadura (por otro llamado isquiático). Muy fuerte en algunos individuos, en otros muy débil. Puede faltar. Cuando está muy desarrollado sostiene un peso de 7 a 8 kilogramos en el recién nacido, y de 30 a 45 en el adulto. El ligamento redondo representa un resto de tendón que se ha separado del músculo (músculo análogo al pectíneo) en el curso del desarrollo filogenético. Es, pues, un pseudoligamento.

#### **1.1.2.4 Sinoviales**

Dos sinoviales: la sinovial propiamente dicha y la sinovial del ligamento redondo. La sinovial propiamente dicha nace en el borde libre del rodete cotiloideo. Desciende por la cara externa de este rodete; después, al llegar a nivel de la cápsula, se refleja sobre la misma, cubriéndola de un modo regular hasta su inserción femoral; reflejándose de nuevo, esta vez de fuera adentro, se extiende sobre el cuello hacia la capa cartilaginosa que cubre la cabeza femoral. Debe tenerse presente la existencia, a nivel del punto en que se refleja de la cápsula al cuello, de un número determinado de pequeños pliegues falciformes, frenula capsulae, de los cuales el más importante es el pliegue pectineofoveal de Amantini (en la parte inferior del cuello). Hay que notar también que, en la parte posterior de la articulación, la sinovial comunica a veces con la bolsa del psoas. La sinovial del ligamento redondo forma una vaina completa para aquel ligamento. Termina, por arriba, alrededor de la cabeza femoral. Por abajo (después de haberse distribuido por el cojinete adiposo que

llena el trasfondo), alrededor de este trasfondo. Esta última sinovial cierra por dentro la escotadura isquiopubiana, a la cual envía muchas veces uno o dos pequeños fondos de saco.

#### 1.1.2.5 Movimientos

Los movimientos que puede realizar la articulación coxofemoral son todos los movimientos de las enartrosis:

**Flexión** (por el cual el muslo se levanta hacia el abdomen) y **extensión** (por el cual aquél se inclina hacia la nalga): en estos movimientos el fémur se mueve alrededor de un eje transversal que pasa a la vez por la fosita del ligamento redondo y por el vértice del trocánter mayor y el plano de movimiento es el sagital.

La **flexión** es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco. La flexión activa no es tan amplia como la pasiva. La posición de la rodilla también influye en la amplitud de la flexión: cuando la rodilla está extendida la flexión no supera los 90°, mientras que cuando la rodilla está flexionada alcanza los 120°. En la flexión pasiva la amplitud supera los 120°. De igual manera, si la rodilla está flexionada supera los 140° y el muslo contacta casi totalmente con el tórax, siempre y cuando los isquiotibiales estén relajados. Si se flexionan ambas caderas a la vez de forma pasiva con rodillas flexionadas, se borra la lordosis lumbar.

En la **extensión** el eje de movimiento es el transversal y el plano de movimiento es el sagital. Dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud es mucho menor que la de la flexión y está limitada por el ligamento iliofemoral. Cuando la rodilla está extendida la amplitud del movimiento es mayor que cuando está flexionada (unos 20°). Esto se debe a que los músculos isquiotibiales pierden su eficacia como extensores de la cadera. La extensión pasiva no es más de 20° si se fija el pie en el suelo y se proyecta el cuerpo hacia delante, mientras que si se acerca el tobillo a la espalda se alcanzan los 30°. La extensión de la cadera aumenta notablemente debido a la anteversión pélvica producida por una hiperlordosis lumbar. Estas amplitudes se refieren a individuos "normales", sin ningún entrenamiento. Se pueden aumentar considerablemente gracias al ejercicio y el entrenamiento apropiado.

**Abducción** (el muslo se aparta de la línea media) y **aducción** (se acerca a la misma línea): en estos movimientos el fémur gira alrededor de un eje anteroposterior que pasa por el centro de la cabeza.

En la **abducción** el eje de movimiento es anteroposterior y el plano frontal. Dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. En la práctica la abducción de la cadera se acompaña de una abducción idéntica de la otra cadera. Esto ocurre a partir de los 30 grados, en la que se inicia una basculación de la pelvis mediante la inclinación de la línea que une las dos fosas laterales e inferiores (en esta posición, ambas caderas están en abducción de 15°). La abducción está limitada por el impacto óseo del cuello de fémur con la ceja cotiloidea, aunque antes de que esto ocurra intervienen los músculos aductores y los ligamentos ilio y pubofemorales. Mediante ejercicio y entrenamiento adecuados, es posible aumentar la máxima amplitud de abducción como en el caso de las bailarinas, con 120-130° de abducción activa. Con respecto a la pasiva, los individuos con entrenamiento pueden alcanzar los 180° de abducción frontal (aunque esto ya no es abducción pura, ya que para distender los ligamentos de Bertin, la pelvis bascula hacia delante mientras que el raquis lumbar se hiperlordosa, de forma que la cadera está en abducción-flexión).

La **aducción** lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Eje antero-posterior; plano frontal. Como ambos miembros inferiores están en contacto en estático, no existe aducción de la cadera "pura", sino que el miembro tiene que partir de una posición inicial de abducción. También existen movimientos de aducción combinados con extensión y flexión de cadera.

Existen movimientos de aducción de una cadera combinados con la abducción de otra cadera, acompañándose de una inclinación de la pelvis y una incurvación del raquis.

En todos estos casos la amplitud máxima del movimiento de aducción es de 30°

**Circunducción**, que resulta de la ejecución sucesiva de los cuatro movimientos precedentes, realizados alrededor de tres ejes. Cuando la circunducción alcanza su máxima amplitud el eje del miembro inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice resulta ser el centro de la articulación coxofemoral: el cono de circunducción. Este cono es irregular puesto que las amplitudes máximas no son iguales en todas las direcciones del espacio. Esta trayectoria es una curva sinuosa que recorre el espacio determinado por la intersección de los tres planos de referencias:

- Plano sagital: flexo-extensión.
- Plano frontal: abducción y aducción.
- Plano horizontal: rotaciones

**Rotación**, que puede ser hacia dentro o hacia fuera; el fémur, en estos movimientos, gira alrededor de un eje vertical que pasa también por el centro de la cabeza. Este movimiento se realiza alrededor del eje mecánico del miembro inferior (en la posición normal de alineamiento este eje se confunde con el eje vertical). El plano de movimiento es el horizontal.

La **rotación externa** es el movimiento que dirige la punta del pie hacia fuera; mientras que **la rotación interna** dirige la punta del pie hacia dentro. Para apreciar la amplitud del movimiento de la rotación es preferible realizar este estudio con el individuo en decúbito prono o sentado en el borde de una camilla con la rodilla flexionada en ángulo recto. En decúbito prono la posición de referencia se obtiene con la rodilla flexionada en ángulo recto y vertical. A partir de esta posición cuando la pierna se dirige hacia fuera, se mide la rotación interna con una amplitud máxima de 30-40°. Cuando la pierna se dirige hacia dentro se mide la rotación externa con una amplitud máxima de 60°.

En sedestación al borde de la camilla, las rotaciones se miden igual que en el caso anterior, aunque en esta posición la amplitud máxima de rotación externa puede ser mayor ya que la flexión de la cadera distiende los ligamentos ilio y pubofemorales, que son los principales factores limitantes de la rotación externa

Los potentes **músculos** que rodean la cadera permiten que ésta pueda realizar distintos tipos de movimientos.

Flexión: recto anterior del cuádriceps, psoas ilíaco, sartorio y tensor de la fascia lata.

Extensión: glúteo mayor, isquiotibiales, (bíceps crural, semitendinoso y semimembranoso).

Abducción: glúteo mayor, glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata.

Aducción: músculo aductor mayor del muslo, músculo aductor largo del muslo, músculo aductor corto del muslo, músculo recto interno del muslo y pectíneo.

Rotación externa: gémino superior, gémino inferior, obturador interno, obturador externo, piramidal de la pelvis y cuadrado crural.

Rotación interna: tensor de la fascia lata, glúteo menor y glúteo medio.

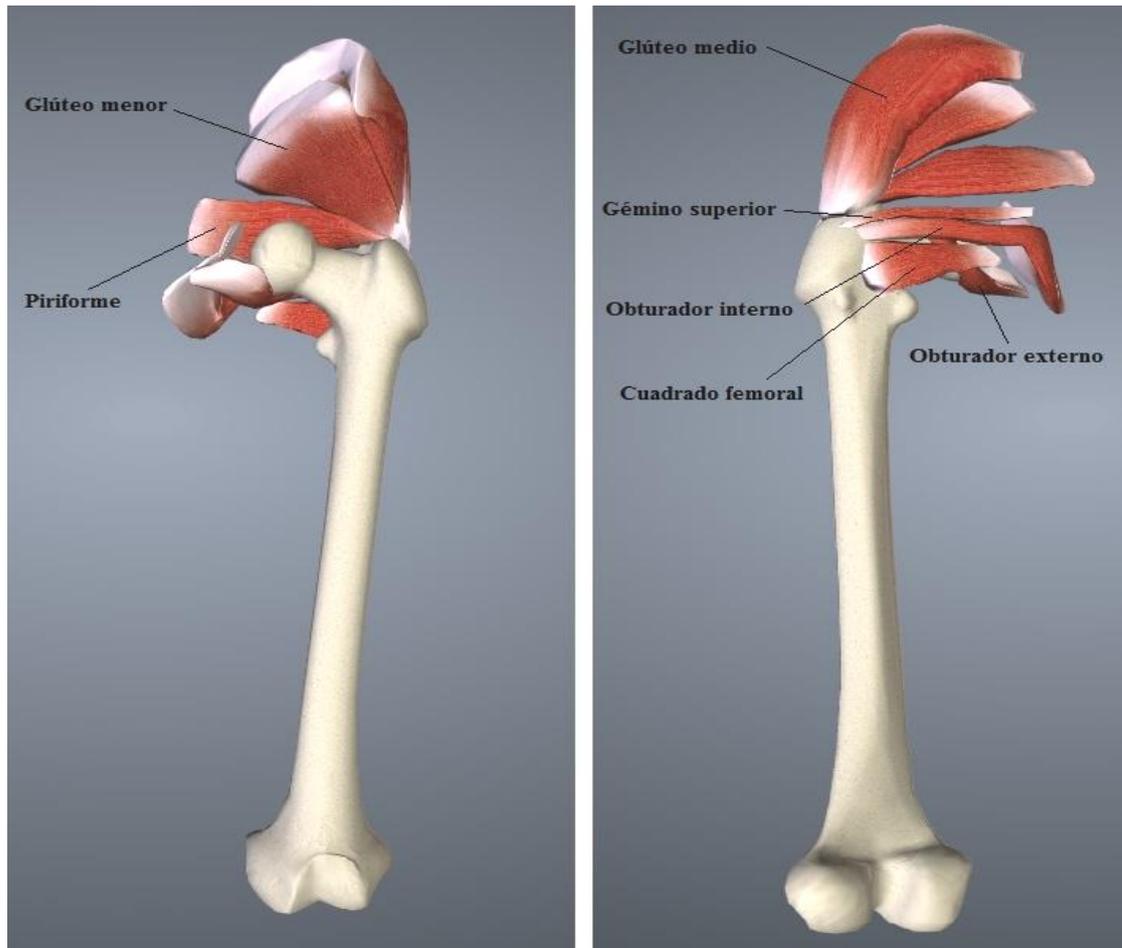


Figura 7. Fémur y músculos de la cabeza femoral – vista anterior (izquierda), vista posterior (derecha). Fuente: Biodigital Human

## 1.2 Geometría del fémur

Las características geométricas del fémur proximal siempre han sido objeto de estudio para los investigadores biomecánicos. En los años 60 ya se publicaron trabajos relacionados con la medida del espesor de la capa de hueso cortical en el fémur (Barnett 1960). A éstos, les siguieron otros, como el estudio de Ericksen en el año 1976, en los que se analizó la pérdida de hueso cortical con la edad (Ericksen 1976). Hasta nuestros días, en los que se sigue analizando la geometría del fémur proximal incluyendo otras variables, como el género (Nissen 2005).

El objeto de la revisión bibliográfica realizada es obtener la geometría estándar del fémur proximal, y así, conocer el tipo de variaciones en la geometría que pueden encontrarse dependiendo el tipo de sujeto. Los trabajos más relevantes analizados son los siguientes:

En el año 1982, Ericksen midió un total de 458 esqueletos de hombres y mujeres de raza blanca y negra procedentes de Estados Unidos. A partir del estudio se obtuvo el diámetro y el espesor de la cortical en 11 zonas del fémur proximal (Figura 8) (Ericksen 1982).

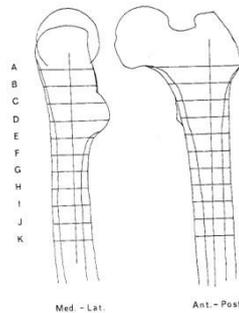


Figura 8. Niveles y ejes de medida utilizados por Ericksen para registrar los datos a partir de radiografías.

En el año 1988, Noble et al. midieron la zona proximal de un total de doscientos fémures obtenidos de cadáveres donantes. Las variables registradas fueron el diámetro de la cabeza femoral, ancho del canal medular en distintas zonas, su forma entre otros. El objetivo de este estudio fue obtener el grado de variabilidad de las características geométricas del fémur proximal que pueden afectar a la fijación de las prótesis de cadera sin cementar (Figura 9) (Noble 1998).

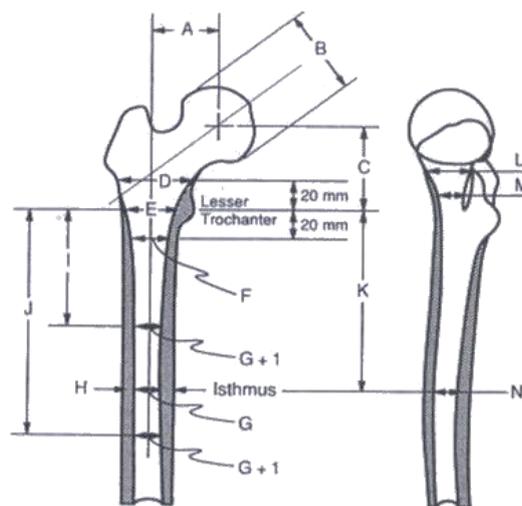


Figura 9. Dimensiones medidas en el fémur por Noble et al.

En el año 1989, Rubin et al., analizaron diez fémures humanos siguiendo distintos protocolos de obtención de radiografías. Como conclusión del estudio se obtuvo que las

medidas obtenidas por rayos-X es extremadamente sensible a la posición de rotación del fémur respecto al haz de rayos lanzado (Rubin 1989).

Tras las conclusiones obtenidas en el estudio de Rubin et al., en el año 1992, el mismo grupo de investigación publicó otro estudio en el que analizaron 32 fémures procedentes de cadáveres. Para ello realizaron medidas mediante radiografía y TAC (Tomografía Axial Computadorizada) y las compararon con las reales. Éstos, concluyeron que las medidas obtenidas mediante TAC eran más precisas que las obtenidas por radiografía (diferencias de  $2.4 \pm 0.7$ mm) (Rubin 1992).

En el año 1995, Noble et al., repitieron la medidas realizadas en el estudio publicado en el año 1988 con la finalidad de estudiar el efecto de la edad en la geometría del fémur. Concretamente midieron un total de ochenta fémures obtenidos de cadáveres donantes en los que se distinguieron dos grupos de edad (40-60 y 60-90 años) y el género (Figura 10) (Noble 1995).

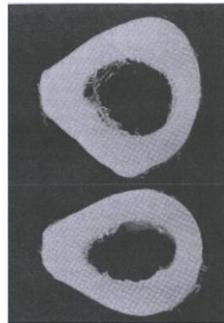


Figura 10. Ejemplo de las secciones medidas por Noble et al. a partir de radiografía de contacto

En el año 1999, Sugano et al. estudiaron un total de treinta y dos fémures a partir de radiografías que les permitió obtener distintos puntos anatómicos del fémur. Los datos obtenidos permitieron determinar distintas ecuaciones para relacionarlos. Entre ellos destacan el centro de la cabeza femoral, la altura del trocánter mayor y el diámetro de distintas secciones del fémur proximal (Figura 11) (Sugano 1999).

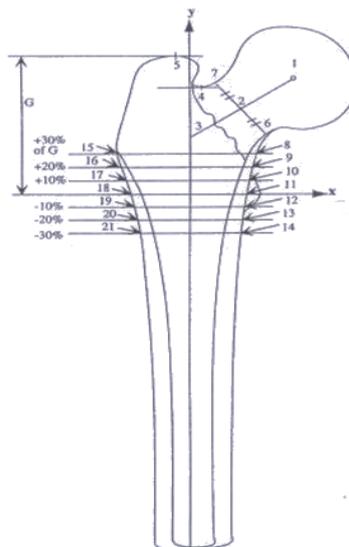


Figura 11. Puntos medidos en cada radiografía antero-posterior por Sugano et al.

En el año 2002, Gomberg et al. estudiaron, a partir de Imagen por Resonancia Magnética (IRM), el ángulo diafisario, así como el espesor de la capa cortical y sección de la zona del cuello del fémur. Éstos concluyeron que la medida del eje del cuello por IRM es más precisa que por radiografía (Gomberg 2002).

En el año 2003, Kaptoge et al. estudiaron un total de 1511 hombres y mujeres de Reino Unido. Concretamente analizaron el Índice de Masa Ósea a partir de densitometrías óseas, la sección transversal, el espesor de la capa cortical, etc. en distintas secciones del fémur. Estas medidas se analizaron teniendo en cuenta el efecto del peso del paciente, el sexo y la edad (Kaptoge 2003).

En el año 2005, Mayhew et al. estudiaron un total de 81 fémures a partir de TAC. Entre otros resultados obtuvieron la relación que existe entre el espesor de la capa cortical de la zona del cuello del fémur y la edad (Figura 12) (Mayhew 2005).

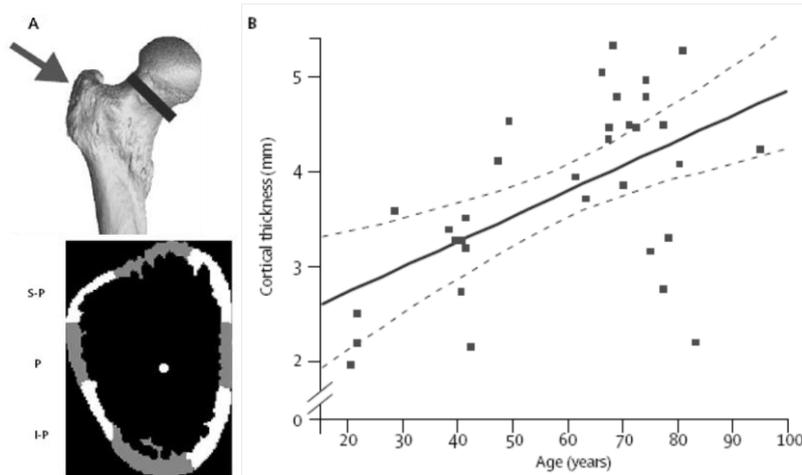


Figura 12. A: Zonas medidas en el estudio de Mayhew et al.; B: Cambio del espesor en la cortical con la edad en mujeres de 20 a 95 años en el sector superoposterior del cuello femoral

En el año 2005, Nissen et al. estudiaron algunas de las características geométricas de los ciudadanos daneses (Nissen 2005). Éstos estudiaron un total de 149 fémures y comparando sus resultados con los de Noble et al. (Noble 1995) puede concluirse que existen importantes diferencias entre personas de origen de procedencia distinto (altura, edad y género).

### 1.3 Comportamiento mecánico del tejido óseo del fémur

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de sollicitaciones a que se vea sometido. Es más, el hueso es capaz de regenerarse en caso de fractura, o, por el contrario, de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos graves, o simplemente con la edad.

A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar el estudio de las actuales prótesis e implantes, ya que la clave para que éstas no presenten problemas en su funcionamiento consiste en que el comportamiento mecánico del conjunto sea similar considerando la estructura con y sin prótesis.

Pero las leyes de la mecánica se han formulado utilizando modelos y abstracciones que en la mayoría de los casos no son precisamente fáciles de aplicar a los elementos biológicos. En el caso concreto del hueso, es necesario estudiarlo desde tres puntos de vista

completamente diferentes, considerando por una parte su estructura, por otra el material constitutivo, y por último el sistema biológico del que forma parte (Roesler 1987).

El hueso está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxapatita. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago, compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación.

A primera vista los huesos parecen estructuras sólidas y de composición homogénea, pero una evaluación de su morfología muestra que el hueso, en realidad, es un medio poroso bifásico saturado cuyas fases son un armazón rígido (matriz ósea) y un fluido viscoso (médula ósea).

A su vez, la matriz ósea puede presentarse con dos tipos de estructuras: hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso (Figura 13). Estas estructuras no difieren en su composición, pero presentan sensibles diferencias en morfología y comportamiento. Las diferencias estructurales se explican a través de su función mecánica.

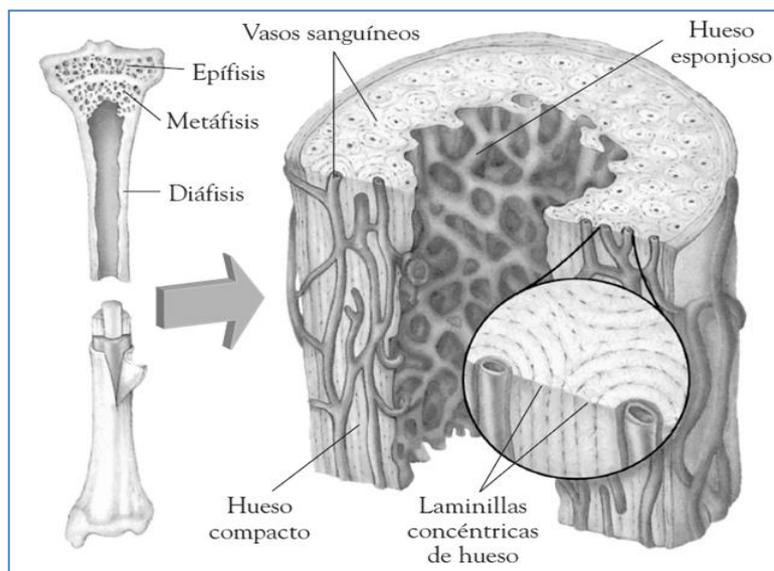


Figura 13. Estructura de la matriz ósea. Fuente: wikipedia.org

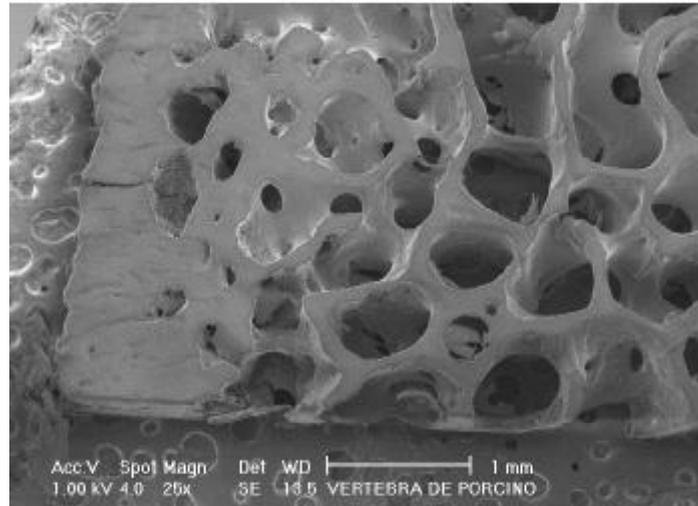


Figura 14. Hueso compacto (izquierda) y hueso esponjoso (derecha).

El hueso cortical (capa externa) confiere la rigidez al hueso y se encarga de soportar las cargas de flexión y torsión. En cambio, el hueso trabecular (zona interior) adopta un entramado de barras y placas (trabéculas) que permite minimizar el peso y absorber los efectos de cargas repetitivas (Figura 15).

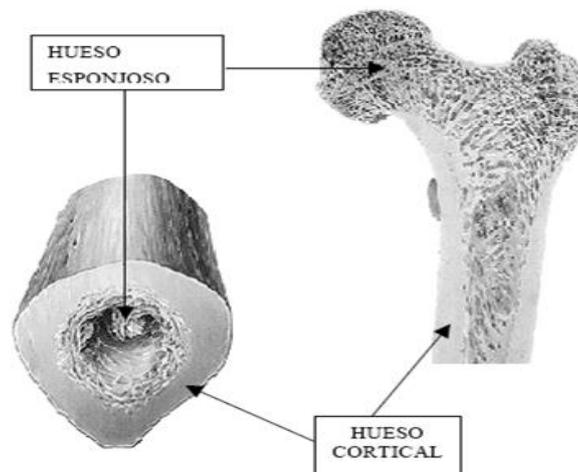


Figura 15. Sección transversal y longitudinal del fémur derecho, donde se puede observar claramente la zona cortical y esponjosa del hueso (Sobotta 1993).

Los huesos vivos no se pueden considerar como cualquier otro material utilizado en ingeniería, por complejo que éste pueda ser. La diferencia fundamental estriba en el hecho de que la estructura microscópica de éstos permanece constante, mientras que la estructura ósea se encuentra en un continuo proceso de crecimiento o resorción, que constituye el mecanismo mediante el cual el hueso adapta su estructura para soportar mejor los

esfuerzos a que está sometido. Este proceso de remodelado del hueso tiene lugar tanto interna como externamente.

El remodelado interno ayuda a mantener la dirección de las trabéculas constitutivas del hueso esponjoso alineadas con las direcciones principales, mientras que el externo, consistente en la deposición o resorción de la superficie exterior del hueso, permite reconfigurar la sección del mismo para minimizar las tensiones, en función del estado de carga predominante. En los últimos años, con el aumento de potencia que han experimentado los ordenadores personales, ha aumentado el número de trabajos en biomecánica en los que se trata de relacionar la estructura del hueso con el estado de carga a que ha estado sometido. Esto es de especial relevancia en implantes, en los que se requiere un conocimiento profundo de las relaciones entre las propiedades biológicas y mecánicas, debido a las modificaciones que experimenta el hueso en su estructura y propiedades después de la inserción de una prótesis.

Por estos motivos, muchos autores han tratado de calcular las características de los tejidos óseos a partir de ensayos biomecánicos (Reilly, 1975; Ashman, 1984), ultrasonidos (Ashman, 1988) , modelos MEF y TACs (Lang, 1988; Lotz 1990) asumiendo gran cantidad de modelos de caracterización mecánica (ortotropía, isotropía, linealidad, no linealidad, y otros tantos). Por lo general, cuando se obtienen a partir de ensayos biomecánicos se suponen únicamente dos tipos de comportamiento, el del hueso trabecular y el del cortical (Tabla 1) (Domínguez, 2004).

Cuadro 1. Propiedades mecánicas consideradas en la literatura.

Autores	Módulo de elasticidad del hueso cortical (GPa)	Módulo de elasticidad del hueso trabecular (GPa)	H/N-H <sup>1</sup>	I/O <sup>2</sup>	Relación de Poisson
Brekelmans y cols., 1972 [19]	20	—	H	I	0.37
Rohlmann y cols., 1982 [20]	18	0.4 - 1.8	N-H	I	0.33
Cheal y cols., 1992 [21]	12, 12, 22	0.6	H	O	0.30
Keyak y cols., 1993 [22] <sup>3</sup>	1x10 <sup>-5</sup> - 22		N-H	I	0.30
Kang y cols., 1993 [23]	17.6	0.3	H	I	0.30
Taylor y cols., 1995 [24]	17	0.4 - 1	H	I	0.33
Mann y cols., 1995 [25] <sup>3</sup>	5x10 <sup>-4</sup> - 18.7		N-H	I	0.30
Taylor y cols., 1996 [26]	17	0.3 - 1.3	N-H	I	0.33
Kalidindi y Ahmad, 1997 [27]	11, 11, 17	1	H	O	0.30
Wang y cols., 1998 [28]	17	1.3 - 0.32	H	I	0.30

Tabla 1. Propiedades mecánicas obtenidas de bibliografía de otros autores utilizadas por Domínguez et al.22 para comparar los resultados de su estudio

En cambio, las técnicas por ultrasonidos (MEF) y mediante TAC tratan de obtener las características mecánicas concretas en cada uno de los pequeños elementos que forman parte del hueso (Tabla 2) (Bessho, 2004; Reina 2007).

Ash density ( $\rho$ ) (g/cm <sup>3</sup> )	Yield stress ( $\sigma$ ) (MPa)
$\rho \leq 0.2$	$\sigma = 1.0 \times 1020$
$0.2 < \rho < 0.317$	$\sigma = 137 \times \rho 1.88$
$0.317 \leq \rho$	$\sigma = 114 \times \rho 1.72$
Ash density ( $\rho$ ) (g/cm <sup>3</sup> )	Young's modulus (E) (MPa)
$\rho = 0$	$E = 0.001$
$0 < \rho \leq 0.27$	$E = 33900 \times \rho 2.20$
$0.27 < \rho < 0.6$	$E = 5307 \rho + 469$
$0.6 \leq \rho$	$E = 10200 \times \rho 2.01$
Ash density ( $\rho$ ) (g/cm <sup>3</sup> )	Poisson's ratio
$1.8 \leq \rho$	0.22
$0.2 < \rho < 1.8$	0.15
$\rho \leq 0.2$	0.49

Tabla 2. Relaciones utilizadas en el estudio de Bessho et al. para calcular las propiedades mecánicas a partir de la densidad de masa ósea (datos obtenidos de Keyak et al. y Keller et al) (Keyak 1994; Keller 1994)

Muchos han sido los autores que han intentado modelar el comportamiento mecánico del tejido óseo. A continuación se numeran algunos de los modelos más relevantes:

Modelos elásticos del tejido óseo como un material compuesto

Modelos de composites particulados

Modelo de Voigt o de igual deformación (Currey 1964)

Modelo de Reuss o de igual tensión (Katz 1971)

Modelo de Hirsch (Hirsh 1962)

Modelo de Hashin-Shtrikman (Hashin 1962)

Modelos de composites reforzados con fibras

Modelado de una osteona y del hueso cortical haversiano

Modelos de rotura y de Fluencia

Criterio de Von Mises

Criterio de Malmeisters-Tsai-Wu

Modelos de comportamiento a fatiga

Modelo de crecimiento de grietas

Modelo de Carter-Caler

Comportamiento Visco-elástico y plástico

Modelo poroelástico

Modelos de Sedlin y Wood

Modelo de rotura bajo fatiga y Creep

Modelo de deterioro acumulativo

Influencia de la fluencia lenta o creep en el deterioro del material

Influencia de la fatiga en el deterioro acumulativo

**1.4 Biomecánica de la articulación de la cadera**

**1.4.1 Movimientos de la cadera en los tres planos del espacio**

En general, el movimiento de la cadera es complejo, siendo el resultado de la combinación de movimientos en los tres planos de referencia, sagital, transversal y frontal.

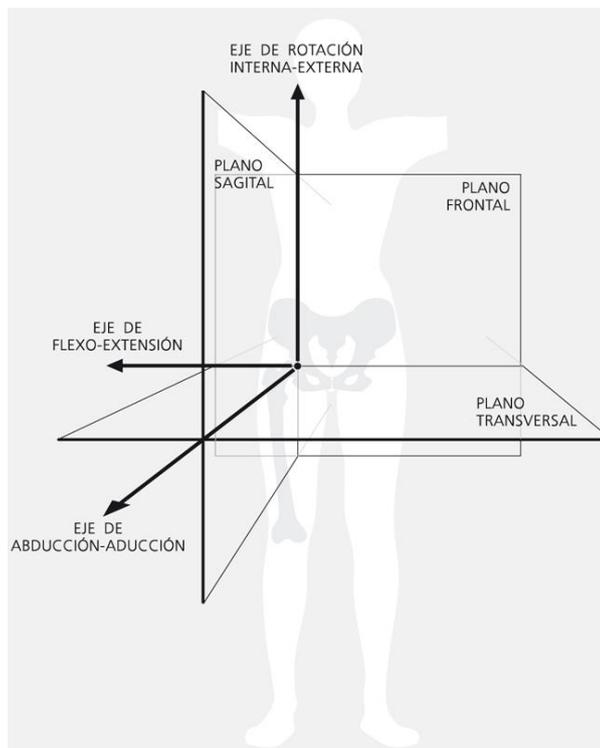


Figura 16. Planos y ejes de referencia en la articulación de la cadera

La Figura 16 muestra los planos y ejes de referencia que se observan en la articulación de la cadera, definidos en la posición de bipedestación.

#### **1.4.1.1 Movimientos de la cadera en el plano sagital**

Los movimientos de la cadera en el plano sagital son la flexión y la extensión (los movimientos de flexo-extensión de la cadera humana están condicionados por el proceso de hominización, puesto que la posición erecta condiciona que, en la posición de alineación normal, la cadera se encuentre prácticamente al final de su recorrido de extensión y, por tanto, la amplitud será máxima en la flexión y mínima en la extensión).

La amplitud del movimiento de flexión de la cadera depende de la posición de la pierna sobre el muslo. Cuando la rodilla está en extensión, la flexión activa de cadera llega sólo a los 90°, mientras que cuando se flexiona la rodilla puede sobrepasar los 130°. El factor que limita la flexión de la cadera con la rodilla en extensión es la distensión de los músculos de la cara posterior. Los ligamentos de la articulación coxofemoral se distienden en la flexión, favoreciendo al máximo la amplitud del recorrido. La flexión pasiva de la cadera sobrepasa los 130°.

La extensión de la cadera también varía con la posición de la pierna. Cuando ésta se halla en extensión el rango articular máximo es de 20°, pero si se flexiona la pierna sobre el muslo este rango se reduce a 10°. Esto se debe a dos causas: la relajación de los músculos de la cara posterior del muslo (perdiendo su eficacia como extensores de cadera) y la tensión de los flexores de cadera que se insertan en la rodilla. Al contrario de lo que ocurre en la flexión, en la extensión se tensan todos los ligamentos, enrollándose alrededor del cuello femoral. El recorrido pasivo de extensión puede superar los 20°.

#### **1.4.1.2 Movimientos de la cadera en el plano frontal**

Los movimientos de la cadera en el plano frontal son la abducción (separación) y la aducción (aproximación).

Cuando se realiza una abducción de cadera se produce de forma simultánea un movimiento simétrico y automático de la cadera del lado opuesto, debido a que al apoyar sobre un pie y separar el miembro inferior del lado que no apoya se produce un movimiento de báscula de la pelvis hacia el lado contrario y un movimiento de compensación de la columna vertebral para mantener el equilibrio, de tal manera que se bascula hacia el lado que apoya. Si se mide el movimiento de abducción máximo, el

ángulo entre ambas piernas es de 90°, lo que indica que el movimiento máximo es la mitad, es decir, 45°. La abducción está limitada por el choque del fémur sobre la ceja cotiloidea, pero antes de que esto ocurra la tensión de los músculos aproximadores y de los ligamentos limitan este movimiento. Los ligamentos isquiofemoral y pubofemoral se tensan, mientras que ambos fascículos del ligamento iliofemoral se distienden.

Considerando la postura de referencia con las dos piernas juntas, el movimiento de aducción es prácticamente nulo, puesto que en la postura de reposo las piernas se hallan en contacto. Únicamente cuando se combinan con ligeros movimientos de flexión y extensión existe un rango de aducción relativa, que es la que se suele explorar, y que tiene una amplitud máxima de 30°. Al contrario que en la abducción, la aducción se encuentra limitada por la tensión del ligamento iliofemoral, mientras que los ligamentos isquiofemoral y pubofemoral se relajan.

#### **1.4.1.3 Movimientos de la cadera en el plano transversal**

Los movimientos de la cadera en el plano transversal son la rotación externa y la rotación interna. Cuando la rodilla está en extensión completa, a su nivel no existe ningún movimiento de rotación y todos se realizan a nivel de la articulación coxofemoral.

En la rotación externa, cuya amplitud puede llegar hasta los 60°, se produce un aumento de la tensión de los fascículos de los ligamentos cuyas fibras tienen una dirección más horizontal, como son el fascículo súper-externo del ligamento iliofemoral y del ligamento pubofemoral, distendiéndose el isquiofemoral. Respecto a las acciones musculares, se comportan como rotadores externos aquellos músculos que en su trayecto cruzan el eje vertical del movimiento de giro por la parte posterior del miembro inferior.

En la rotación interna sucede lo contrario, siendo el ligamento isquiofemoral el principal responsable de la limitación de recorrido debido a la tensión de sus fibras, permitiendo una amplitud aproximada de 40°. Respecto a las acciones musculares, se comportan como rotadores internos aquellos músculos que en su trayecto cruzan el eje vertical del movimiento de giro por la parte anterior del miembro inferior.

#### **1.4.2 Factores de coaptación en la articulación de la cadera**

Por un lado, los ligamentos y los músculos desempeñan un papel esencial en la sujeción de las superficies articulares de la cadera. Existe un cierto equilibrio entre sus

funciones: en la cara anterior de la cadera los músculos son poco numerosos pero los ligamentos son muy potentes, mientras que en la cara posterior sucede lo contrario.

La acción coaptadora de los ligamentos es diferente según la posición de la cadera. En extensión los ligamentos están tensos y su eficacia como coaptadores es buena, mientras que en flexión los ligamentos están distendidos y la cabeza femoral ya no está aplicada al cotilo con tanta fuerza. Por tanto, la posición de flexión de la cadera es una posición inestable debido a la relajación de los ligamentos. Si le añadimos una aducción, como en la posición de sentado con las piernas cruzadas, basta un choque de poca intensidad sobre el eje del fémur para provocar una luxación posterior de la cadera.

La acción coaptadora de los músculos es diferente según su dirección. Los músculos de dirección transversal, semejante a la del cuello del fémur, sujetan la cabeza femoral al cotilo, como sucede con los pelvitrocantéreos y los glúteos. Por el contrario, los músculos de dirección longitudinal, como los aductores, tienden a luxar la cabeza femoral por encima del cotilo. Cuanto mayor sea la aducción del muslo, más acentuada es la acción luxante de los aductores. De manera inversa, la componente de luxación de los aductores disminuye con la abducción, de forma que en abducción completa terminan por hacerse coaptadores.

Por otro lado, la orientación del cuello femoral interviene en gran manera en la estabilidad de la cadera.

En el plano frontal, el eje del cuello del fémur forma en la edad adulta un ángulo de inclinación de unos 125° con el eje diafisario. El incremento de este valor, que se produce en la coxa valga, aumenta la componente de luxación de los aductores y de la posición en aducción. De forma contraria, la posición en abducción es estabilizadora en una cadera malformada.

En el plano transversal, el ángulo de anteversión alcanza en la edad adulta un valor medio de 20°, lo que hace que la parte anterior de la cabeza femoral no esté cubierta por el cotilo. Si aumenta este ángulo, el cuello del fémur está aún más orientado hacia delante y la cabeza queda todavía más expuesta a la luxación anterior. Por tanto, la anteversión de cuello femoral favorece la luxación de cadera, mientras que la retroversión es un factor de estabilidad.

### 1.4.3 Fuerzas y momentos globales que actúan sobre la articulación de la cadera

La fuerza y el momento global que actúan sobre la articulación de la cadera son el resultado neto de las contribuciones de los músculos y ligamentos que se insertan distalmente en el miembro inferior junto con la fuerza de contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo. Todos estos elementos contribuyen a contrarrestar el peso propio del miembro inferior, la acción de contacto de éste con el suelo y la fuerza de inercia necesaria para ejecutar el movimiento. De una forma simplista se puede expresar la doble relación como:

$$F_{\text{músculos}} + F_{\text{ligamentos}} + F_{\text{hueso}} = F_{\text{global}} + M_{\text{global}} = F_{\text{gravedad}} + F_{\text{contacto}} + F_{\text{inercia}}$$

Muchos autores han estudiado las fuerzas y momentos en la articulación de la cadera durante la marcha humana realizando mediciones de sujetos en pasillo de marcha dotado de plataformas de fuerza y filmación en dos planos. Mediante este tipo de análisis se obtienen de forma sincronizada las fuerzas que el sujeto ejerce sobre el suelo y las posiciones de las articulaciones en el espacio, pero no se tiene en cuenta la influencia de las fuerzas debidas a la acción de la gravedad ni las debidas a la inercia propia del movimiento de los segmentos corporales durante la marcha.

Quizás el primer trabajo consistente para cuantificar los esfuerzos globales en la cadera durante la marcha corresponda a Bresler y Frankel, quienes evidenciaron que las fuerzas en la cadera tenían una dirección básicamente vertical y reproducían los patrones de fuerza medidos mediante plataformas dinamométricas (Figura 17) (Bresler 1959).

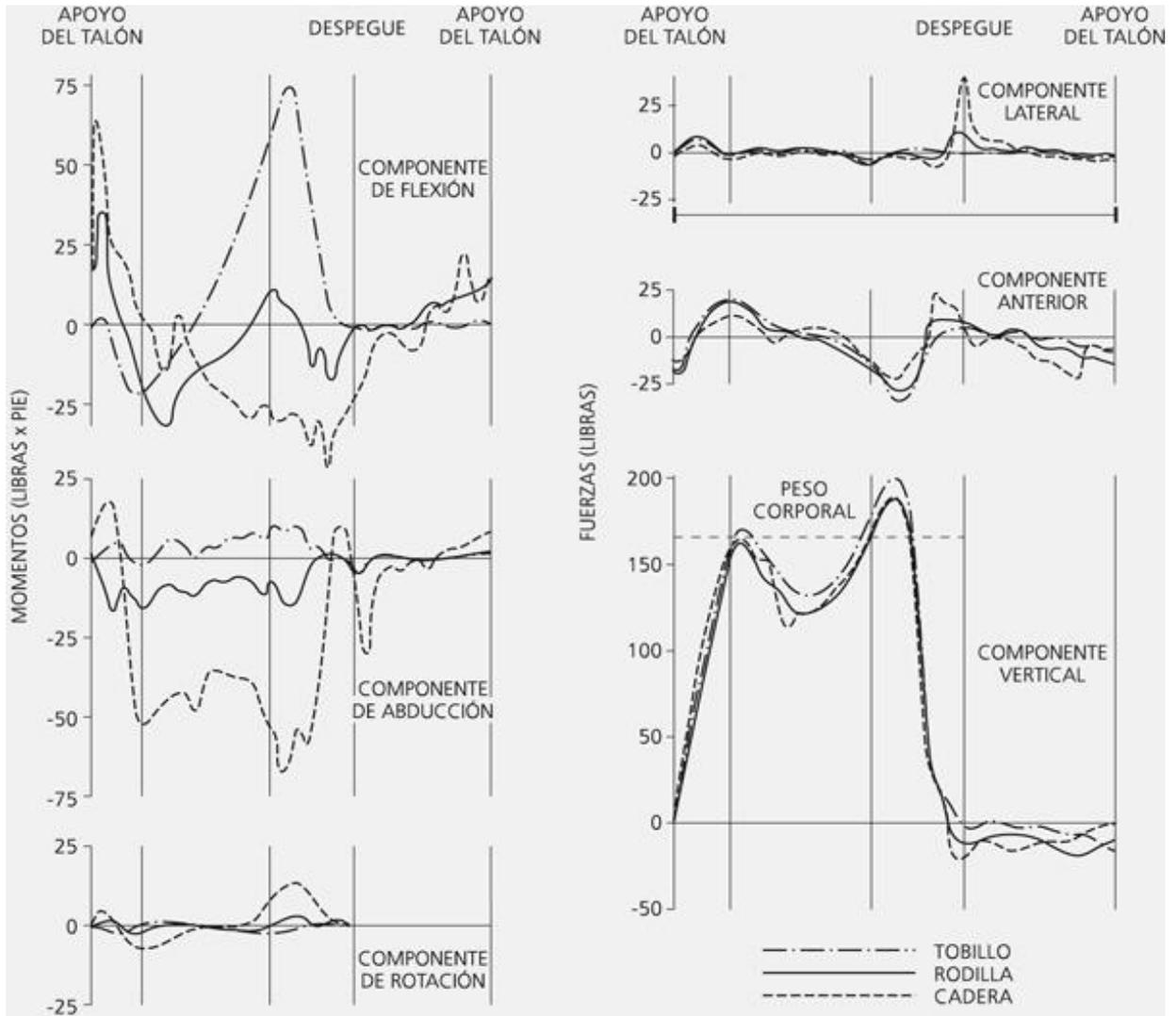


Figura 17. Fuerzas y momentos resultantes en el miembro inferior durante la marcha (Bresler 1959)

#### 1.4.4 Cinética de la cadera

El objetivo de la cinética de la cadera es analizar las contribuciones individuales de músculos, ligamentos y contactos óseos a la compensación del estado global de esfuerzos que aparecen en la cadera. El problema cinético estriba en el desarrollo de un modelo que permita analizar dichas contribuciones. Es un problema matemáticamente indeterminado, ya que el número de elementos que actúan es muy superior al número de ecuaciones de que se dispone, por lo que el modelo desarrollado debe validarse experimentalmente.

Vrahas et al. evidenciaron que la contribución de los elementos pasivos de la cadera (ligamentos, cápsula y porciones musculares no contráctiles) es tan reducida que puede ser despreciada en el modelado cinético de la cadera (Vrahas 1982). Sin embargo, Yoon y Mansour encontraron momentos pasivos de valor considerable, por lo que sugirieron que los modelos cinéticos incorporaran las actuaciones de los elementos pasivos (Yoon 1982).

La incorporación de las actuaciones musculares en las ecuaciones del modelo exige la determinación de las líneas de acción de cada uno de los músculos (línea que une las inserciones proximal y distal) que permitan la estimación tanto de la dirección de cada fuerza muscular como del brazo de palanca con el que actúa.

MÚSCULO	Inserción Pélvica			Inserción Femoral		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Psoas ilíaco	2.8	2.4	0.5	-0.2	-6.1	1.5
Pectíneo	4.4	-0.3	-3.8	-0.4	-11.4	3.5
Sartorio	5.1	6.8	5.0	-0.8	-43.5	-4.2
Recto anterior	4.3	3.7	2.6	4.3	-41.5	0.2
Aductor mediano	2.1	-4.5	-6.7	-0.2	-13.1	3.8
Aductor menor	0.7	-4.9	-6.1	-0.4	-12.4	4.0
Aductor mayor (medio)	-3.1	-6.1	-4.4	0.5	-22.8	2.7
Aductor mayor (posterior)	-4.8	-5.9	-3.4	0.1	-40.4	-3.1
Recto interno	1.0	-4.9	-6.8	-1.4	-43.4	-4.1
Glúteo mayor	-8.7	6.8	-4.4	-0.9	-10.3	4.7
Glúteo mediano (anterior)	2.7	10.2	6.2	-1.8	-2.6	7.3
Glúteo mediano (medio)	-0.2	13.2	1.8	-1.8	-2.6	7.3
Glúteo mediano (posterior)	-4.8	9.7	-1.5	-1.8	-2.6	7.3
Glúteo menor (anterior)	2.9	7.3	4.1	0.4	-2.7	6.9
Glúteo menor (medio)	-0.4	8.8	2.0	0.4	-2.7	6.9
Glúteo menor (posterior)	-2.6	7.1	0.0	0.4	-2.7	6.9
Tensor de la fascia lata	4.5	7.8	5.6	2.2	-43.6	3.3
Piriforme	-7.8	5.5	-4.7	-0.1	-0.1	5.5
Obturador interno	-5.3	-1.1	-1.8	-0.6	-0.5	4.7
Gémينو superior	-5.5	0.5	-2.8	-0.6	-0.5	4.7
Gémينو inferior	-4.9	-1.2	-0.9	-0.6	-0.5	4.7
Cuadrado femoral	-3.6	-4.6	-1.5	-2.9	-4.0	4.7
Obturador externo	0.9	-3.5	-4.9	-1.7	-1.6	5.0
Bíceps crural	-5.3	-3.6	-1.3	-2.3	-44.1	3.9
Semitendinoso	-5.3	-3.6	-1.3	-2.2	-43.3	-4.0
Semimembranoso	-4.4	-3.1	-0.8	-2.9	-42.8	-3.4

Tabla 3. Músculos de la cadera y coordenadas de sus inserciones (en cm). El centro de la cadera es el punto (0, 0, 0).

Los datos corresponden a una cadera derecha, con el eje X en dirección anterior, el eje Y orientado hacia arriba y el eje Z orientado lateralmente (Dostal 1981).

La Tabla 3 presenta una relación de músculos y fuerzas que deben considerarse en los modelos cinéticos de cadera, junto con las coordenadas de sus inserciones tendinosas.

Seireg y Arvikar desarrollaron el primer modelo cinético de miembro inferior aplicándolo al estudio de la posición estática de bipedestación. El problema cinético lo formularon en términos de programación lineal, obteniendo diversas soluciones cada una de ellas correspondiente a las distintas funciones objetivo que formularon: minimización de fuerzas musculares, minimización de momentos soportados por los ligamentos y combinaciones lineales de las anteriores. Los resultados teóricos los compararon con registros electromiográficos en algunos músculos, concluyendo que la función objetivo que mejores resultados proporcionaba era la minimización de momentos articulares (Seireg 1973). De forma similar, Seireg y Arvikar aplicaron su modelo al análisis de la marcha humana, observando que la máxima fuerza de contacto óseo alcanzaba más de 5 veces el peso corporal del sujeto y se presentaba durante la fase inicial del apoyo (Seireg 1975).

Quizás el modelo cinético más original es el presentado por Crowninshield et al., quienes postularon como función objetivo la minimización en cada instante de la suma de tensiones musculares, sujeta a la restricción de que la tensión de cada músculo no puede superar un cierto valor al que denominaron tensión muscular máxima admisible (Crowninshield 1978). Los resultados de Crowninshield et al. apoyan los obtenidos por Seireg y Arvikar (Seireg 1975), ya que encontraron fuerzas de contacto óseo en cadera durante la marcha entre 3.3 y 5 veces el peso corporal. Por otra parte, también analizaron las fuerzas de contacto óseo en cadera durante actividades más agresivas, como levantarse de una silla o subir y bajar escaleras, observando no sólo un incremento notable de la fuerza en dirección vertical (hasta 6 veces el peso corporal durante la subida de escaleras), sino también la aparición de componentes importantes de fuerza de contacto en las otras direcciones, de forma que la fuerza resultante de contacto durante la subida de escaleras podía alcanzar hasta 8 veces el peso corporal.

Aunque existen ligeras discrepancias entre autores en relación al pico de fuerza en cadera, probablemente motivadas por el modelo cinético empleado y los errores asociados a la propia técnica experimental, existe un común acuerdo en que las fuerzas que aparecen superan con mucho el peso corporal.

## 1.5 Epidemiología de las fracturas de cadera

A lo largo del mundo, el número total de fracturas de cadera anuales estimadas para el año 2050 sobrepasa los 6 millones (Kannus 1996). Durante el último año fueron hospitalizados en EEUU más de 310000 pacientes por esta patología, representando el 30% de los pacientes ingresados (AHRQ 2007). De todos ellos, aproximadamente la tercera parte precisaron colocación de implantes de cadera (LaVelle 2003; Huddleston 2001; Cummings 1990; Dy 2011). Desde 1996 a 2010 ha ido disminuyendo la incidencia, hasta contabilizarse 258000 fracturas de cadera. No están del todo claras las causas de este descenso, aunque puede estar relacionado con la aparición de los bifosfonatos, cambios en el estilo de vida, suplementos de calcio y vitamina D, dejar de fumar, moderar el consumo de alcohol, más prevención de caídas y realización de ejercicio regular para controlar el peso (Brauer 2009; NHDS 2014).

Las fracturas de cadera aumentan sustancialmente el riesgo de muerte y una mayor morbilidad en el paciente anciano (Wolinsky 1997; Bentler 2009). Estos riesgos están especialmente presentes en pacientes institucionalizados, con comorbilidades y que no pueden deambular por si solos (Neuman 2014, Mariconda 2015) La mortalidad intrahospitalaria varía del 1 - 10% dependiendo del lugar y de las características de los pacientes, pero la proporción suele ser mayor en los hombres, aunque esta discrepancia parece estar disminuyendo en algunas áreas (Frost, 2011; Orces 2013; Wu 2011; Alzahrani 2010; Álvarez - Nebreda 2008). La mortalidad al año se encuentra entre un 12 - 37%, (LaVelle 2003; Wolinsky 1997; Panula 2011; LeBlanc 2011) pero está disminuyendo (Wolinsky 1997) y aproximadamente la mitad de los pacientes no son capaces de recuperar su capacidad de ser independientes (Morrison 1998). Un meta-análisis de estudios prospectivos muestra que el riesgo relativo de mortalidad en ancianos durante los tres primeros meses tras la fractura de cadera, es 5.75 (95% CI 4.94-6.67) en mujeres y 7.95 (95% CI 6.13-10.30) hombres (Haentjens 2010).

Una revisión de las fracturas de cadera en los EEUU encontró que las fracturas del cuello femoral y las intertrocantéricas ocurren aproximadamente con la misma frecuencia en los pacientes con edades comprendidas entre los 65 y los 99 años (Karagas 1996). Las fracturas intracapsulares (como por ejemplo la de cuello femoral) ocurren tres veces más en mujeres, con ratios más altos en caucásicas. Las fracturas extracapsulares intertrocantéricas también ocurren 3 veces más en mujeres. Las fracturas subtrocantéricas

presentan una distribución bimodal, con picos entre los 20 - 40 años, y por encima de 60 años (Brunner 2003).

Las fracturas trocantéreas aisladas ocurren más a menudo en adultos jóvenes y activos con edades entre 14 y 25 años (Waters 1988). El 85% de las fracturas menos graves por avulsión ocurren en pacientes con menos de 20 años (Nyccion 2003). Las fracturas trocantéreas en pacientes ancianos ocurren generalmente como resultado de un traumatismo directo, como por ejemplo una caída, pero pueden estar asociadas con lesiones secundarias a su patología de base, como por ejemplo una fractura en una zona metastásica.

En España, estudios realizados muestran alrededor de 60000 fracturas de cadera al año, siendo aproximadamente el 90% de ellas en pacientes de más de 65 años. La media de edad se encuentra en torno a los 80 años (excepto en Canarias, Ceuta y Melilla, que es 75 años) y el 75% de estos pacientes eran mujeres. La incidencia anual en los mayores de 65 años es de 511 casos por 100000 habitantes, siendo en el grupo de hombres de 265/100000, y en el de mujeres de 688/100000. La incidencia va aumentando exponencialmente con la edad, prácticamente doblándose cada 5 años, desde los 97 casos/100000 habitantes en el grupo de edad de 65 – 69 años, hasta los 1898 casos/100000 habitantes en el grupo de edad de 65 – 69 años, hasta los 1898 casos/100000 habitantes en el grupo de >85 años, siendo el doble en mujeres que en hombres (Figura 18) (Álvarez - Nebreda 2008).

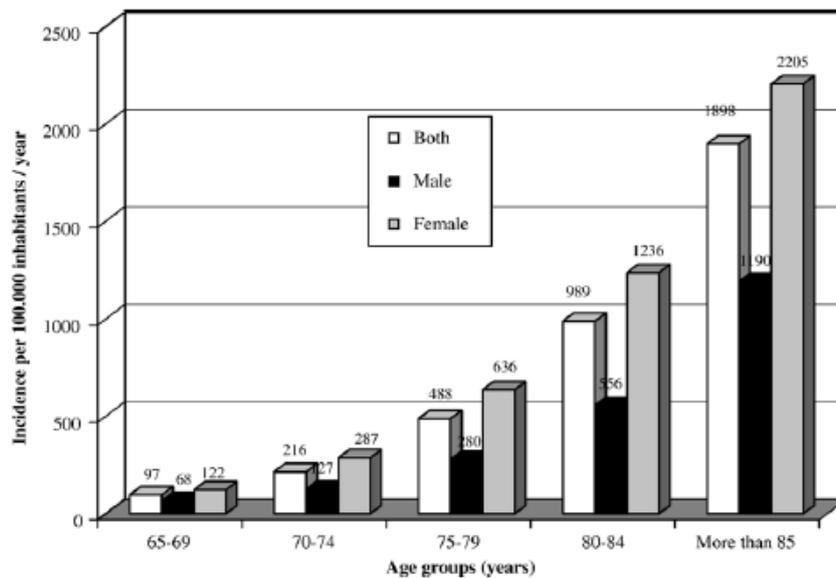


Figura 18. Incidencia de la fractura de cadera por edad y sexo en ancianos en España (Álvarez - Nebreda 2008)

Se trata un ratio más bajo comparado con el resto de Europa o con EEUU, teniendo en España una incidencia de fracturas de cadera del 70% de las ocurridas en EEUU y del 55% de las ratios observados en los países del norte de Europa.

Según el clima, y por estaciones, va cambiando la incidencia según avanza el año, siendo más frecuente en invierno, y encontrándose diferencias entre regiones cálidas o no (Figura 19).

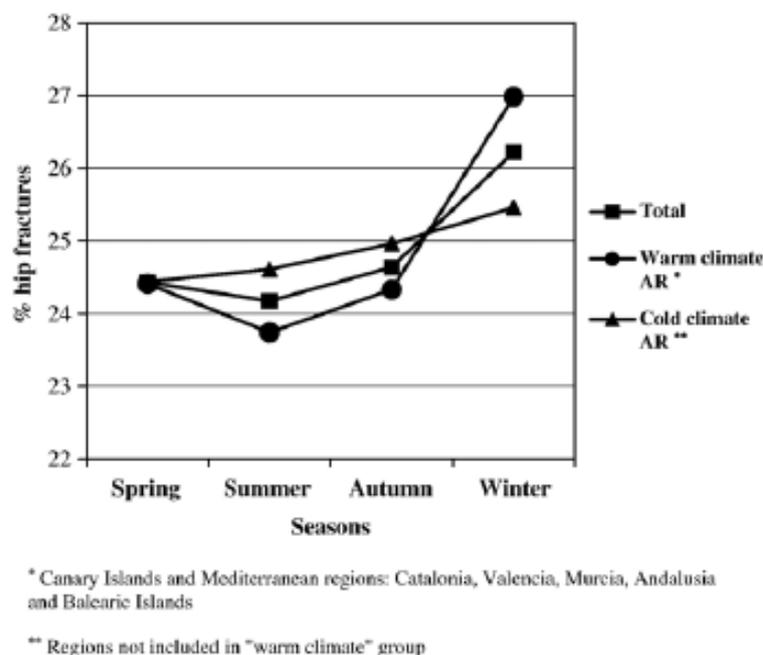


Figura 19. Variaciones estacionales de la incidencia de fracturas de cadera entre regiones autónomas de clima cálido y frío (Álvarez - Nebreda 2008)

Factores de riesgo: Los mayores factores de riesgo para las personas mayores son la osteoporosis y las caídas. Se estima que aproximadamente entre el 30 y el 60% de los ancianos se caen cada año (Rubinstein 2002) y alrededor del 90% de las fracturas de cadera en el anciano se producen desde caídas desde su propia altura estando de pie (Baumgaertner 2002). Las mujeres sufren más fracturas de cadera debido a sus índices más altos de osteoporosis. La posibilidad de sufrir una fractura de cadera a lo largo de la vida es del 17.5% en las mujeres, y del 6% en los hombres (Melton 2000). La edad media de las mujeres que sufren una fractura de cadera es de 77 años, por 72 años de media en los hombres (Baumgaertner 2000). Otros factores de riesgo asociados a las fracturas de cadera son un nivel socioeconómico bajo (Quah 2011; Brennan 2011; Guilley 2011), enfermedades cardiovasculares (Sennerby 2009), ciertas patologías endocrinas, como diabetes o hipertiroidismo, y el número fármacos que toma el paciente polimedcado.

El screening de la osteoporosis, y su prevención, ha sido fundamental en el descenso del número de fracturas de cadera que se producen cada año, aunque debido al envejecimiento de la población, es de esperar que en un futuro no muy lejano se produzca un nuevo aumento de su incidencia.

## **1.6 Fracturas de cadera**

### **1.6.1 Mecanismo de lesión**

En adultos jóvenes a menudo son por traumatismos de gran energía (accidente de tráfico, o caída desde altura). Por el contrario, el 90% de las fracturas de cadera en el anciano son debidas a una caída simple. La tendencia a caer aumenta con la edad y está exacerbada por diversos factores, incluyendo la escasa visión, la potencia muscular disminuida, los reflejos disminuidos, la enfermedad vascular y patologías musculoesqueléticas coexistentes. Los hallazgos de laboratorio indican que la caída de una persona anciana desde la posición erguida genera típicamente al menos 16 veces la energía necesaria para fracturar el fémur proximal. Sólo entre el 5% y 10% de las caídas en las mujeres de raza blanca mayores producen alguna fractura, y menos del 2% una fractura de cadera. El hecho de que la abrumadora mayoría de las caídas no resulten en fractura de cadera implica que los mecanismos de caída son importantes para determinar cualquiera que sea la fractura que se produzca. Los factores que contribuyen a establecer que una determinada caída se traduzca en fractura de cadera son: a) la caída debe estar orientada de forma que la persona se apoye sobre la cadera o cerca de ella; b) los reflejos protectores deben ser inadecuados para disminuir la energía de la caída por debajo de un cierto umbral crítico; c) los medios de absorción local del choque (músculo y grasa que rodea la cadera) deben ser inadecuados; d) la fuerza del hueso a nivel de la cadera debe ser insuficiente. Una persona debe caer sobre la cadera o cerca de ella para que la energía de la caída se transmita al fémur proximal; si cae en la parte lateral del muslo o sobre las nalgas cerca del trocánter mayor es mucho más probable que se produzca la fractura de cadera que con un impacto en cualquier otro sitio. La piel, la grasa y los músculos que rodean la cadera pueden absorber grandes cantidades de energía del impacto. La disminución de la masa muscular que rodea la cadera asociada a la edad puede permitir relacionar la incidencia aumentada de fracturas de cadera con la edad. Las fracturas de cadera pueden estar provocadas también por presiones mecánicas cíclicas. Como una fractura por sobrecarga que aparece típicamente en hueso normal de jóvenes sanos o individuos de mediana edad

secundaria a un esfuerzo mecánico repetitivo, que se define como una fractura por fatiga. En el anciano cuya resistencia ósea a la fatiga está disminuida secundariamente por la osteoporosis, la osteomalacia u otros estados patológicos, los pequeños ciclos de carga pueden provocar una fractura ósea.

### **1.6.2 Signos y síntomas**

La presentación clínica de los pacientes que han sufrido una fractura del fémur proximal puede variar dependiendo del tipo, gravedad y etiología. Las fracturas desplazadas son claramente sintomáticas; estos pacientes generalmente no pueden estar de pie, y mucho menos andar. Por otro lado, algunos pacientes con fracturas no desplazadas o impactadas pueden andar y experimentan un mínimo dolor, y existen otros que se quejan de dolor en el muslo o en la ingle pero no tienen historia de traumatismo previo. Cualquiera que sea la situación, el médico debe excluir la posibilidad de fractura de cadera en cualquiera que se queje de dolor en el muslo o la ingle. Como en todas las fracturas siempre que sea posible es importante determinar el mecanismo de lesión. La mayor parte de las fracturas en ancianos son el resultado de una caída de baja energía, mientras que en adultos jóvenes están causadas más a menudo por traumatismos de alta energía. A los pacientes con fracturas por sobrecarga en el fémur proximal, aunque normalmente no pueden recordar un traumatismo específico, se les debe preguntar por cualquier cambio en el tipo, duración o frecuencia de su actividad física. En aquellos pacientes en los que se descarta el traumatismo de forma razonable se debe tener en cuenta la fractura patológica.

### **1.6.3 Exploración Física**

La cantidad de deformidad clínica en pacientes con una fractura del fémur proximal refleja el desplazamiento de la fractura. Los pacientes con una fractura no desplazada pueden presentarse con ausencia virtual de deformidad clínica, mientras que los que sufren una fractura desplazada muestran la presentación típica de acortamiento y rotación externa de la extremidad afectada. Hay que tener cuidado al explorar el área del trocánter mayor. Puede existir equimosis y debe ser observada. La prueba de movilidad de la cadera será dolorosa y debe evitarse. Aunque es rara una lesión vasculonerviosa tras una fractura de cadera, debe ser valorada de forma cuidadosa. La preexistencia de una enfermedad vascular periférica obliga a una vigilancia cuidadosa de la piel y evitar una excesiva presión durante las maniobras de reducción. Se debe indicar la evidencia de decúbito preexistente al nivel del sacro o en el talón e iniciar las medidas terapéuticas apropiadas.

#### **1.6.4 Radiografías y otros estudios radiológicos.**

El examen radiológico estándar de la cadera incluye una proyección AP de la pelvis y una proyección lateral a la mesa del fémur proximal afectado. La AP de Pelvis permite la comparación del lado lesionado con el lado contralateral y puede ayudar a identificar una fractura sin desplazamiento o impactada. La radiografía lateral puede ayudar a valorar la conminución posterior del fémur proximal, una proyección lateral a la mesa se prefiere a una proyección lateral en rana porque la última requiere abducción, flexión y rotación externa de la extremidad inferior afectada e implica riesgo de desplazamiento de la fractura. Una proyección en rotación interna de la cadera lesionada puede ser útil para identificar fracturas no desplazadas o impactadas. Rotando internamente unos 10 o 15 grados el fémur afectado se compensa la anteversión del cuello femoral y proporciona una verdadera AP del fémur proximal. Una segunda proyección AP, del lado contralateral puede ser utilizada para la planificación preoperatoria. Cuando se sospecha una fractura de cadera pero ésta no se visualiza en las radiografías estándar, debe realizarse una gammagrafía ósea con Tecnecio o una resonancia magnética. Pueden ser necesarios dos o tres días antes de que se haga positiva la gammagrafía ósea en el paciente anciano con una fractura de cadera. La RM ha demostrado ser al menos tan veraz como la gammagrafía ósea para identificar fracturas ocultas de la cadera y puede revelar una lesión en las 24 horas desde la lesión.

#### **1.6.5 Clasificación de las fracturas**

##### **1.6.5.1 Clasificación de Evans y Jensen**

El aspecto más importante de una clasificación de fractura trocantérica es la capacidad de reconocer un patrón de fractura estable o inestable. Una fractura estable de cadera es aquella que una vez efectuada la reducción y fijación, soporta cargas sin sufrir redesplazamiento. Una fractura inestable es generalmente multifragmentada, que se colapsa extensamente

En 1949 Evans desarrolló un sistema de clasificación basada en la dirección de la fractura. La clasificación de Evans fue modificada por Jensen y Michelson en 1975. (Jensen 1975)

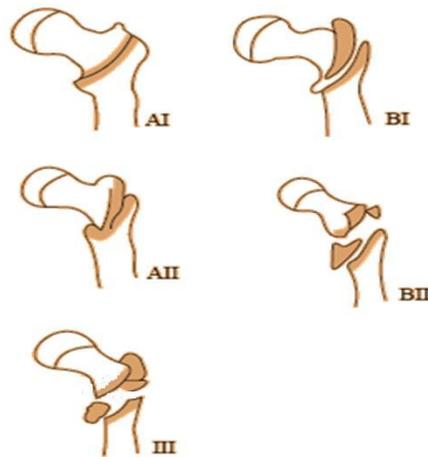


Figura 20. Clasificación de Evans y Jensen para las fracturas trocántericas de la cadera. AI BI AII  
BII BIII

Una vez modificada, la clasificación quedó de la siguiente manera:

- IA (no desplazada).
- IB (desplazada) son bifragmentadas.
- IIA son trifragmentadas con un fragmento separado del trocánter mayor e inestable. El problema fue la imposibilidad de reducir la fractura anatómicamente en el plano lateral.
- IIB, son trifragmentadas que involucran el trocánter menor, pueden ser reducidas en un bajo porcentaje de los pacientes con desplazamiento posterior.
- Tipo III, es muy difícil reducir y estabilizar el apoyo cortical medial.

Este sistema de clasificación fue más informativo que las otras clasificaciones. Que había hasta la fecha.

El concepto de Evans en el incremento de la estabilidad va en función del detrimento de la reducción, asociada a dos desplazamientos secundarios al soporte del paso del tiempo

#### 1.6.5.2 Clasificación AO/OTA

Las siglas AO hacen referencia la fundación suiza Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen que fue la encargada de crear la clasificación para fracturas de fémur.

Los principales objetivos de esta clasificación fueron tres.

Explicar la racionalidad y proceso de una clasificación comprensiva de las fracturas y cómo esta puede utilizarse para tomar decisiones clínicas

No dar una guía detallada de aplicación de la misma

La clasificación se centra en los huesos, segmentos, tipos y grupos, que es lo que generalmente se usa en la práctica y comunicación clínica diaria.

El grupo AO recomendó documentar todas las fracturas que fueran tratadas, lo cual hizo aumentar el volumen de información. Se hizo evidente la necesidad de un método para codificar dicha información y así los datos pudieran ser añadidos y extraídos fácilmente.

Durante los años 1960 a 1970, prácticamente cada fractura tenía un sistema de clasificación propio, válido para el tratamiento. Sin embargo, dichas clasificaciones no tenían un valor riguroso en términos científicos, ya que muchas de ellas eran simples agrupaciones generalmente individuales.

Esta realidad acentuó la más que evidente necesidad de una clasificación universal para todas las fracturas y universalmente aceptable por todos los cirujanos.

La clasificación AO de Müller no es únicamente una forma de documentar las fracturas, sino que también es una forma de comprenderlas en términos biomecánicos y biológicos. De la misma manera, es muy adecuada para la adquisición de datos, almacenaje de dichos datos y recuperación de los mismos. Estas características son las causantes de que se haya escogido esta clasificación a la hora de diferenciar las fracturas estables e inestables en el estudio realizado.

Cabe resaltar que la exacta definición de la fractura la lleva a cabo el cirujano con datos más específicos, en cuanto a términos médicos, y que en el proyecto se han descartado por falta de relevancia a la hora de realizar el estudio biomecánico de las fracturas.

La clasificación de las fracturas AO/OTA es muy extensa y en este estudio sólo se van a tener en cuenta las referidas a fracturas intertrocantéricas del fémur y su división en estables e inestables.

La clasificación de las fracturas intertrocantéricas según AO/OTA se muestra en las siguientes figuras (Figuras 21 y 22)

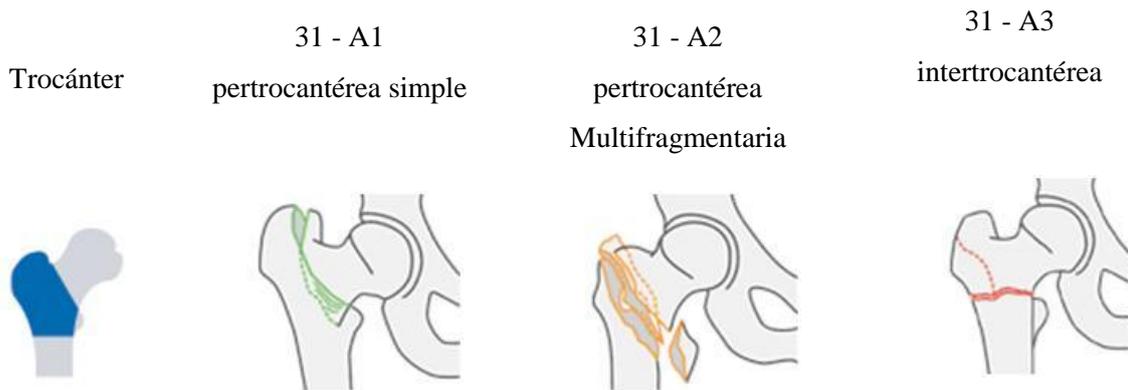


Figura 21 Clasificación AO/OTA de las fracturas intertrocantéricas del fémur

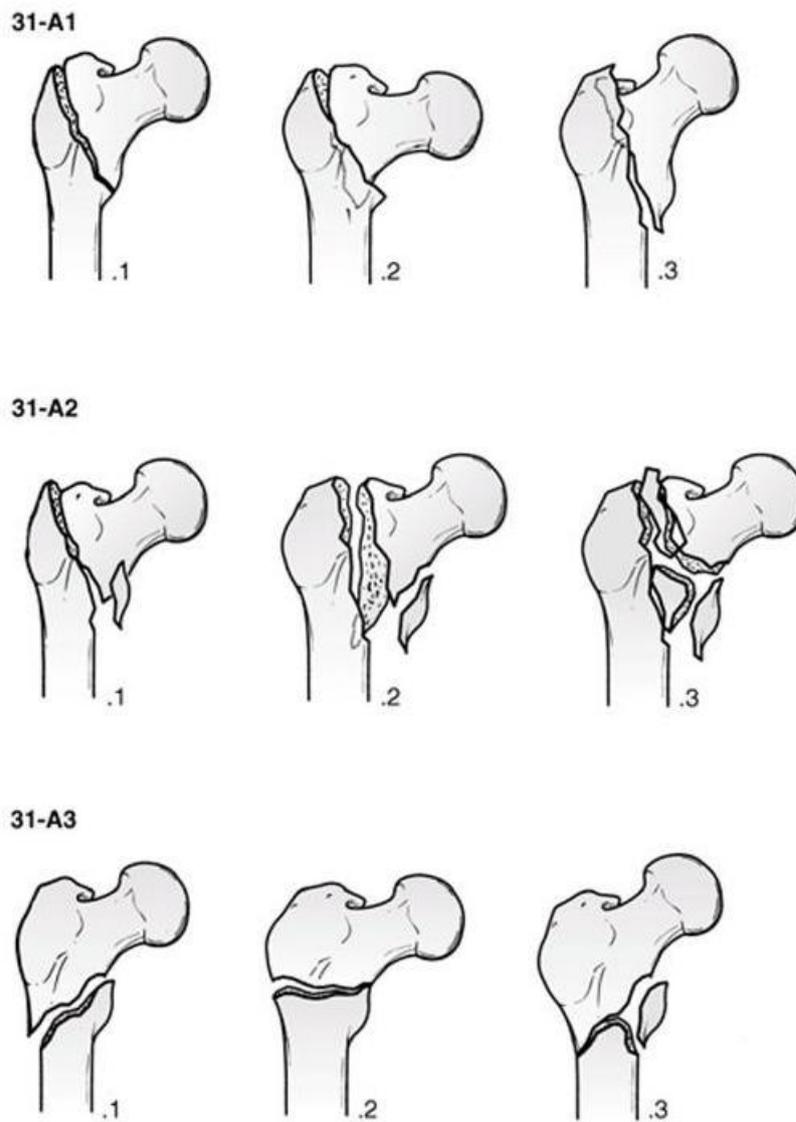


Figura 22 Clasificación AO/OTA de fracturas intertrocantéricas

## **1.6.6 Opciones de Tratamiento**

### **1.6.6.1 Tratamiento no quirúrgico**

Antes de la introducción de los métodos de fijación apropiados en los años sesenta, el tratamiento de las fracturas pertrocantéreas era necesariamente no quirúrgico, consistente en reposo prolongado en cama con tracción hasta que se producía la curación de la fractura (10 y 12 semanas), seguido de un largo programa de rehabilitación ambulatoria. En los pacientes ancianos este tratamiento estaba asociado a altas tasas de complicaciones; los problemas típicos incluían decúbito, infección del tracto urinario, contracturas articulares, neumonía y complicaciones tromboembólicas, provocando una alta tasa de mortalidad. Además la curación de la fractura generalmente estaba acompañada de una deformidad en varo y un acortamiento debido a la incapacidad de lograr una tracción efectiva que neutralice las fuerzas musculares deformantes.

Las técnicas de fijación quirúrgica han cambiado radicalmente desde los años sesenta, y los problemas asociados se han superado de forma considerable con los métodos de fijación precoz. El tratamiento quirúrgico consiste en la reducción y estabilización de la fractura, que permite una movilización precoz del paciente y minimiza muchas de las complicaciones del reposo prolongado en cama, ha llegado a ser por tanto el tratamiento de elección. Sin embargo, quedan situaciones en las que la cirugía no puede ser realizada y el tratamiento debe ser no quirúrgico (persona anciana cuyas condiciones médicas conlleven un riesgo de mortalidad excesivamente alto por la anestesia y la cirugía).

Cuando se requiere un tratamiento no quirúrgico, el enfoque se dirige a la movilización precoz dentro de los límites de la incomodidad del paciente, el paciente puede pasar de la cama a la silla pocos días después de la lesión. Se retrasa la deambulacion, pero la movilización precoz de la cama a la silla ayuda a prevenir muchas de las complicaciones del reposo en cama prolongado. Este enfoque no intenta tratar la fractura de forma específica y acepta la deformidad que aparece de forma invariable.

### **1.6.6.2 Tratamiento quirúrgico**

El tratamiento quirúrgico permite una rehabilitación precoz y ofrece al paciente la mejor oportunidad de recuperación funcional, es el tratamiento de elección para prácticamente todas las fracturas pertrocantéreas.

#### 1.6.6.2.1 Dispositivos de Tornillo deslizante de cadera:

El tornillo deslizante de cadera para la fijación de la fractura pertrocantérea, se trata de un dispositivo ampliamente usado.



Figura 23. Tratamiento con tornillo deslizante y placa para fractura trocantérea de cadera DHS

#### 1.6.6.2.2 Dispositivos intramedulares

Las fracturas intertrocantéreas pueden ser estabilizadas utilizando alguno de los distintos tipos de dispositivos intramedulares. Estos implantes están sujetos a menores momentos de inclinación que los dispositivos de placa y tornillo, ya que están colocados más cerca del eje mecánico del fémur. Estos diseños ofrecen diversas ventajas potenciales como a) un dispositivo de fijación intramedular teóricamente procura una transferencia de carga más eficaz que la ofrecida por el tornillo deslizante; b) el menor brazo de palanca del dispositivo intramedular disminuye la fuerza de tensión sobre el implante disminuyendo el riesgo de fracaso del implante; c) la inserción de un clavo intramedular en la cadera requiere de un tiempo quirúrgico menor y menor disección de partes blandas que un tornillo deslizante, lo que debería resultar en una morbilidad total menor.

Los resultados de muchos estudios que han comparado los sistemas intramedulares y los tornillos deslizantes de la cadera no han revelado diferencias significativas con respecto al tiempo quirúrgico, la duración de la estancia hospitalaria, la tasa de infección, las complicaciones de la herida, fracaso del implante, lesión provocada por el tornillo o deslizamiento del tornillo. (Cochrane 2014).



Figura 24 Tratamiento con clavo intramedular tipo Gamma y tornillo deslizante, para fractura trocantérica de cadera

### 1.7 Planteamiento del problema. Objetivos

La realización de este estudio surge a partir de las altas tasas de error en la recuperación del fémur tras la colocación de los implantes. Según datos estadísticos, del 4 al 12% de los implantes presentan problemas.

Además también está presente la problemática de qué implante es el más adecuado dependiendo del tipo de fractura.

Todo lo expuesto a continuación se centra en el estudio del sistema de implante en diversas fracturas pertrocantéreas de fémur, y su comparación con el fémur intacto.

El análisis de los problemas que aparecen en Biomecánica es complejo por varias razones, y para ello debe ser lo más completo posible, con el fin de obtener una justificación a este dilema. Se deben considerar, entre otros, los siguientes aspectos: la compleja geometría de los órganos afectados, el complicado comportamiento de los tejidos vivos, la difícil determinación de las cargas y condiciones de apoyo que actúan sobre ellos y dificultad de generalizar las características propias del individuo.

Desde el punto de vista biomecánico los factores relevantes son: la variación del estado tensional en el hueso tras la incorporación de la prótesis, la estabilidad de la fractura en función del tipo de implante, las condiciones de trabajo normales para la prótesis y la evolución de la densidad del órgano con motivo de la presencia de los implantes.

El análisis de todos estos temas permite llegar a conclusiones de aplicación clínica directa

El objetivo principal de este estudio es comprobar si, tras la implantación del clavo intramedular, se mantiene la estabilidad del clavo, dependiendo del tipo de fractura.

Para ello se realizan los ensayos en diferentes tipos de fracturas pertrocantéreas, tanto estables como inestables.

Además, con este trabajo se espera conseguir el desarrollo y puesta a punto de un método experimental, basado en la extensometría eléctrica, aplicable al estudio del efecto biomecánico de la implantación del clavo gamma en cirugía de reparación de fracturas de fémur.

También se realiza un estudio centrado en diseñar y aplicar un ensayo comparativo de análisis de deformaciones locales en fémur intacto y en fémures con clavo gamma implantado.

## CAPÍTULO 2 MATERIAL Y MÉTODO

### 2.1 Muestras de ensayo

A la hora de pensar en cuál sería el modelo de fémur ideal para la realización de los ensayos que se precisan para este estudio, se tuvieron en cuenta varias opciones, como por ejemplo el hueso de cadáver en fresco y los huesos sintéticos industriales o modelados en impresoras 3D. Pasamos a ver las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos.

#### 2.1.1 Modelo de fémur. Hueso de cadáver

Los huesos de cadáver conforman la principal fuente de muestras para la realización de estudios similares al que se pretende realizar. Con este tipo de muestras, se consigue obtener para el estudio una estructura ósea real, con las ventajas que ello conlleva, ya que se trata de la materia prima per se. A pesar de ello, la obtención de huesos de donante para la investigación no deja de presentar una serie de complicaciones de diversa importancia y que se deben tener en cuenta.

A continuación se exponen los principales problemas que se presentan a la hora de trabajar con este material:

- 1) Dificultad de su obtención:

La Organización Nacional de Trasplantes (ONT) lleva un exhaustivo control de los órganos y tejidos donados debido al constante crecimiento de la demanda de los mismos para realizar los trasplantes. Ello ha llevado a que en los casos en los que se pueda recurrir a aloinjertos o al uso de materiales sintéticos. Sin embargo todavía nos encontramos en una época en la que los injertos de origen humano mejoran en biocompatibilidad y en respuesta en la recuperación del paciente a los injertos sintéticos, a pesar de tener que mantenerse con tratamiento inmunosupresor de por vida. Además, el mantenimiento y conservación de los injertos debe hacerse con total seguridad.

Para responder a esta creciente demanda surgen los Bancos de Huesos y Tejidos (BHT), cuya tarea principal es la obtención de huesos y tejidos de los donantes, así como encargarse de su preparación y mantenimiento hasta que sea necesaria su utilización en alguna intervención.

Los Bancos de Huesos y Tejidos son instituciones sin ánimo de lucro y con un carácter puramente científico que se rigen según unas normas y estándares que garantizan la calidad de los tejidos que en ellos se manipulan.<sup>1</sup>

Aparte de todo ello, es de obligatorio cumplimiento realizar un registro de todas las actividades y resultados generados sin hacer distinción del fin al que se haya destinado el injerto. Asimismo se debe proporcionar un informe de seguimiento y notificar cualquier reacción adversa que pudiera surgir para poder identificar el origen del fallo que se haya producido.

Todas estas medidas y formalidades, que por supuesto son necesarias e imprescindibles para un adecuado control, constituyen una excesiva complicación para el fin que dicho estudio persigue.

2) Pérdida de propiedades con el tiempo:

El método de conservación del hueso tiene un carácter decisivo en el comportamiento de éste ante cargas axiales y de torsión. Pero la manera de almacenarlos y esterilizarlos son aspectos influyentes en las características biomecánicas.

A modo ilustrativo se puede citar resultados obtenidos en modelos animales:

- Para el método de la congelación de injertos corticales, la resistencia que éstos pueden alcanzar es tan solo el 64% de la del hueso original.

- Resultados más desfavorables se obtienen con el uso de la liofilización mediante el uso de irradiación con rayos gamma, donde se ha comprobado que la resistencia se queda en un 12%.

Otros tratamientos más innovadores en la esterilización como es la biocleanse, parecen no tener repercusiones significativas en la pérdida de propiedades, aunque se carece de datos corroborados.

---

<sup>1</sup> El procedimiento para la obtención de tejidos y órganos queda registrado según la legislación vigente en los siguientes Reales Decretos:

- R. D. 2070/1999, de 30 de diciembre, por el que se regulan las actividades de obtención y utilización clínica de órganos humanos y la coordinación territorial en materia de donación y trasplante de órganos y tejidos.<sup>6</sup>

- R.D. 411/1996, de 1 de marzo, por el que se regulan las actividades relativas a la utilización de los tejidos humanos. Este documento recoge la normativa fundamental que deben de asumir los centros extractores e implantadores de tejidos, así como aquellas unidades que se encarguen de su extracción, almacenamiento y distribución.

3) Diferencias morfológicas:

Dentro de un mismo individuo, se encuentran diferencias morfológicas entre dos huesos del mismo tipo, sea el caso de las tibias, fémures, húmeros y cualquier otro hueso que disponga de uno simétrico.

Si, se consideran dos cuerpos distintos, las diferencias serán aún más significativas. Existirán variaciones en la geometría del hueso que afectan a la longitud, diámetro, inclinación; así como distinciones en la estructura ósea del material. Estos aspectos son condicionantes de las propiedades mecánicas del hueso, en donde también interviene la edad del ser humano, el nivel físico y ritmo de vida del mismo.

Por tanto, si en un mismo ser humano, ya encontramos diferencias perceptibles entre un hueso y otro, en individuos distintos, estas desigualdades se multiplican, interviniendo numerosos factores que difícilmente pueden controlarse. Todo esto hace que el encontrar dos huesos prácticamente iguales sea imposible, con las consideraciones que ello conlleva a la hora de conseguir una homogenización y asegurar la reproducibilidad de los estudios.

4) Problemas éticos:

A la hora de trabajar con huesos procedentes de otros seres humanos, el problema ético está siempre latente. La finalidad del proyecto ha de ser lo suficientemente loable para formar parte de los proyectos que se incluyen en los términos del Banco de Huesos y Tejidos. Esto resulta importante de cara al donante, el cual debe aceptar la finalidad del estudio como una causa de interés y relevancia en la que decide colaborar.

Es por esta razón que el autor es consciente de que existan unos criterios de preferencia por parte del donante para que sus huesos o tejidos se destinen a trasplantes en lugar de la investigación o estudios comparativos.

Valorando cada uno de estos inconvenientes citados, se concluye que efectuar el estudio a través de huesos procedentes de cadáveres puede resultar una tarea difícilmente realizable.

### **2.1.2 Modelo de hueso reproducido en impresora 3D**

También se pensó en la posibilidad de realizar los estudios con fémures obtenidos a través de impresión 3D, sin embargo esta tecnología es incipiente, y dado el tipo de estudio que se va a llevar a cabo, con la implantación de un clavo intramedular, al ser la impresión

en 3D una impresión laminar, a la hora de proceder a la colocación del clavo, se produciría una separación de las láminas que conforman el hueso, invalidando el modelo para la realización de los estudios previstos.

### 2.1.3 Modelo de hueso sintético

Una réplica de hueso a base de materiales sintéticos se erige como la alternativa más viable para proceder a la realización del estudio.

Existen diversas empresas dedicadas a la fabricación de huesos sintéticos, entre ellas cabe citar el caso de Sawbones<sup>®</sup>, Ossos<sup>®</sup> o Ier<sup>®</sup>.

Estas réplicas cuentan con numerosas finalidades, siendo alguna de ellas su uso para la práctica de intervenciones quirúrgicas de diversa índole: colocación de implantes y análisis del movimiento articular.

La empresa Sawbones<sup>®</sup> es considerada el referente en este campo y su rango de productos se ve ampliado progresivamente debido al desarrollo de sus prototipos, especialmente aquellos que sirven de base para el aprendizaje de médicos en la inserción de implantes. Sus productos están dirigidos principalmente a la ortopedia y al estudio de las habilidades motoras de las articulaciones. Entre sus productos disponen de reproducciones de todos los huesos del cuerpo humano, contando con diferentes modelos según la estructura de la réplica o el material empleado. La selección del modelo dependerá de las propiedades que se precisen y de la característica que quiera estudiarse (con esto se hace referencia a la existencia de modelos orientados a la finalidad de su estudio como ocurre con las réplicas que presentan un canal medular más amplio favoreciendo de esta manera la colocación de los implantes)

Los ensayos de laboratorio que en este trabajo se tratan se efectuaron en muestras de fémures sintéticos de la empresa Sawbones<sup>®</sup>, en concreto el modelo #1130 (Figuras 25, 26 y 27), de orientación izquierda, con hueso trabecular realizado con espuma sólida y hueso cortical también en espuma sólida. Presenta una longitud total de 47cm, con un diámetro de canal de 16mm que se extiende a lo largo de toda la longitud del fémur, diámetro de cabeza femoral 52mm y anchura de cóndilo lateral a medial de 79mm.

El hueso elegido para llevar a cabo los ensayos (modelo #1130) se compone de una estructura bifásica, empleando como material una espuma que adopta distinta configuración según trate de reproducir la capa cortical o la zona trabecular, es decir se

hace uso de un mismo componente con diferente configuración. Para la superficie externa, se elige aquella que resulta más rígida y resistente. No obstante, dicha capa no resulta tan dura como aquellas réplicas que optan por un recubrimiento cortical a base de plástico, por lo tanto, el corte se puede practicar más fácilmente en el primer modelo mencionado. La segunda capa, o zona interna del hueso, presenta una menor densidad que es reconocida rápidamente por su mayor porosidad. Para hacer aún más notable la condición bifásica de la maqueta, las dos zonas toman diferente color<sup>2</sup>.

Para la realización de todos los ensayos fueron precisos 7 huesos, uno de ellos que se dejaría intacto, sirviendo de control, y otros 6 para llevar a cabo la implantación de los clavos intramedulares y simulación de fracturas.



Figura 25 Visión anterior y posterior del fémur Sawbones®

---

<sup>2</sup> El resto de propiedades mecánicas del material aparecen sin especificar por parte del proveedor.

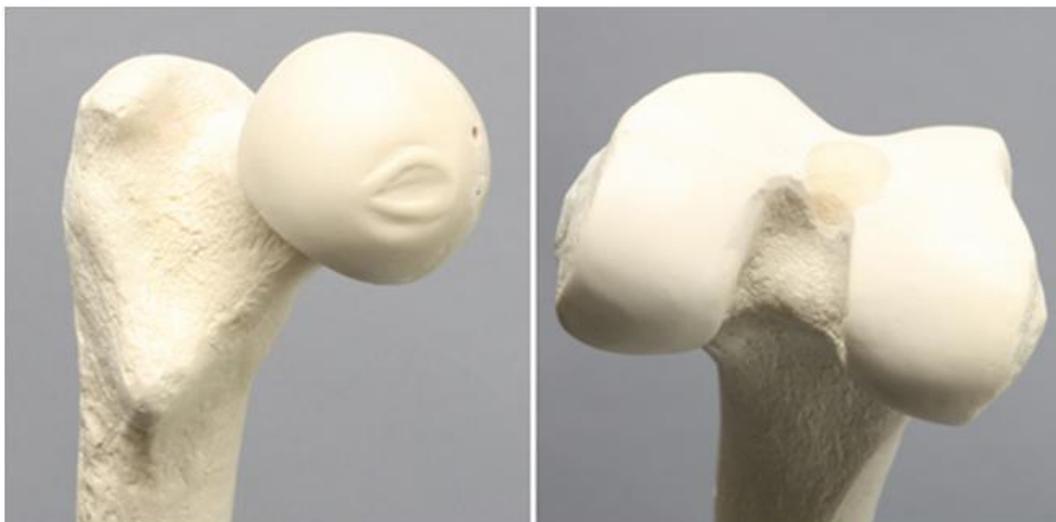


Figura 26 Detalle de extremidad superior e inferior del fémur Sawbones®



Figura 27. Corte de fémur Sawbones® en el que se observan hueso esponjoso y canal medular

Por todo ello se eligió el modelo industrial de fémur sintético.

## 2.2 Clavo intramedular. Clavo Gamma

El sistema de bloqueo Clavo Gamma3™ corto<sup>3</sup> utilizado para el estudio que en este escrito se describe constituye la tercera generación de sistemas de fijación intramedulares Gamma. Dicho implante está formado por 5 elementos (Figura 28):

- Tapón (1)
- Tornillo prisionero (2)
- Clavo corto (3)
- Tornillo deslizante (4)

---

<sup>3</sup> Existe otra alternativa de implante trocantérico con clavo largo, el cual permite hacer frente a fracturas o mal-uniones en la región distal y proximal del fémur.

- Tornillo cortical distal (5)



Figura 28 Componentes del sistema Clavo Gamma3™

Teniendo en cuenta la biocompatibilidad y la escasa reacción alérgica del titanio, se utiliza un aleación de éste para fabricar dicho implante, en concreto la aleación Ti6Al4V. Para el acabado de las piezas se aplica un anodizado de tipo II, el cual consiste en un recubrimiento de un espesor medio de 2 micras. Con él se consigue una elevada dureza superficial (en torno a los 800-850 HV), así como un color gris oscuro característico de este tratamiento. Este recubrimiento ofrece unas condiciones de baja fricción y anticorrosión, al mismo tiempo que permite la osteointegración, aspecto muy relevante por su utilidad final.

En cuanto a la geometría, cabe destacar que la longitud del clavo (elemento que se corresponde con el número 3 de la figura 28) es de 180 mm. El tamaño de su sección varía a lo largo de éste, disponiendo de un diámetro proximal de 15,5 mm y uno proximal de 11mm. Su punta cónica permite obtener una alineación idónea en la región trabecular del hueso.

Este sistema ofrece la opción de formar diferentes ángulos entre el clavo corto y el tornillo deslizante: 125°, 130° y 135°.

El tornillo deslizante se introduce desde una incisión cutánea, y su posicionamiento debe realizarse posteriormente a la inserción del clavo corto. La principal finalidad de este elemento consiste en dirigir la carga que recibe a través de la cabeza femoral hacia la zona diafisaria del hueso. En otras palabras dicho tornillo actúa a modo de puente para lograr que la carga no influya en las fracturas.

Una vez colocado el tornillo deslizante, se introduce el tornillo prisionero por la parte proximal del clavo, consiguiendo que encaje en una de las cuatro ranuras longitudinales que presenta el tornillo deslizante. Dichos surcos tienen un perfil asimétrico, que son los responsables de permitir el movimiento unidireccional del tornillo deslizante pero no la rotación. Esta configuración es capaz de lograr la unión de las fracturas en esta zona del hueso a través de la compresión generada por la carga temprana.

El tornillo deslizante cuenta con una rosca auto-terrajante que facilita su colocación, finalizando este extremo con un perfil redondeado. El diseño de esta rosca está pensado para absorber la mayor carga procedente del hueso al haber una mayor superficie de contacto y proporcionar una mejor resistencia.

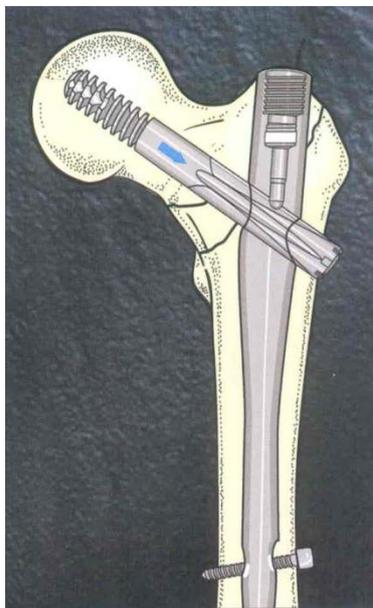


Figura 29. Colocación del tornillo deslizante y tornillo prisionero

En lo referido a las dimensiones del tornillo deslizante, éste es de menor tamaño que el clavo corto. La longitud puede variar en incrementos de 5 mm. Por otro lado, el tornillo prisionero tiene unas medidas más reducidas, disponiendo de un diámetro de 8 mm y una longitud de 27 mm.

El tornillo de bloqueo cortical distal (componente 5 de la figura 28) es un elemento roscado auto-terrajante que dispone de unas estrías cortas en la punta, lo cual supone una ventaja para su inserción. Este diseño ofrece una mayor superficie de contacto con el hueso, permitiendo una mejor fijación (Figura 29). El diámetro exterior de la rosca es de 5 mm, la cual se extiende a toda la longitud del tornillo a excepción de la zona inmediatamente inferior a la cabeza, en donde el tornillo se hace más estrecho con el fin de reducir las presiones radiales (Figura 30). Éstas podrían ser la causa de la aparición de micro-fisuras en el proceso de inserción. La longitud de dicho tornillo, la cual abarca desde la cabeza hasta la punta del mismo, oscila entre 25 y 95 mm, (Figura 30), si bien pueden obtenerse distintas longitudes bajo petición al fabricante.

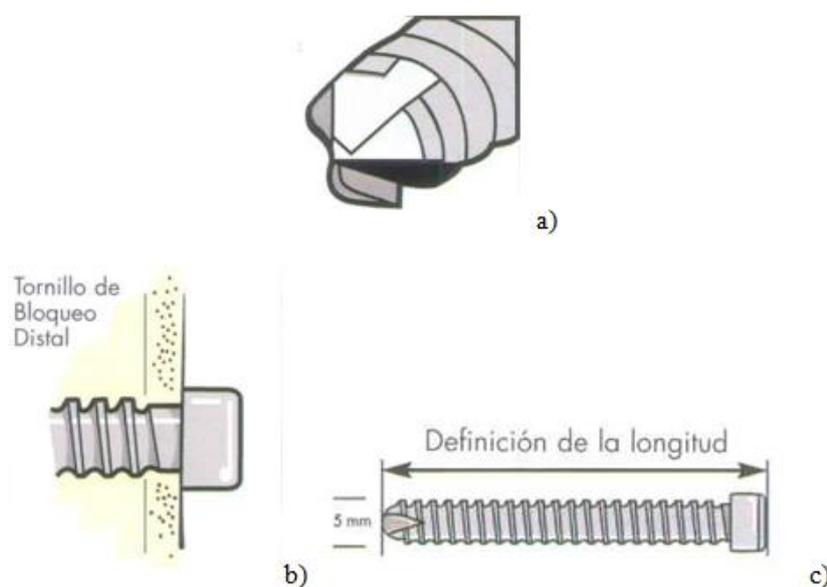


Figura 30. Detalles del tornillo de bloqueo distal. a) extremo de la rosca; b) cabeza y cuello del tornillo; c) longitud del tornillo.

El uso del tornillo de bloqueo cortical distal es opcional en algunos casos y dependerá de las necesidades de la intervención. Análisis focalizados en el empleo de dicho tornillo han registrado que dicho elemento genera una mayor probabilidad de complicaciones médicas y un incremento de colapso en el lugar de la fractura. Al mismo tiempo, las complicaciones biomecánicas se ven reducidas.

La posición que adopte el tornillo en el hueco ovoide del clavo permite dos modalidades distintas de bloqueo:

El bloqueo dinámico: en ésta, el tornillo de bloqueo ocupa la posición inferior del orificio. Esta configuración asegura estabilidad frente a la rotación. (Figura 31)

El bloqueo estático: el tornillo de bloqueo encaja en la parte superior del agujero (Figura 31). Esta disposición puede obtenerse gracias a la técnica denominada manos libres.

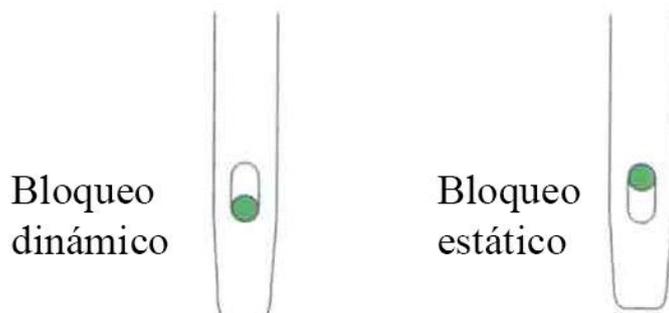


Figura 31. Posición del tornillo de bloqueo distal para conseguir el bloqueo dinámico (izquierda) o el bloqueo estático (derecha).

## 2.2.1 Ventajas frente al sistema clavo-placa

### 2.2.1.1 Ventaja biomecánica

Comparando la región de aplicación de la carga en ambos sistemas, es inmediato percibir que para el caso del clavo endomedular, éste se encuentra más próximo a la articulación de la cadera. Esta proximidad se traduce en un brazo de palanca más reducido y por consiguiente un par menor. Atendiendo a la figura 38 y a las distancias señaladas en ella, el sistema clavo-placa, soporta, aproximadamente, un par 25% superior al caso del clavo gamma. Exactamente se ve aumentado en un factor de  $\frac{d}{D}$  con respecto al sistema intramedular.

La necesidad del uso de tornillos que fijen la placa al fémur provoca que la fuerza resultante se distribuya entre los tornillos también, debilitando la diáfisis. Mientras que para el sistema trocantérico intramedular, la resultante se distribuye en el centro del fémur únicamente. Por lo tanto, la resistencia del clavo gamma es superior, ocasionando un aumento de su fiabilidad.

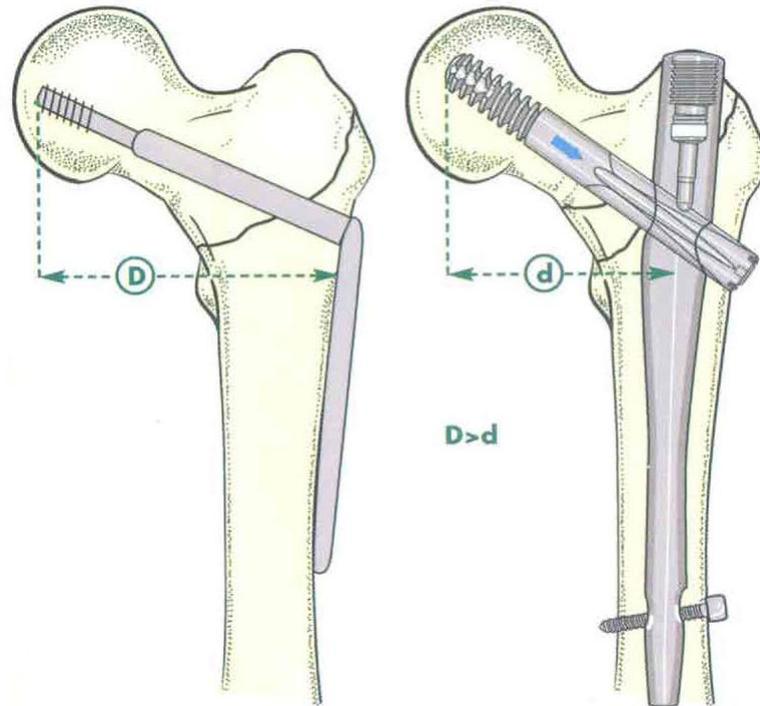


Figura 32. Comparación entre sistema clavo-placa (izquierda) y clavo gamma intramedular (derecha).

### 2.2.1.2 Ventaja rehabilitadora

El desarrollo experimentado en los implantes intramedulares así como el del material de manipulación necesario, favorece el éxito de la intervención quirúrgica y reduce el tiempo de la operación. Todo ello contribuye a una rápida recuperación por parte del paciente, el cual podrá soportar cargas tempranas incluso en el caso de fracturas complejas o inestables.

## 2.3 Preparación de los fémures a ensayar

La implantación de los clavos intramedulares en los fémures Sawbones<sup>®</sup> necesarios para llevar a cabo el estudio se llevó a cabo en las instalaciones de Stryker, quien cedió un aula de prácticas, el instrumental necesario y los implantes.

### 2.3.1 Implantación del Clavo Gamma en los fémures

Todo el proceso de implantación del clavo intramedular Gamma 3 se realizó utilizando el instrumental y la técnica quirúrgica diseñadas y descritas por Stryker<sup>™</sup>.

Entre los materiales e instrumentales empleados se encuentran:

El propio clavo Gamma, en este caso, los implantes cedidos tenían unas medidas de 180x11mm, y 125° (Figura33).



Figura 33. Clavo Gamma con todos sus elementos

Instrumental para su colocación:

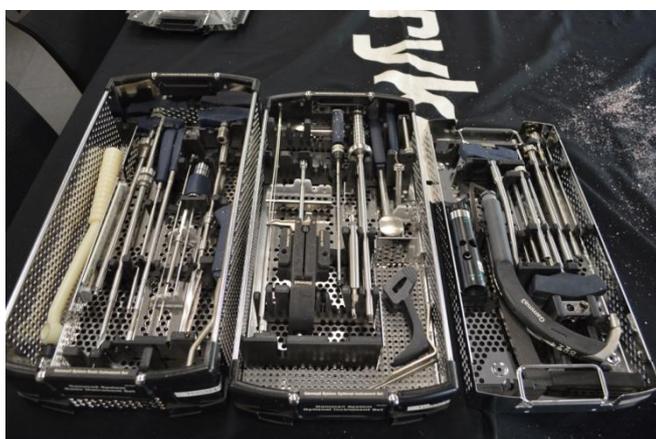


Figura 34. Instrumental quirúrgico necesario para el implante del clavo Gamma

Guía introductora. Se trata de una herramienta de fibra de carbono, cuya geometría está destinada a facilitar la inserción y fijación del sistema trocantérico Gamma3<sup>®</sup>. Su funcionamiento no tiene validez si no es ensamblado a otros elementos, aspecto por el cual puede ser usado para adoptar diferentes configuraciones<sup>4</sup>. Sobre su extremo recto va montada una cánula hueca que culmina con un cierre distal, éste es el responsable de asegurar la posición deseada de la cánula sobre la herramienta.

Bulón de sujeción. Pieza cilíndrica de pequeña altura que tiene su extremo roscado. Este elemento ofrece la fijación necesaria para el clavo y la guía y evitar que el implante se desprenda o se mueva durante el tiempo en el que transcurre la intervención.

---

<sup>4</sup> La diversidad a la que se hace referencia alude al hecho de poder disponer el tornillo deslizante con inclinación variable según las condiciones requeridas, o trabajar con clavos y tornillos de distintas dimensiones.



Figura 35. Guía introductora y ensamblaje para el clavo trocantérico

Destornillador de punta esférica. Su particular característica del extremo esférico le permite proporcionar el apriete oportuno tanto para el bulón como para la tuerca situada en el mango del destornillador del tornillo deslizante.

En la figura 35 pueden verse reflejados cada uno de los elementos citados, así como la orientación que presentan al ensamblarse.

Cánula del tornillo deslizante. Funda o vaina cilíndrica dentro de la cual circulará el tornillo deslizante. Su finalidad consiste en proporcionar el camino correcto para que el tornillo del cuello pueda situarse en la cavidad preparada para él en el cuello femoral. Esta cánula pasará por uno de los agujeros del mango de la herramienta introductora (el agujero que se escoja dependerá del ángulo cervico-diafisario que se pretenda lograr) (Figura 43).

Aguja K o aguja de Kirschner. Aguja, fabricadas generalmente en acero inoxidable, de un sólo uso, son alargadas y delgadas. Su punta es afilada y su utilidad es mantener una fijación temporal hasta que se inserte el tornillo deslizante. Pueden introducirse manualmente o con ayuda de un motor. Tras su uso, pueden quedar dañadas y por ello no se volverán a emplear en otra operación.

Fresas flexibles. Varilla alargada que puede doblarse y acomodarse a muy diversas posiciones. Su punta dispone de un sistema de terrajado que le permite perforar y aumentar el fresado previo llevado a cabo con una fresa de diámetro inferior.

Taladro motor que transmite el movimiento de rotación para insertar el tornillo deslizante, así como la aguja K, la broca del tornillo deslizante o las fresas flexibles.

Dado que el hueso se encuentra aislado del resto del cuerpo, la manipulación de éste será más sencilla, aunque si bien es cierto que el sistema muscular actúa como sustentación favoreciendo la inmovilización del hueso y la corrección de posibles errores.

Para dar inicio a la intervención se fija la posición de la muestra con ayuda de una mordaza (Figura 36).



Figura 36. Posición del fémur para iniciar el implante

El siguiente paso es determinar el punto de acceso al canal medular, el cual debe encontrarse sobre la punta del trocánter mayor, distando  $1/3$  de la cara anterior del hueso (Figura 37). Una vez localizado, sirviéndose de una aguja guía de 3 mm de diámetro y extremo abotonado se da paso a la perforación. La aguja guía, que atraviesa el interior de un punzón canulado curvo el cual permite adoptar el camino correcto en el centro del canal medular, se gira en sentido horario para taladrar la muestra y adquirir la posición ideal.

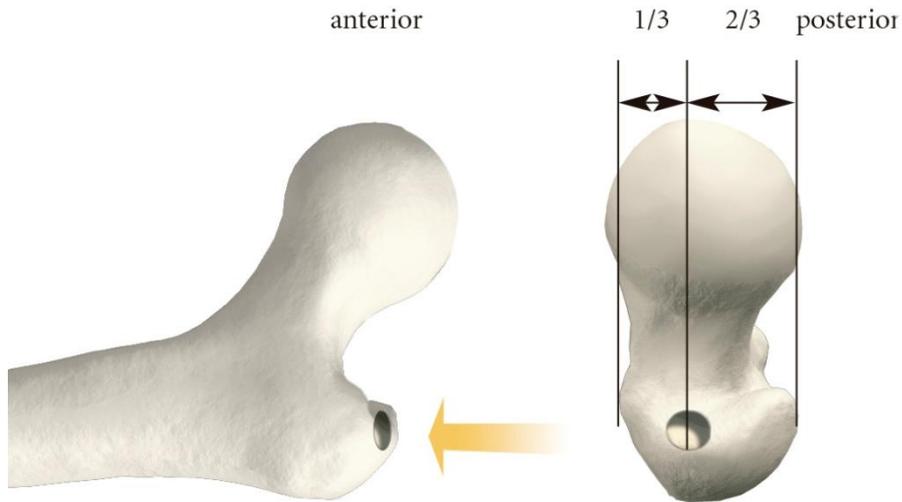


Figura 37. Posición del agujero de entrada para el clavo Gamma

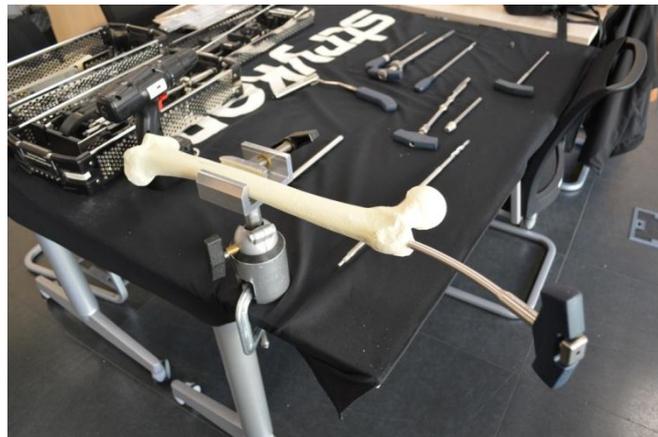


Figura 38. Colocación del punzón curvo, con el resto del instrumental necesario al fondo

A continuación se emplean unas fresas flexibles con el objetivo de conseguir que en la diáfisis, la cavidad tenga las dimensiones oportunas para poder alojar el implante, es decir, el diámetro del taladrado debe ser, al menos, 2 mm superior al diámetro distal del clavo a colocar (Figura 39). Esta operación conlleva el uso secuencial de varias fresas,

empezando por una de 9 mm de diámetro y utilizando cada vez una de tamaño superior, en aumentos de 0,5 mm. No obstante, para el caso que nos atañe, no será necesario que la fresa actúe en la zona diafisaria, ya que el propio modelo del hueso dispone de un canal medular de 16 mm extendido en la sección central del mismo.

Considerando la propia geometría del clavo trocantérico es necesario que la región trocantérica sea sobrefresada, obteniendo una cavidad ligeramente superior a la de la diáfisis para que pueda insertarse el clavo, cuyo diámetro proximal es mayor que el distal.

Este sobredimensionamiento debe alcanzar en teoría la profundidad de 80 mm, pero en ocasiones puede variar dicha magnitud en el caso de tratarse de canales medulares anchos. La forma de proceder es análoga al proceso seguido para el fresado de la diáfisis, y el instrumental empleado es el sistema Stryker BIXCUT en donde hay que tener control de la profundidad alcanzada, que conseguimos gracias al tope que presenta el protector de partes blandas (Figura 40).



Figura 39. Fresado del canal medular



Figura 40. Montaje del protector de partes blandas

Se prosigue con el ensamblaje de la guía introductora propia del Clavo Gamma 3<sup>®</sup>. En primer lugar se coloca el cierre distal a la cánula hueca y se unen a la herramienta fabricada en fibra de carbono por su extremo recto. Al otro lado se monta el clavo trocantérico elegido para esta muestra, procurando que los tetones de la guía coincidan con las ranuras del clavo. La posición queda asegurada mediante un bulón el cual es apretado a través de un destornillador de punta esférica (Figura 41).



Figura 41. Guía introductora con clavo Gamma

Dependiendo del ángulo cervicodiafisario, que en el caso del modelo con el que se trabaja es de 125°, se hace coincidir la marca que señala dicha posición en la cánula de introducción con el agujero del mango de la herramienta y se asegura el puesto empujando la cánula hasta escuchar un chasquido. Inmediatamente después se verifica la colocación del tornillo deslizante sobre su guía de manera que se permita la entrada de éste en el orificio trocantérico del clavo (Figura 42).



Figura 42. Posición de ángulo cervicodiafisario



Figura 43. Verificación de la colocación del tornillo deslizante

Prescindiendo entonces del tornillo deslizante se procede a la inserción del clavo Gamma en el canal medular ya preparado. Esta tarea se realiza manualmente sin asistencia de ningún martillo o motor, siendo importante no golpear sobre la guía de fibra de carbono. Cuando se haya logrado introducir el clavo hasta la profundidad correcta se retira la guía para fresas, así como la aguja guía, mientras que el bulón de sujeción continúa apretado.<sup>5</sup>

Finalizada esta tarea comienza la operación para situar el tornillo deslizante. El éxito de esta operación se obtiene cuando la ubicación de la punta del tornillo coincide con el centro de la cabeza femoral o es ligeramente inferior.



Figura 44. Situación del tornillo deslizante

---

<sup>5</sup> En las operaciones que se describen no se hace alusión al intensificador de imágenes, equipo fundamental para las intervenciones en seres humanos.

Se ensambla la cánula guía para el tornillo deslizante con la vaina de la broca del mismo tornillo. El conjunto se hace pasar por el orificio de la herramienta introductora hasta producirse el contacto con la capa cortical de la muestra. En ese punto y para evitar movimientos indeseados, se apriete el cierre distal situado en el extremo de la guía introductora. Empujando la cánula de la broca hacia el interior del hueso con asistencia de un motor, la broca crea un orificio de entrada para el tornillo del cuello. La broca utilizada es 4,2 mm de diámetro y tras efectuar el agujero se retira junto con su cánula para montar en su lugar la cánula de aguja K o aguja de Kirschner.

Seguidamente, se hace avanzar la aguja K a través de su cánula, profundizando en el interior de la región trocantérica hasta llegar a la región que permanece inmediatamente por debajo del cartílago relativo a la articulación de la cadera.

Normalmente, es en este punto cuando se toma medida de la longitud de la aguja K que ha quedado en el interior del hueso. Sin embargo, por el hecho de tratarse de un hueso sintético y por la ausencia de peligro que esta práctica conlleva para cualquier vida humana, se prescindió de este paso. Dicha medida resulta útil para seleccionar la longitud del tornillo deslizante y para marcar el tope de la broca del mismo tornillo.

Se continúa retirando la cánula de la aguja K, quedando ésta en el interior ya que supone una referencia para evitar desviaciones al insertar el tornillo. Sobre la cánula guía del tornillo deslizante se hace pasar la broca correspondiente al mismo tornillo, cuya acción permite aumentar el diámetro de la perforación en el cuello femoral y preparar la cavidad para alojar dicho elemento. El fresado que se describe se realiza con asistencia de un motor (Figura 45).



Figura 45. Fresado del cuello femoral

La profundidad de la broca debe ser equiparable a la longitud del tornillo que va a situarse en el cuello. El uso de la broca se da por terminado y entonces, se retira la herramienta con cuidado de no interferir en la posición de la aguja K.

Es el turno de colocar el tornillo deslizante, para lo cual se ensambla el propio tornillo al mango del destornillador correspondiente al elemento en cuestión. La unión de estos dos útiles se asegura mediante una tuerca localizada en el mango del destornillador que se aprieta gracias a un destornillador de punta esférica (el mismo que se utilizó para el clavo trocantérico). El montaje citado se coloca sobre la cánula guía, dejando en su interior la aguja K (Figura 46).



Figura 46. Introducción del tornillo deslizante

Es importante que al producirse la inserción completa del tornillo, el mango del destornillador adopte una disposición paralela o perpendicular con respecto a la herramienta introductora. Esta configuración garantiza que las ranuras del tornillo deslizantes estén accesibles al tornillo prisionero que se introduce desde el orificio proximal del clavo. Para lograr la característica señalada se gira el mango del destornillador cuidadosamente en sentido horario (Si se aplicase el par en el sentido contrario, se estaría permitiendo el retroceso del tornillo). (Figura 47).



Figura 47. Posición en la que debe quedar el tornillo deslizante

Por último y para poder retirar todas las herramientas, se realiza la fijación del tornillo deslizante con el tornillo prisionero. Éste se introduce por la abertura proximal de la guía introductora a través del bulón. Sirviéndose de un destornillador se rosca lentamente el tornillo prisionero, el cual encuentra cierta resistencia como respuesta de su diseño Nylstop cuyo objetivo es evitar que se afloje espontáneamente una vez colocado. El apriete del tornillo continúa hasta que entra en contacto con uno de los cuatro surcos del tornillo deslizante (Figura 48). Una vez que se ha alcanzado el tope, se debe realizar un ligero giro en sentido antihorario, de menos de 1/4 de vuelta, para permitir un ligero deslizamiento.



Figura 48. Introducción del tornillo prisionero

Se verifica que se ha concluido el trabajo de implantación, cuando al girar el mango del destornillador del tornillo deslizante, resulta imposible producir el movimiento en ambos sentidos.

Posteriormente se procede a la colocación del tornillo de bloqueo distal, que debe utilizarse en el caso de tratarse de una fractura inestable, o porque se requiera una estabilidad rotacional.

Los clavos Gamma 3 tienen la posibilidad de ser bloqueados distalmente en modo dinámico (que se usa aproximadamente en el 90% de los casos, y es por ello por lo que es el método elegido para nuestro estudio) o estático. El patrón de la fractura determina el método de bloqueo distal.

El dispositivo de introducción de fibra de carbono presenta las opciones de bloqueo estático o dinámico. Se gira la cánula hasta que se alcance la posición dinámica (Figura 49).



Figura 49. Posición para bloqueo dinámico

Se ensamblan el protector distal de tejidos blandos, la cánula guía de la broca y el trócar y se profundiza hasta atravesar ambas corticales (Figura 50).



Figura 50. Realización de orificio para tornillo de bloqueo distal

Y posteriormente se inserta el tornillo de bloqueo distal hasta que aparece por la segunda cortical (Figura 51).

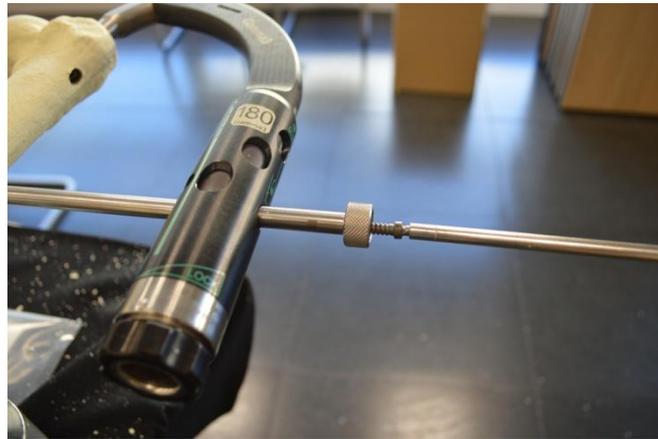


Figura 51. Colocación de tornillo de bloqueo distal

Posteriormente una vez colocados tanto el tornillo cefálico como el de bloqueo distal, se procede a la colocación del tapón proximal del clavo, tras retirar el bulón de sujeción del clavo y retirar el dispositivo de fibra de carbono. En el caso de una cirugía real, este tapón proximal se utiliza para evitar el crecimiento de hueso hacia su interior (Figura 52).



Figura 52. Colocación de tapón proximal



Figura 53. Resultado final de los 6 fémures con sus respectivos clavos Gamma

Finalmente se muestra el resultado de los implantes de cada hueso, mediante radiografías anteroposteriores y laterales, comparando con una radiografía del fémur intacto.



Figura 54. Rx Ap y Lat de hueso Sawbones® intacto. Se aprecia el canal medular



Figura 55. Fémur 1 AP y L

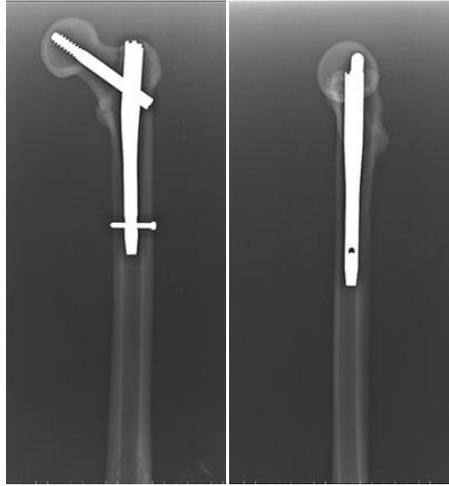


Figura 56. Fémur 2 AP y L



Figura 57. Fémur 3 AP y L

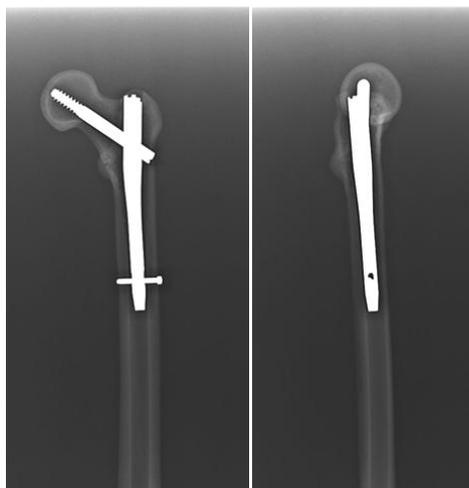


Figura 58. Fémur 4 AP y L

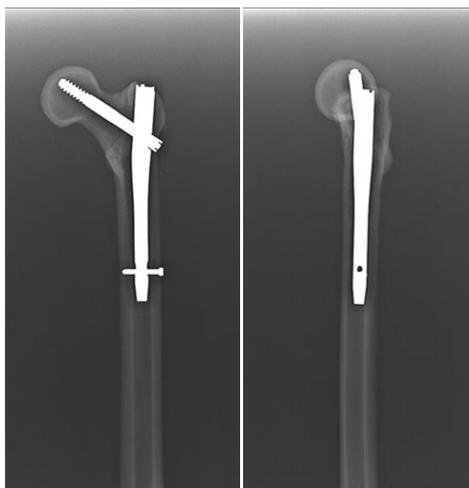


Figura 59. Fémur 5 AP y L



Figura 60. Fémur 6 AP y L

Como se puede apreciar, a pesar de que tanto los 6 fémures y los 6 clavos intramedulares con todos sus componentes son idénticos, y todos ellos han sido implantados por la misma persona. El resultado se corresponde con la situación clínica real del día a día, al no quedar todos los implantes exactamente de la misma manera, ya que el componente humano es el responsable de estas mínimas variaciones que se perciben de un implante a otro, a pesar de haber usado la misma técnica, instrumental y materiales.

### 2.3.2 Preparación de los soportes de los fémures

Para el estudio comparativo entre la muestra considerada intacta y las seis que integran el clavo Gamma se realizan ensayos de flexo-compresión (tanto en fémures intactos como con fractura). La preparación de éstos requiere de un soporte para el hueso por el cual poder fijar su posición y aplicarle la carga adecuadamente.

Para ello es preciso lo siguiente que se debe hacer es dotar a los fémures de bases con las se puedan acoplar el hueso a la base empleada para la transmisión de las fuerzas de flexo-compresión con las que vamos a llevar a cabo el ensayo. Para ello hay tener en cuenta el ángulo anatómico que presenta el fémur, para respetarlo al máximo y una vez con la peana ya consolidada, se mantenga esa inclinación, que es de unos 8° respecto a la vertical. Además presenta un ángulo de anteversión que hay que tener en cuenta para la fabricación de la base.

Los fémures se colocan en la base por el extremo distal, apoyando directamente los cóndilos femorales sobre el fondo del molde y manteniendo una inclinación de 8° lateralmente en el plano frontal y de 6° dorsalmente en el plano sagital (Bieger 2012) con el objetivo de acercarnos lo más posible a la posición anatómica natural del fémur.

### 2.3.2.1 Material empleado

Para realizar dicho soporte se utiliza una resina de poliuretano en dos partes y que tras entrar en contacto una con la otra y mezclarse, se endurece a temperatura ambiente, por lo que no necesita de condiciones especiales para su tratamiento. En concreto se trabaja con el modelo Feropur PR-55 (Figura 61)



Figura 61. Kit de resina de poliuretano en dos partes

Esta resina resulta de la mezcla de dos componentes que son:

- Polioli, compuesto incoloro
- Isocianato, compuesto de color amarillento que actúa como endurecedor

Una vez realizada la adición de los dos compuestos, en proporción 1/1, debe mezclarse bien para conseguir una buena homogeneización. El resultado de este paso apenas desprende olor y como característica destaca su elevada fluidez, por lo cual resulta idóneo para la reproducción de piezas con gran fidelidad. Una vez endurecido el producto es fácilmente mecanizable.

Sus principales usos se centran en la obtención de réplicas mediante moldes de silicona, negativos, maquetas o prototipos.

Además cuenta con una ventaja añadida y es su rápido endurecimiento. En cuestión de dos minutos se consigue una estabilización de la resina que se pone de manifiesto mediante un desprendimiento de calor debido a la reacción exotérmica precisa para su formación. El tener un corto tiempo de actuación favorece un elevado volumen de producción.

Aparte de la propia resina también se necesitan otros útiles para la fabricación de estas bases:

- Molde cilíndrico hueco, proporciona la geometría externa que adquiera la peana. Este molde está en concordancia con las dimensiones del sistema de agarre en el que se coloca el hueso para su amarre durante la aplicación de la carga. Presenta un diámetro de 10.5cm.

- Base plana de metacrilato que constituye el fondo de la base.

- Plastilina, la cual situada alrededor de la junta de unión entre el molde y la base taponará cualquier fisura y evita que se produzca una fuga de la resina durante los primeros segundos en que la mezcla posee alta fluidez y baja viscosidad. También se emplea para fijar el fémur a la base de metacrilato.

- Cera desmoldante en pasta, facilita la operación de extracción de la pieza una vez que la resina ha endurecido. Por lo tanto no sólo permite reducir el tiempo de dicha operación si no que evita que se dañe la estructura fabricada en esta tarea (Figura 62).

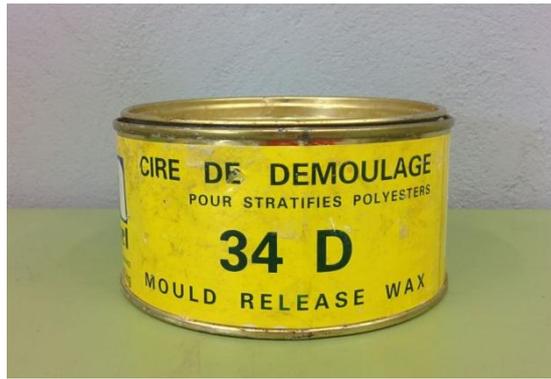


Figura 62. Cera desmoldante

- Inclinómetro digital. Se trata de un medidor de la inclinación, que permite fijar una referencia respecto de la cual medir el ángulo que existe dicha referencia y la nueva posición.

### 2.3.2.2 Proceso de fabricación

Una vez que ya tenemos todos los componentes, a continuación se dispone del molde hueco y con ayuda de un paño se recubre su interior con una capa de cera desmoldante que cubra la totalidad de las paredes, con el fin de que durante la extracción no se quede adherida la resina endurecida. Pasado un tiempo se observa que el interior del recipiente toma una apariencia blanquecina. Si toda la superficie adquiere esa tonalidad será indicio de que se han recubierto toda el área. Esta misma operación se repite para la base de metacrilato que plastificada que hace las funciones de fondo.

Para evitar derrames de la resina durante el vertido en el recipiente, y con ello obtener bases de menor tamaño, se sella la unión entre el molde y la superficie con plastilina. Ésta debe presionarse firmemente y no se debe escatimar en su uso, ya que una vez endurecida la resina, podrá recuperarse y reutilizarse (Figura 63).



Figura 63. Molde para la base preparado para su uso

Preparado el recipiente, se ensaya la posición del hueso sintético en su interior, la inclinación correcta de éste resulta muy relevante para poder simular el comportamiento real en un ser humano. Para lo cual el medidor de inclinación proporciona la información pertinente. Se utilizan dos pequeñas bases de plastilina adherida a los cóndilos femorales, que aseguran un alineamiento correcto en la vertical, para conseguir una angulación lo más fisiológica posible. Para ello nos ayudamos además de una pieza metálica de cierto peso, que ayuda a evitar la movilización del hueso durante el periodo de endurecimiento, evitando así la manipulación (Figura 64).



Figura 64. Hueso colocado para creación de la base. Inclímetro digital.

Seguidamente se da comienzo a la preparación de la mezcla. Esta operación debe realizarse con cierta agilidad para que una vez en contacto los dos componentes, no

comience la solidificación prematura. Conociendo las dimensiones del molde, se calcula que puede alojar un volumen de 700 ml, valor para el cual se ha considerado el volumen aproximado que supone la presencia de la muestra. Dado que para la mezcla de las dos sustancias se precisa una relación 1:1, se verterá en el interior de un recipiente de plástico graduado 350 mg de la parte B, en primer lugar, seguido de 350 mg de la parte A. Con un removedor se homogeneiza la mezcla.

Para el vaciado de la mezcla sobre el molde requiere de la colaboración de dos personas: una de ellas asegurará la posición del fémur sintético con la inclinación correcta, verificando la inclinación con ayuda del dispositivo pertinente; y la otra, se encargará de volcar la mezcla en el molde. La persona encargada de sujetar la muestra debe permanecer lo más estática posible para no alterar la inclinación durante el secado de la resina, ayudándose del peso metálico para esta tarea. El desprendimiento de calor provocado por la reacción exotérmica que se produce señala el comienzo del endurecimiento de la resina y transcurridos dos minutos, el endurecimiento ya es tal que la propia plataforma es capaz de sostener el hueso.



Figura 65. Proceso de endurecimiento de la mezcla de resina de poliuretano

A pesar de necesitar poco tiempo de secado, es aconsejable esperar a que comience el enfriamiento de la base antes de proceder a desmoldar. Para ello se comienza por retirar la plastilina, lo cual permite la separación de la base y el molde. A continuación percutiendo sobre los laterales del molde y el fondo se consigue extraer poco a poco el hueso con su base incluida.

Una vez desmoldados, hay que dejar que la base termine de enfriarse por completo, antes de empezar a trabajar sobre las muestras.

El procedimiento recién detallado es idéntico para todas las muestras. Nada más desmoldar, rápidamente se puede deducir que la exactitud de la posición de las muestras es solo aproximada. No obstante, para el caso real de fémures humanos, la disposición e inclinación del hueso tampoco es exacta si tomamos individuos distintos. Este ángulo depende de multitud de factores difícilmente controlables: edad, peso, altura y sexo son algunos de los ejemplos.

El resultado de las bases para las muestras es el que se puede ver a continuación en la Figura 66.



Figura 66. Resultado final del fémur con su base

### 2.3.3 Simulación de las fracturas

Una vez llevados a cabo los ensayos estáticos y dinámicos con los fémures intactos con tornillo de bloqueo distal y sin él, se procede a la simulación de diferentes tipos de fracturas en cada uno de los seis fémures ya estudiados, con el fin de comparar los resultados. Se decide la simulación de tres tipos de fracturas estables, en los fémures referenciados como 1, 2 y 3, y de otros tres tipos de fracturas inestables en los fémures 4, 5 y 6.

Para realizar la simulación de las fracturas, en primer lugar se marcan los trazos de fractura en el hueso en el que se va a realizar (Figura 67).



Figura 67. Trazo de fractura marcado en el hueso para su recreación

Una vez marcado el trazo de fractura, se procede a la recreación de la fractura con la sierra de corte Dremel® (Figura 68). Esta parte del proceso debe hacerse con mucho cuidado, ya que las galgas extensométricas ya se encuentran pegadas, y en la medida de lo posible hay que evitar que se rompan.



Figura 68. Detalle del proceso de corte para simular la fractura con la sierra Dremel®



Figura 69. Resultado tras practicar el corte

Una vez realizado el corte, se procede a su fijación con silicona, para evitar la movilización de los fragmentos durante los nuevos ensayos, y simulando el proceso de reparación fisiológico de las fracturas (Figura 70).



Figura 70. Aplicación de silicona para fijar las fracturas

### 2.3.3.1 Fémur 1

De acuerdo a la clasificación AO/OTA descrita anteriormente (Figura 22), se corresponde con una fractura estable catalogada como 31A1.1

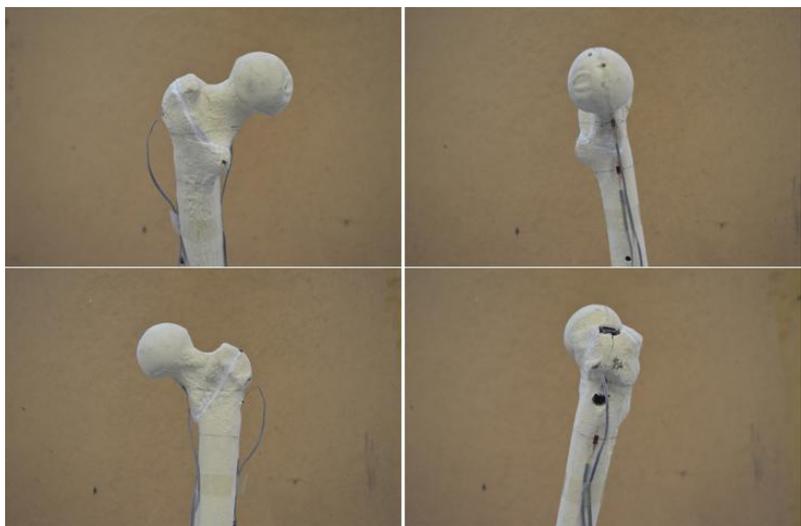


Figura 71. Detalle de fractura 31A1.1 en Fémur 1

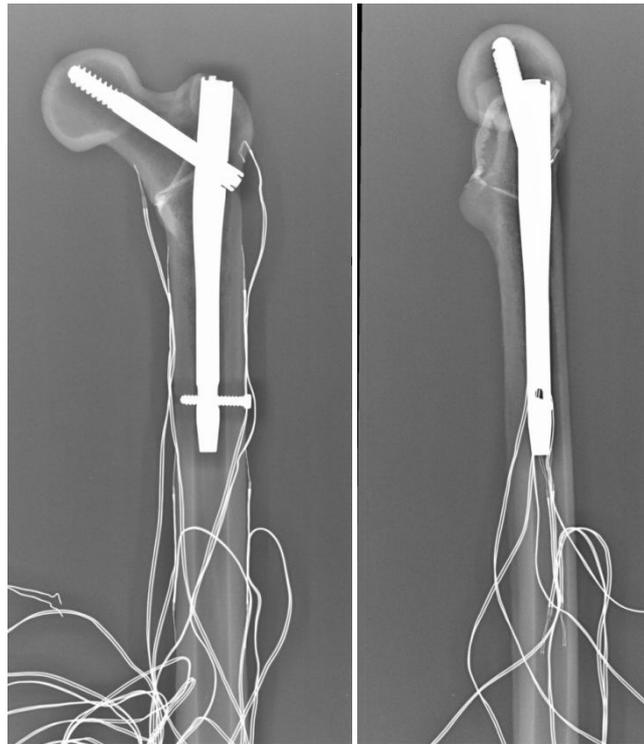


Figura 72 Rx AP y Lateral de Fémur 1 con fractura 31A1.1

### 2.3.3.2 Fémur 2

En el fémur 2 se simula una fractura 31A1.3 de la AO/OTA, también considerada estable.

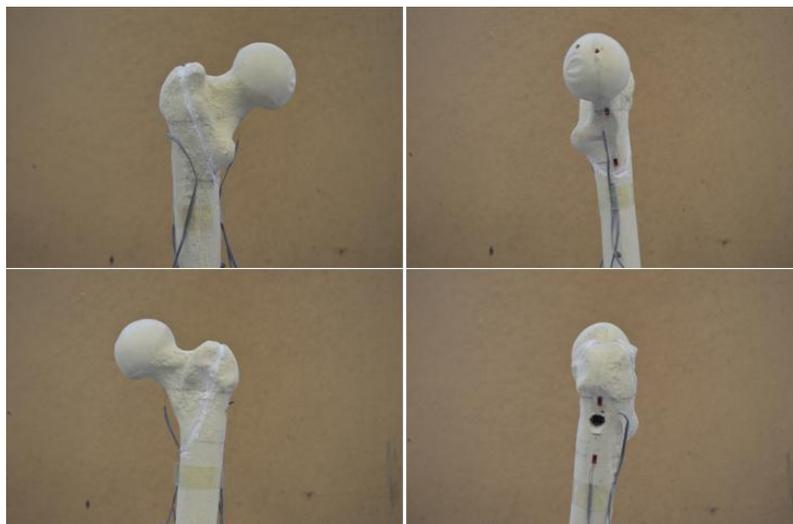


Figura 73. Detalle de fractura 31A1.3 en Fémur 2

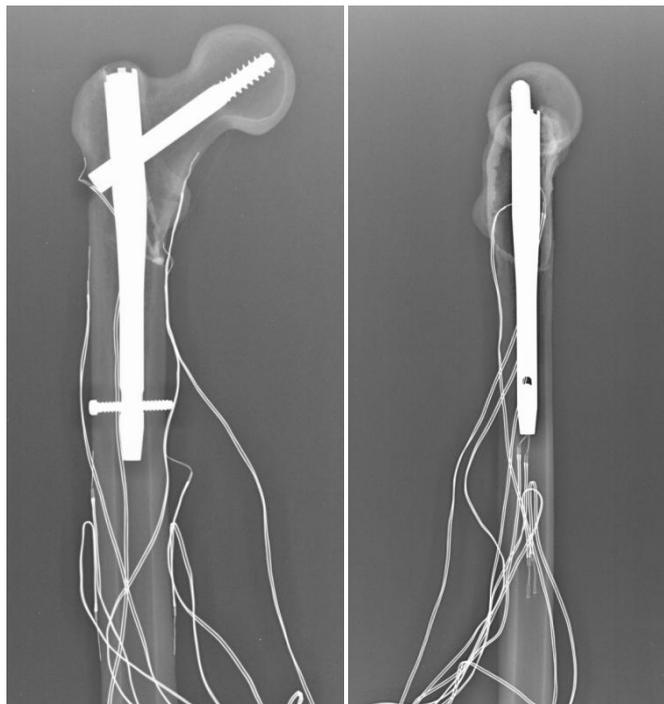


Figura 74 Rx AP y Lateral de Fémur 2 con fractura 31A1.3

### 2.3.3.3 Fémur 3

Se trata de una fractura clasificada como 31A2.1. Si bien por tener el fragmento del trocánter menor fracturado podría considerarse inestable, a efectos prácticos según la AO/OTA se considera una fractura estable debido al pequeño tamaño de la pieza fragmentada, que en condiciones normales no estaría desplazada debido a la oposición de las partes blandas.

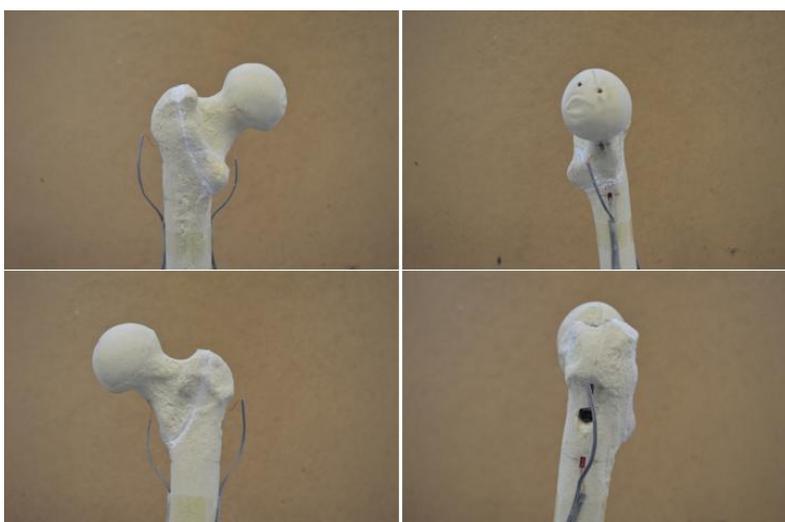


Figura 75. Detalle de fractura 31A2.1 en Fémur 3

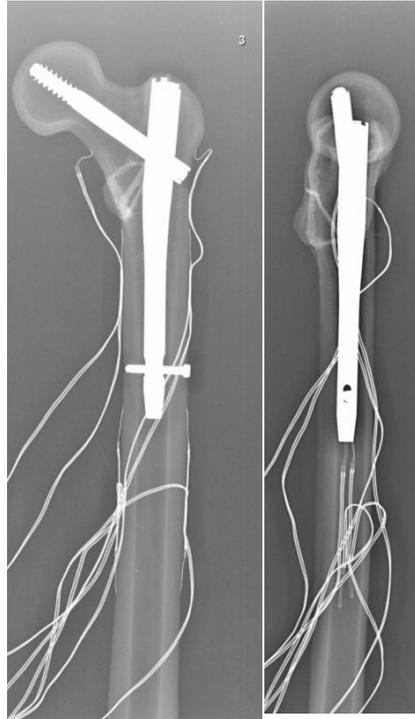


Figura 76 Rx AP y Lateral de Fémur 3 con fractura 31A2.1

#### 2.3.3.4 Fémur 4

Se trata de una fractura clasificada como 31A3.1 según la AO/OTA, y que se encuentra dentro de las inestables al ser oblicua inversa. En ella las fuerzas que actúan sobre la fractura tienden a desplazar los fragmentos.

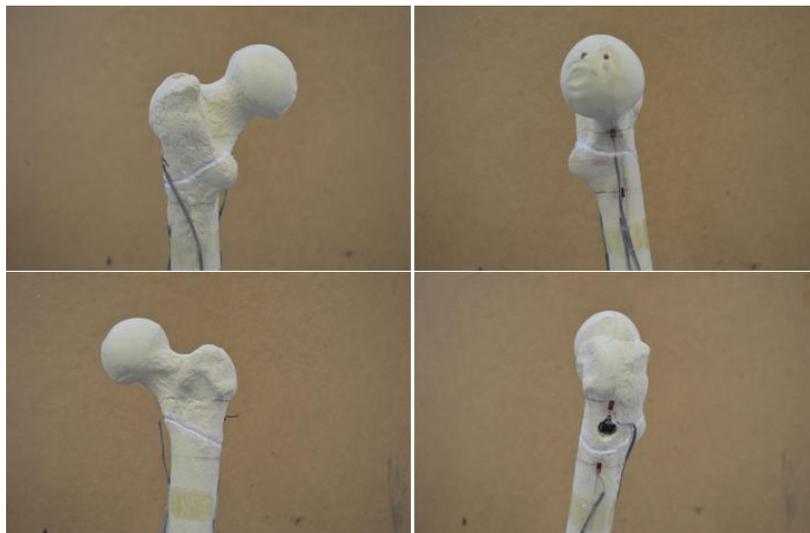


Figura 77. Detalle de fractura 31A3.1 en Fémur 4

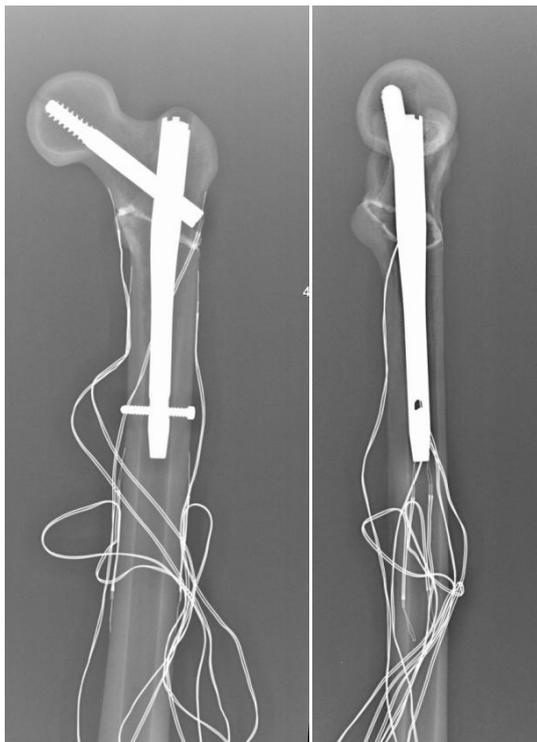


Figura 78 Rx AP y Lateral de Fémur 4 con fractura 31A3.1

### 2.3.3.5 Fémur 5

En el Fémur 5 se simula una fractura transversa, inestable, clasificada como 31A3.2 de la AO/OTA. Al igual que en la anterior, las fuerzas que actúan sobre ella tienden a desplazar los fragmentos.

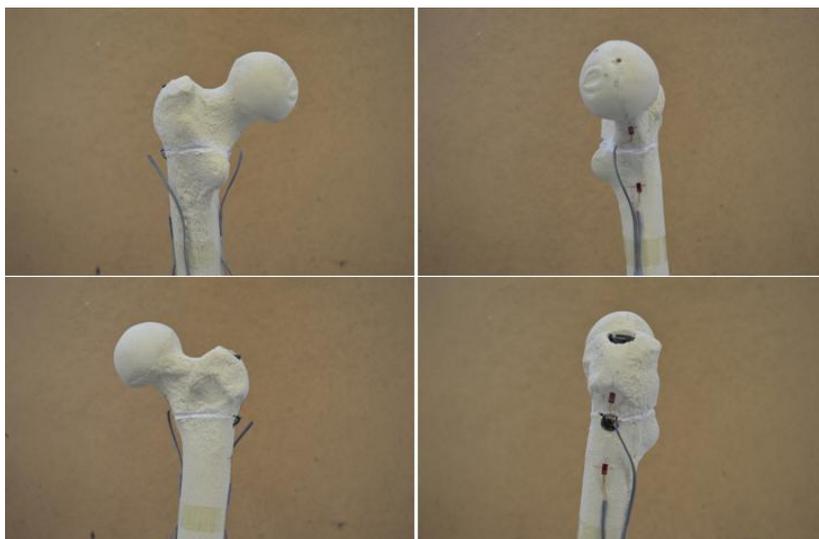


Figura 79. Detalle de fractura 31A3.2 en Fémur 5

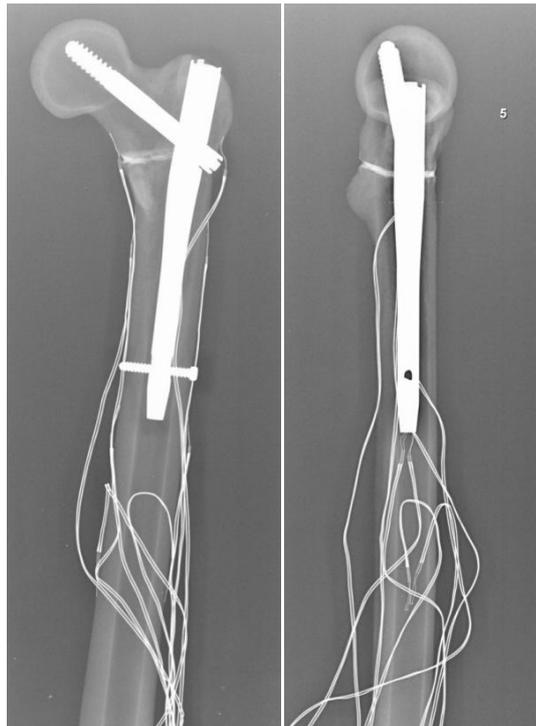


Figura 80 Rx AP y Lateral de Fémur 5 con fractura 31A3.2

### 2.3.3.6 Fémur 6

En el Fémur 6 se simula una fractura inestable, correspondiente con la fractura 31A2.2 de la AO/OTA.

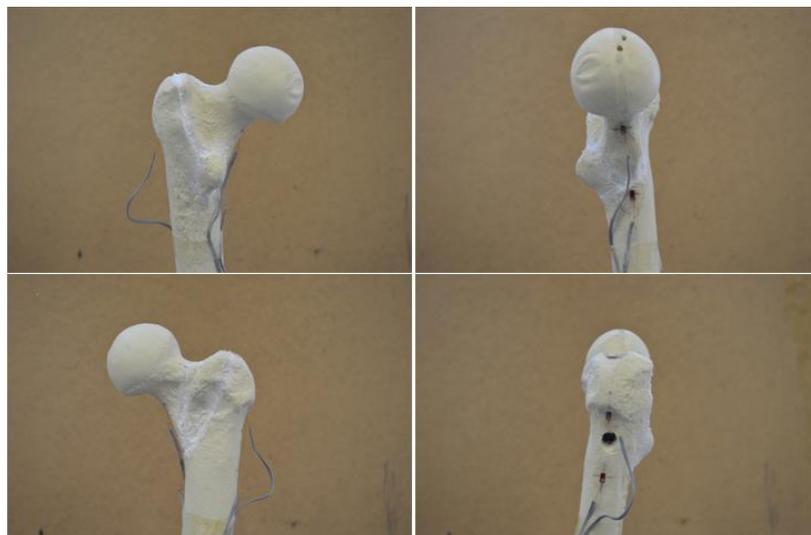


Figura 81. Detalle de fractura 31A2.2

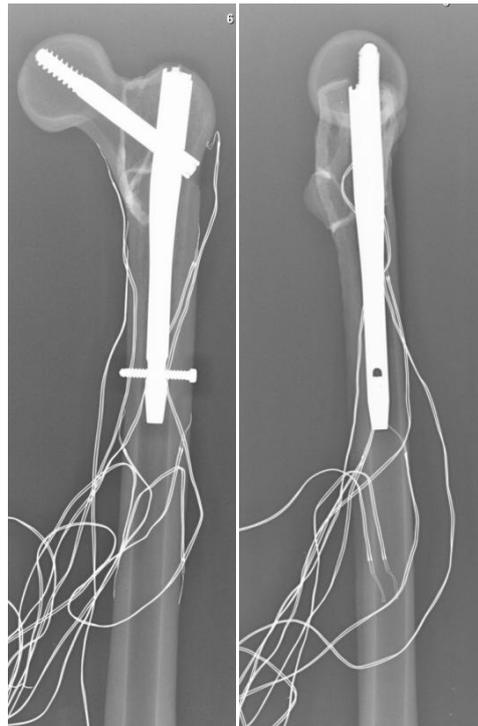


Figura 82 Rx AP y Lateral de Fémur 6 con fractura 31A2.2

Una vez terminada la simulación de las fracturas, los 6 huesos objetos de estudio se encuentran clasificados de las siguientes maneras:

- Tres fracturas estables ( Fémures 1, 2 y 3)
- Tres fracturas inestables ( Fémures 4, 5 y 6)

Según la clasificación de la AO/OTA se encuentran clasificados:

- Dos fracturas del grupo A1: Fémures 1 (.1) y 2 (.3)
- Dos fracturas del grupo A2: Fémures 3 (.1) y 6 (.2)
- Dos fracturas del grupo A3: Fémures 4 (.1) y 5 (.2)

## 2.4 Instrumentación con sensores de deformación

### 2.4.1 Extensometría eléctrica

La extensometría eléctrica es una técnica ampliamente empleada en diferentes campos industriales por su gran versatilidad. Su aplicación a cuerpos sometidos a tensiones permite un estudio de las deformaciones y esfuerzos en función de las modificaciones que sufre la resistencia eléctrica de los mismos.

El dispositivo sensor para esta técnica experimental es la galga extensométrica. Ésta se compone de un fino hilo metálico, de 0,025 mm de diámetro (fabricado en una aleación

de cobre como el Constantán:  $Cu_{55}Ni_{45}$ ) que aparece plegado varias veces a modo de acordeón sobre una delgada capa o soporte hecha, generalmente, de poliamida (Figura 83). Los extremos del hilo se conectan a dos ramas de un puente de Wheastone el cual se encuentra incorporado en el propio equipo de toma de datos.

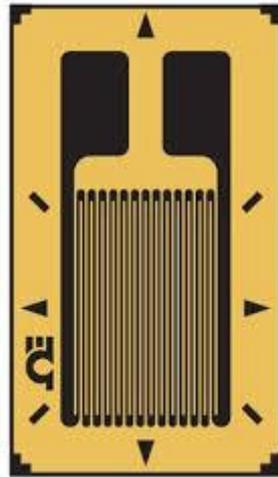


Figura 83. Galga extensométrica uniaxial

El principio físico de las galgas extensométricas se basa en relacionar la variación de la resistencia y las deformaciones mecánicas que sufre el objeto según la expresión:

$$\frac{DR}{R} = K \frac{DL}{L} = Ke_n$$

donde:

R es la resistencia eléctrica del hilo metálico del sensor. ( $120\Omega$ )

K es el factor de la galga, es adimensional e indica la sensibilidad de la galga, característica que es inherente al proceso de fabricación seguido.

L es la longitud inicial del hilo metálico.

$\epsilon_n$  es la deformación longitudinal unitaria uniaxial según la dirección n. Se trata de una magnitud adimensional que para estos ensayos presenta valores muy reducidos, por lo que resulta frecuente que se exprese como micro-deformación ( $\mu\epsilon = 10^{-6}$  m/m).

Las galgas pueden registrar la variación de resistencia en una única dirección, éstas son las galgas unidireccionales y son de las que se hace uso en el presente trabajo. Pero también existen dispositivos más complejos capaces de registrar la modificación de la

capacidad resistiva en tres direcciones, denominadas rosetas. Una roseta no es más que la superposición de 3 galgas unidireccionales.

El empleo de esta técnica durante los ensayos, queda justificado por la buena respuesta de los sensores y su exactitud de medida. El único problema que podría afectar a la adquisición de datos mediante las galgas es el cambio de temperatura. No obstante, no se valorará este factor por el hecho de que la realización de los ensayos se produjo dentro del mismo día, en un breve periodo de tiempo.

## **2.4.2 Instrumentación**

### **2.4.2.1 Material empleado**

Galgas extensométricas uniaxiales. Son los sensores propiamente dichos. Sus dimensiones son reducidas, por lo que su manipulación requiere especial cuidado. Son capaces de medir la deformación en un punto muy concreto que se sitúa en la intersección de los ejes que pasan por las flechas sobre ellas señaladas.

Lámina de metacrilato o cristal. Sobre ella se pega la galga y se dibujan los ejes que marcan el punto de medida.

Rotulador indeleble. Con él se trazan los ejes sobre la cinta adhesiva transparente y sobre el propio hueso sin peligro de que se borren durante el proceso.

Lija. Se utiliza para conseguir una superficie de contacto lisa y uniforme sobre la que adherir la galga obteniendo una adherencia lo más homogénea posible.

Cinta adhesiva transparente. Este material permite el posicionamiento de la galga en el punto deseado y sirve de apoyo para lograr la adhesión definitiva.

Pegamento de contacto rápido. A base de cianocrilato, es la sustancia que sirve de conexión entre el hueso sintético y el sensor de medida.

Gasa. Su paso por encima de la galga ya pegada, tiene como finalidad evacuar las posibles burbujas de aire que hayan quedado entre el soporte del hilo metálico y la muestra de fémur.

Alcohol y algodón. Dicho compuesto asegura una buena limpieza de la superficie a tratar evitando la contaminación por polvo o algún tipo de partícula grasa que haya podido quedar por el contacto con las manos

#### 2.4.2.2 Implantación del sistema de galgas en las muestras

Sobre cada muestra femoral se colocan 8 galgas en dirección longitudinal del hueso, siendo idéntica la posición que adopta cada sistema de galgas en cada uno de los huesos.

Para asegurar la simetría entre los huesos, tras proporcionarles una peana, se realizaron las medidas oportunas y se marcaron los puntos de interés para el registro de las deformaciones con el fin de fijar los puntos que se van a ser registrados mediante las galgas extensométricas. También se preparó el área correspondiente a cada galga lijando la zona y procurando conseguir una superficie lisa, sin rugosidades y lo más plana posible para facilitar la adhesión de la galga (Figura 84).



Figura 84. Zona del fémur lijada y preparada para el pegado de la galga

El paso inmediatamente posterior es marcar adecuadamente los puntos de medida con un par de ejes perpendiculares.

Con el acondicionamiento ya efectuado y marcados los puntos en los que se miden las deformaciones, sólo falta por ejecutar la adhesión de las galgas propiamente dicha.

Se extrae la galga de su bolsa protectora y con cuidado de no tocar la resistencia con las manos, se apoya sobre una placa de metacrilato en donde se fija momentáneamente con cinta adhesiva transparente. La cara de la galga en contacto con el cristal resulta ser la opuesta a la cara en la que se sitúa la resistencia.

Sobre la cinta transparente se trazan, con un marcador indeleble, un sistema de ejes ortogonales que coincide con las cuatro fechas señaladas sobre la galga.

Se procede a la limpieza de la zona en la que se posicionará la galga, tomando un algodón humedecido en alcohol se pasa sobre la superficie y seguidamente se hace lo

mismo pero, en esta ocasión, se emplea agua en lugar de alcohol. Es aconsejable que el algodón no esté demasiado mojado ya que retrasaría el tiempo de pegado.

A continuación se traslada el conjunto formado por la cinta adhesiva y la galga sobre el punto deseado, consiguiendo que los ejes de la cinta adhesiva se superpongan a los trazados sobre el hueso. Con vistas a impedir que la galga se mueva durante la actuación siguiente, se añade más cinta adhesiva puesto que la superficie rugosa del modelo de hueso supone una complicación para el pegado de la cinta (Figura 85).

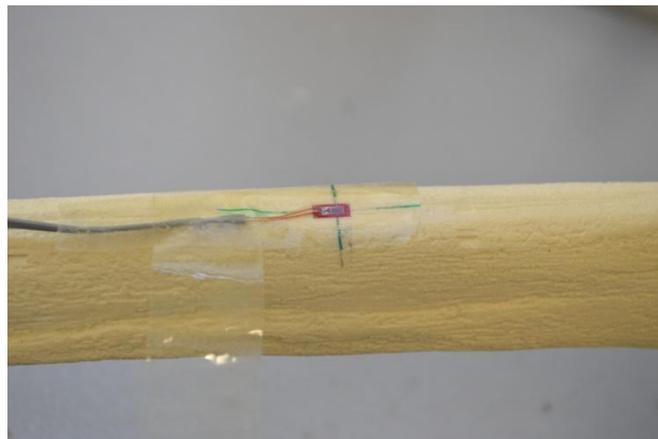


Figura 85. Galga colocada sobre el punto deseado

Lentamente se levanta la galga por uno de los extremos de la cinta adhesiva y se añade una gota de pegamento instantáneo sobre el hueso. La posición en la que se deposita la gota debe ser aquélla que al volver a colocar la galga sobre la muestra coincida con ella. Para fijar la adhesión se pasa un paño por encima y se desliza a lo largo de su longitud. Esta operación proviene la formación de burbujas de aire entre la galga y el hueso y favorece una mayor área de contacto. Pasados unos segundos se puede retirar el celo. La manera de detallada de proceder permite que la resistencia eléctrica quede en la cara externo, lo cual el posibilita la deformación debida a la carga.

Finalmente, y de cara a facilitar la conexión de las galgas al equipo de medida se etiquetarán los cables para identificar la galga. La numeración abarca el rango de 1 a 8 y se designará análogamente a todas las muestras.

Las resistencias localizadas en la región distal del hueso, es decir, las galgas testigo son nombradas con los números 1 y 2.

Las 8 galgas a colocar se reparten de forma que 4 se sitúan en la cara lateral del hueso y las 4 restantes se disponen simétricamente en la cara medial. La distribución

resultante es la que sigue: 2 galgas testigo localizadas por encima de la base, 2 galgas en el extremo final del clavo trocantérico y 4 repartidas en la región trocantérica.

Las correspondientes a la cara medial son las galgas impares, siendo la más cercana a la base la galga 1, la correspondiente al cono distal del clavo intramedular la galga 3, la localizada en la base del cuello femoral la galga 5 y la localizada en cuello femoral la galga 7.

De la misma forma, y simétricamente a las anteriores, y por la cara lateral, encontramos la galga 2 frente a la 1, cercana a la base, la galga 4 frente a la 3 en la zona del cono medular del clavo, la galga 6 frente a la 5 en la base del cuello y la galga 8 frente a la 7 en la zona del trocánter mayor.

Tomando como referencia la situación del cono terminal del clavo intramedular, que corresponde a las galgas 3 y 4, las galgas 1 y 2 se encuentran situadas a 98mm de dichas galgas, hacia la base. Las galgas 5 y 6 se encuentran a 95mm de las galgas 3 y 4 hacia la cabeza. Por último las galgas 7 y 8 se encuentran a 139mm de las galgas 3 y 4, también hacia la cabeza (Figura 86).

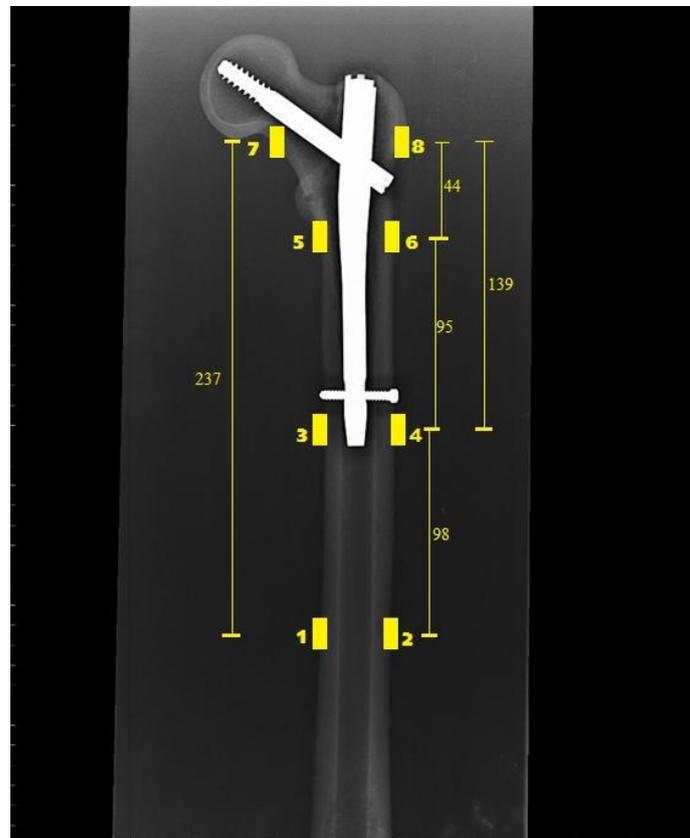


Figura 86. Posición de las galgas extensométricas, y su distancia en milímetros, colocadas sobre el fémur nº2



Figura 87. Fémures con las galgas colocadas

### 2.4.3 Equipo de medida y adquisición de datos

Del registro y procesamiento de datos se encarga el equipo Vishay Micro-Measurements<sup>®</sup>, modelo 7000-128-SM (Figura 88). Su labor se centra en efectuar un muestreo periódico (pudiendo ajustarse la frecuencia de lectura según el ensayo del que se trate) de los datos medidos por diferentes dispositivos: galgas extensométricas, sensores de temperatura, potenciómetros LVDTs o sensores piezoeléctricos entre otros.

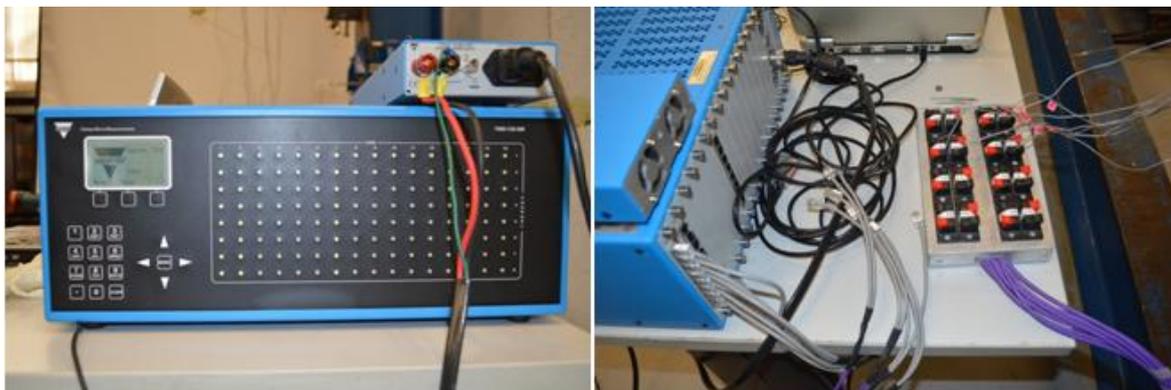


Figura 88. Equipo de medida Vishay Micro-Measurements<sup>®</sup> mod. 7000-128-SM

Como rasgos principales destacan: su alta eficacia, su precisión de  $\pm 0,05\%$  del intervalo total de la escala y existencia de dos tarjetas de conexión, cada una de las cuales con 8 puertos de entrada, lo cual supone un total de 16 sensores a analizar simultáneamente.

Su velocidad máxima de muestreo permite la consideración de 2048 lecturas en un segundo, mientras que la velocidad mínima supone una toma de 10 medidas por cada segundo. (En los ensayos realizados se trabajará tanto con la velocidad máxima como con la mínima, distinguiendo según se trate del ensayo dinámico o estático respectivamente).

A su vez, el equipo de medida debe conectarse a través de un red Ethernet a un ordenador personal portátil (para facilitar la instalación en el laboratorio) al cual llegan los datos recogidos en el muestreo. El procesamiento de esta información se lleva a cabo gracias al software propio del sistema de medida: StrainSmart®.



Figura 89. Montaje de la muestra con el equipo de medida

## 2.5 Ensayo de flexo-compresión

### 2.5.1 Montaje y transmisión de carga

#### 2.5.1.1 Material empleado

Para su configuración se dispone de los siguientes elementos:

Base metálica con depósito cilíndrico. La región cilíndrica dispone de un sistema de 8 tornillos, colocados enfrentados 2 a 2, que permiten la estabilización de otras piezas en su interior de menor tamaño mediante su apriete (Figura 90).

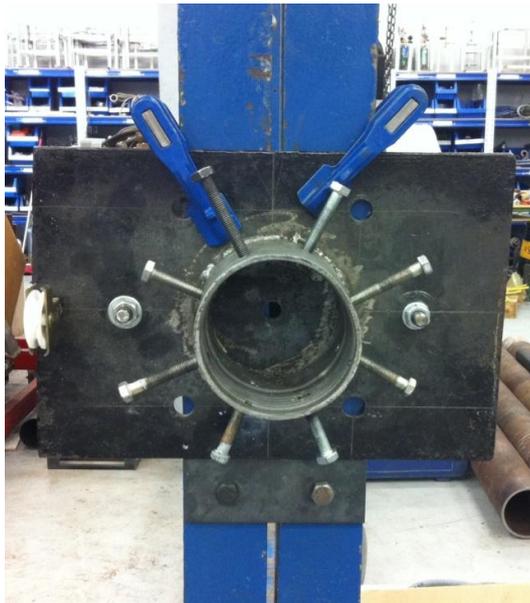


Figura 90. Base metálica que acogerá al fémur

Llave dinamométrica. Dispositivo con esfera graduada que muestra analógicamente el valor del apriete transmitido, con la intención de homogeneizar la fuerza en cada uno de los 8 tornillos anteriores. Su extremo permite el montaje de distintas terminaciones que se adaptan a la métrica del tornillo que se desea apretar.

Mordazas móviles de tamaño medio y pequeño. Estos elementos son los que aseguran la unión de la base a la columna vertical, soportando su peso y evitando que caigan al suelo. En total se disponen 4 sargentos o mordazas medianas y 2 pequeñas.

Placa metálica provista de dos taladros en los laterales de la misma. Dicho elemento se coloca en la parte posterior de la columna, alineada con la base metálica del soporte.

Espárragos y tuercas. El elemento roscado debe tener la longitud suficiente para poder unir la base metálica con la chapa de la cara posterior. Las tuercas fijarán el tope y con ello conferirán una estructura más segura.

Inclinómetro digital: para comprobar el ángulo en que se encuentra un elemento respecto a una referencia.

### **2.5.1.2 Montaje**

Para el estudio biomecánico que se persigue, se busca someter las muestras a un ensayo de flexo-compresión transmitiendo la carga por acción de la gravedad. Esta situación será posible garantizando la sujeción de la base a una columna o viga vertical.

Para alcanzar tal fin, resulta primordial disponer de un soporte que permita el agarre de la muestra con la fijación a la estructura vertical. El soporte empleado en los ensayos consta de una chapa de hierro unida a un depósito cilíndrico. El elemento cilíndrico permite el ajuste en su interior de piezas de menor diámetro mediante un sistema de tornillos distribuidos que buscan compensar la carga transmitida por ellos mismos.

El asentamiento del soporte a cierta altura de la columna se obtiene gracias al uso de cuatro mordazas de apriete o sargentos

Afianzado el asiento, se coloca la muestra introduciendo la peana en la cavidad cilíndrica. Se centra el hueso en el hueco y se aprietan ligeramente los tornillos para mantener la posición temporalmente hasta que con una llave dinamométrica se aplica el mismo par a todos los tornillos ( $4N \times m$ ) (Figura 91).



Figura 91. Llave dinamométrica analógica; Par 4Nm

Las réplicas de fémur están provistas de un pequeño orificio situado en la cabeza femoral, gracias a este rasgo de fabricación se puede construir un sistema de transmisión de carga, según la cual, la carga y el punto citado permanecerán alineados (Figura 92).



Figura 92. Sistema de transmisión de carga

La transmisión de la carga, se consigue aplicando una carga en sentido de la gravedad, cuya magnitud será dependiente del número de pesas colgadas, cada una de ellas con una masa equivalente a 2,5 kg.

Se utiliza un inclinómetro para asegurar que en todos los ensayos el ángulo que presenta el cable por donde se transmite la carga respecto a la horizontal es de 30°.

### 2.5.2 Protocolo de ensayo

Una vez montado todo el sistema, se inician los ensayos, repitiendo la misma secuencia con cada uno de los fémures disponibles.

Se comienza con los ensayos inicialmente con los fémures intactos, repitiendo cinco ensayos estáticos y cinco dinámicos con el tornillo de bloqueo distal. Posteriormente se retira el tornillo de bloqueo y se vuelven a repetir los ensayos estáticos y dinámicos. De esta forma se realizan un total de 20 ensayos con el fémur intacto.

Una vez realizados todos los ensayos con los huesos intactos, se procede a simular las fracturas en los huesos y se realizan de nuevo la serie de ensayos en cada uno de los seis fémures.

#### 2.5.2.1 Ensayos estáticos

Para este tipo de ensayos se realizan cinco repeticiones con cada muestra, durante las cuales se estudia el comportamiento ante el proceso de carga y el de descarga.

Se efectúa una primera comprobación para ratificar que las conexiones del equipo y ordenador son correctas, así como la existencia de señal en cada uno de los canales destinados a las galgas extensométricas (Figura 93).



Figura 93. Comprobación de las conexiones

Antes de comenzar cada ensayo se realiza un reconocimiento de todo el sistema de medida, utilizando el programa con asistente para dicha tarea. Este programa dispone de una rutina que analiza los canales conectados a las galgas y alerta si existe alguna mala conexión.

Todo este proceso se trata de la puesta a punto del proceso, muy importante realizarlo previamente a la realización de cada ensayo, para optimizar en la medida de lo posible los sensores de deformación y todo el conjunto preparado.

A continuación se abre un nuevo ensayo, lo que se traduce en un nuevo archivo en donde se almacenan los datos para cada una de las repeticiones. Se introducen los valores que marcan que el ensayo es estático, es decir se selecciona una frecuencia para la recogida de datos, que no será demasiado elevado por la característica del propio ensayo.

La siguiente instrucción que se da al programa es que realice una puesta a cero de todas las galgas. Para este punto se ha colgado ya un porta-pesas, el cual no queremos valorar dentro de la carga aplicada.

A partir de este instante inicializamos el programa, el cual mostrará en pantalla una evolución temporal de las deformaciones que sufren las galgas a tiempo real. Se empieza entonces por colocar la primera pesa 2,5 kg, se contabilizan 5 segundos y se añade la segunda pesa. El proceso de deposición de la pesa debe realizarse con sumo cuidado para tratar de evitar, en todo lo posible, las oscilaciones en la aplicación de la carga, lo cual puede provocar la aparición de interferencias, y verse reflejado como anomalías en las gráficas resultantes.

La aplicación de carga se repite hasta alcanzar la carga máxima de 7.5kg. Alcanzada esta carga, se da paso al procedimiento de descarga, para el cual también se debe esperar 5 segundos entre cada etapa de eliminación de carga, retirando las pesas una a una hasta volver a quedar el portapesas vacío. La totalidad del ensayo supone alrededor de los 30 segundos por lo que se trata de una experimentación corta que da la posibilidad de reproducirse mediante varios ensayos para una mejor documentación.

A continuación se muestra en imágenes el proceso seguido para la realización del ensayo (Figura 94).

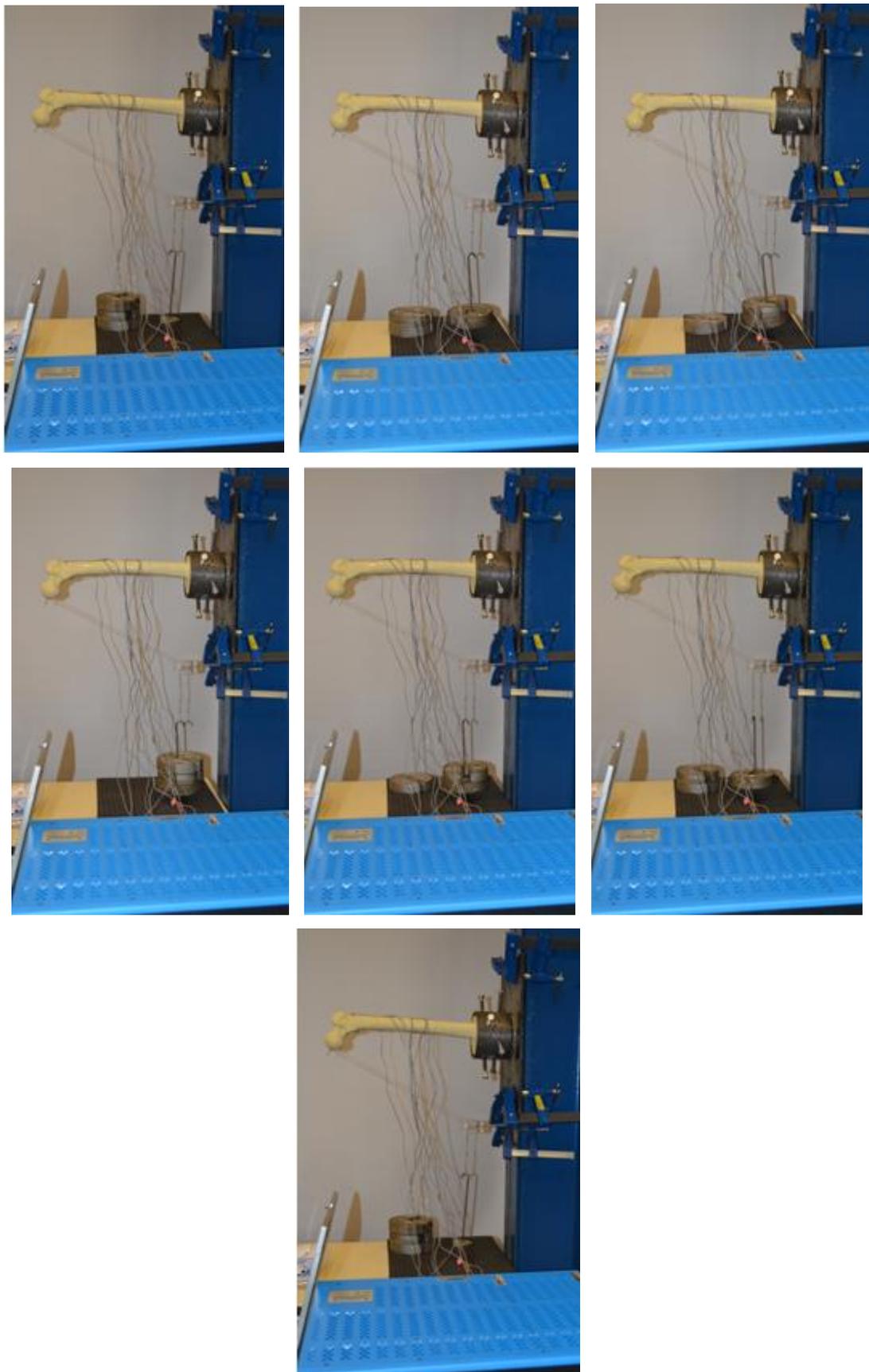


Figura 94. Proceso de carga y descarga del hueso para el ensayo estático

Estando el hueso descargado se paraliza el programa y se guardan los datos generados. Este archivo se vuelca a una carpeta propia para el estudio, nombrando adecuadamente cada archivo para una fácil interpretación de estos.

Tras la realización de los ensayos estáticos y antes de pasar a los dinámicos se vuelven a ajustar los tornillos de la base con la llave dinamométrica.

### 2.5.2.2 Ensayos dinámicos

Para la ejecución de este estudio, las muestras son sometidas a un estado de libre oscilación.

La preparación del equipo y el programa que registra los datos será prácticamente igual al caso previo, la única diferencia significativa es la frecuencia de datos que se miden. En este estudio y para tener una información más completa se necesita una mayor velocidad de muestreo para poder tener mayor exactitud en la forma de oscilar. La frecuencia seleccionada es 2048 lecturas en cada segundo. Señalado este aspecto, el montaje y preparación es análogo.

Antes de inicializar el programa, se aplica la carga máxima de 7.5 kg al hueso, alcanzando la misma configuración que en la etapa de carga para el ensayo estático. Es en ese momento cuando se da a la orden al programa de ejecutar la puesta a cero de las galgas (Figura 95). Esta actuación facilita la interpretación de los resultados posteriores. Se da comienzo al contador del programa y cuando aparece el primer registro, en el que todas las galgas tienen un comportamiento similar, se corta el cable que soporta el peso, liberando al hueso de la carga y dejando que oscile libremente.



Figura 95. Carga máxima de 7.5kg antes de cortar el cable

Como puede deducirse, el experimento resulta aún más rápido que para los ensayos estáticos y se hacen un total de cinco repeticiones con cada muestra.

De la misma manera, antes de pasar a realizar la siguiente tanda de ensayos, se vuelven a ajustar los tornillos de la base con la llave dinamométrica.

Los datos generados son guardados en una carpeta para posteriormente ser tratados mediante otros programas en donde se puede extraer la información más relevante para el presente trabajo.

### **2.5.2.3 Análisis teórico de las oscilaciones libres**

Una oscilación es la modificación, alteración o fluctuación que experimenta un sistema a lo largo del tiempo como respuesta a un agente externo que perturba su posición de equilibrio. Dicha variación produce desplazamientos en torno a la posición inicial, aquella según la cual el sistema no estaba bajo la influencia de ninguna fuerza ajena a él. El movimiento irá amortiguándose conforme transcurra al tiempo recuperando la posición original. (García 2013, Cabestrero 2015).

Las oscilaciones pueden clasificarse en dos grupos en función del tipo de fuerza actuante:

Oscilación libre: sucede como consecuencia de un único agente externo que actúa sobre el sistema de forma puntual. La oscilación fluirá libremente hasta que, debido al amortiguamiento cese el movimiento. A modo ilustrativo se puede citar el caso de la vibración de una cuerda de guitarra.

Oscilación forzada: su aparición es el resultado de una fuerza externa que se aplica al sistema en estudio de forma periódica y con magnitud constante. Esta fuerza también recibe el nombre de generador.

Los parámetros característicos de una oscilación, tales como la amplitud del desplazamiento, la frecuencia de oscilación o el coeficiente de amortiguamiento entre otros, presentan una relación estrecha con rasgos geométricos y mecánicos del sistema oscilante.

Centrándose en el caso del fémur, estudio en el que se centra este trabajo, es evidente pensar que la presencia de un implante en el hueso modificará las características anteriormente mencionadas. Así pues, la manera de cuantificar estas secuelas es a través de la realización de ensayos dinámicos.

Al igual que ocurría en los ensayos estáticos, las galgas extensométricas son las herramientas que permite registrar las variaciones durante el mismo ensayo.

Con el ensayo dinámico planteado en el presente trabajo, se pretende un análisis de los resultados en función del tiempo y la frecuencia. El objetivo es establecer una comparación entre los datos recogidos para el fémur intacto y los recogidos para los seis que se encuentran con clavo gamma implantado. La validez del ensayo dependerá de la capacidad de reproducir las condiciones en las que se desarrolla la experimentación. Lo cual se demuestra a base de cinco repeticiones para cada muestra, en las que se comprueba la obtención de resultados congruentes.

Para ilustrar el fundamento teórico de estos ensayos se toma como muestra una barra circular de sección constante fabricada en un material homogéneo, elástico e isótropo. A priori, la sollicitación aplicada puede suponer una combinación de todos los tipos de esfuerzos: normal, cortante, momento torsor y momento flector. No obstante, cabe remarcar que no se prestará atención para el esfuerzo cortante debido a su escasa influencia ni para el esfuerzo torsor.

En cuanto al esfuerzo normal y al momento flector debidos a la carga, se producirán unas oscilaciones libres, que en el primero de los casos serán de tipo longitudinal mientras que en el segundo caso se trata de oscilaciones transversales. En ambos casos, los registros de las galgas describen una evolución temporal con forma sinusoidal.

Las oscilaciones libres que describen los huesos sintéticos al ensayarse sufren un amortiguamiento, igual que ocurre en todo sistema físico real. Esta atenuación se justifica mediante la disipación de energía debida a fuerzas exteriores como es el rozamiento con el aire, o interiores cuyo origen puede hallarse en el carácter viscoso del propio material.

Cuantificando la resistencia como un término proporcional a la velocidad del movimiento, cabe señalar que al incluirlo en la ecuación de equilibrio dinámico se interpreta como una fuerza resistiva. Por lo tanto, el desplazamiento sigue estando caracterizado por funciones temporales de tipo sinusoidal pero a las que se le ha añadido un término exponencial,  $e^{-\eta t}$ , dependiente de una constante  $\eta$ , el amortiguamiento y del tiempo. Para valores mayores de  $\eta$ , la fuerza resistiva crece y provoca una degradación mayor de la oscilación libre.

La evolución temporal de la oscilación libre adquiere la forma que se observa en la siguiente figura:

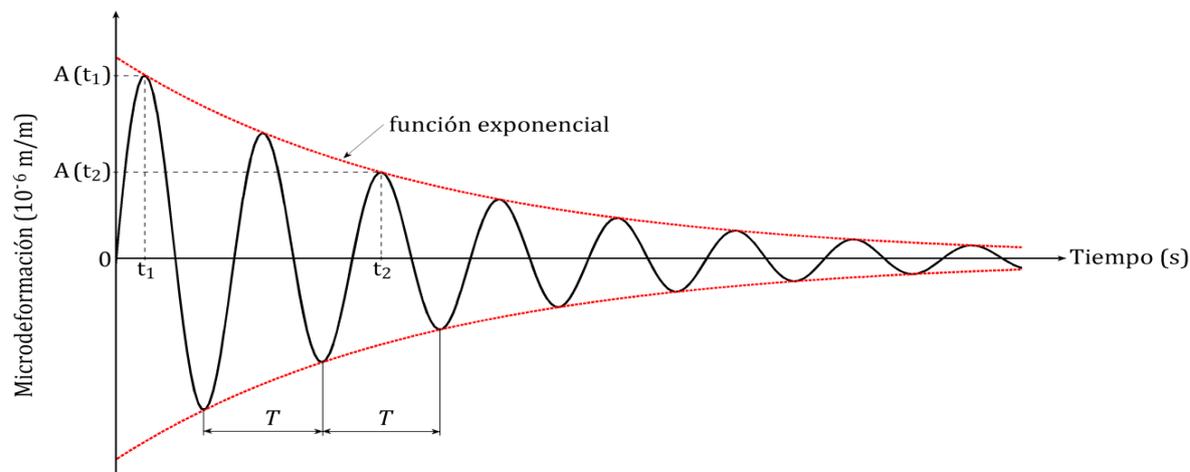


Figura 96. Evolución temporal de una señal con amortiguamiento lineal.

#### 2.5.2.4 Tratamiento de datos

Los valores de las deformaciones registradas en cada ensayo son almacenados por el software StrainSmart® en un formato de extensión .txt. Para su procesamiento lo más conveniente es trasladarlos a un fichero .xlsx, lo cual posibilita organizar los datos en columnas de las cuales seleccionar un rango determinado para operar con valores concretos. Además la organización de los valores en Excel permite su exportación a otros programas como es el caso de MatLab, software en el que se trabajó para la edición de las gráficas incluidas en este escrito.

La forma de trabajar en MatLab requiere de la definición de unas variables de tipo matriz en las cuales se incluyen los datos deseados procedentes de Excel.

En cuanto a la información generada en los ensayos dinámicos, su tratamiento conlleva del uso de la Transformada Rápida de Fourier (FFT).

Este algoritmo no es más que un caso particular del cálculo de la Transformada de Fourier Discreta, para el cual se han eliminado las repeticiones. Es ampliamente utilizado en el tratamiento de señales y filtrado digital, pero supone una serie de restricciones en la señal y su espectro obtenido. Ejemplo de esto es la limitación de trabajar con señales cuyo muestreo coincida con una potencia de 2. Para el ensayo dinámico descrito en este estudio, esta condición no supone ningún inconveniente ya que se realizan lecturas de 2048 datos cada segundo.

La utilidad de este algoritmo implica una simplificación de los cálculos a realizar, reduciendo el número de operaciones de  $n^2$  a  $n\log_2(n)$ .

En MatLab la función  $g=\text{fft}(x)$  supone la transformación de un vector de valores ( $x$ ) dependiente del tiempo, en un vector ( $g$ ) que es función de la frecuencia ( $\omega$ ). Esta instrucción será la que se emplee para poder generar gráficas referidas a la frecuencia y poder interpretar la información del ensayo dinámico.

### 2.5.2.5 Sistemática para nombrado de archivos

A la hora de ir guardando los resultados obtenidos en cada ensayo, es importante seguir una sistemática cuidadosa, clara y precisa, que sea capaz de identificar correctamente cada uno de los más de 200 ensayos que se llevan a cabo, teniendo en cuenta que cada uno de los 6 fémures en los que se ha colocado un clavo intramedular, se realizan ensayos con el hueso intacto y posteriormente fracturado, con tornillo distal y sin él, y se realizan 5 ensayos estáticos y 5 dinámicos de cada una de las combinaciones.

Para ello se nombra cada archivo con la siguiente sistemática:

F (I/F) (1/2/3/4/5/6) (T/S) (E/D) (1/2/3/4/5)

Donde:

- F: Fémur
- I / F: Intacto / Fracturado
- 1 / 2 / 3 / 4 / 5 / 6: número de fémur estudiado
- T / S: con Tornillo distal / Sin tornillo distal
- E / D: ensayo Estático o Dinámico
- 1 / 2 / 3 / 4 / 5: número de ensayo realizado

Por ejemplo: FF2TD3

Se trata del 3er ensayo Dinámico que se realiza sobre el Fémur número 2, Fracturado y con Tornillo distal colocado



## CAPÍTULO 3 RESULTADOS

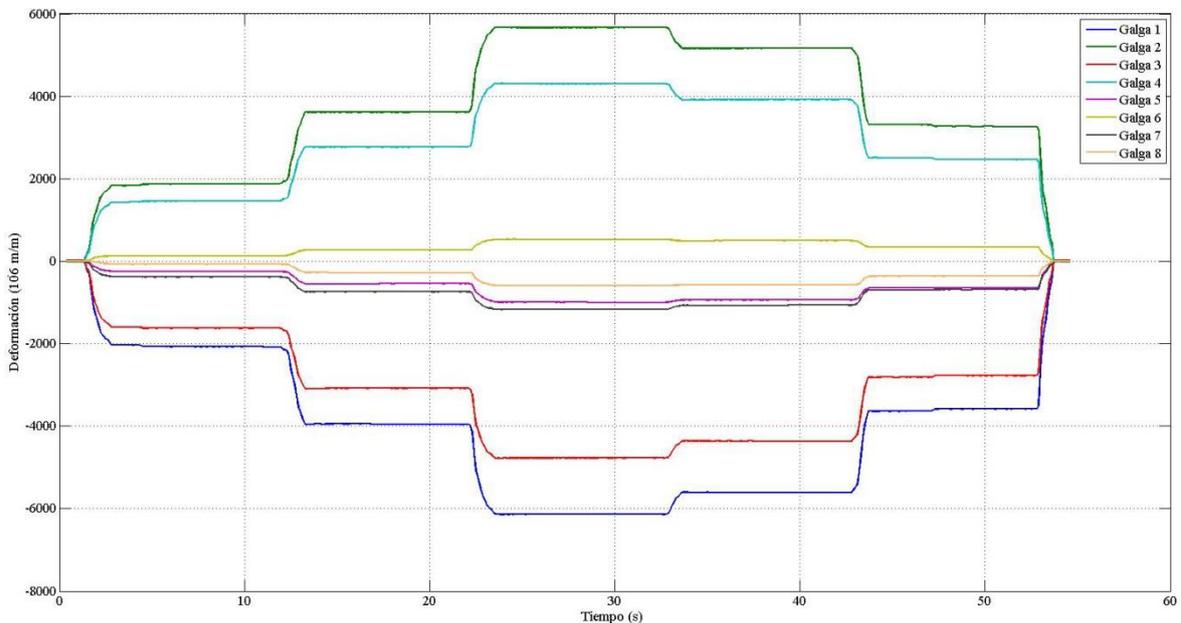
### 3.1 Resultados del ensayo estático

Tras realizar los ensayos estáticos a los seis fémures utilizando el método comentado en el Epígrafe 2.5.2.1 se trataron los datos obteniendo los resultados en gráficas de tiempo y frecuencia.

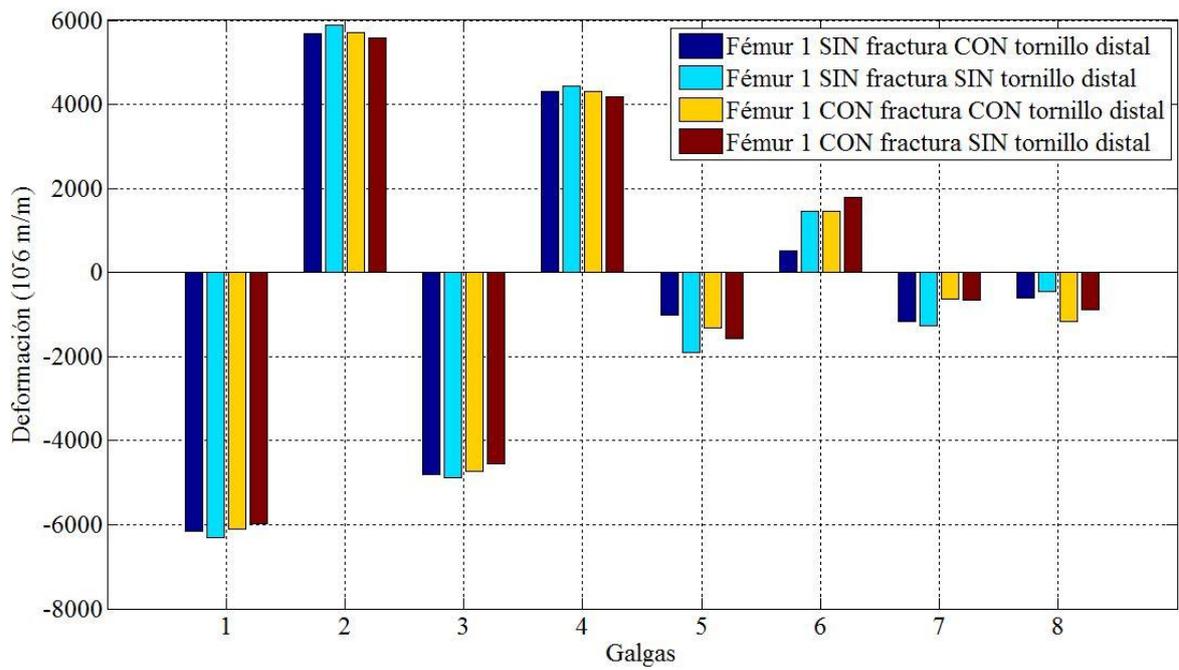
Se han realizado un total de 24 ensayos, repitiéndose cada ensayo 5 veces, obteniéndose un total de 120 ejecuciones.

De todos los datos obtenidos se obtuvieron 960 señales en el dominio del tiempo (estas señales son las obtenidas y procesadas de cada una de las galgas según el ensayo y la repetición realizada). Con todas estas señales se construyeron 192 gráficas el dominio del tiempo en dependencia del número de la galga y del ensayo realizado) para establecer comparaciones entre un mismo fémur y diferentes situaciones. Todos los datos obtenidos y las gráficas realizadas se adjuntan en esta tesis en un CD.

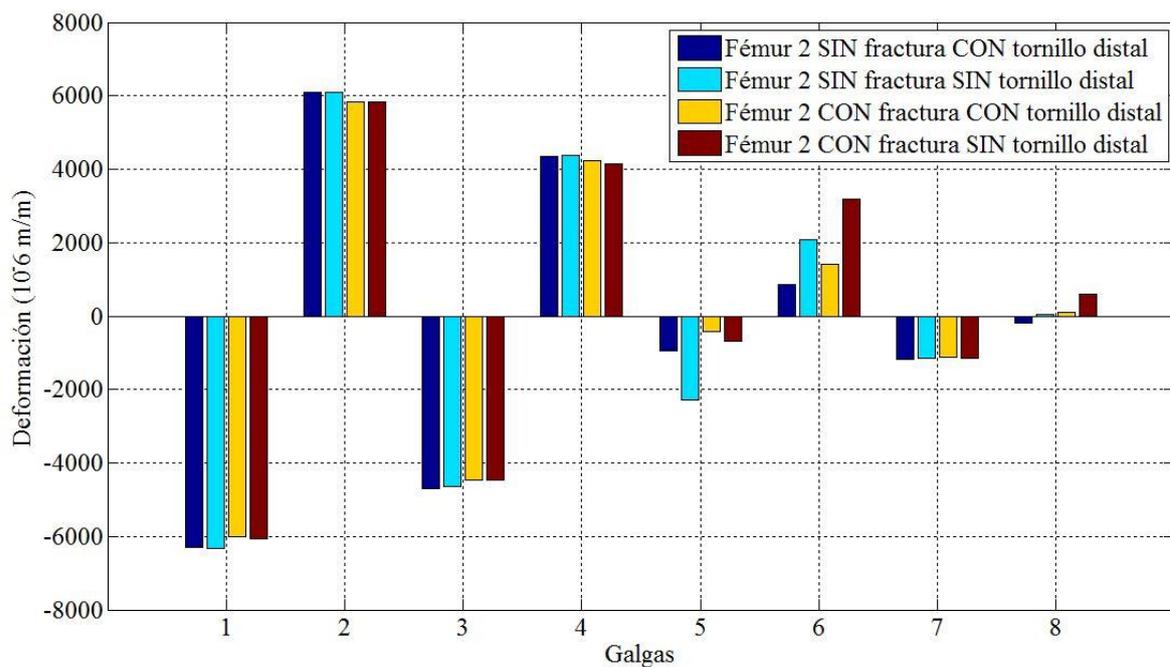
A continuación se muestra un conjunto representativo de las gráficas obtenidas



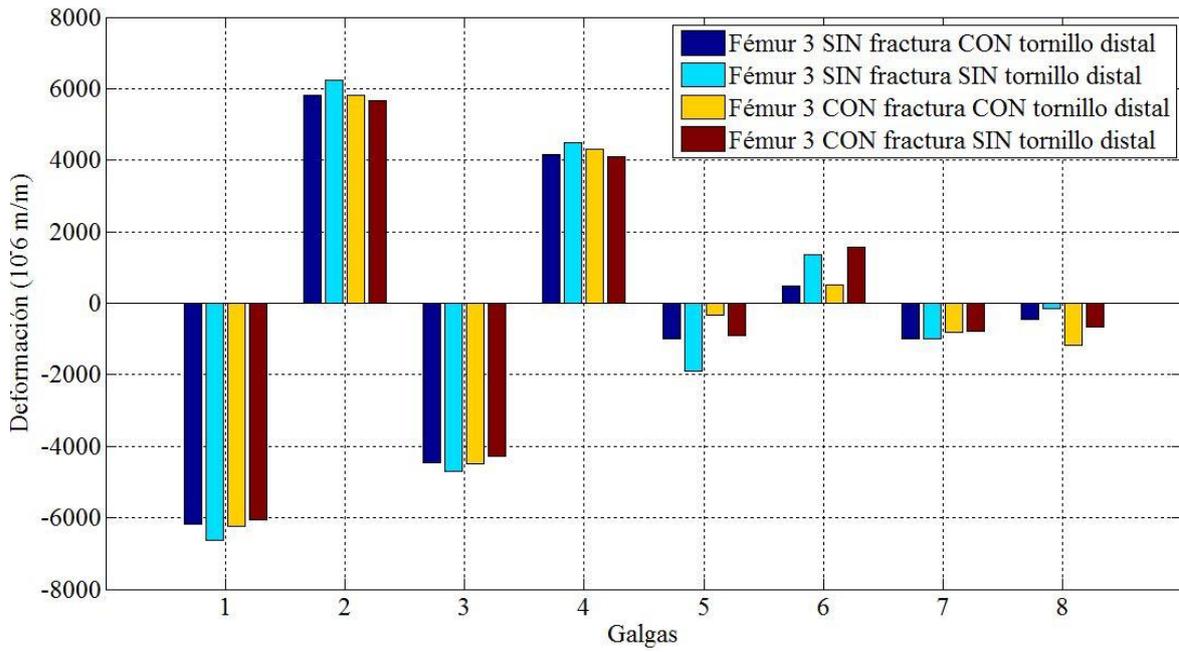
Gráfica 1. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 CON tornillo tras el ensayo estático a flexocompresión con carga y descarga a 2,5kg, 5,0kg y 7,5kg



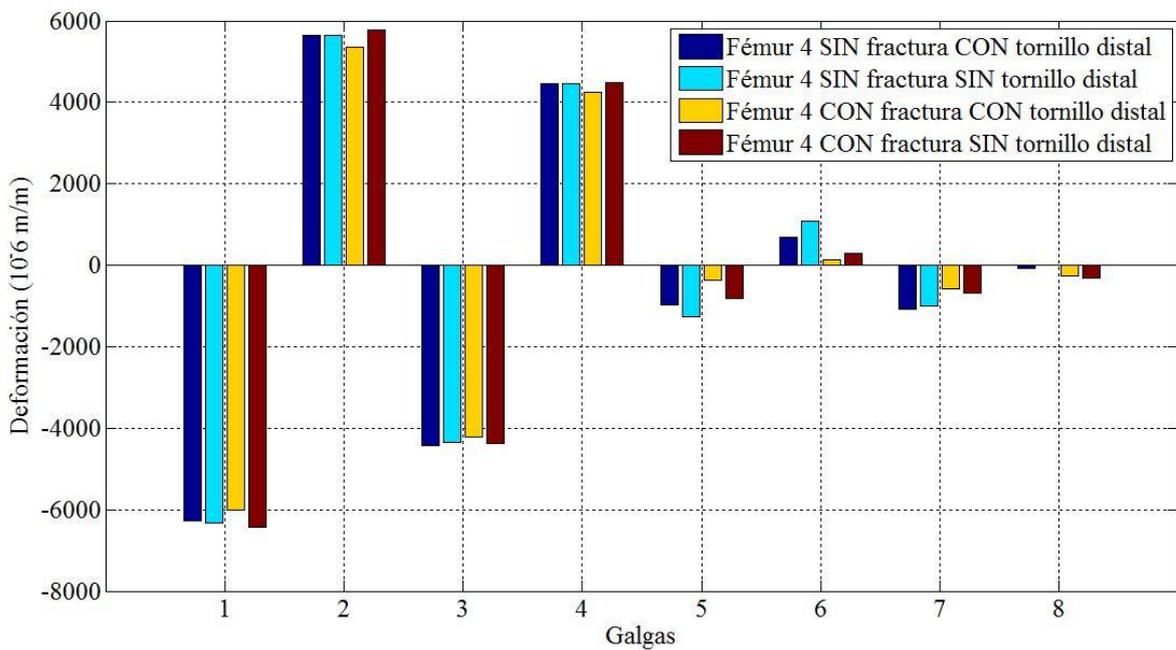
Gráfica 2. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 con flexocompresión 7,5kg



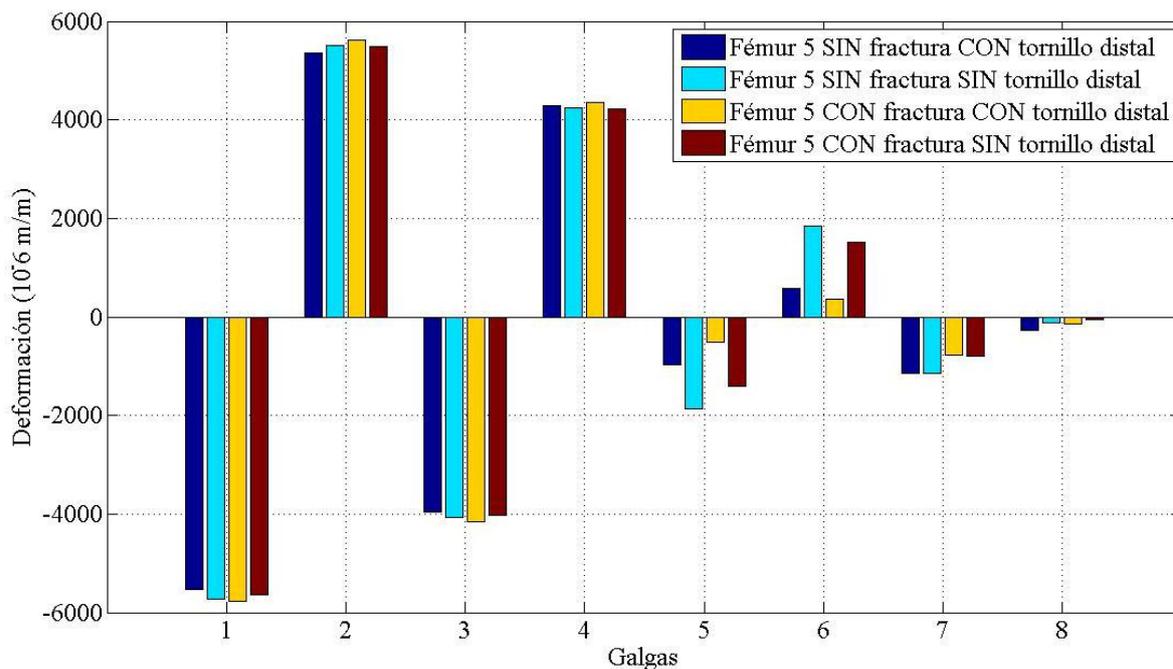
Gráfica 3. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 2 con flexocompresión 7,5kg



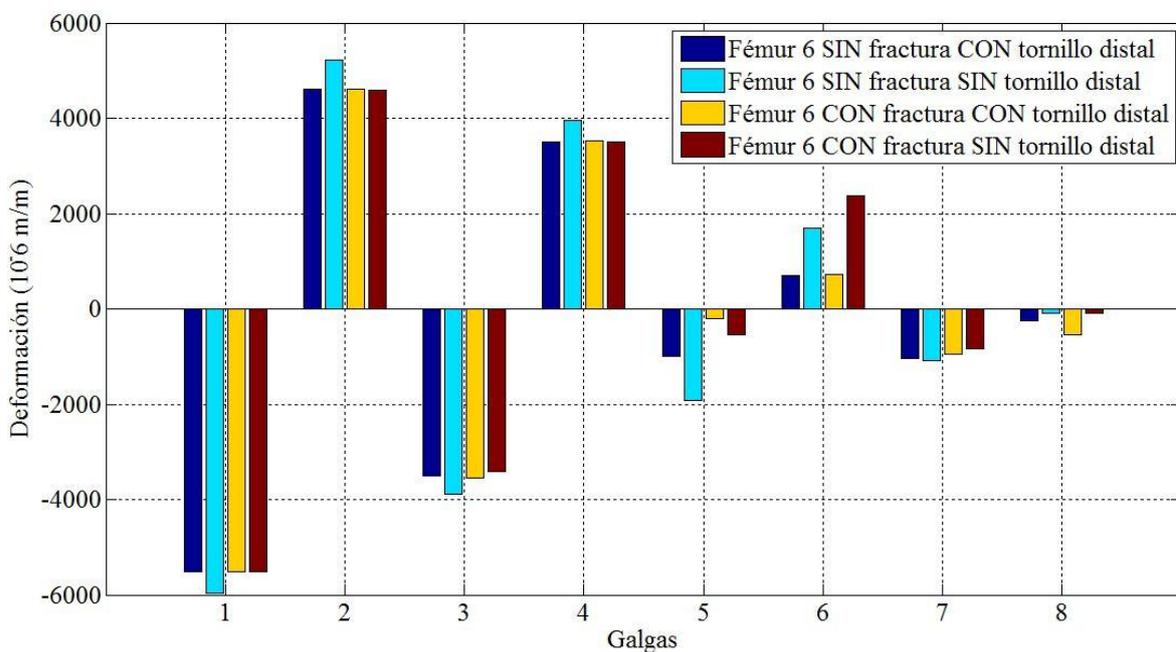
Gráfica 4. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 3 con flexocompresión 7,5kg



Gráfica 5. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 4 con flexocompresión 7,5kg



Gráfica 6. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 5 con flexocompresión 7,5kg



Gráfica 7. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 6 con flexocompresión 7,5kg

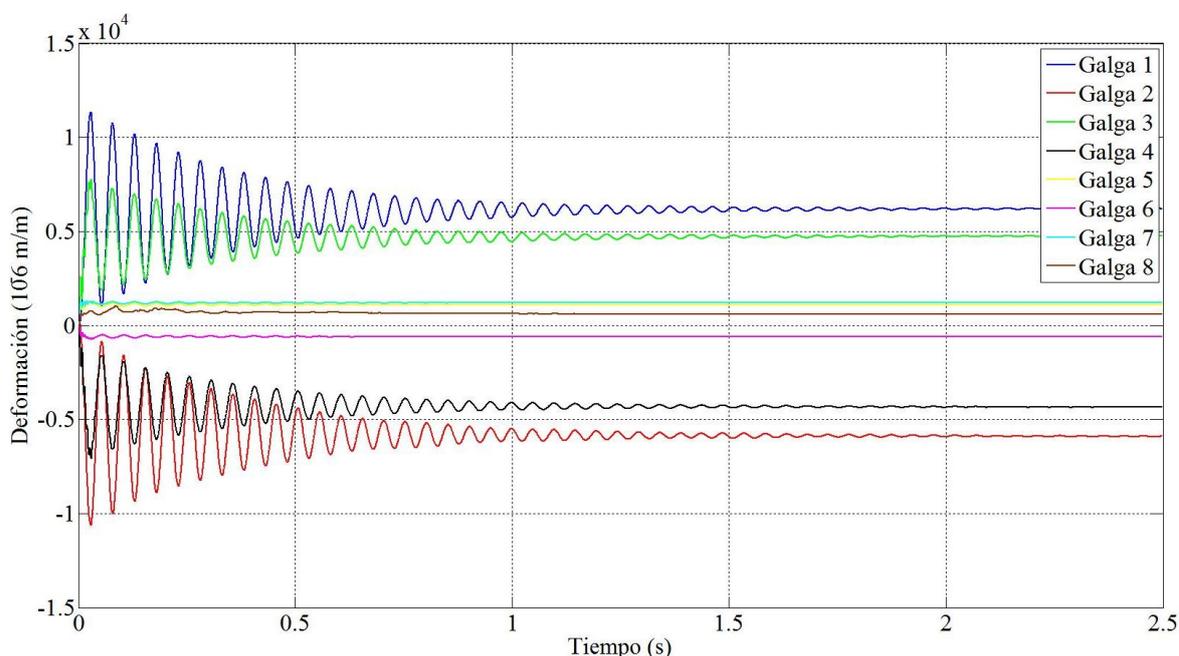
### 3.2 Resultados del ensayo dinámico de oscilaciones libres

Tras realizar los ensayos dinámicos de oscilaciones libres a los siete fémures utilizando el método comentado en el Epígrafe 2.5.2.2 se trataron los datos obteniendo los resultados en gráficas de tiempo y frecuencia.

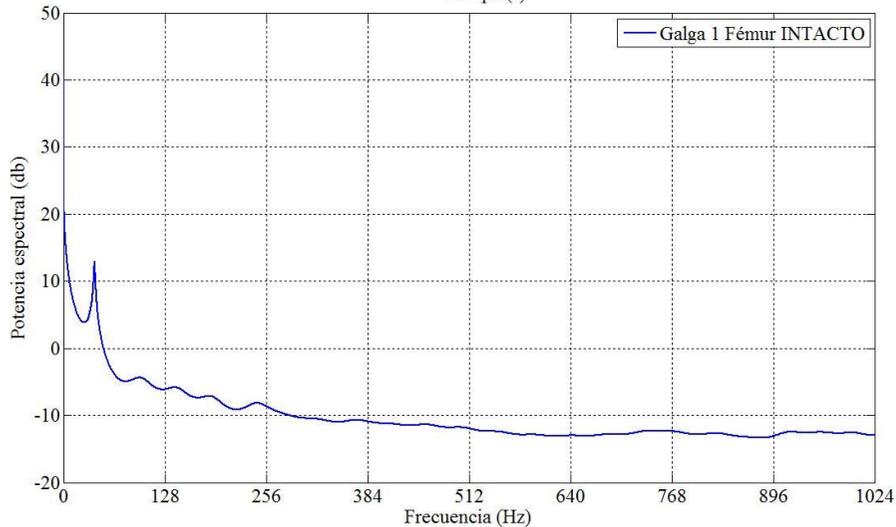
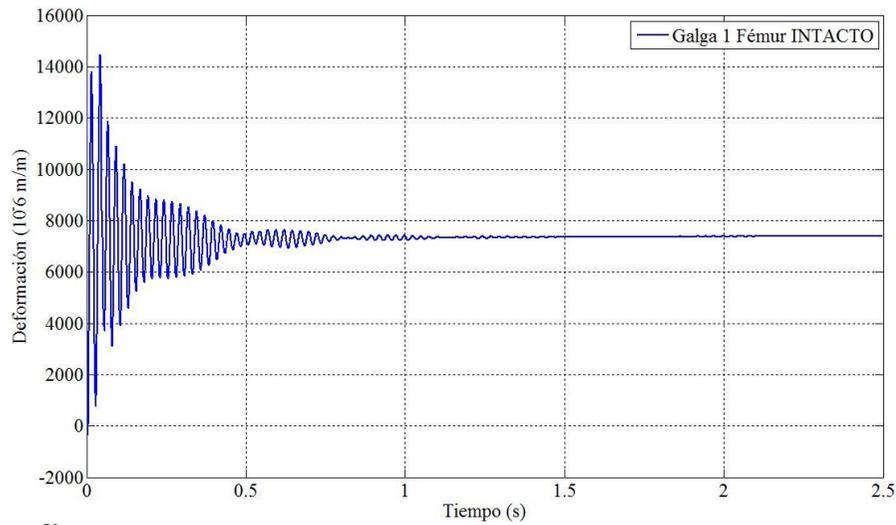
Se han realizado un total de 24 ensayos, repitiéndose cada ensayo 5 veces, obteniéndose un total de 120 ejecuciones.

De todos los datos obtenidos se obtuvieron 960 señales en el dominio del tiempo y 960 señales en el dominio de la frecuencia (estas señales son las obtenidas y procesadas de cada una de las galgas según el ensayo y la repetición realizada). Con todas estas señales se construyeron 384 gráficas (192 en el dominio del tiempo y 192 en el dominio de la frecuencia) en dependencia del número de la galga y del ensayo realizado) para establecer comparaciones entre un mismo fémur y diferentes situaciones. Todos los datos obtenidos y las gráficas realizadas se adjuntan en esta tesis en un CD.

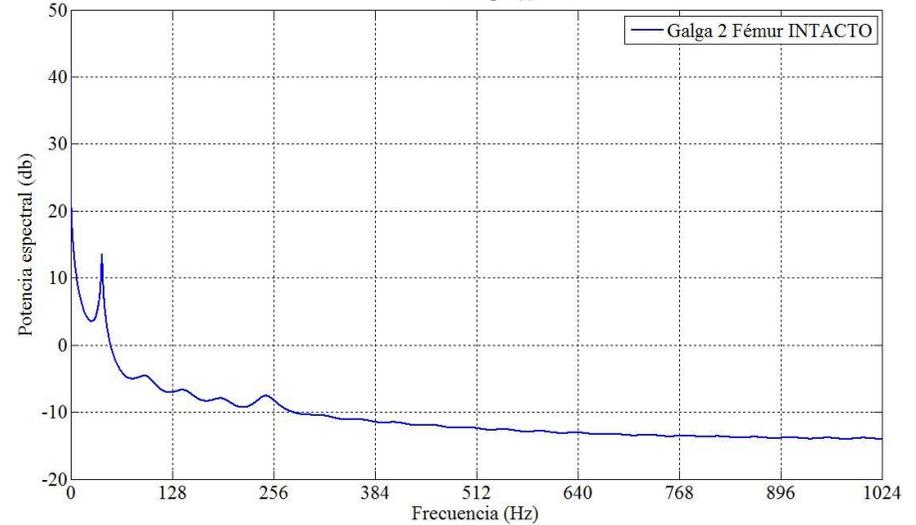
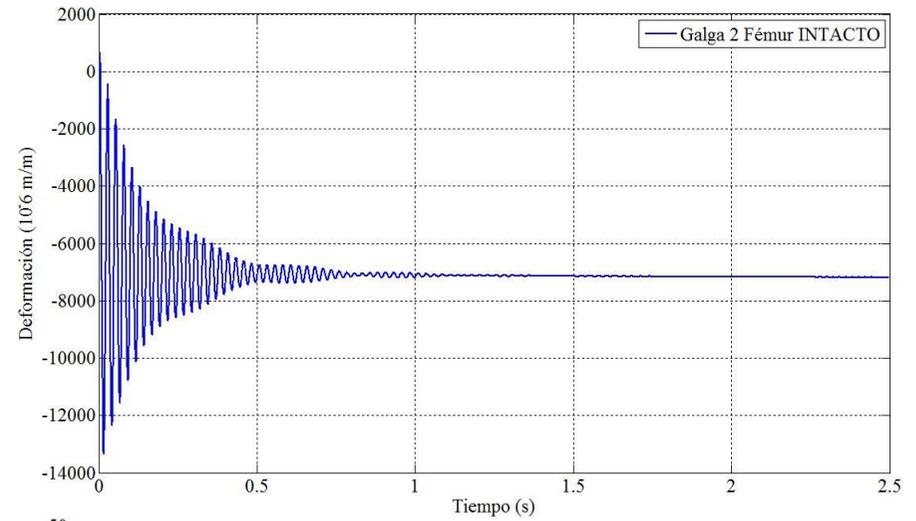
A continuación se muestra un conjunto representativo de las gráficas obtenidas tras la realización de los ensayos dinámicos:



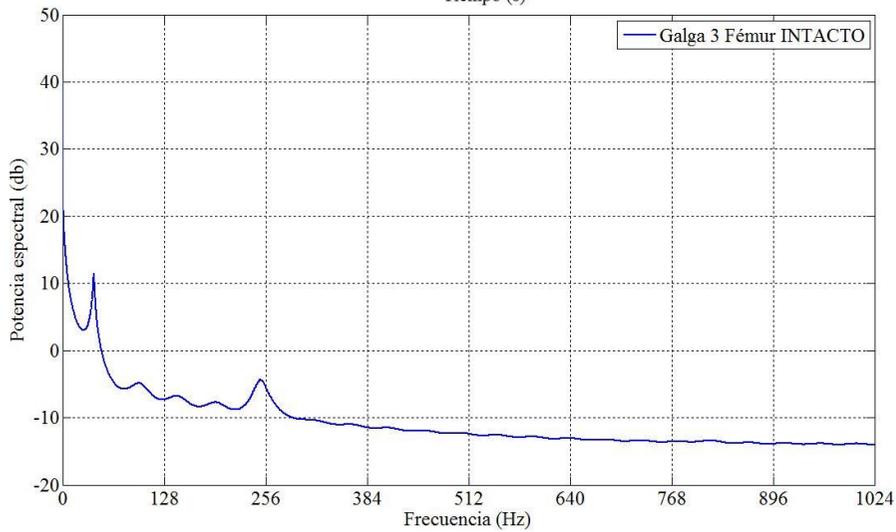
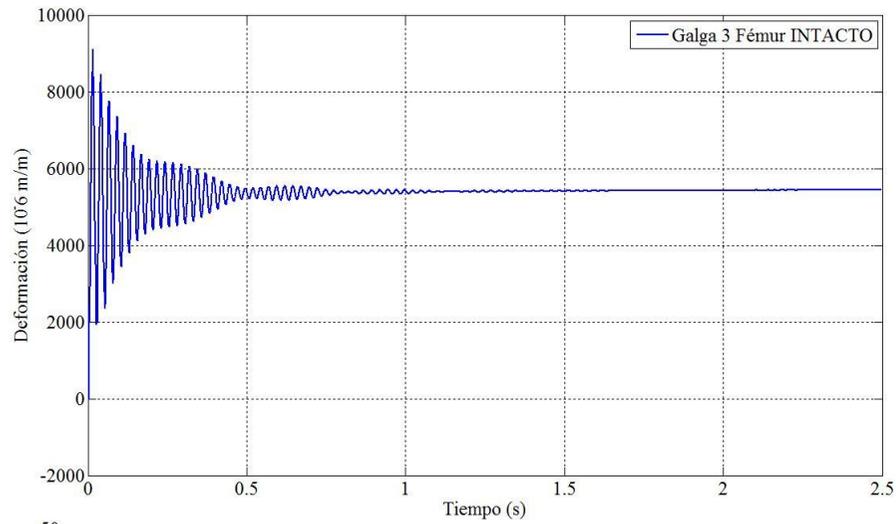
Gráfica 8. Deformación de las galgas colocadas en el Fémur 1 CON tornillo tras el ensayo dinámico de oscilaciones libres a flexocompresión con carga de 7,5kg



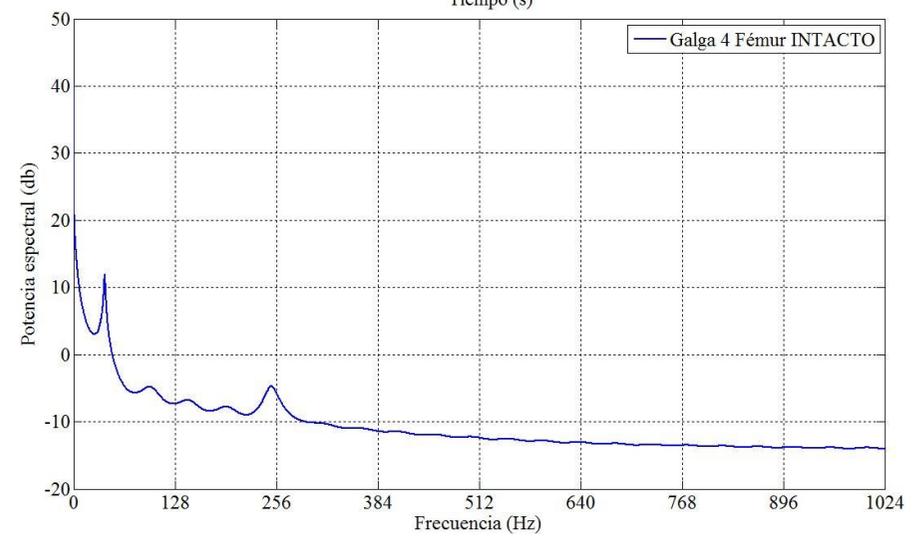
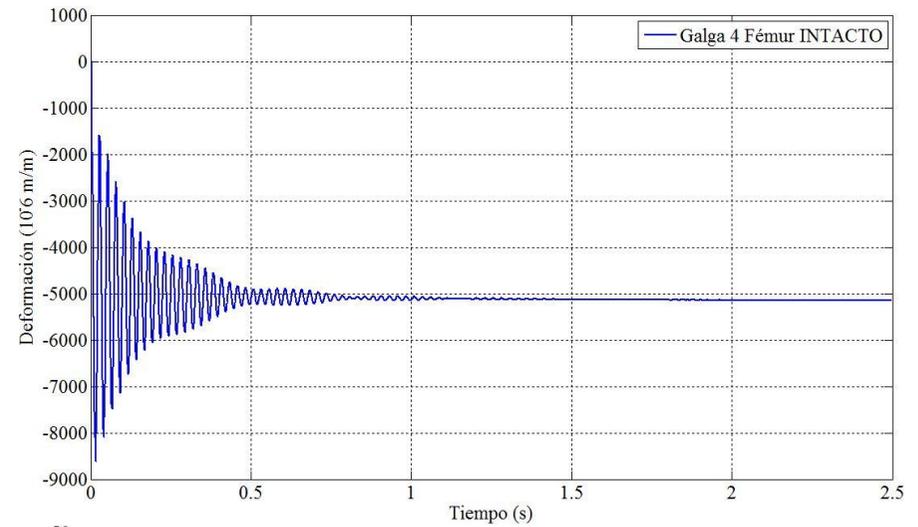
Gráfica 9. Galga 1 (control) colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



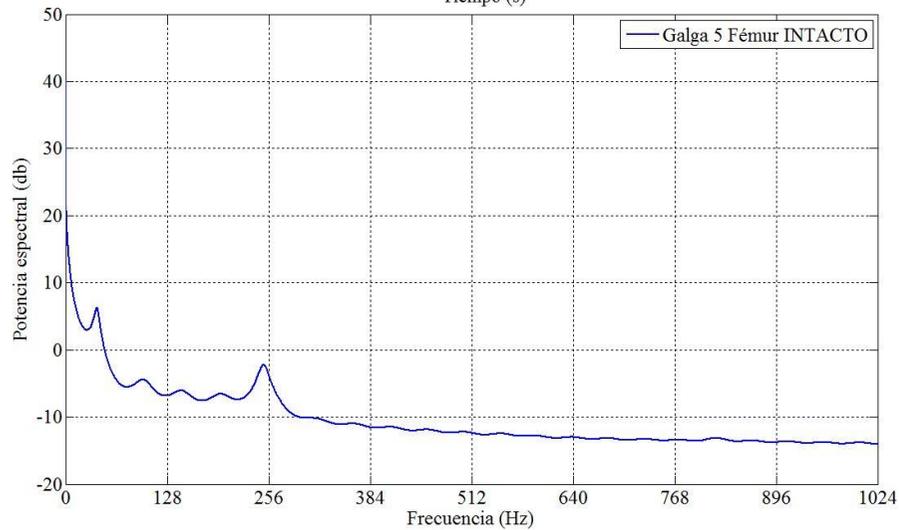
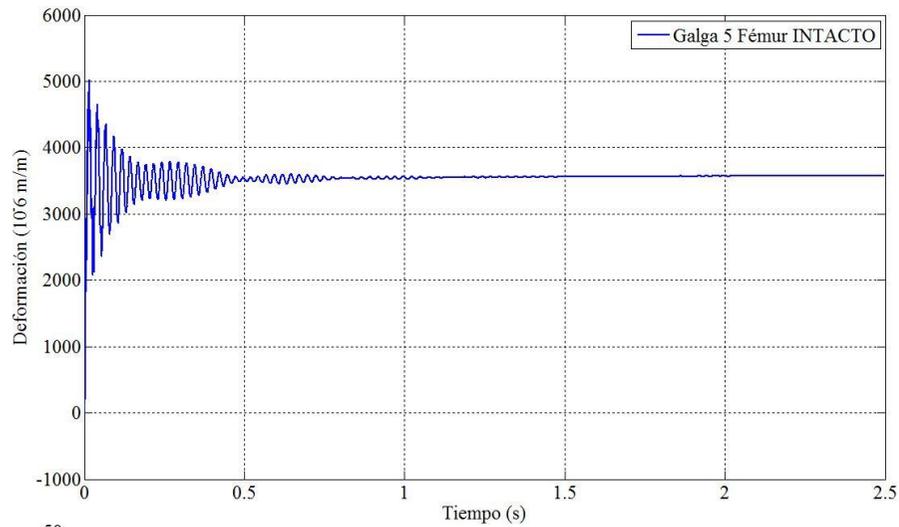
Gráfica 10. Galga 2 (control) colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



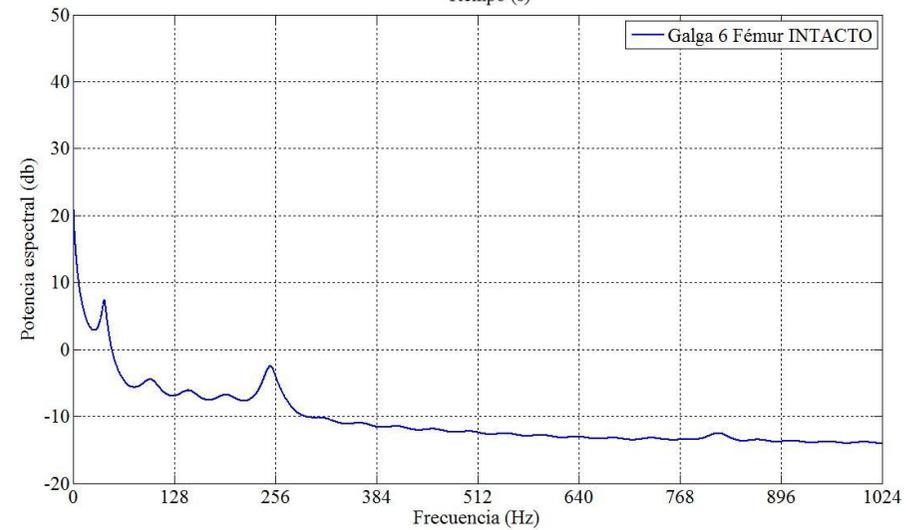
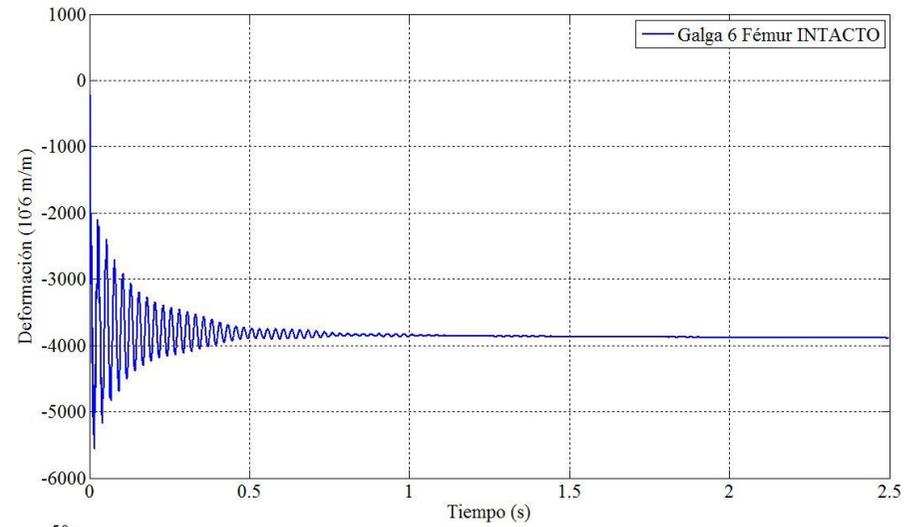
Gráfica 11. Galga 3 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



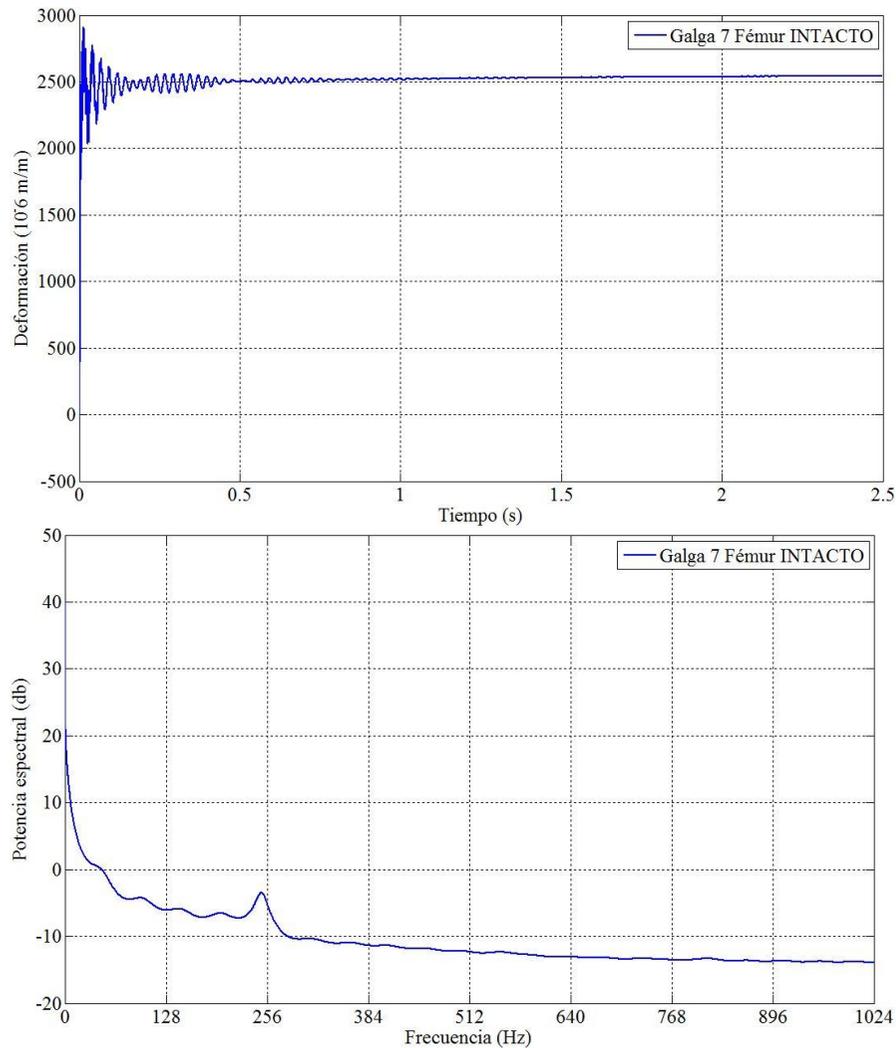
Gráfica 12. Galga 4 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



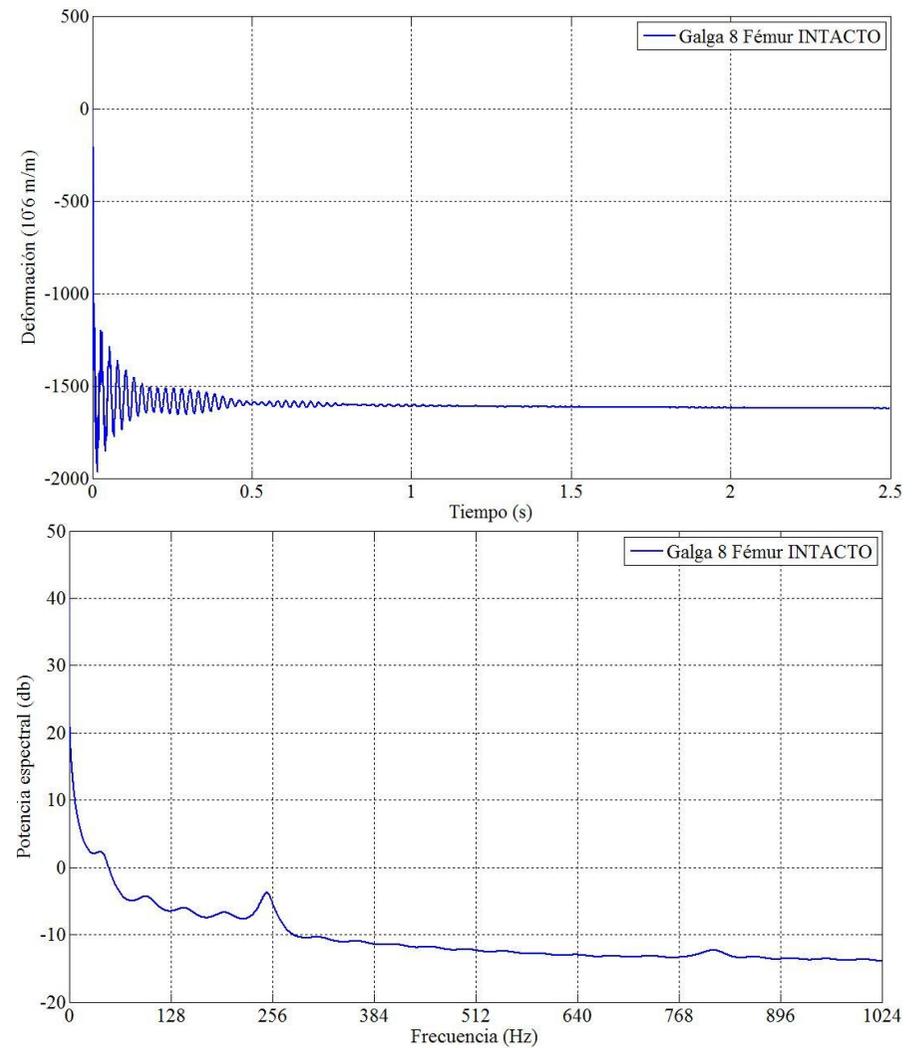
Gráfica 13. Galga 5 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



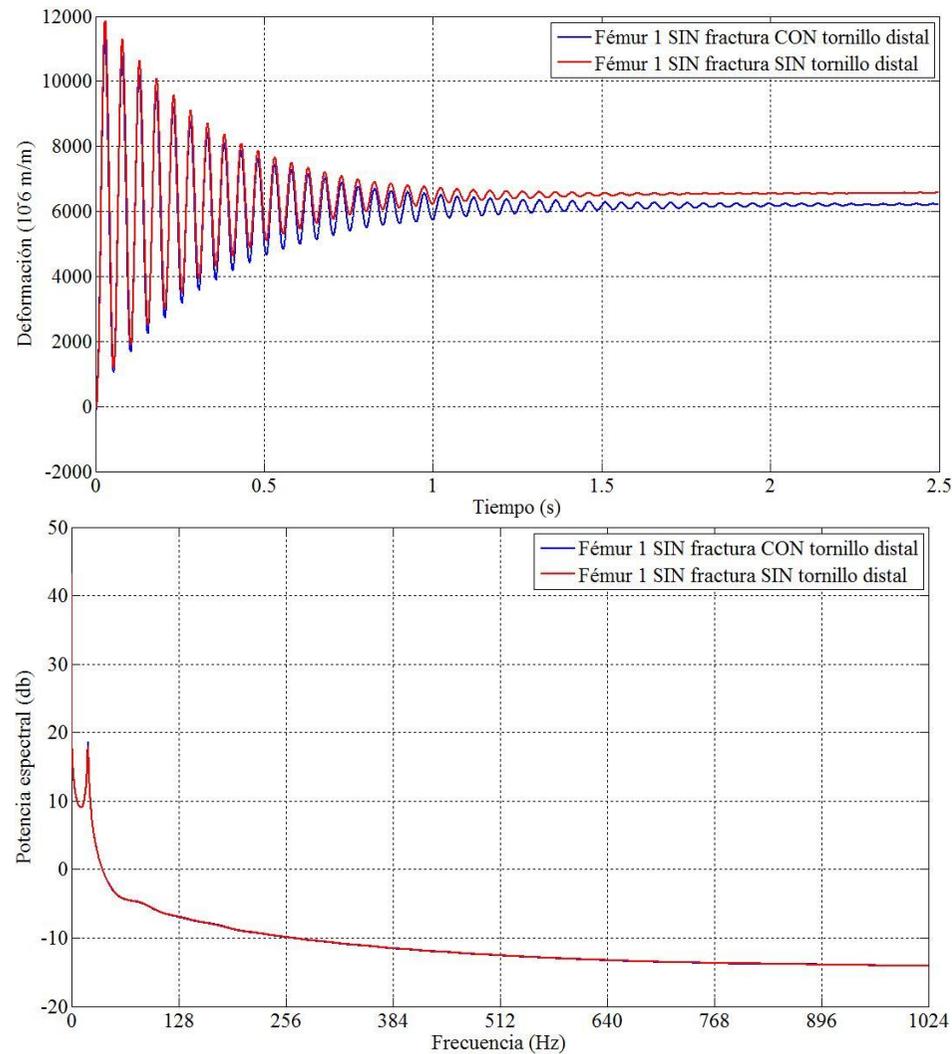
Gráfica 14. Galga 6 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



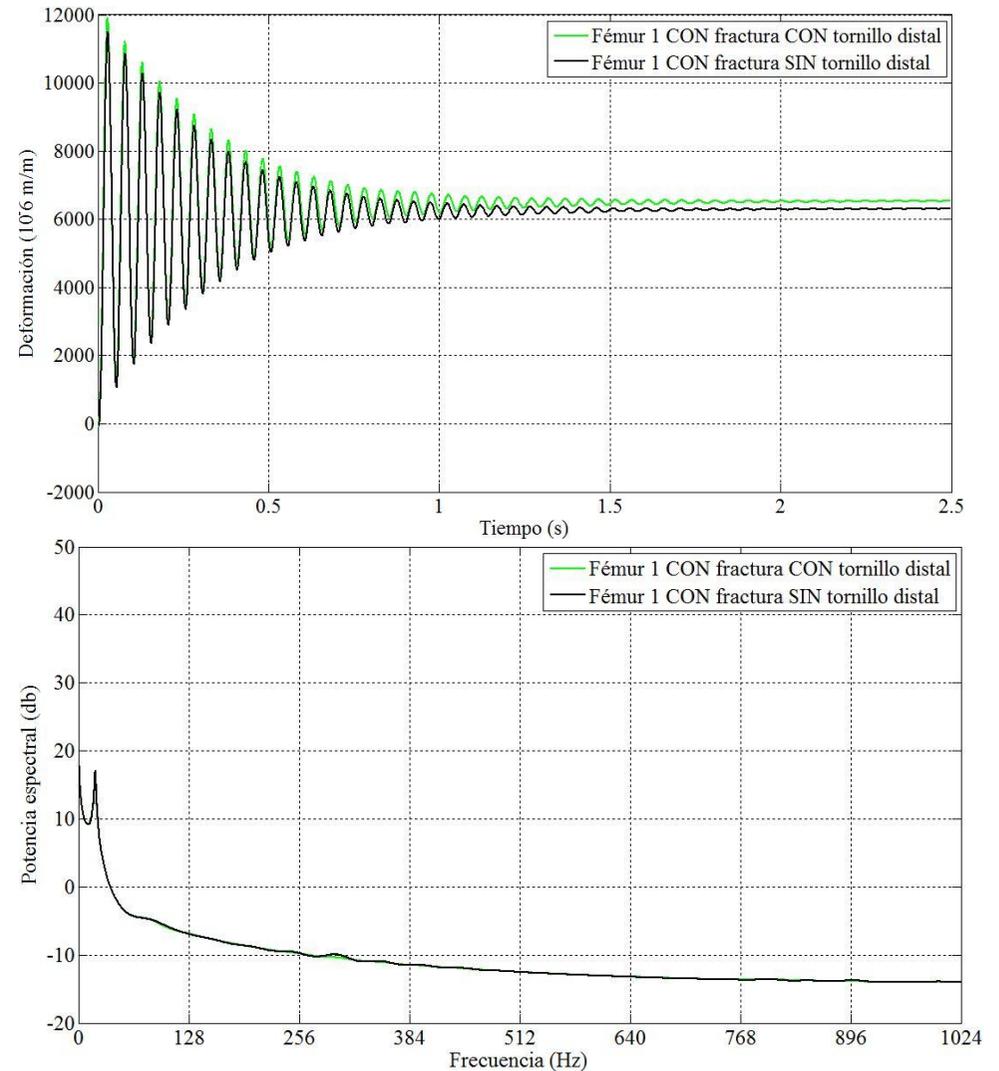
Gráfica 15. Galga 7 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



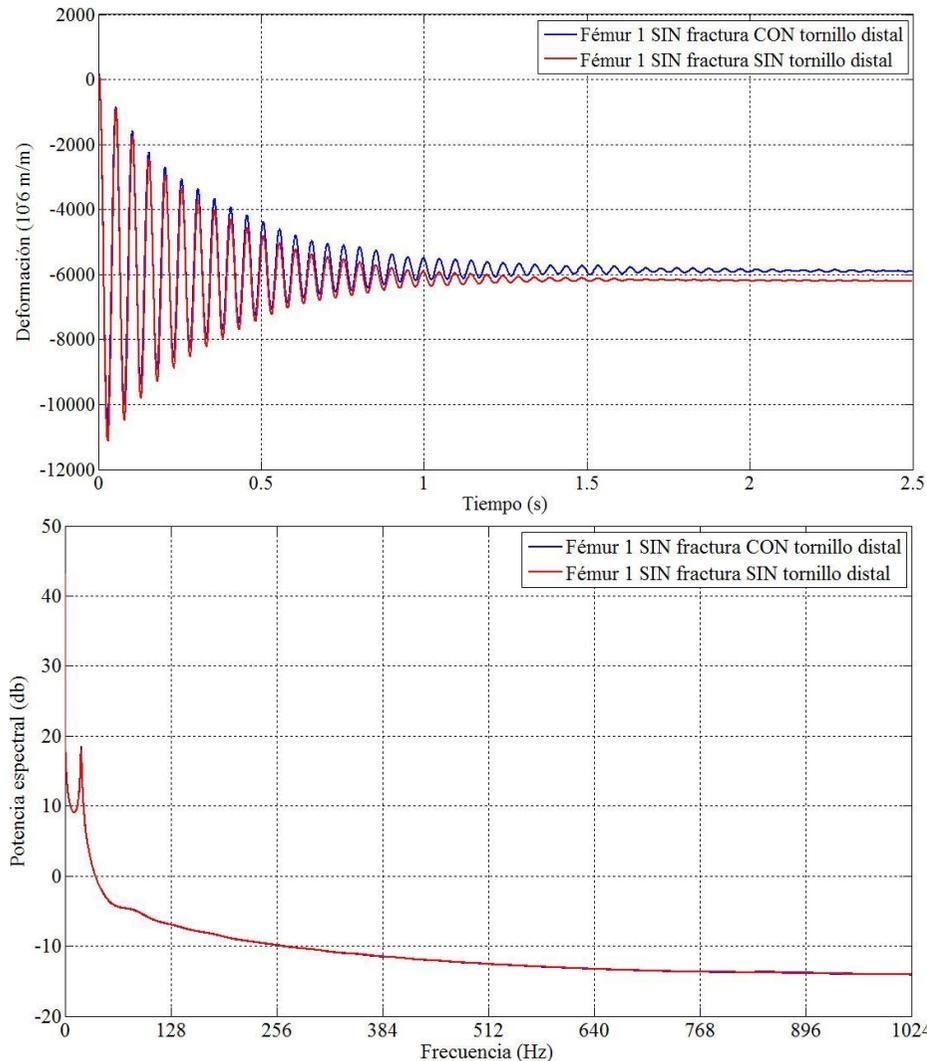
Gráfica 16. Galga 8 colocada en el Fémur Intacto, sometido a flexocompresión con 10kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



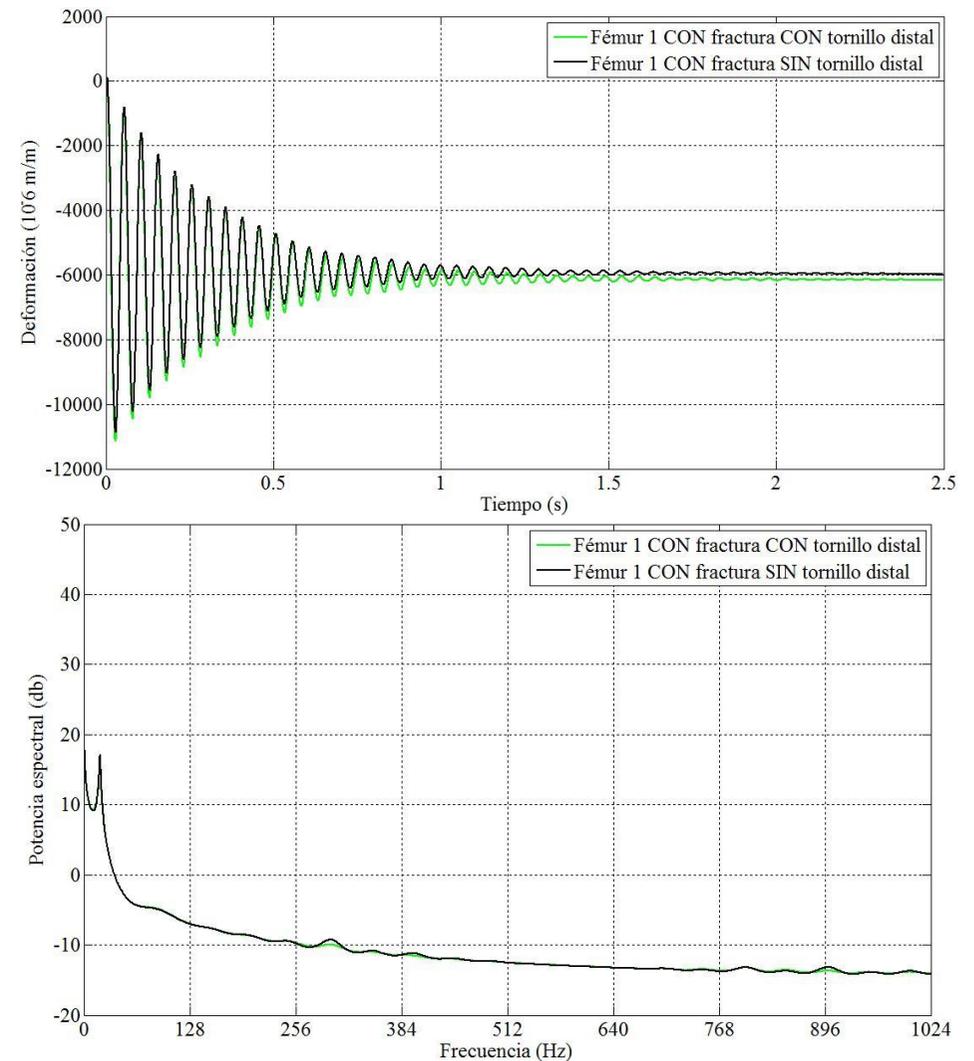
Gráfica 17. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



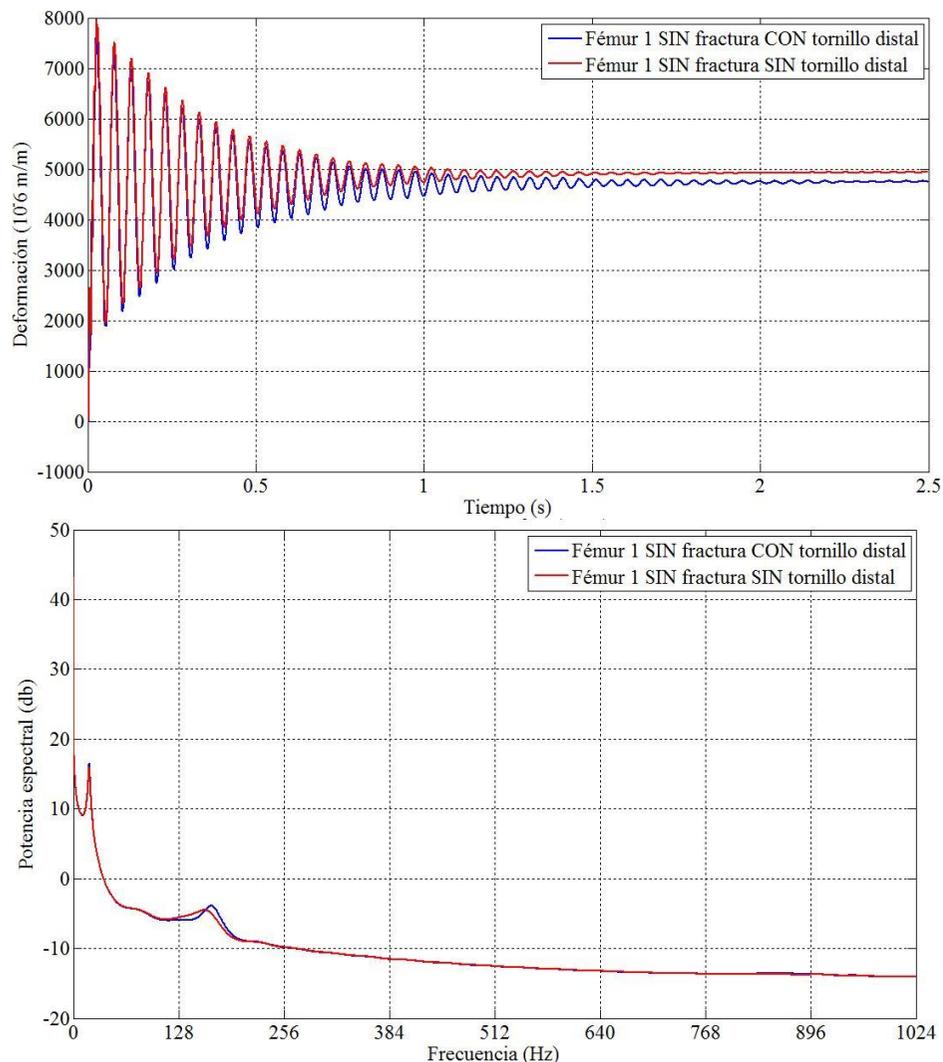
Gráfica 18. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



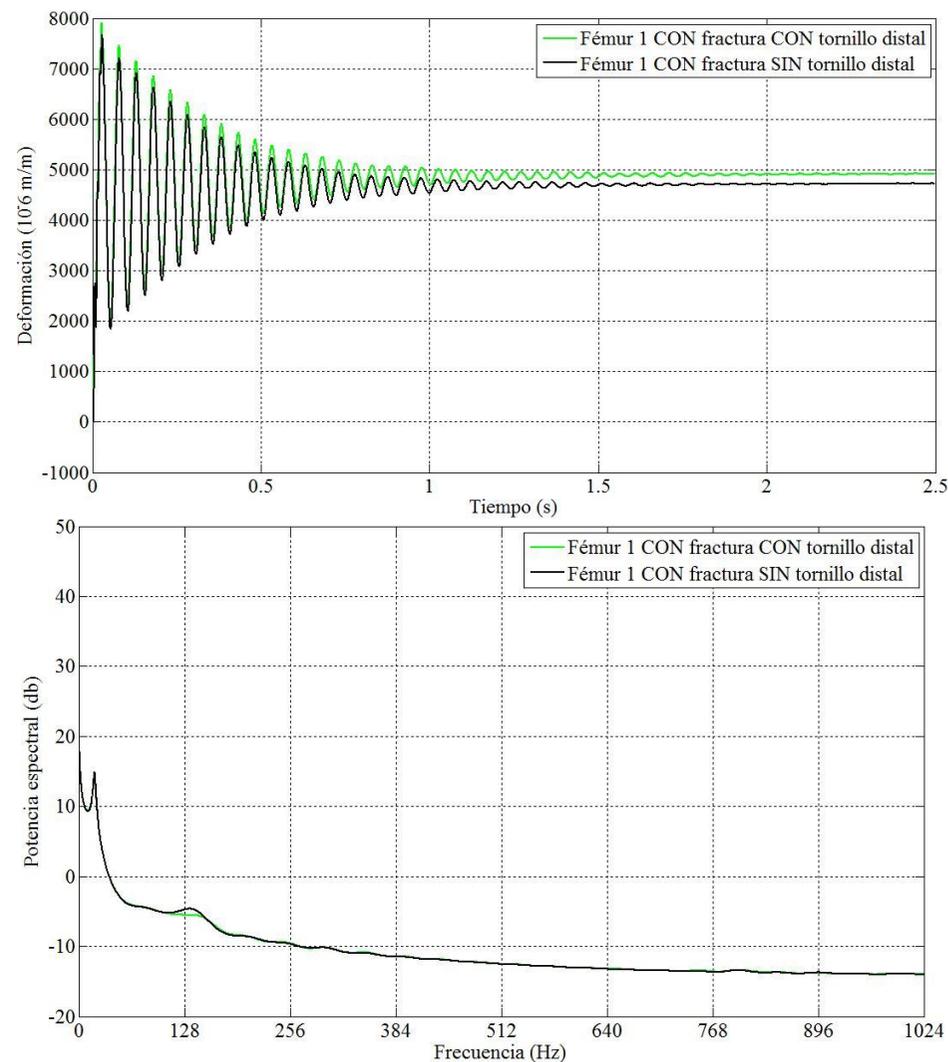
Gráfica 19. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



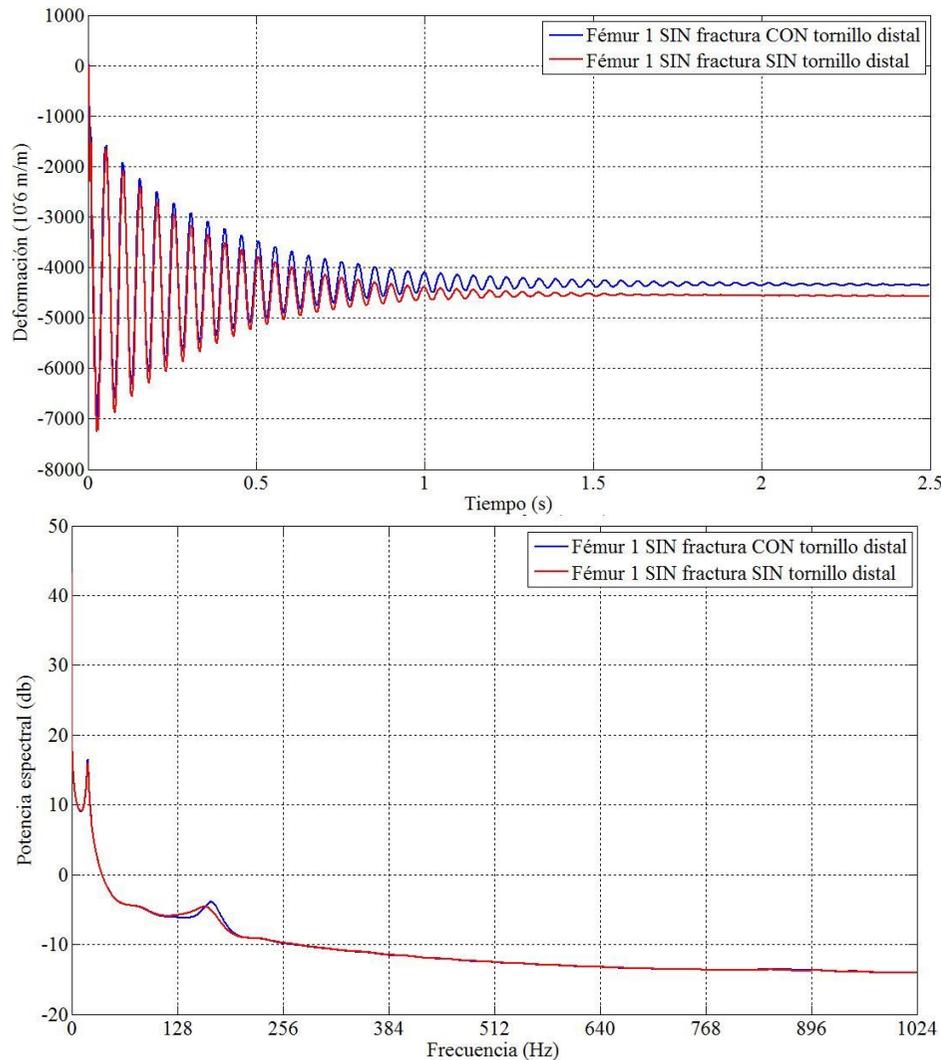
Gráfica 20. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



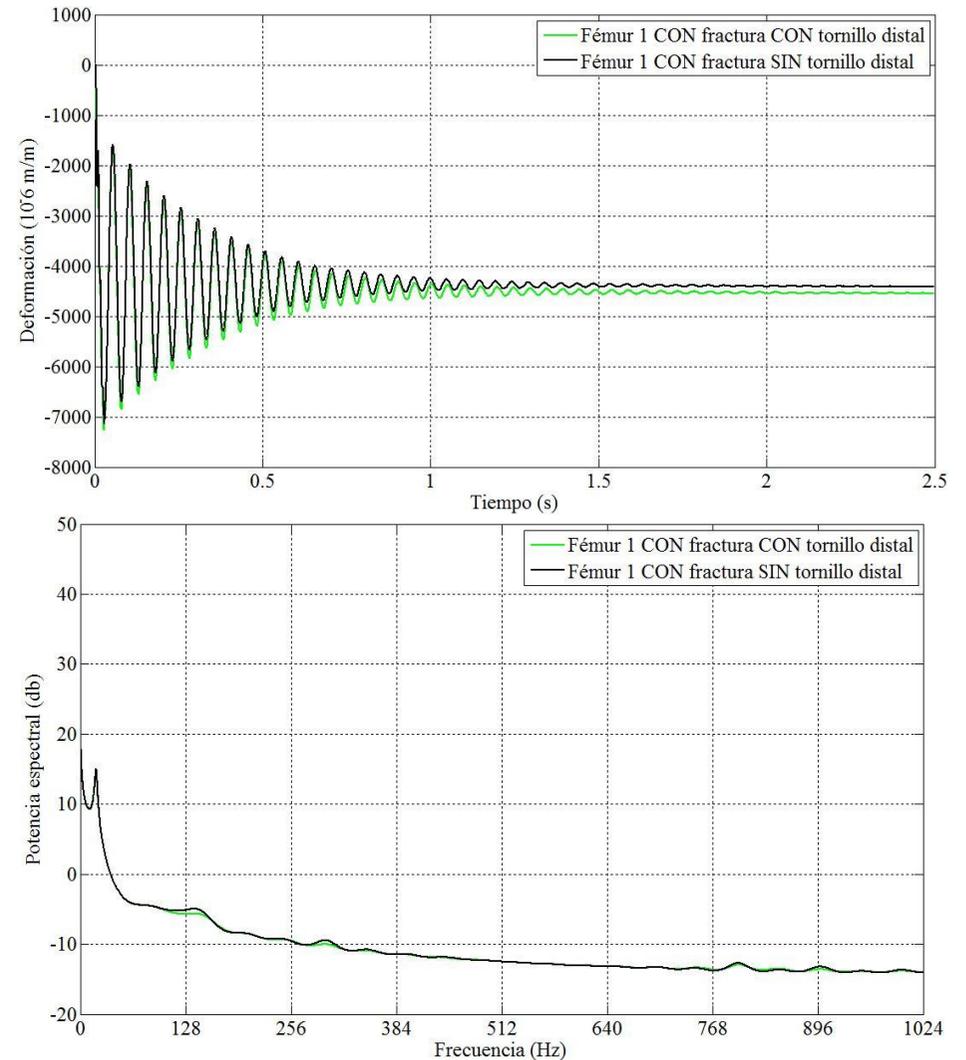
Gráfica 21. Galga 3 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



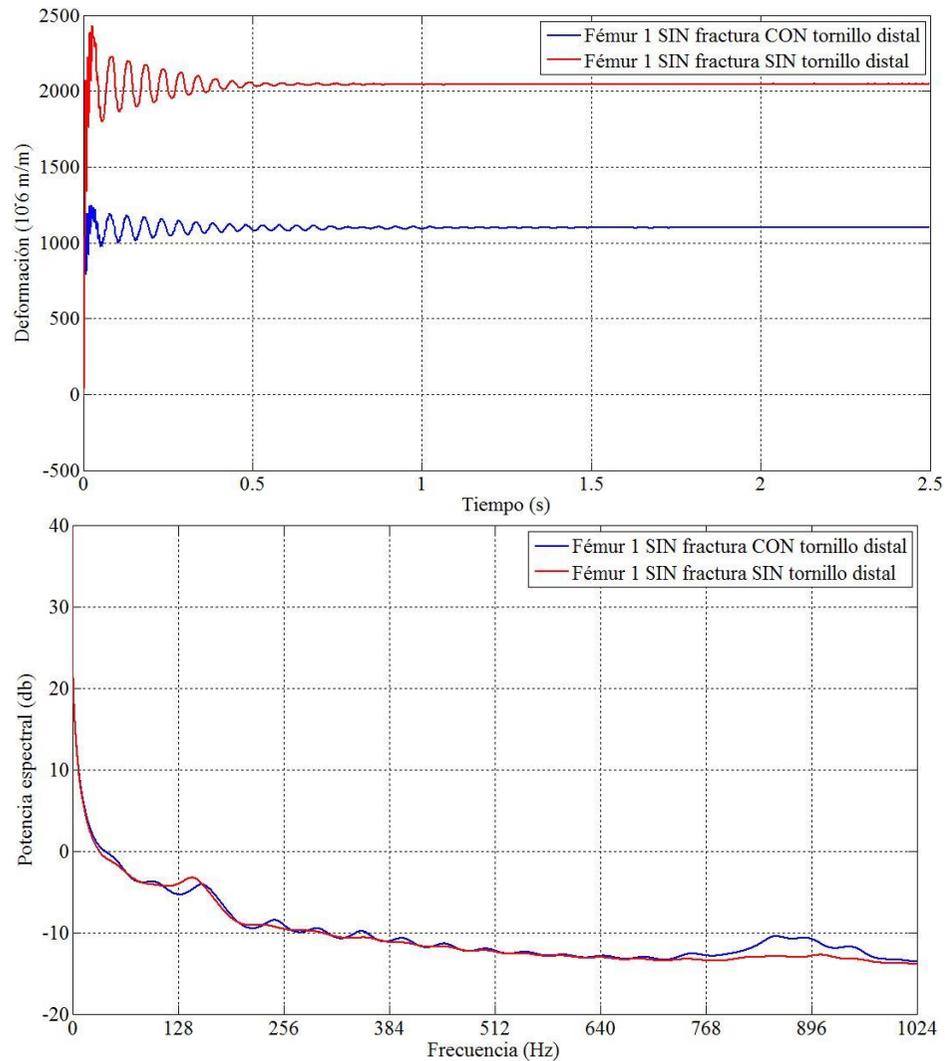
Gráfica 22. Galga 3 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



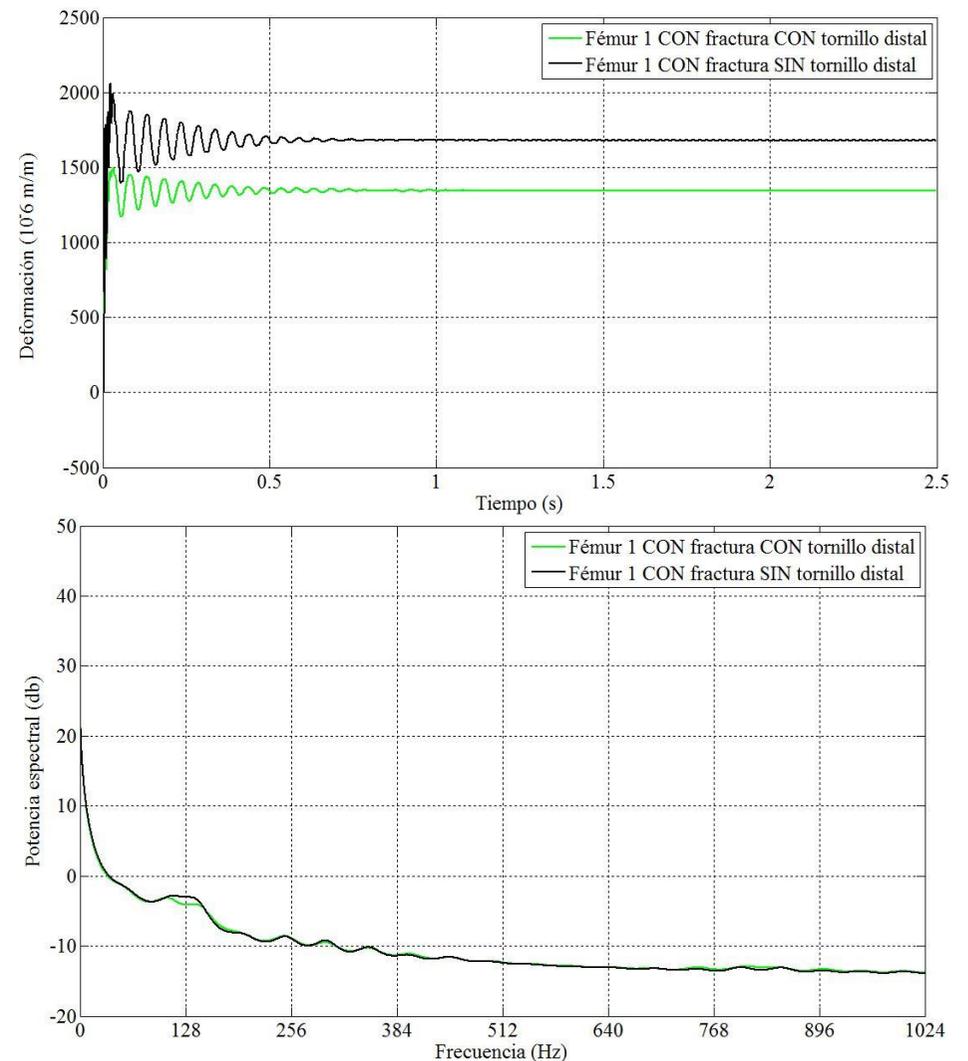
Gráfica 23. Galga 4 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



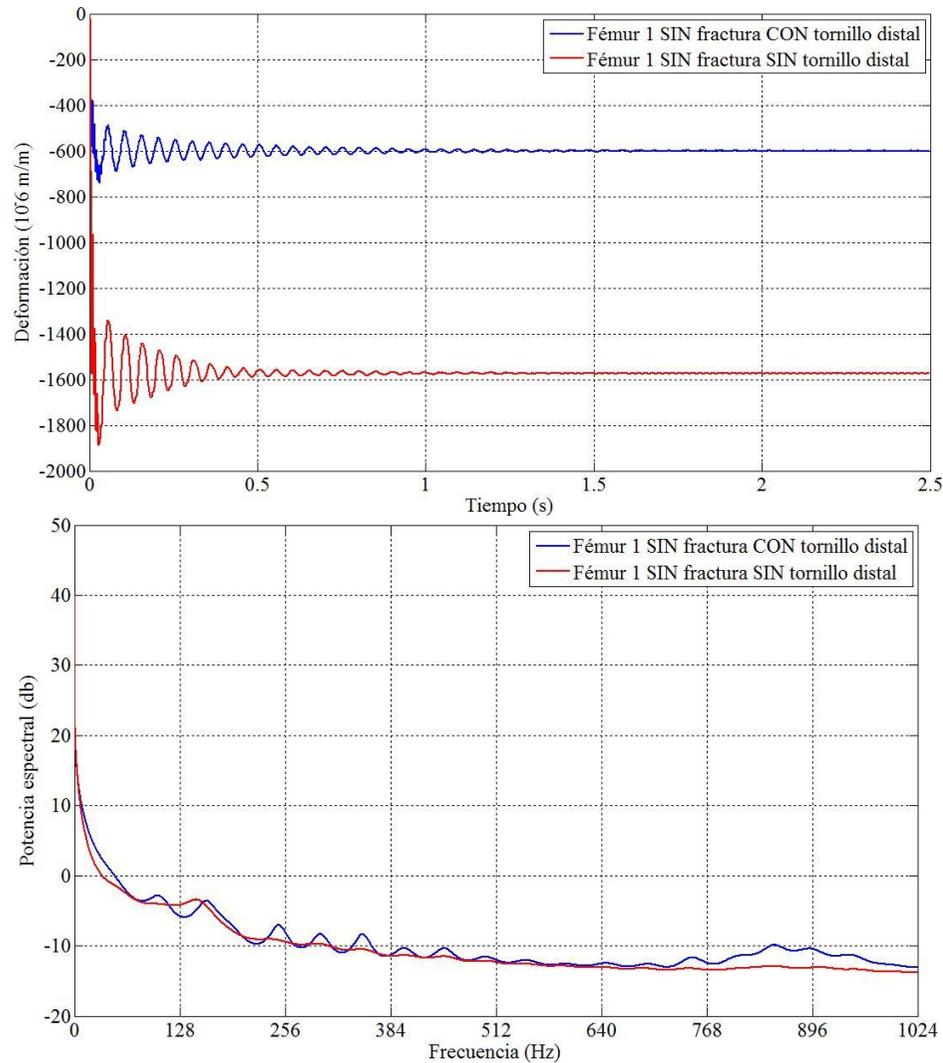
Gráfica 24. Galga 4 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



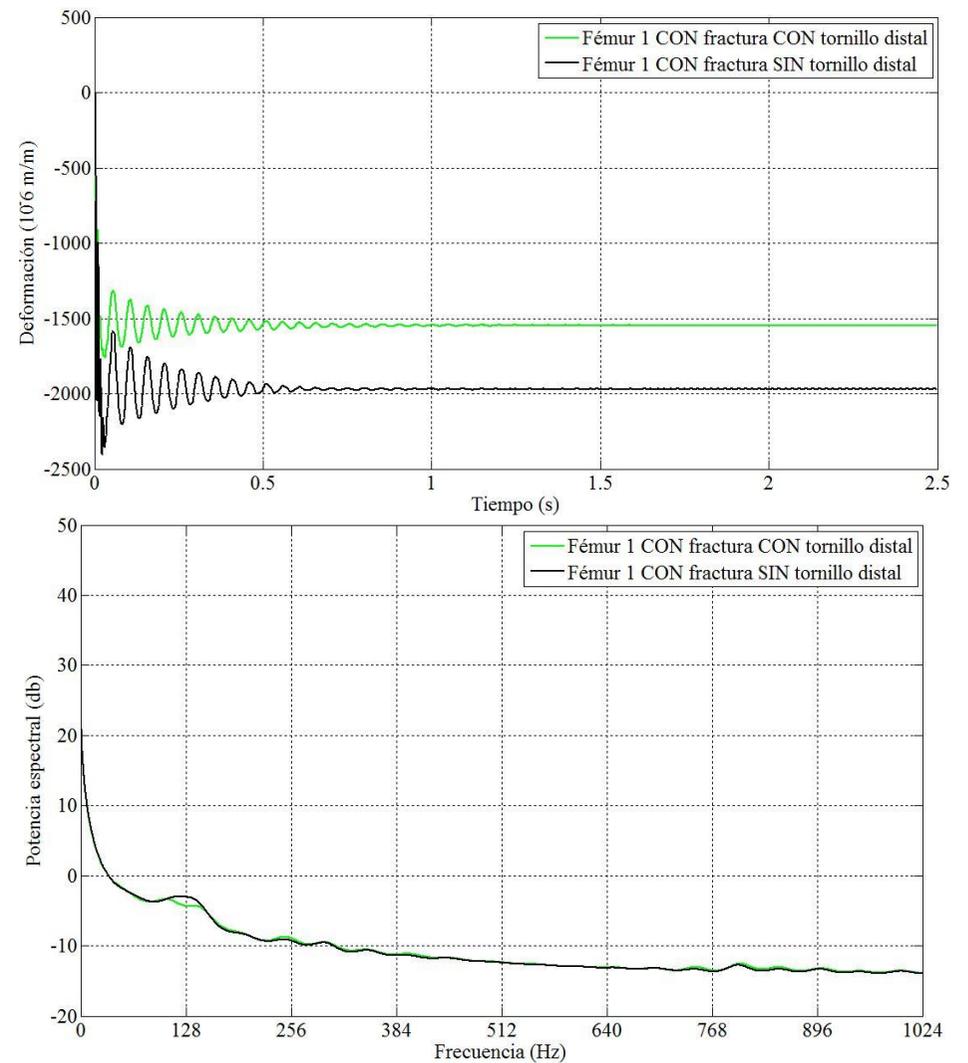
Gráfica 25. Galga 5 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



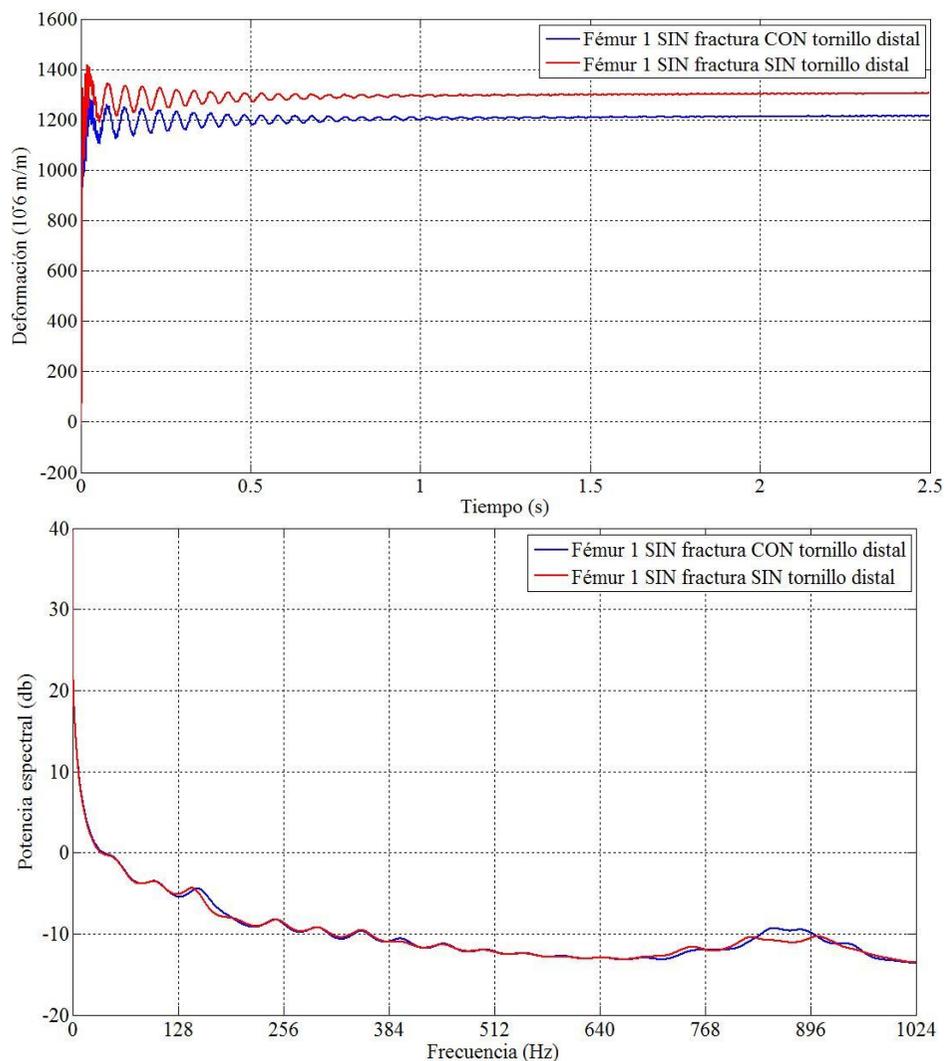
Gráfica 26. Galga 5 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



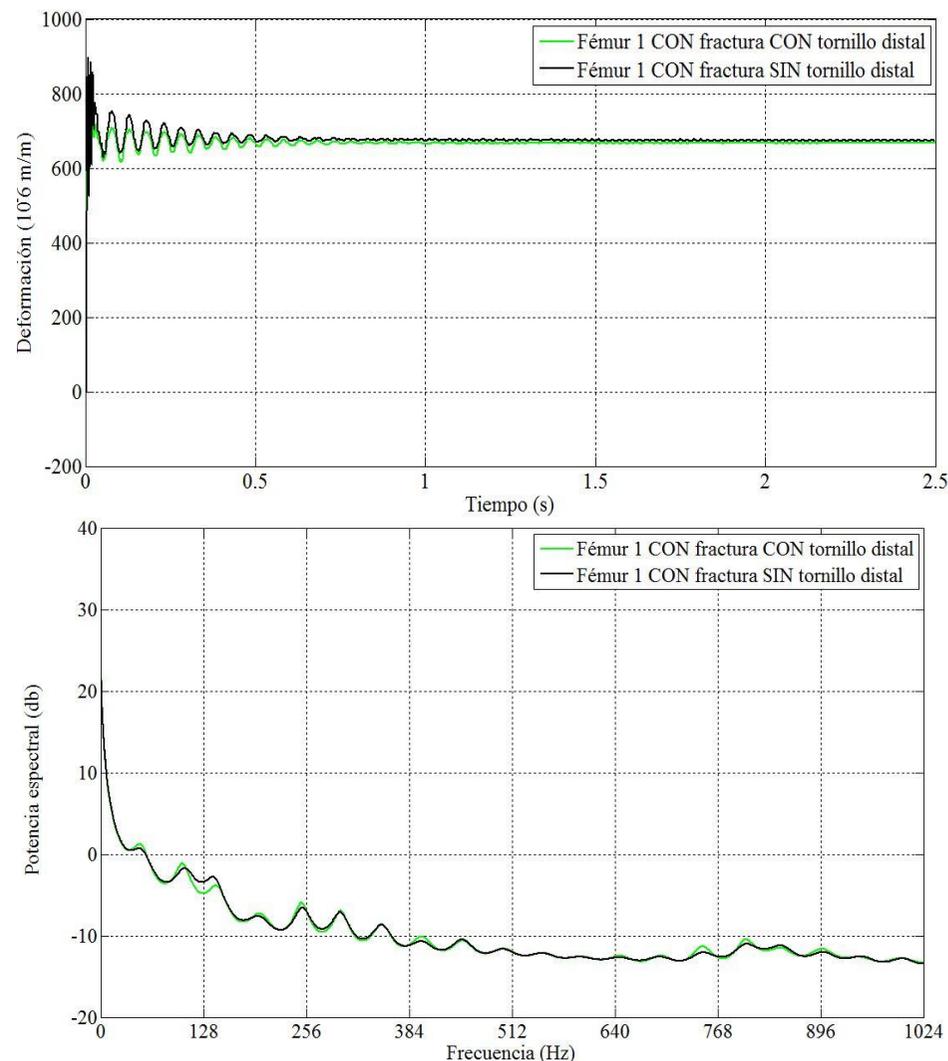
Gráfica 27. Galga 6 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



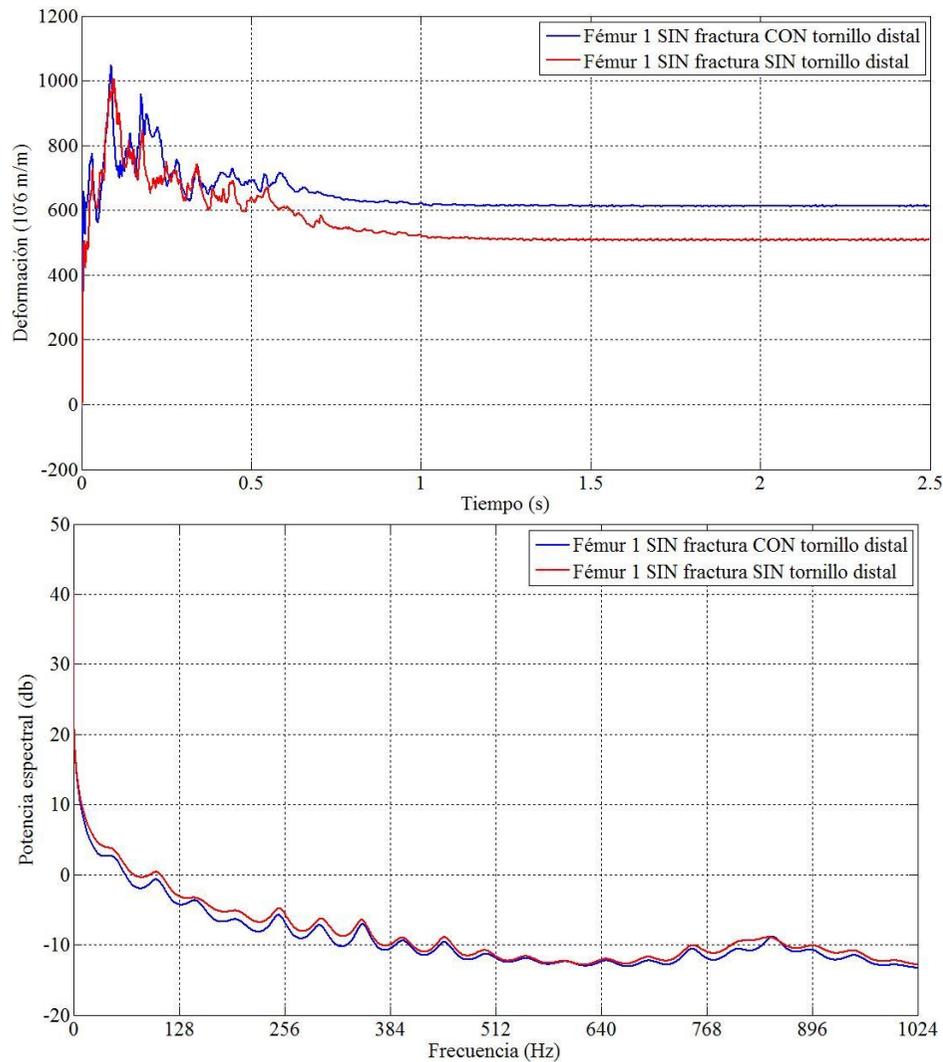
Gráfica 28. Galga 6 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



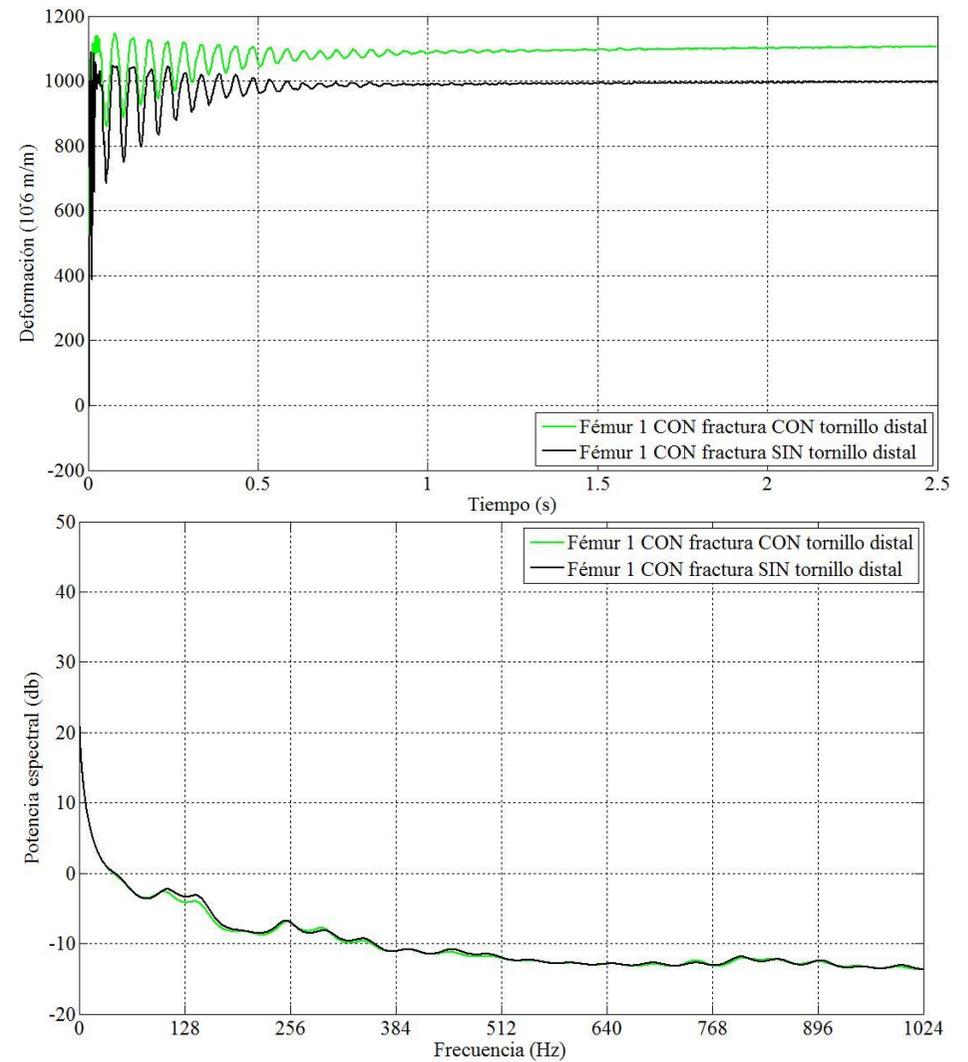
Gráfica 29. Galga 7 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



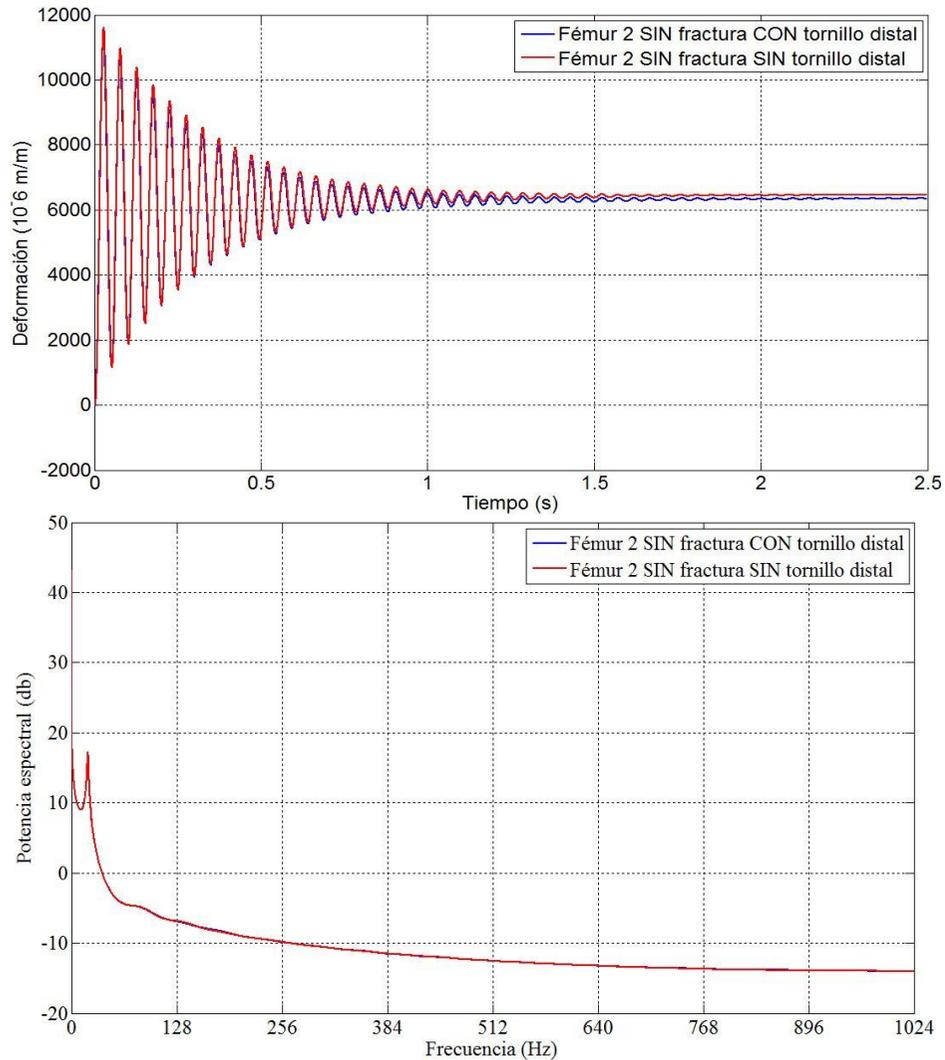
Gráfica 30. Galga 7 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



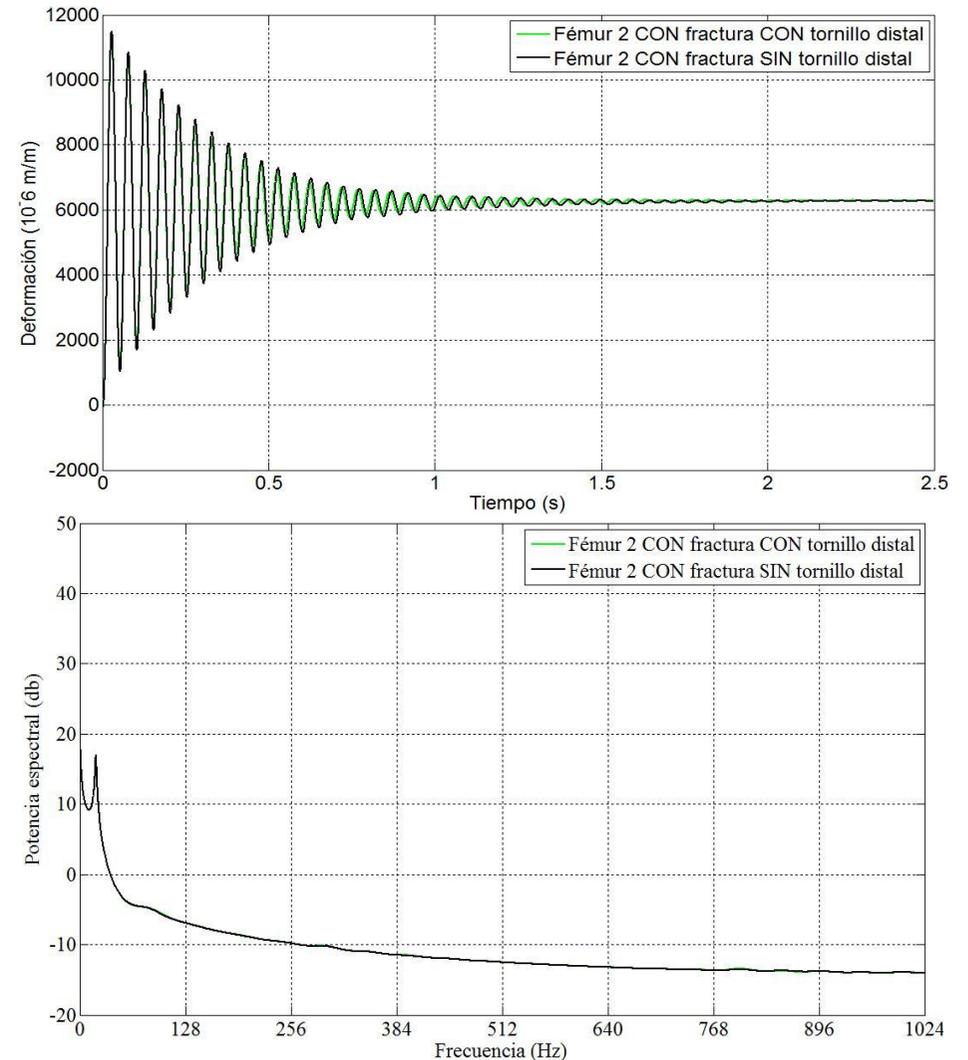
Gráfica 31. Galga 8 colocada en el Fémur 1 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



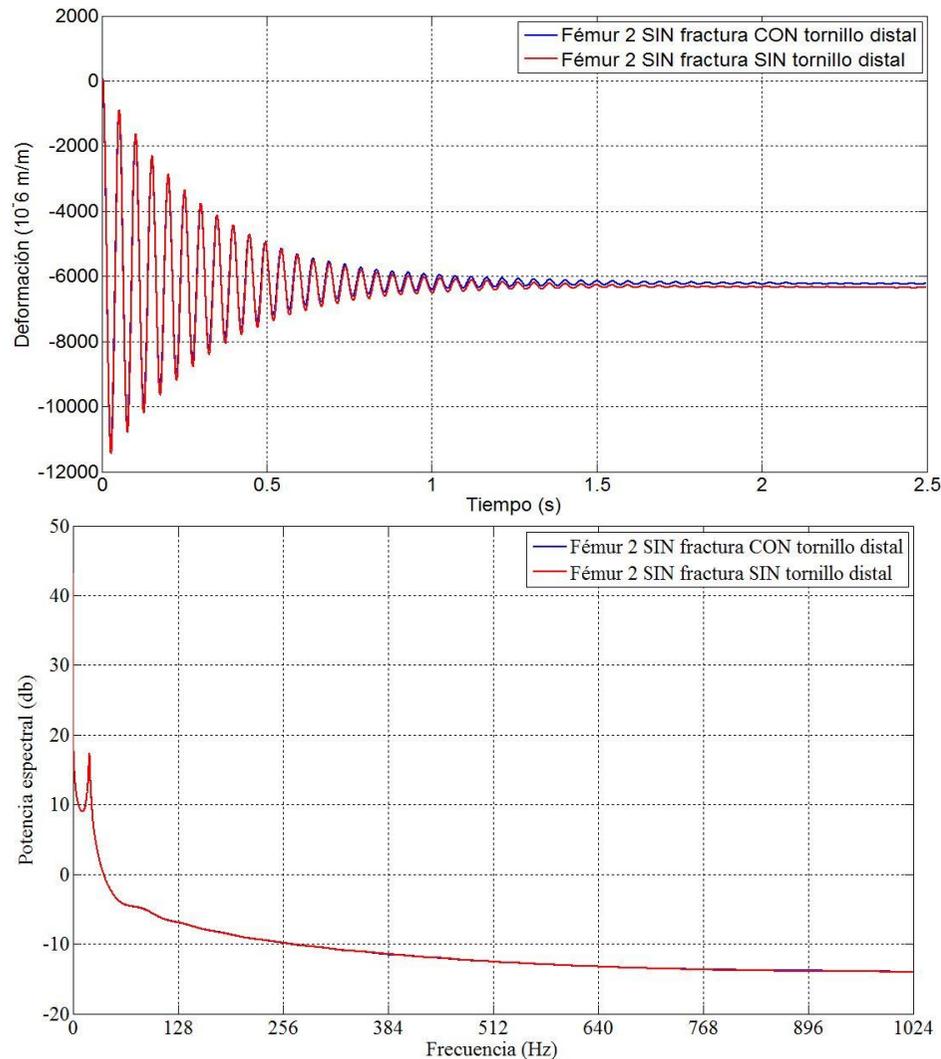
Gráfica 32. Galga 8 colocada en el Fémur 1 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



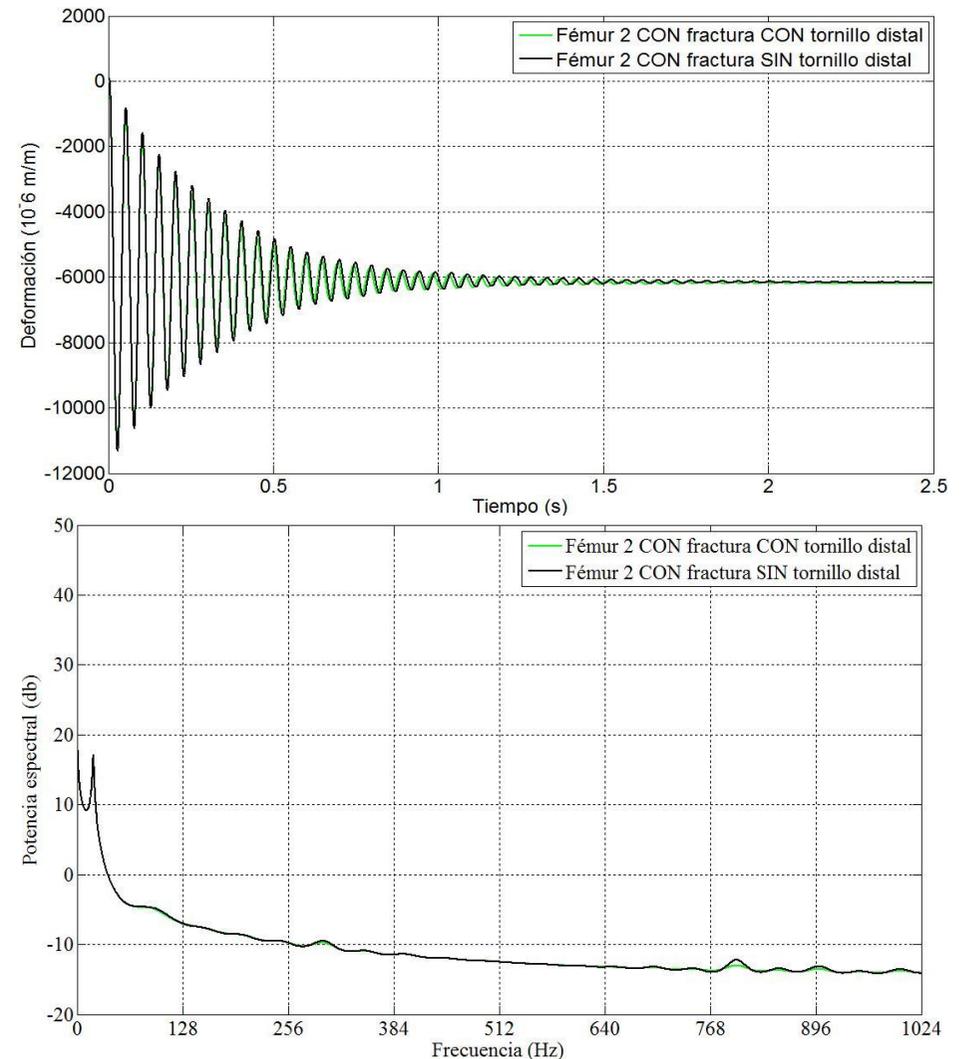
Gráfica 33. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



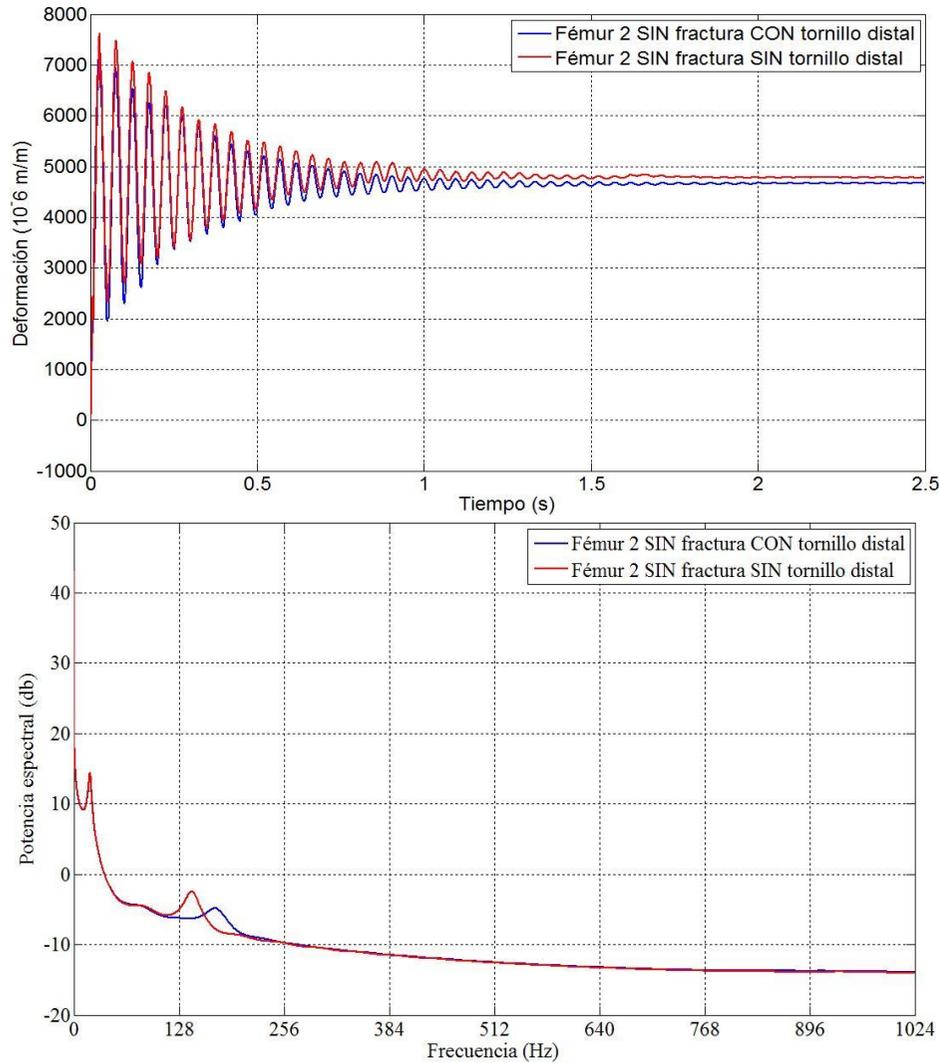
Gráfica 34. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



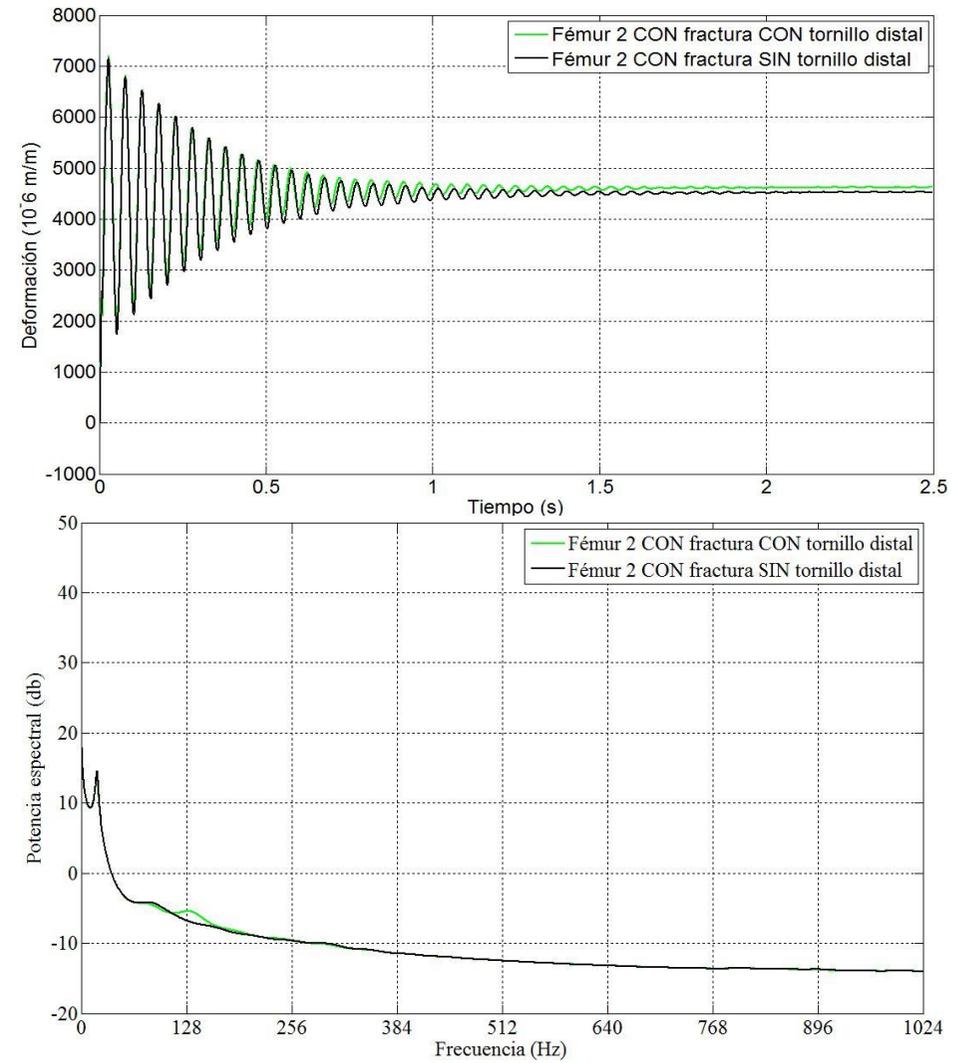
Gráfica 35. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



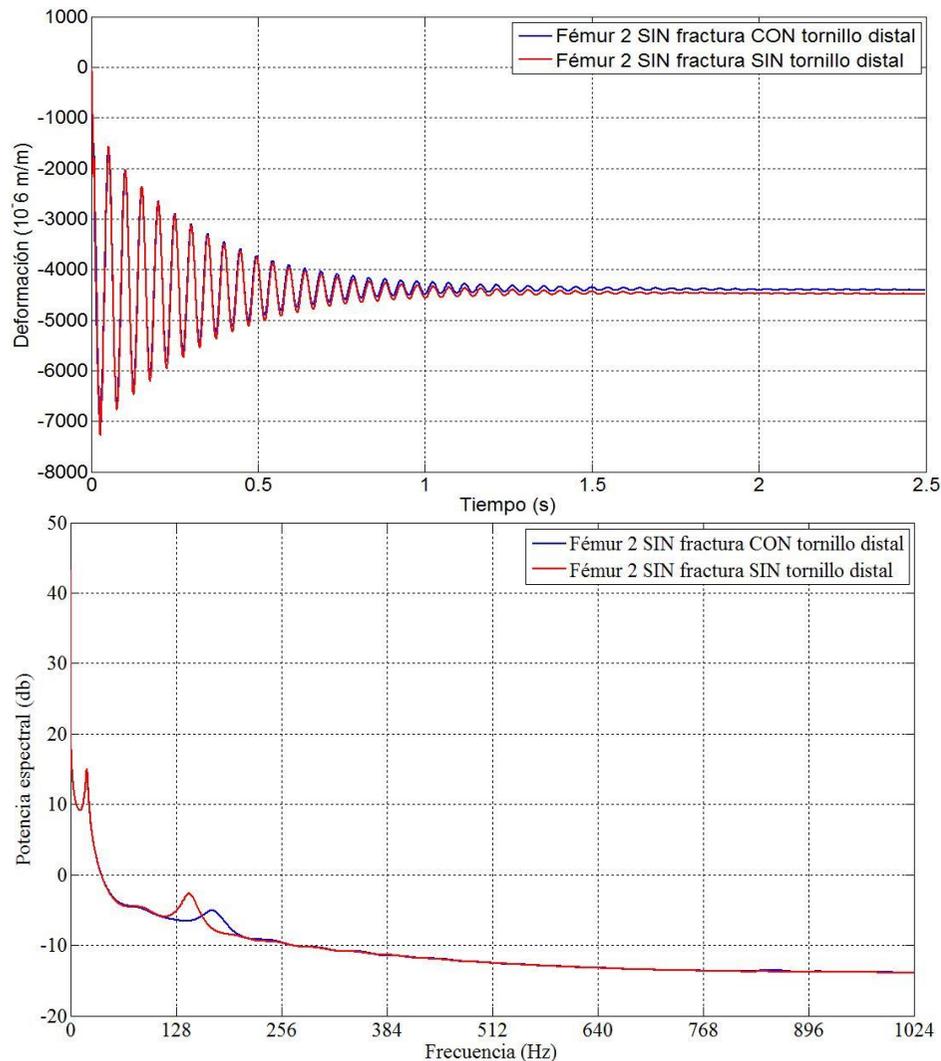
Gráfica 36. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



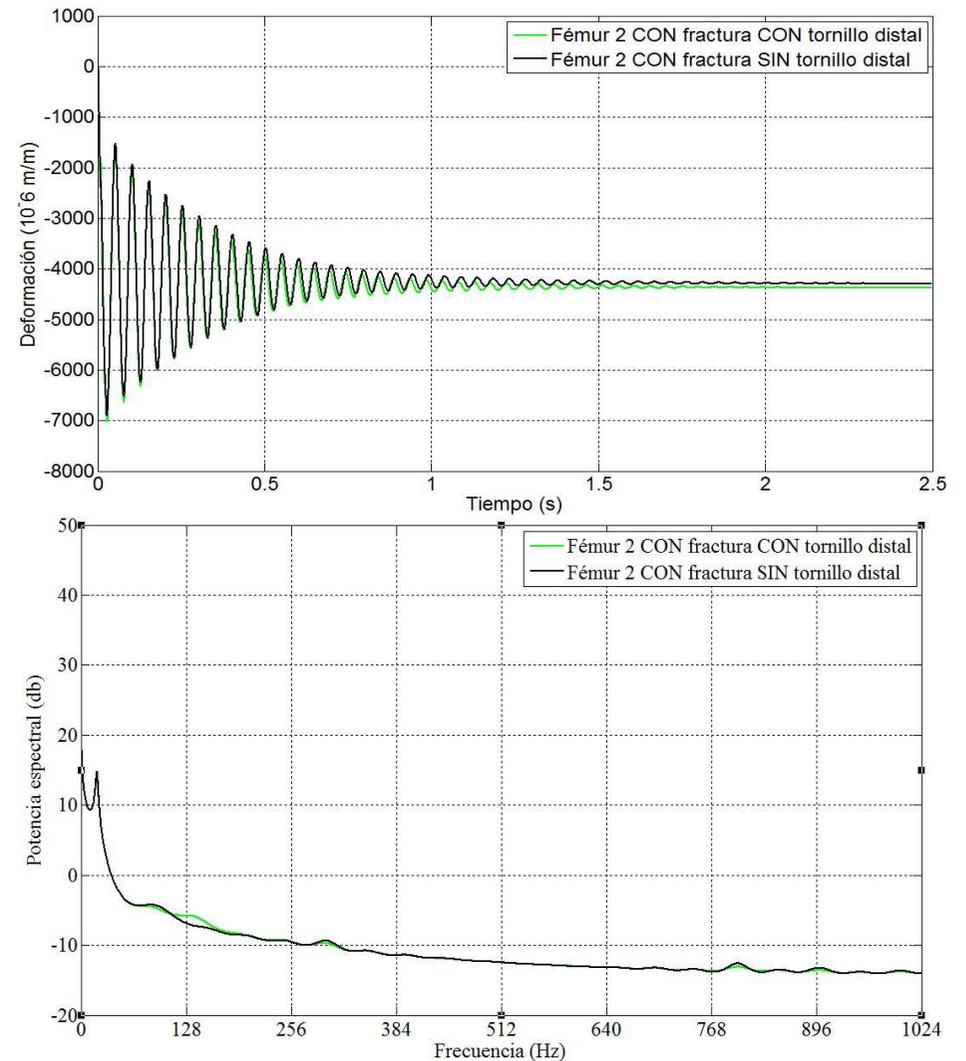
Gráfica 37. Galga 3 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



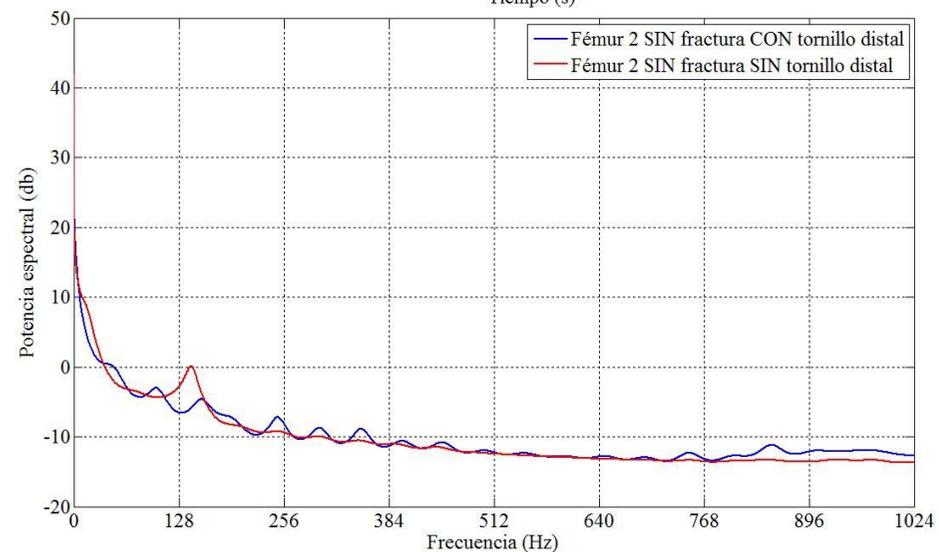
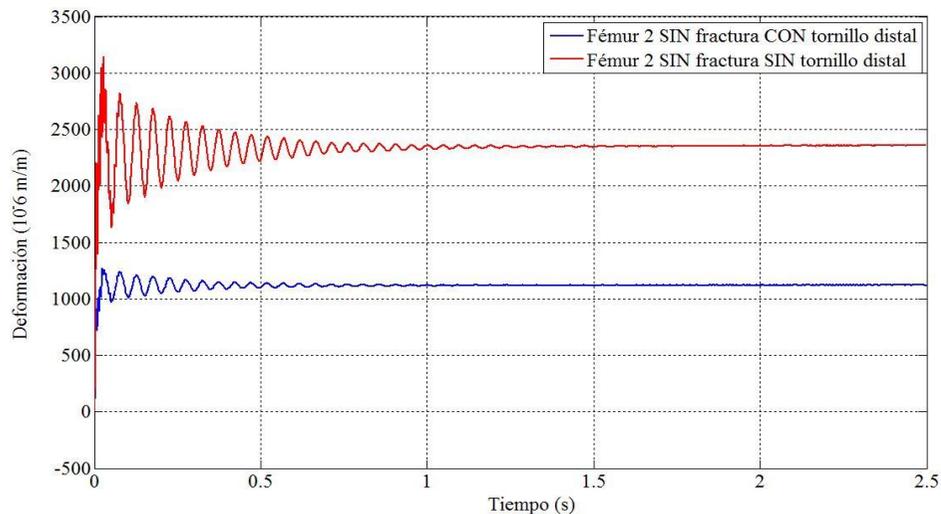
Gráfica 38. Galga 3 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



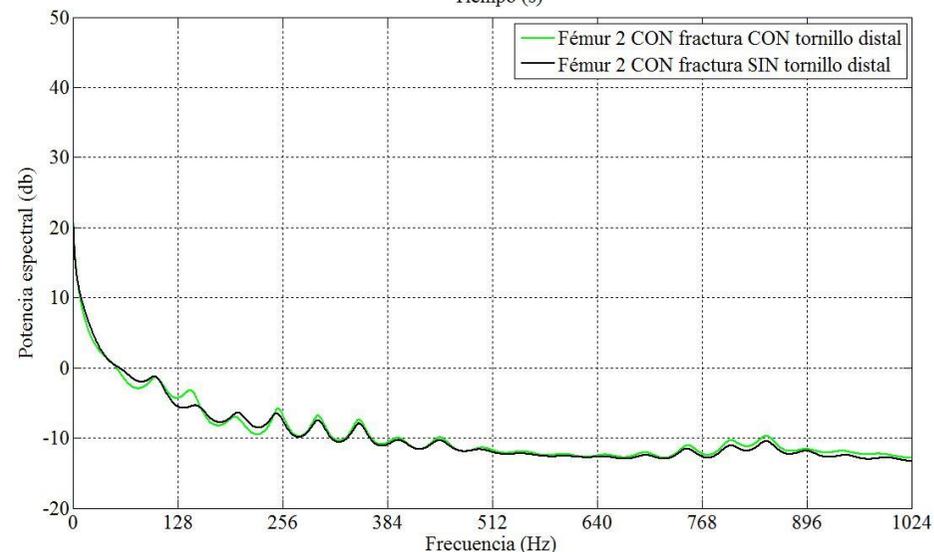
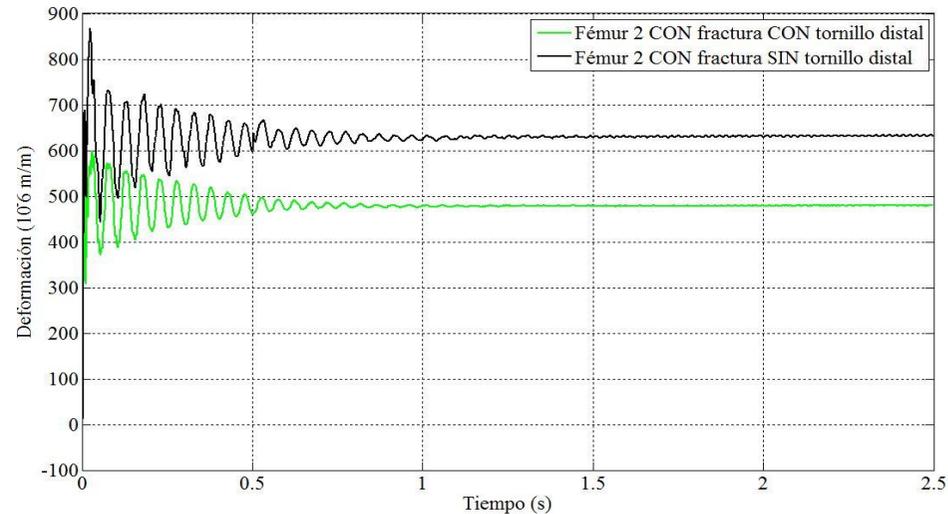
Gráfica 39. Galga 4 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



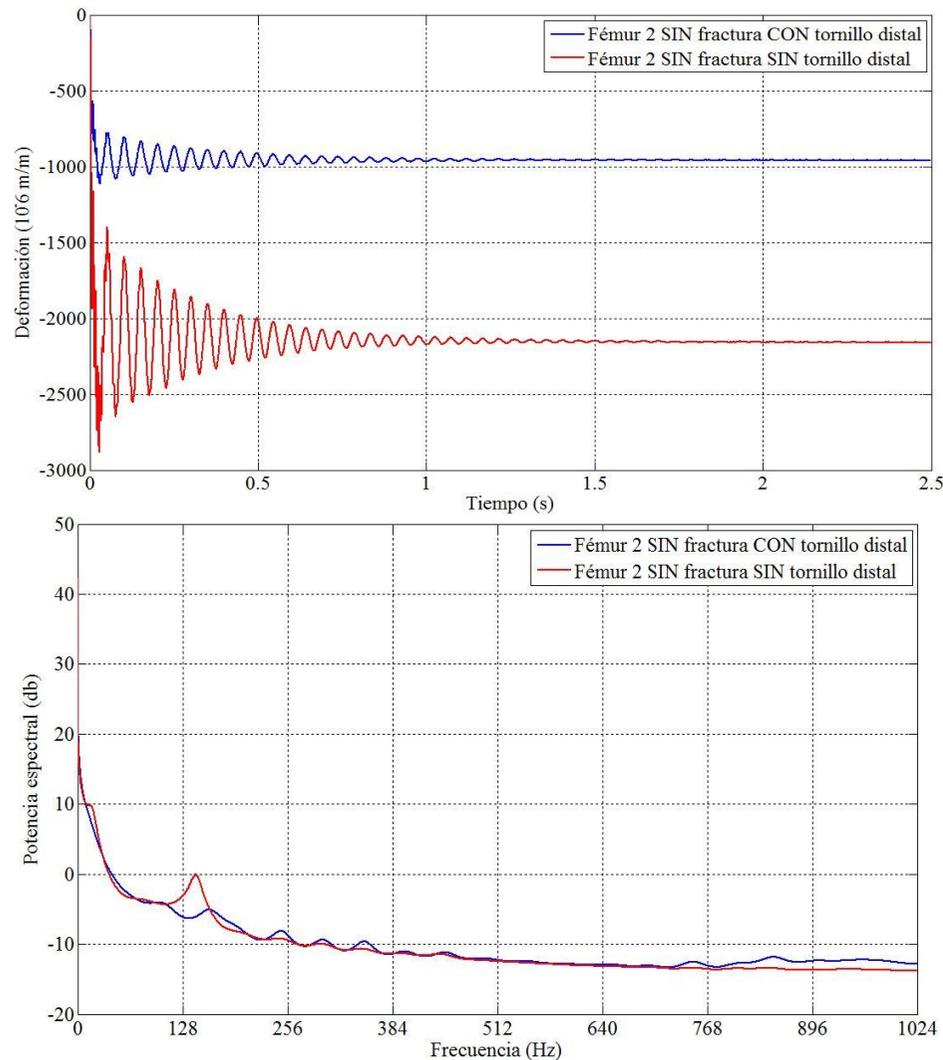
Gráfica 40. Galga 4 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



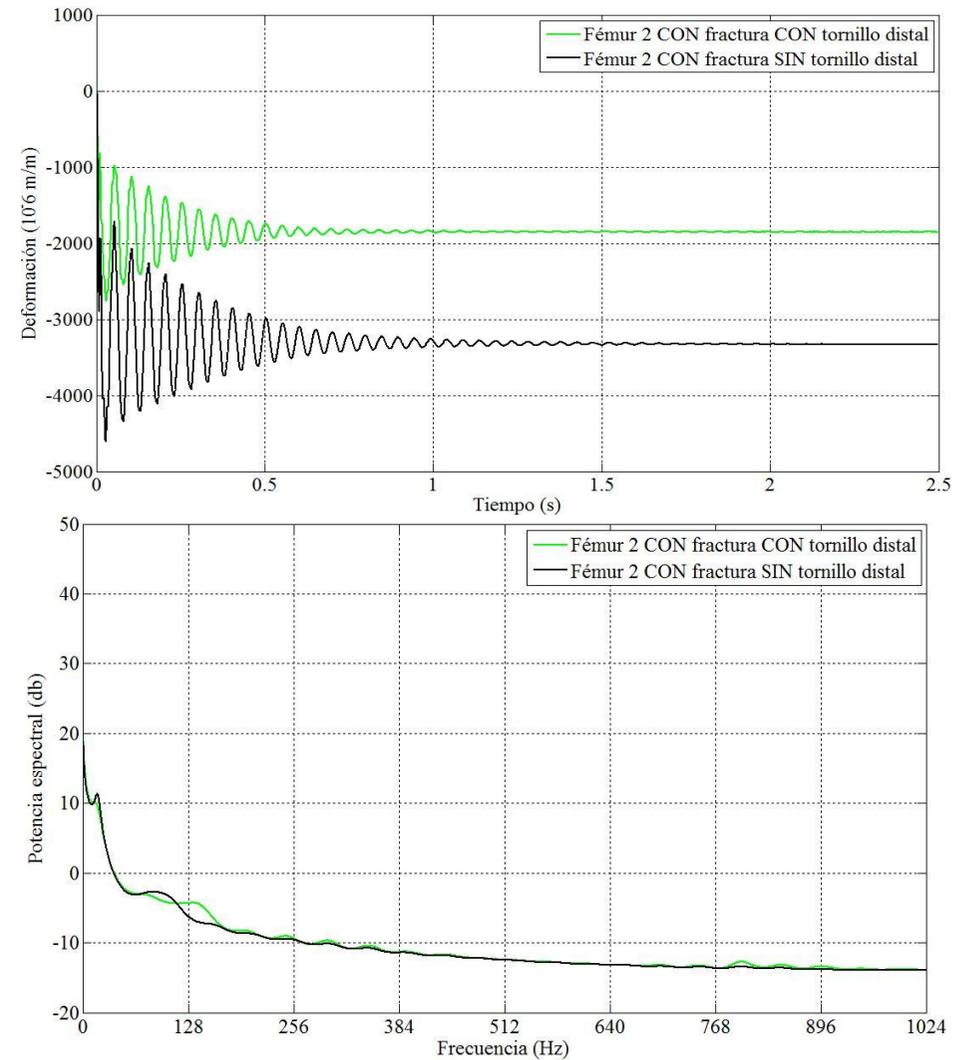
Gráfica 41. Galga 5 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



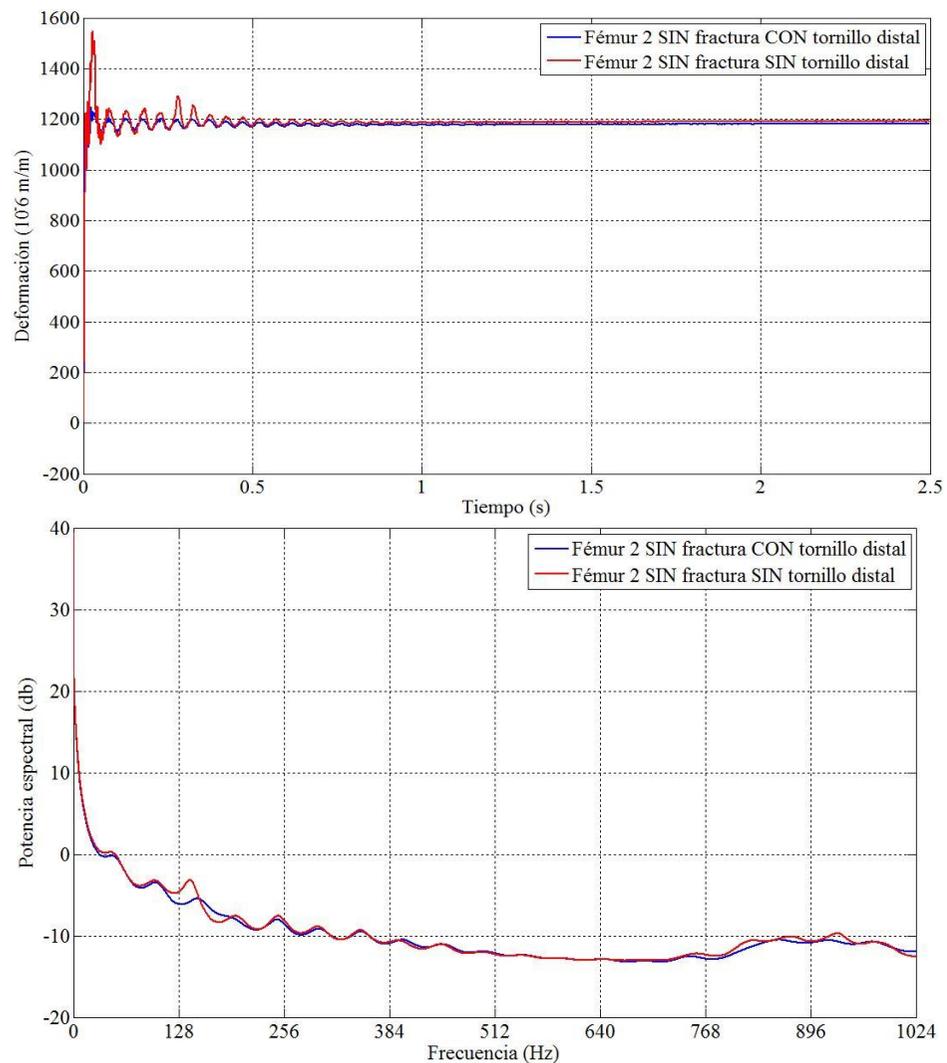
Gráfica 42. Galga 5 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



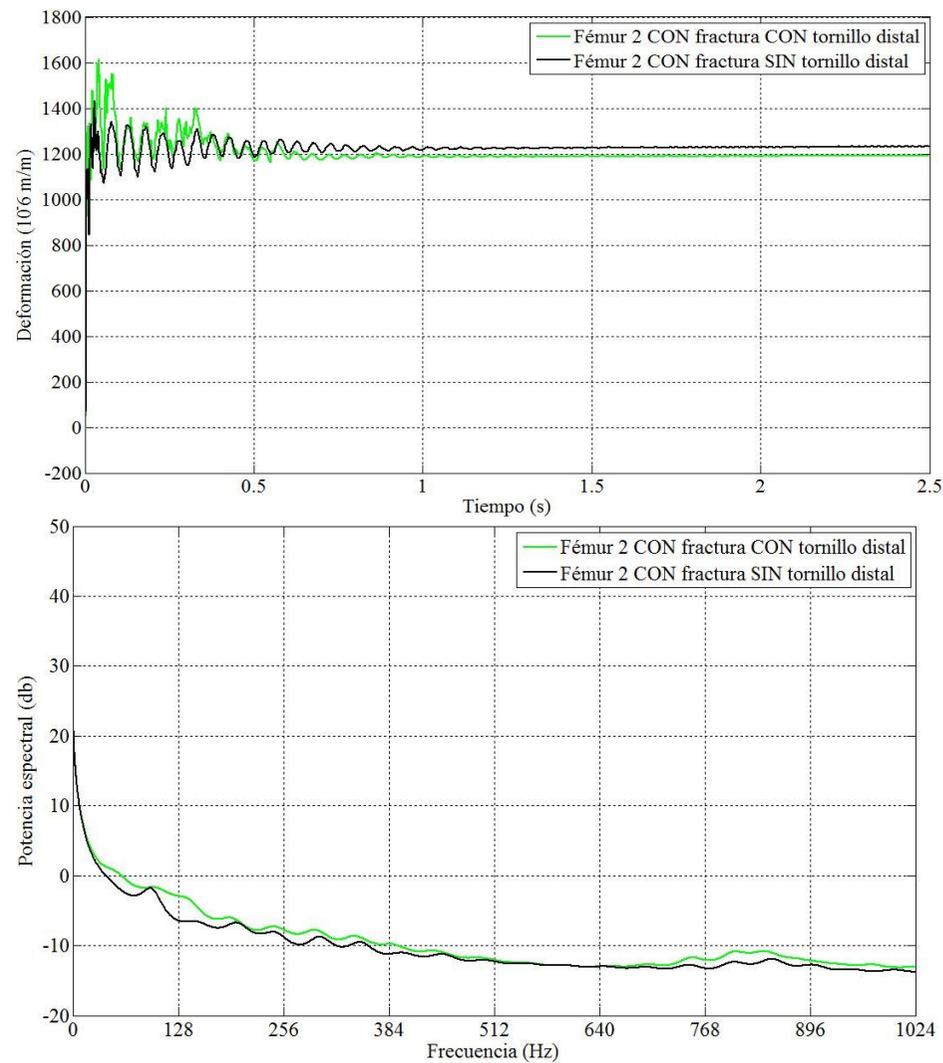
Gráfica 43. Galga 6 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



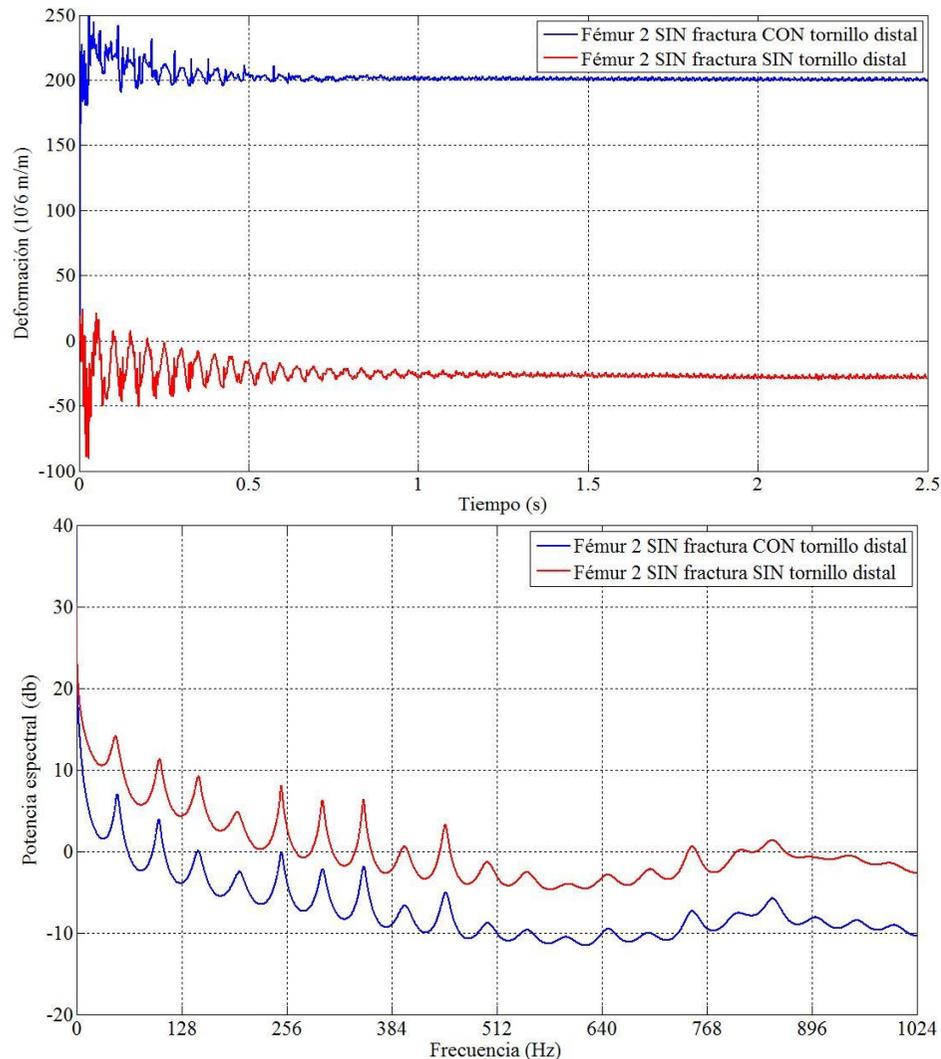
Gráfica 44. Galga 6 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



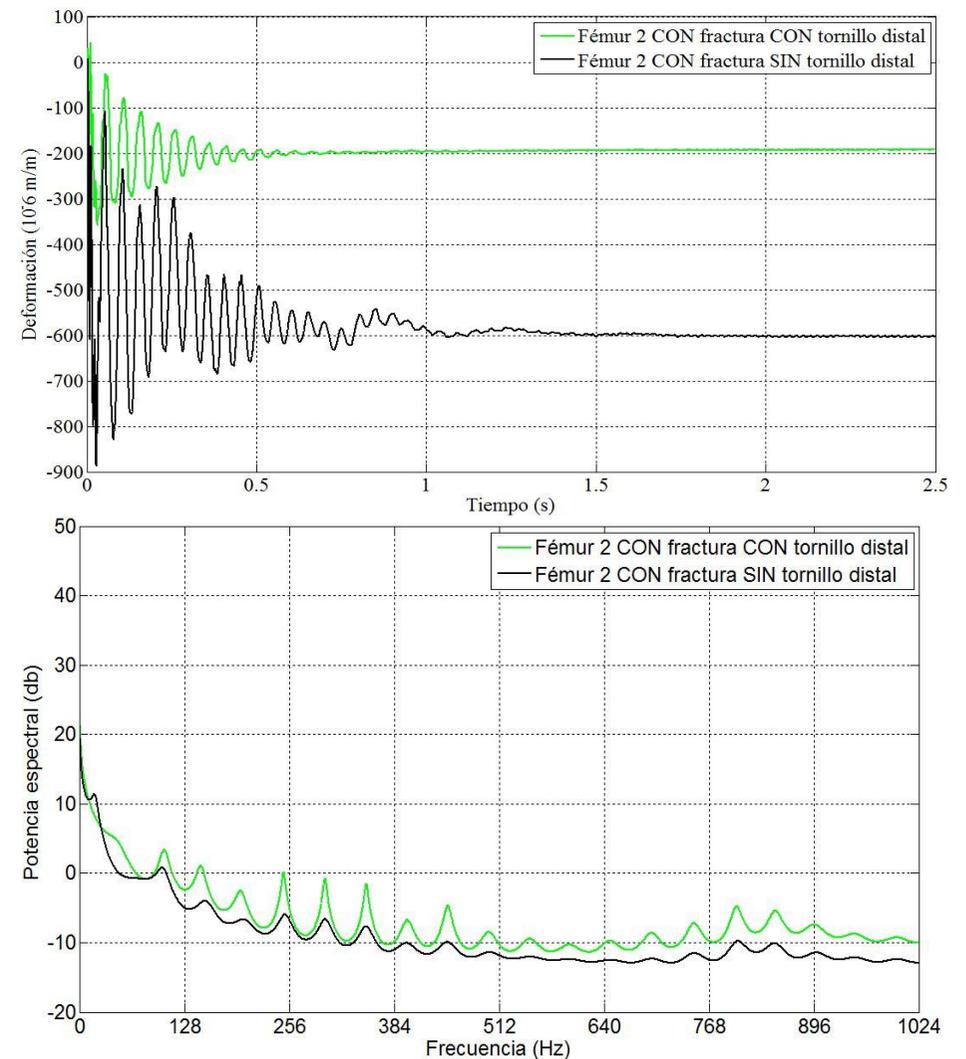
Gráfica 45. Galga 7 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



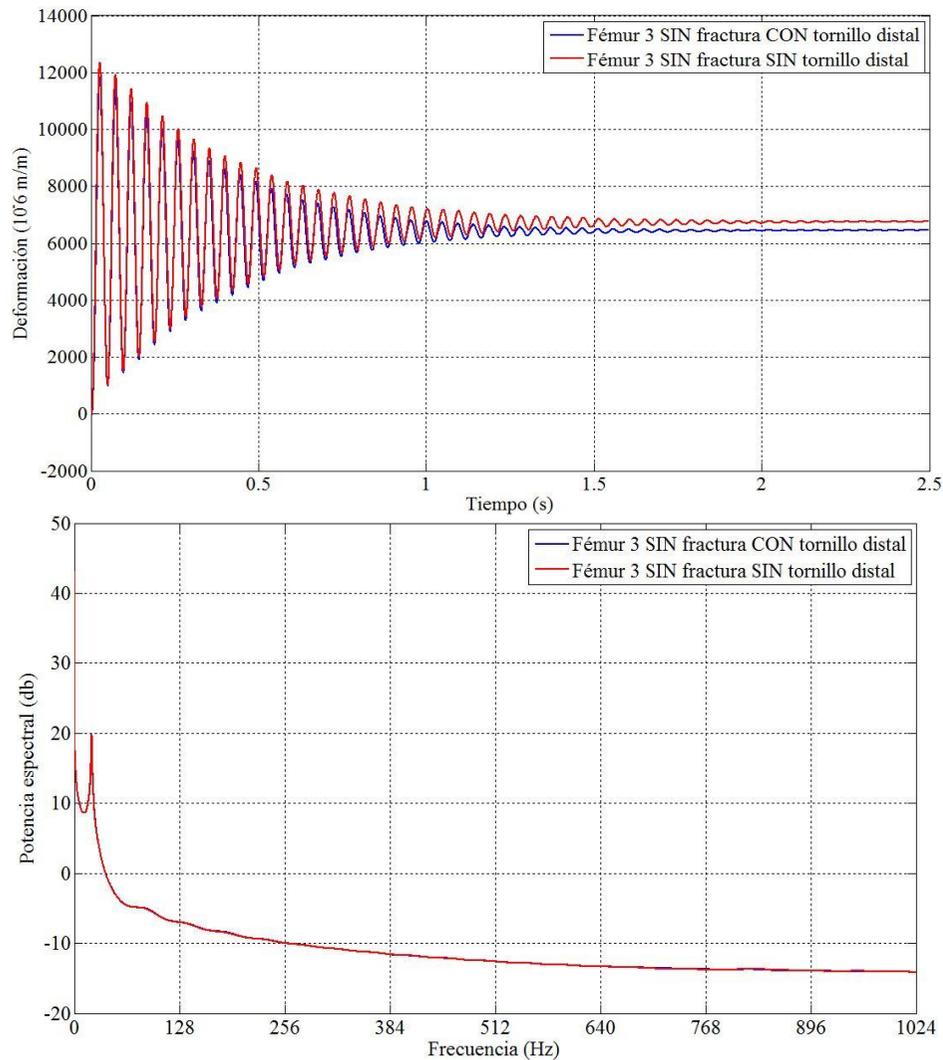
Gráfica 46. Galga 7 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



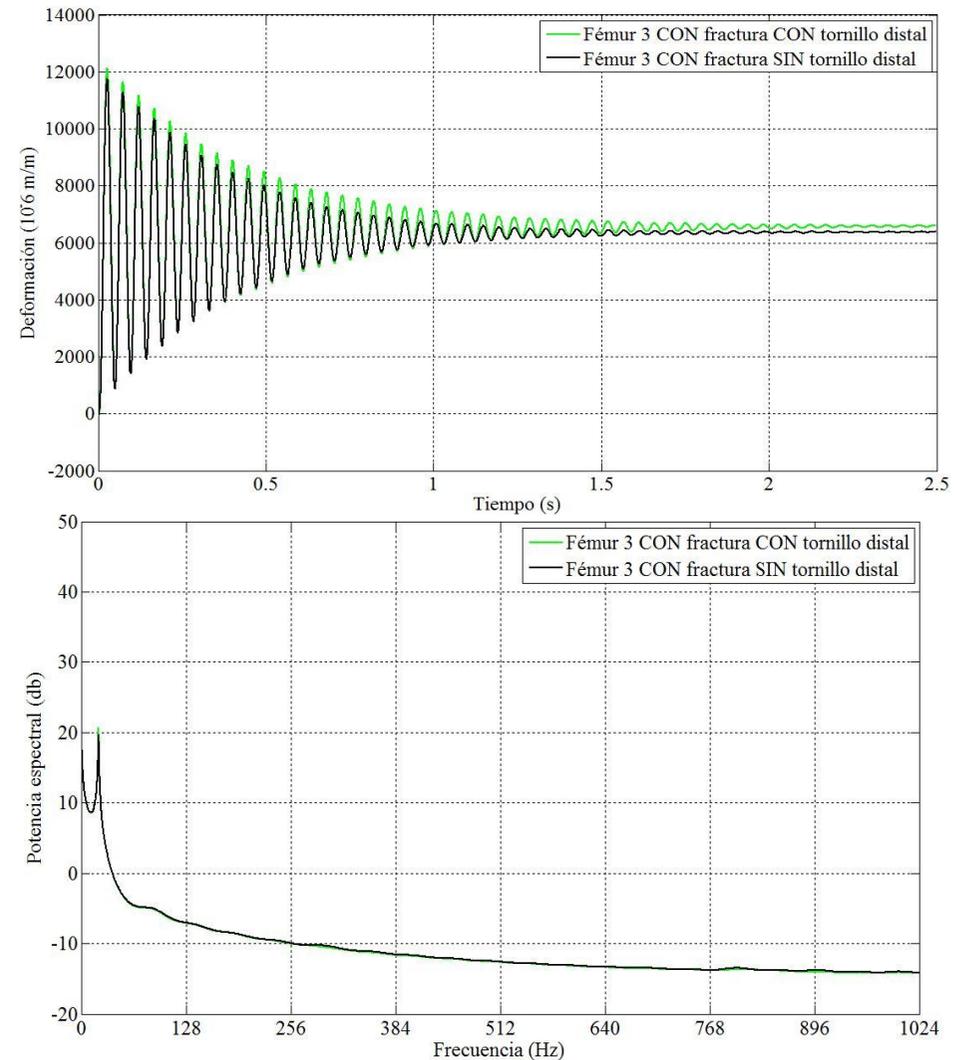
Gráfica 47. Galga 8 colocada en el Fémur 2 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



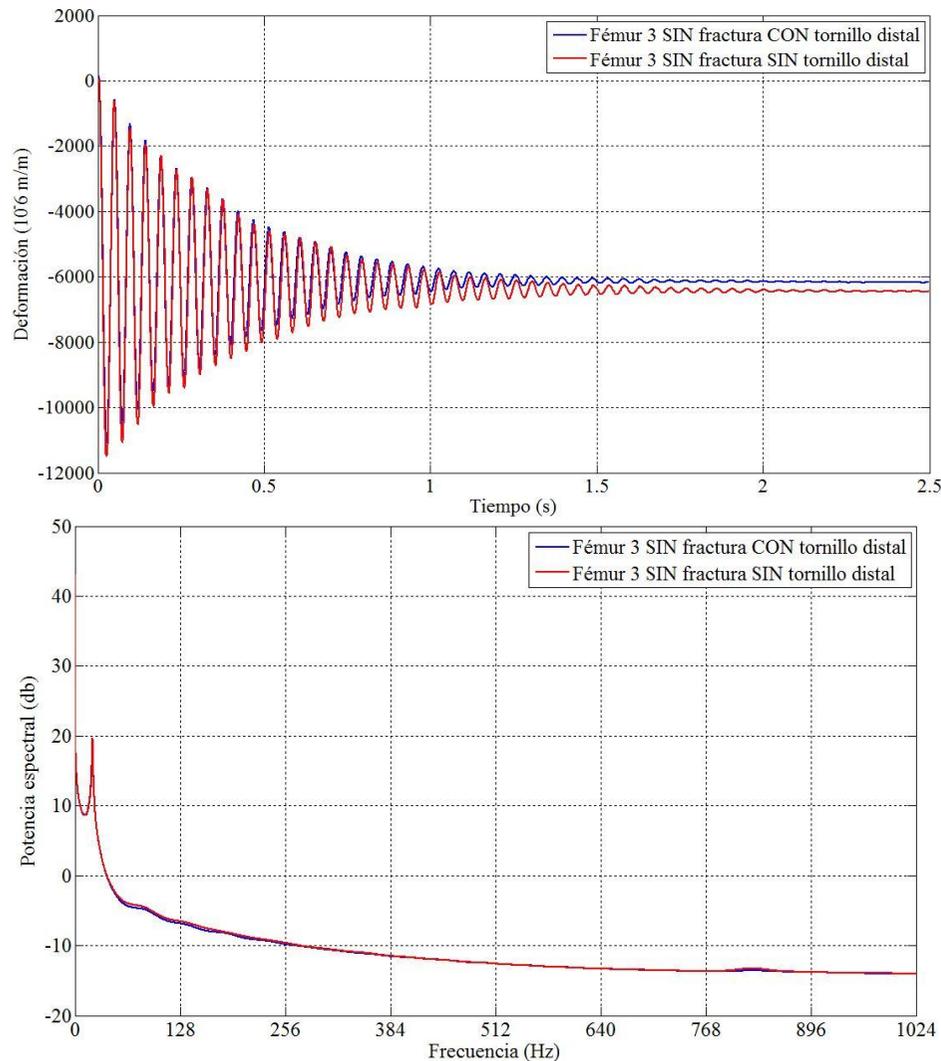
Gráfica 48. Galga 8 colocada en el Fémur 2 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



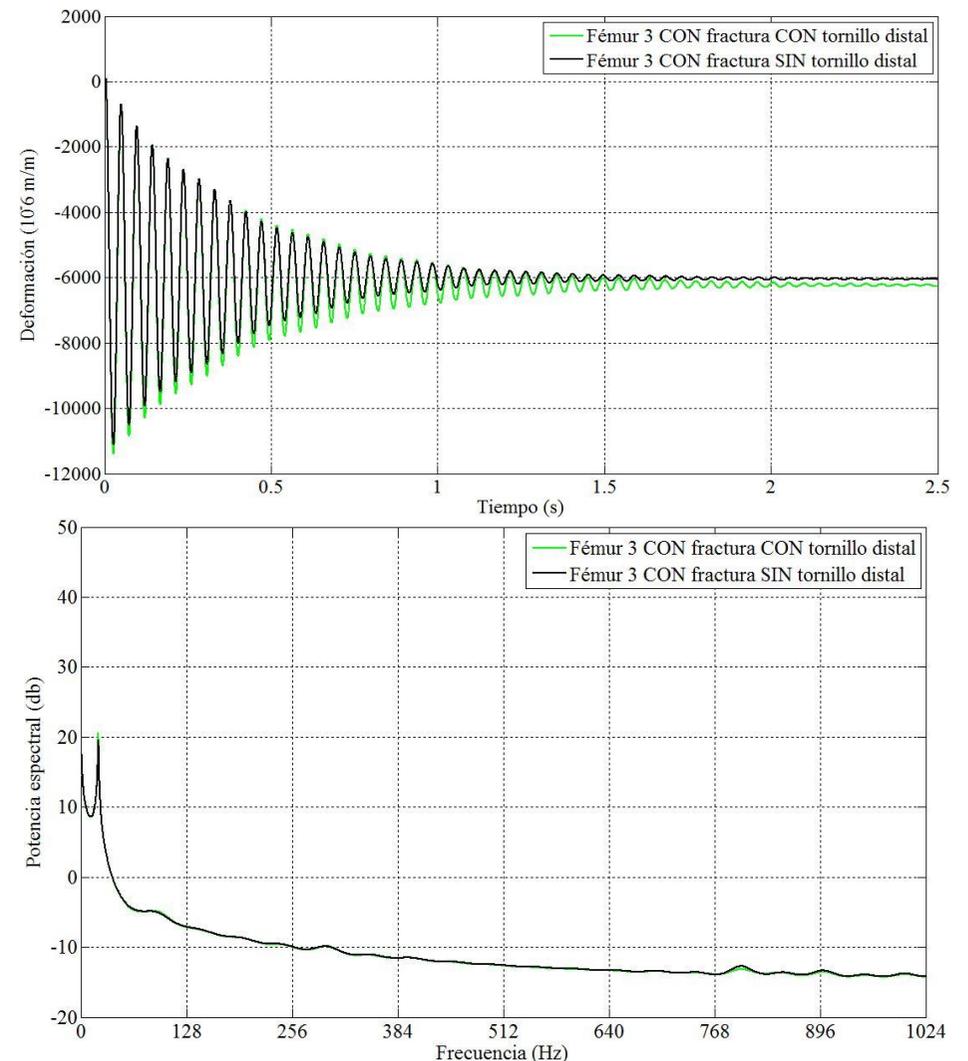
Gráfica 49. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



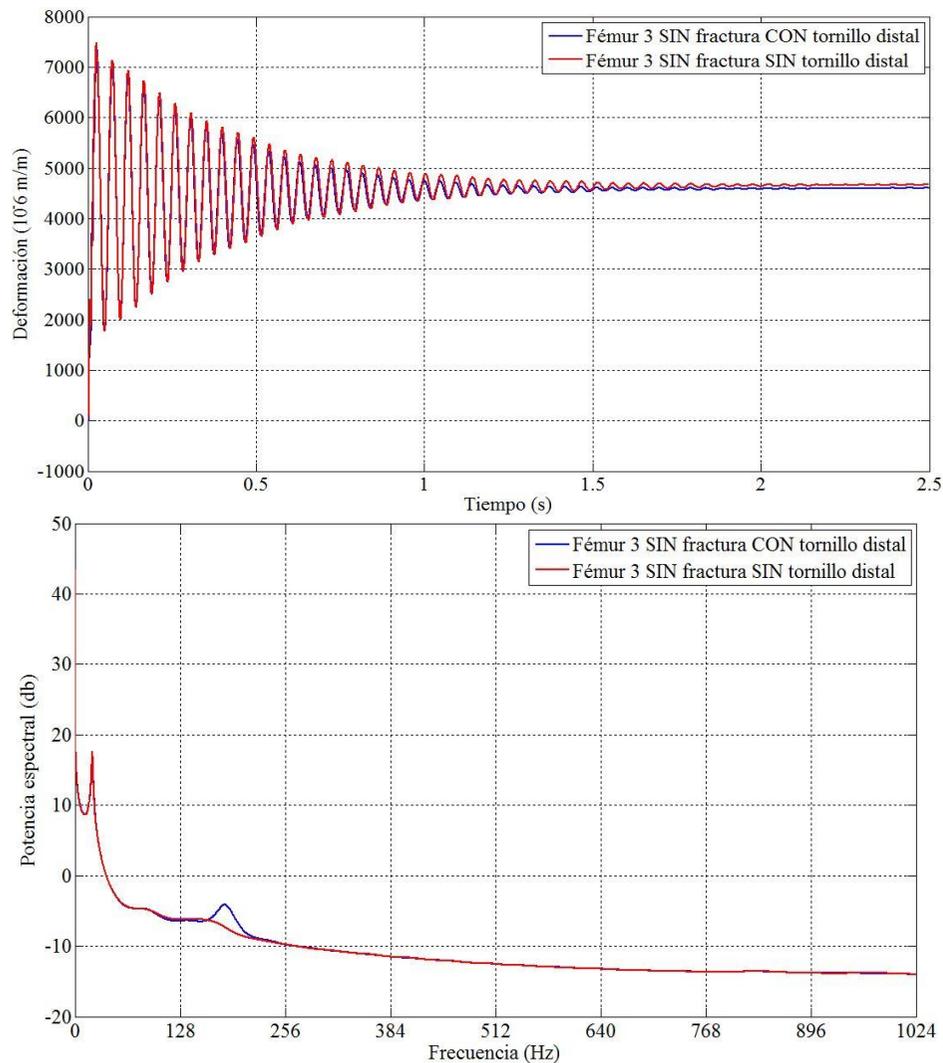
Gráfica 50. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



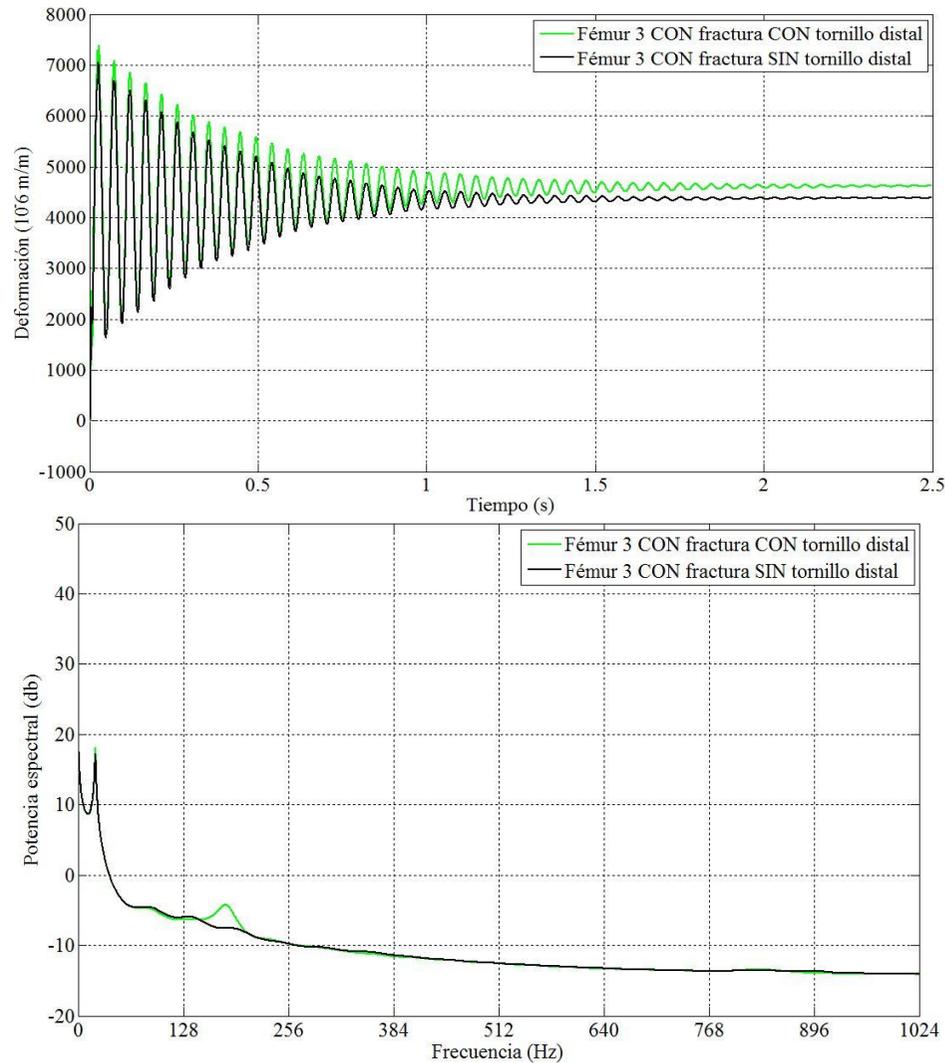
Gráfica 51. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



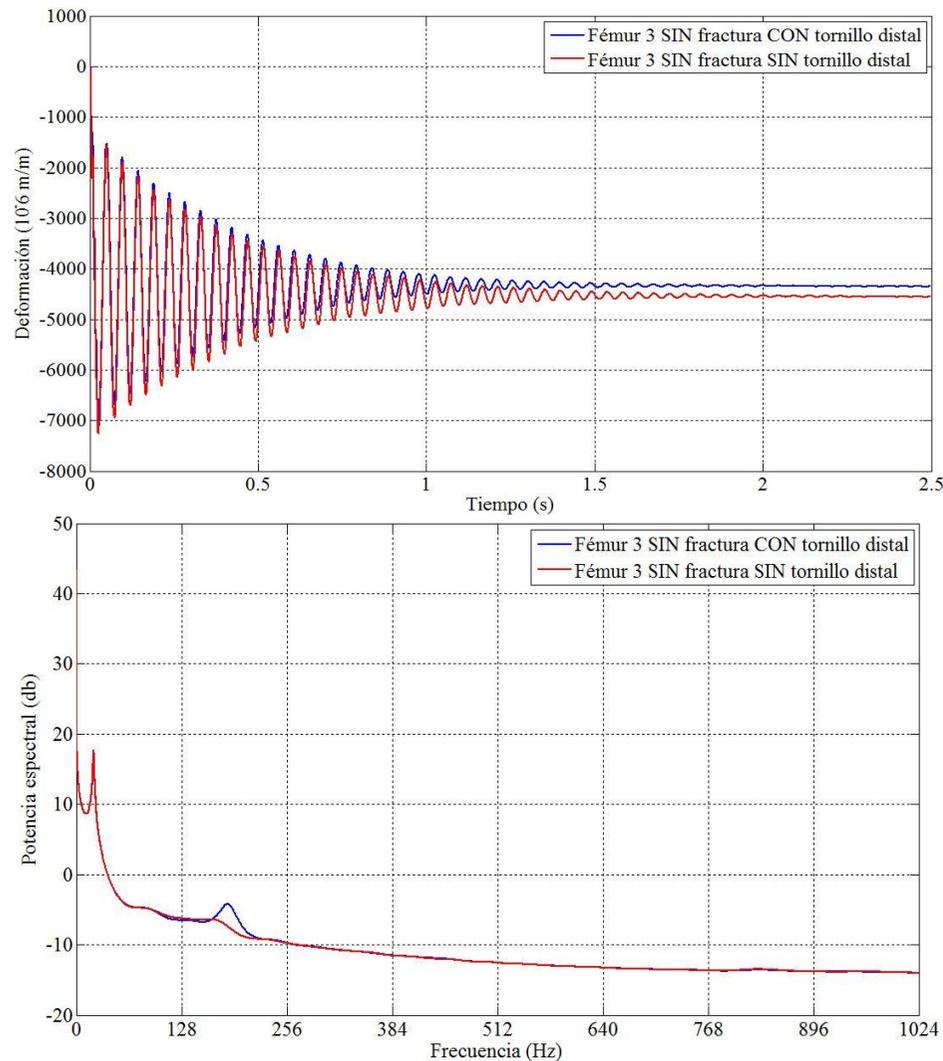
Gráfica 52. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



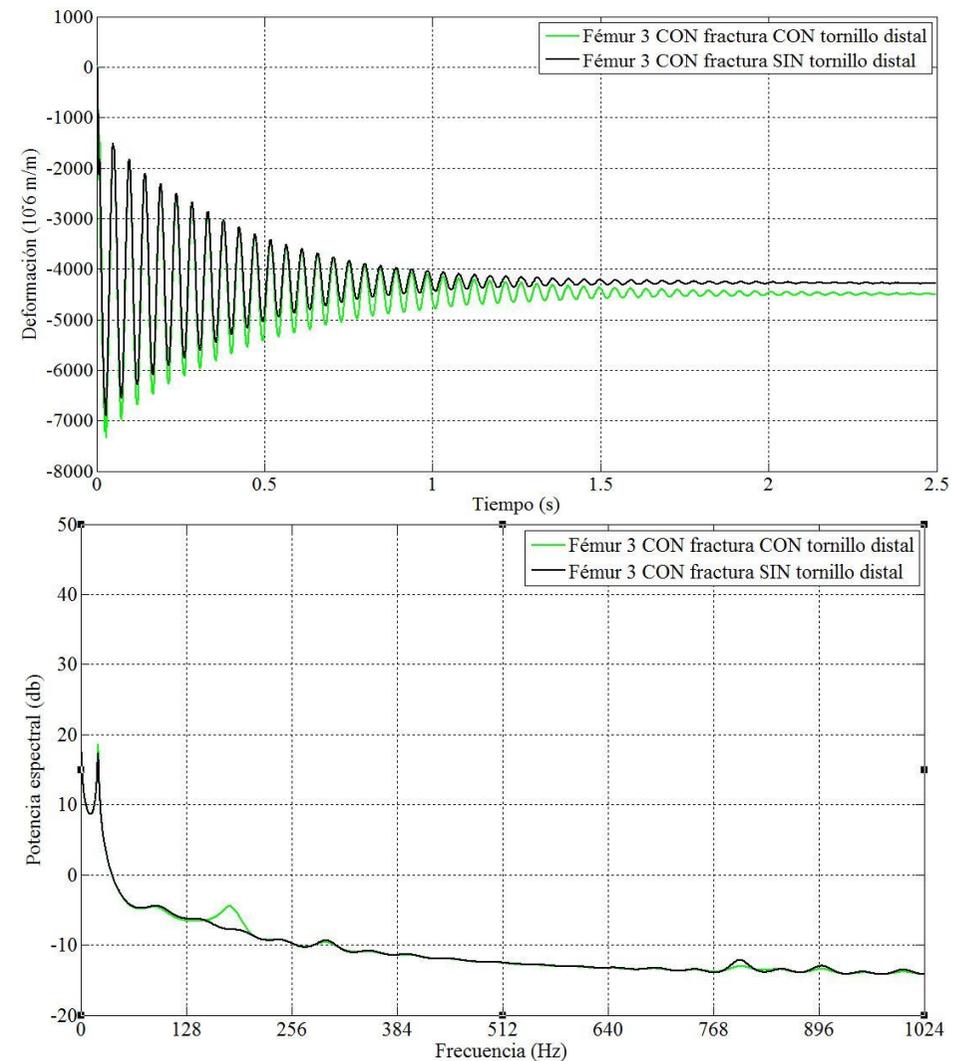
Gráfica 53. Galga3 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



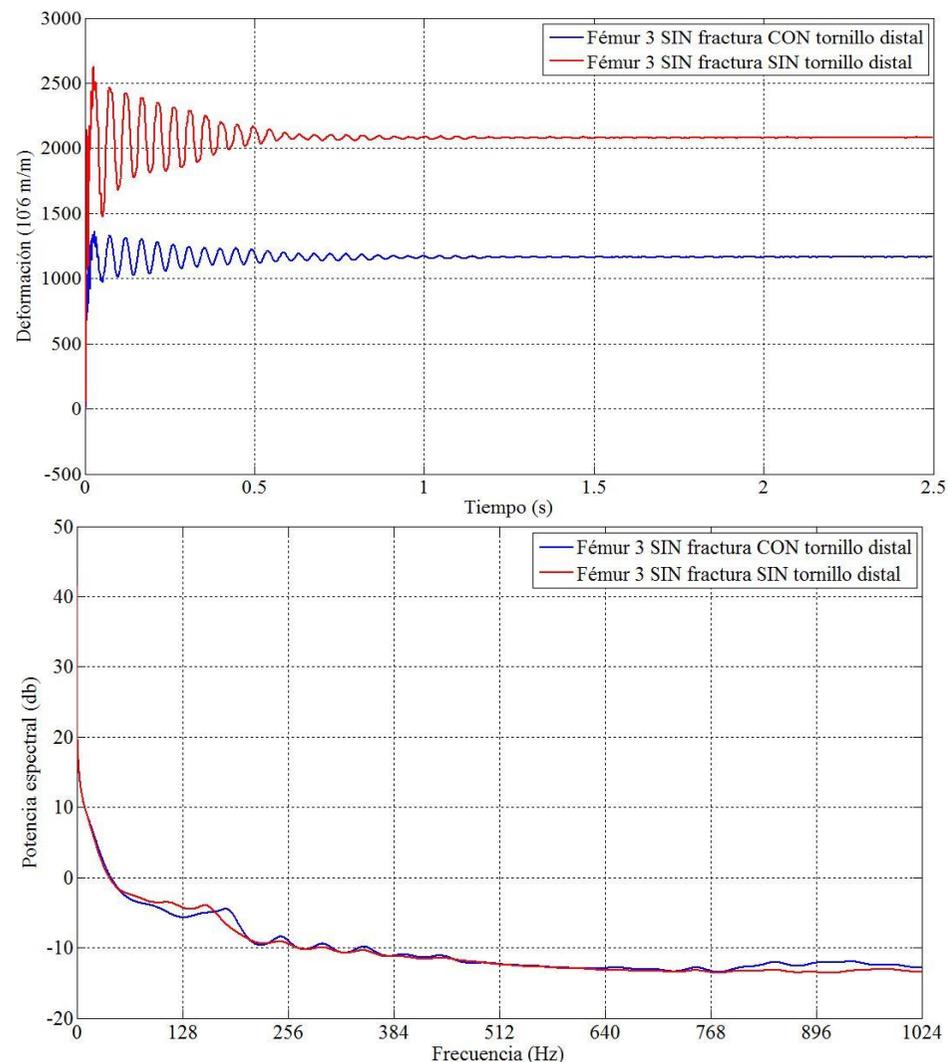
Gráfica 54. Galga 3 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



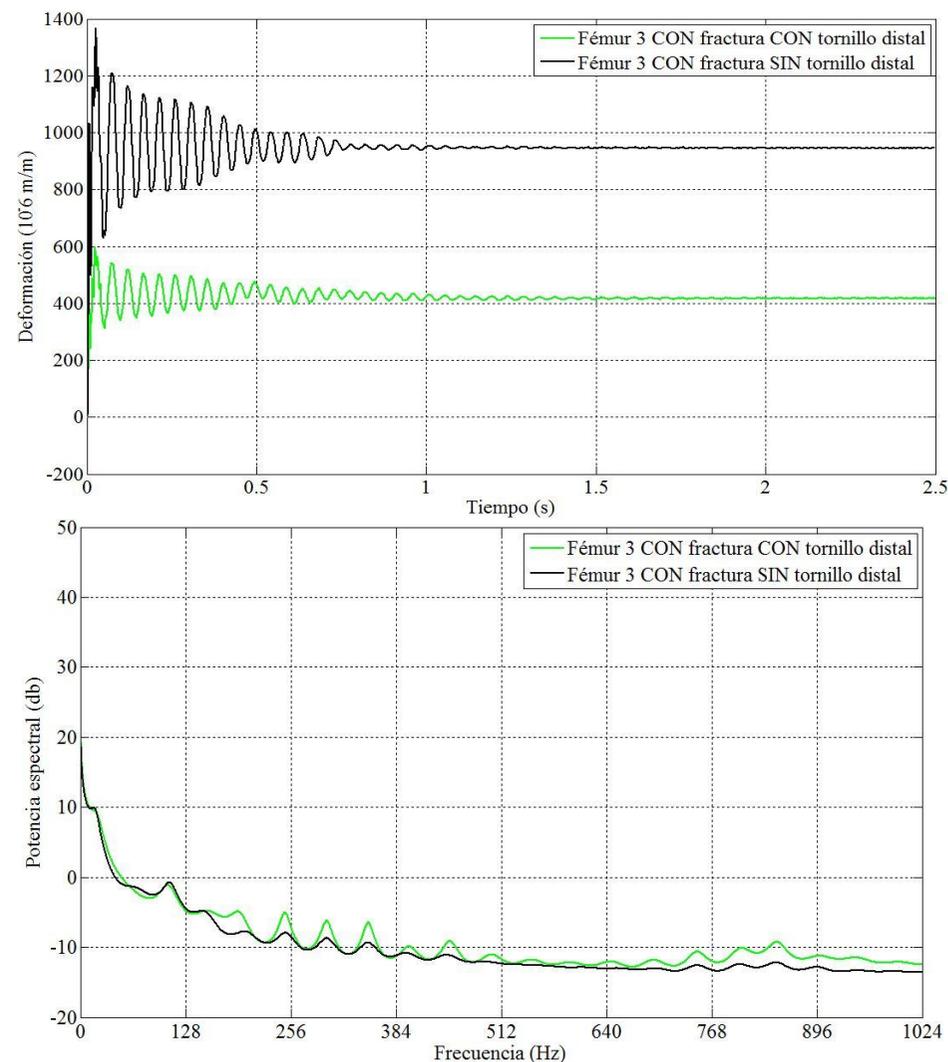
Gráfica 55. Galga 4 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



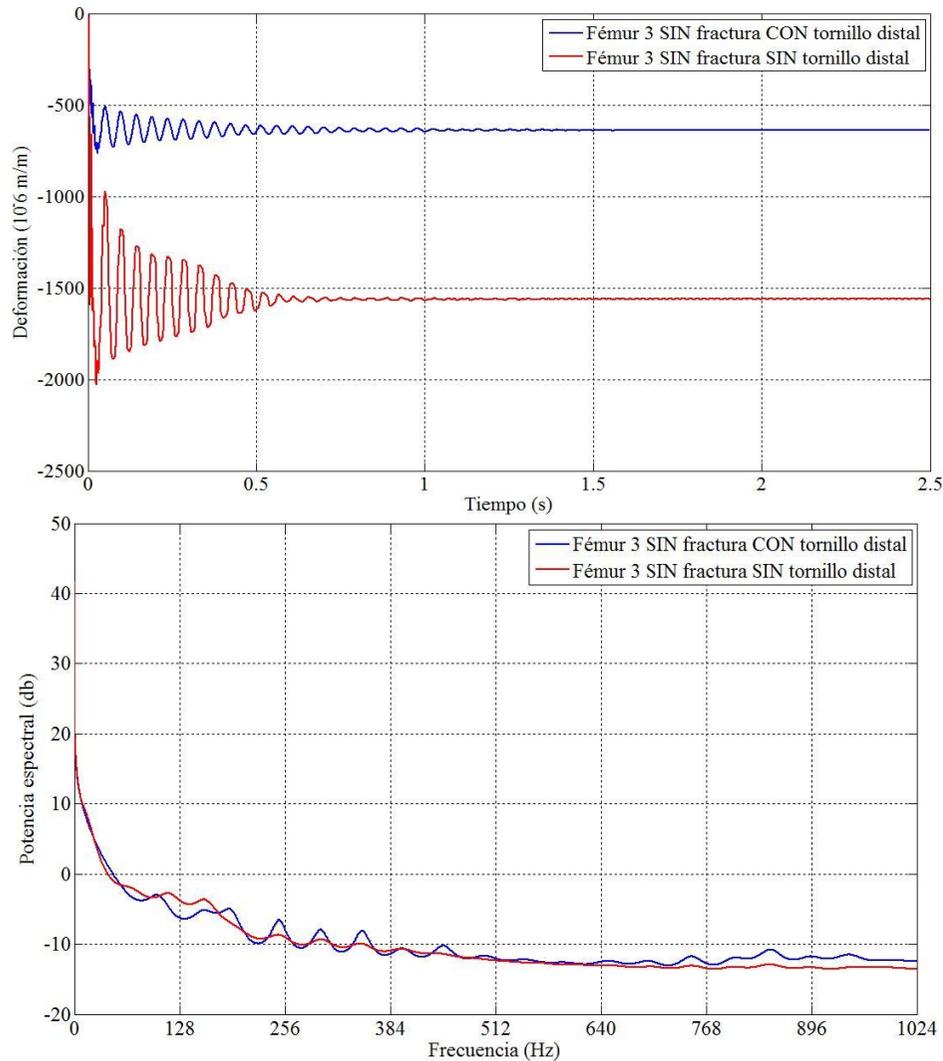
Gráfica 56. Galga 4 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



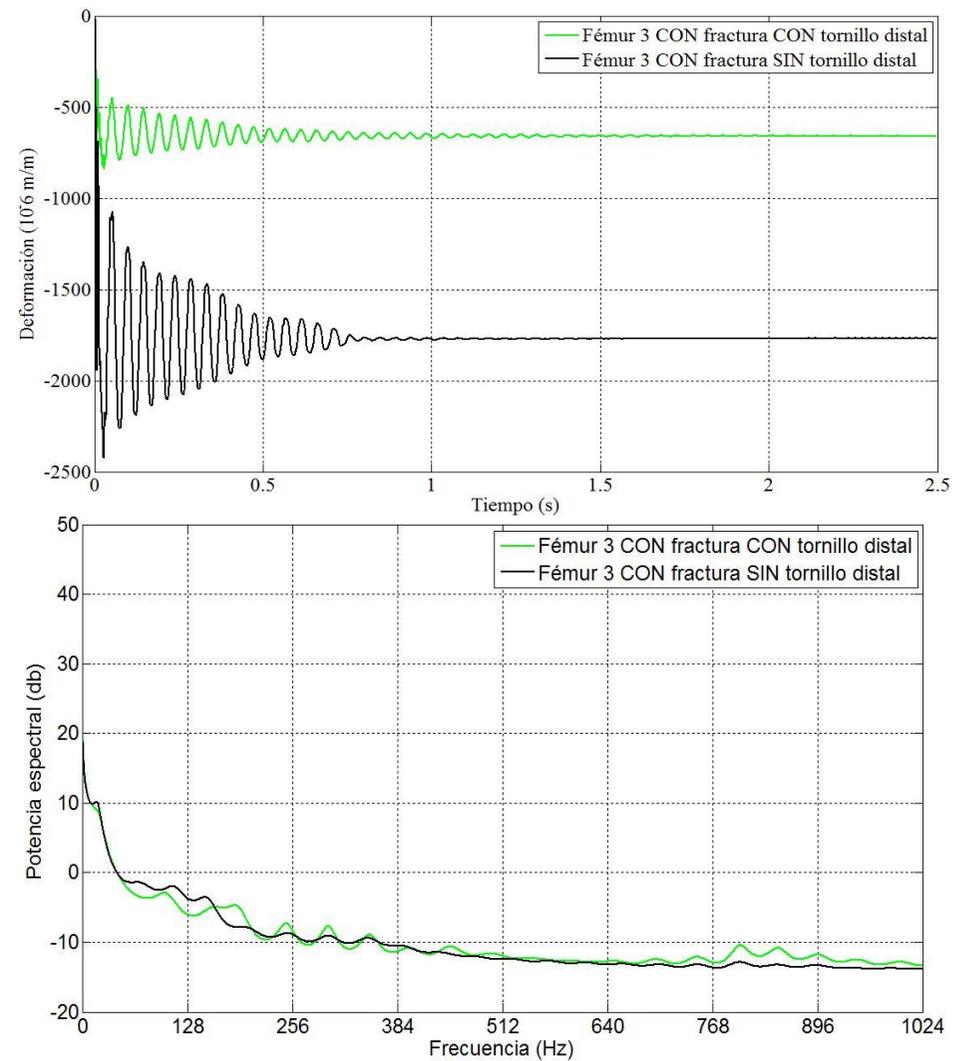
Gráfica 57. Galga 5 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



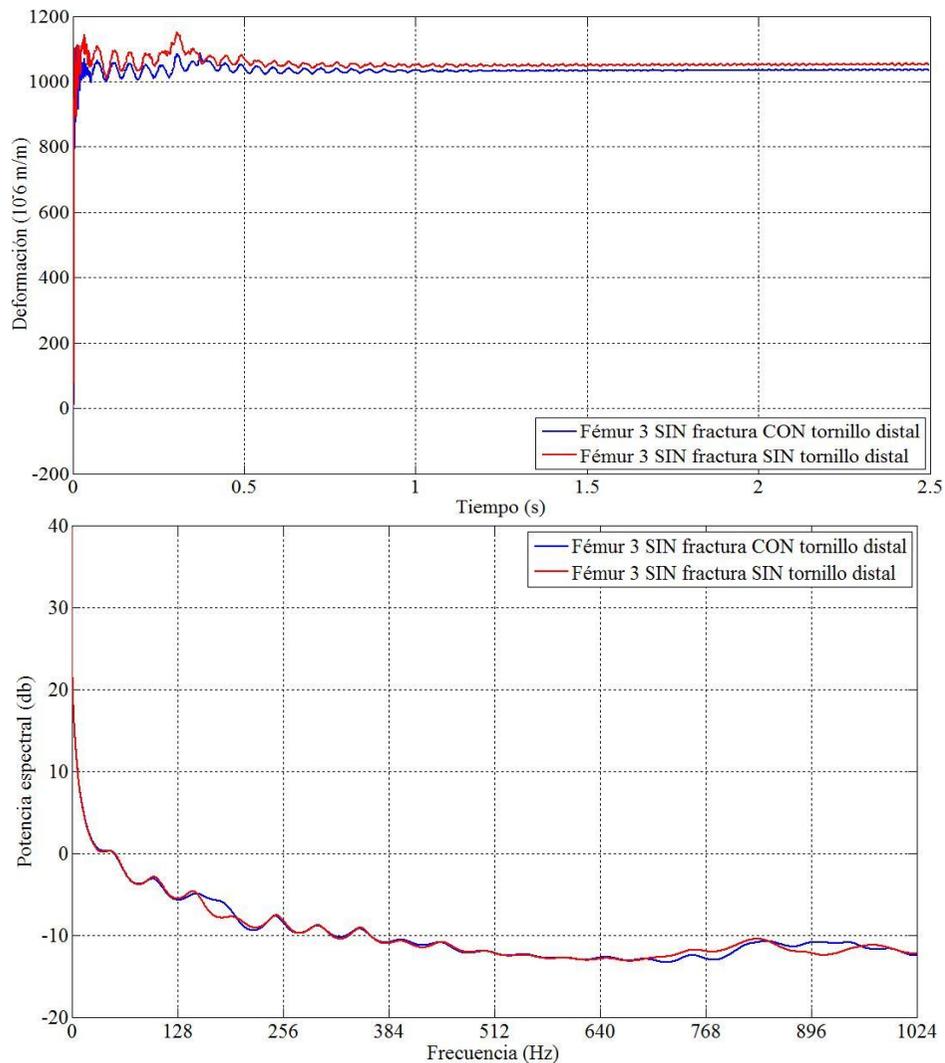
Gráfica 58. Galga 5 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



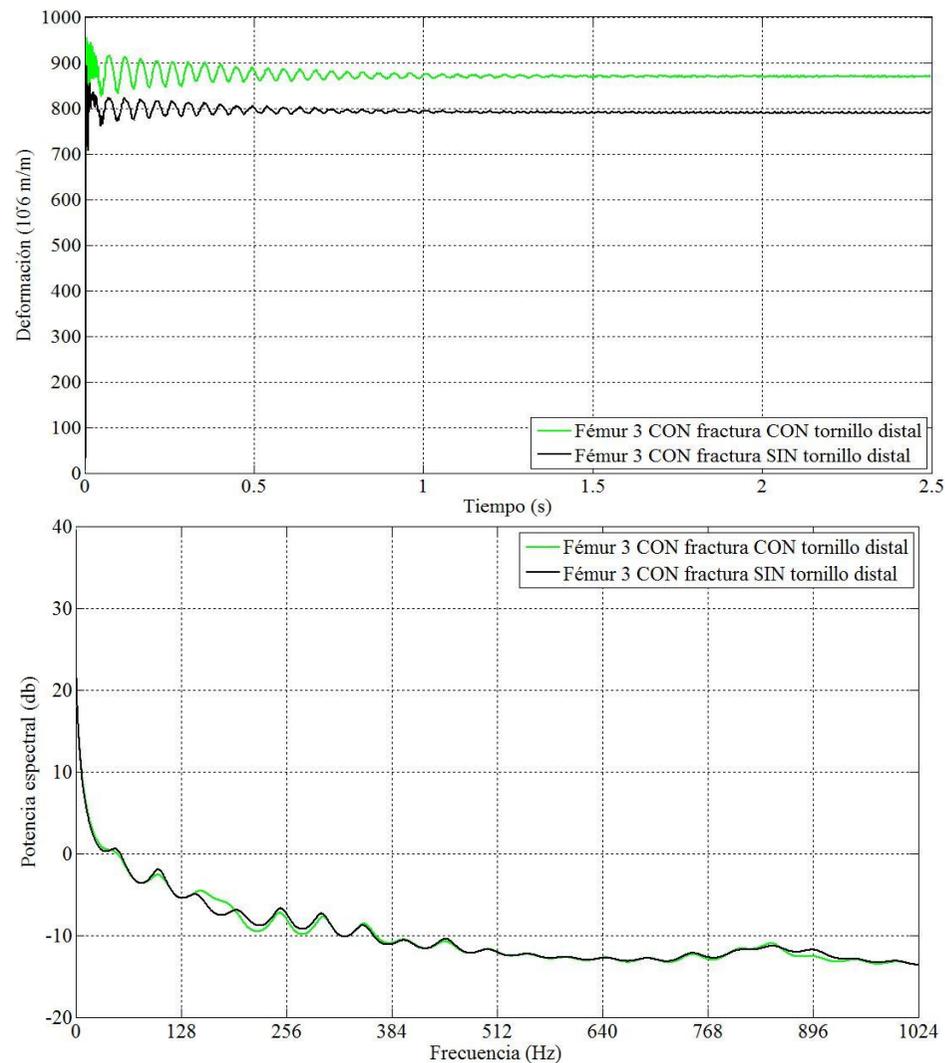
Gráfica 59. Galga 6 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



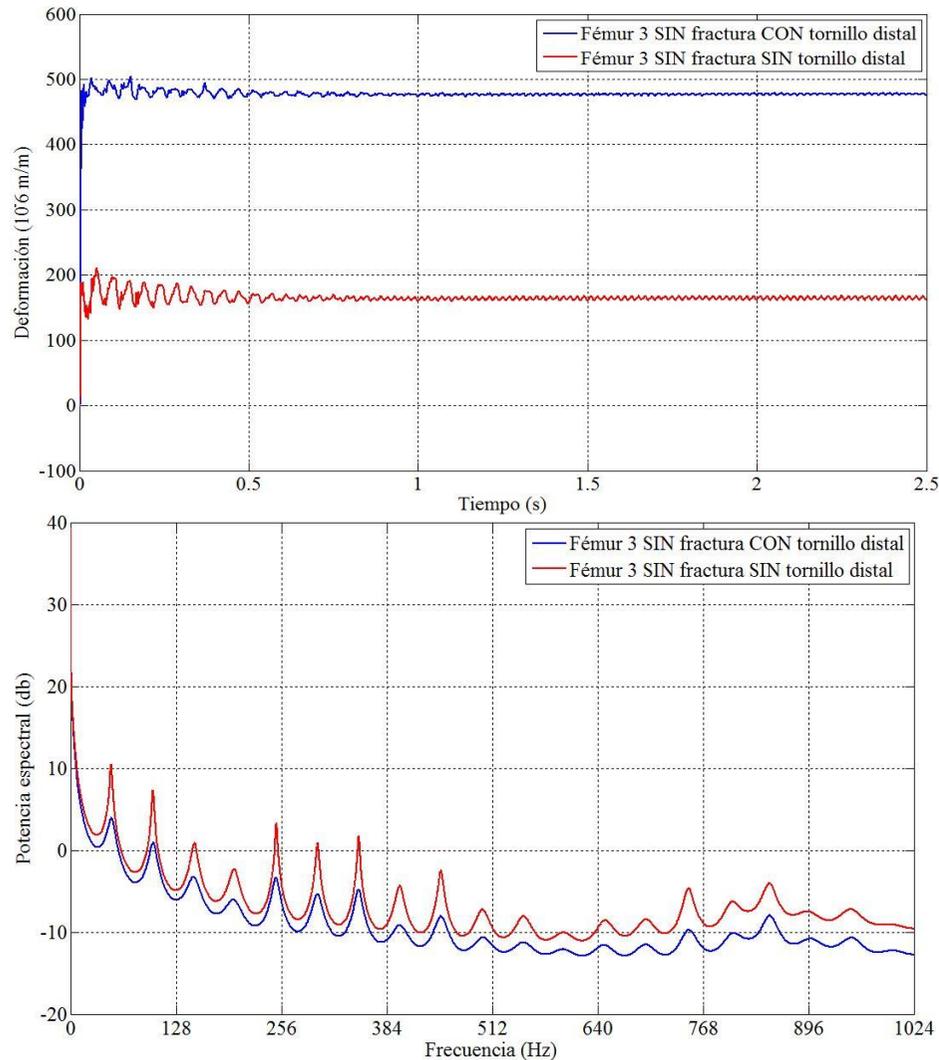
Gráfica 60. Galga 6 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



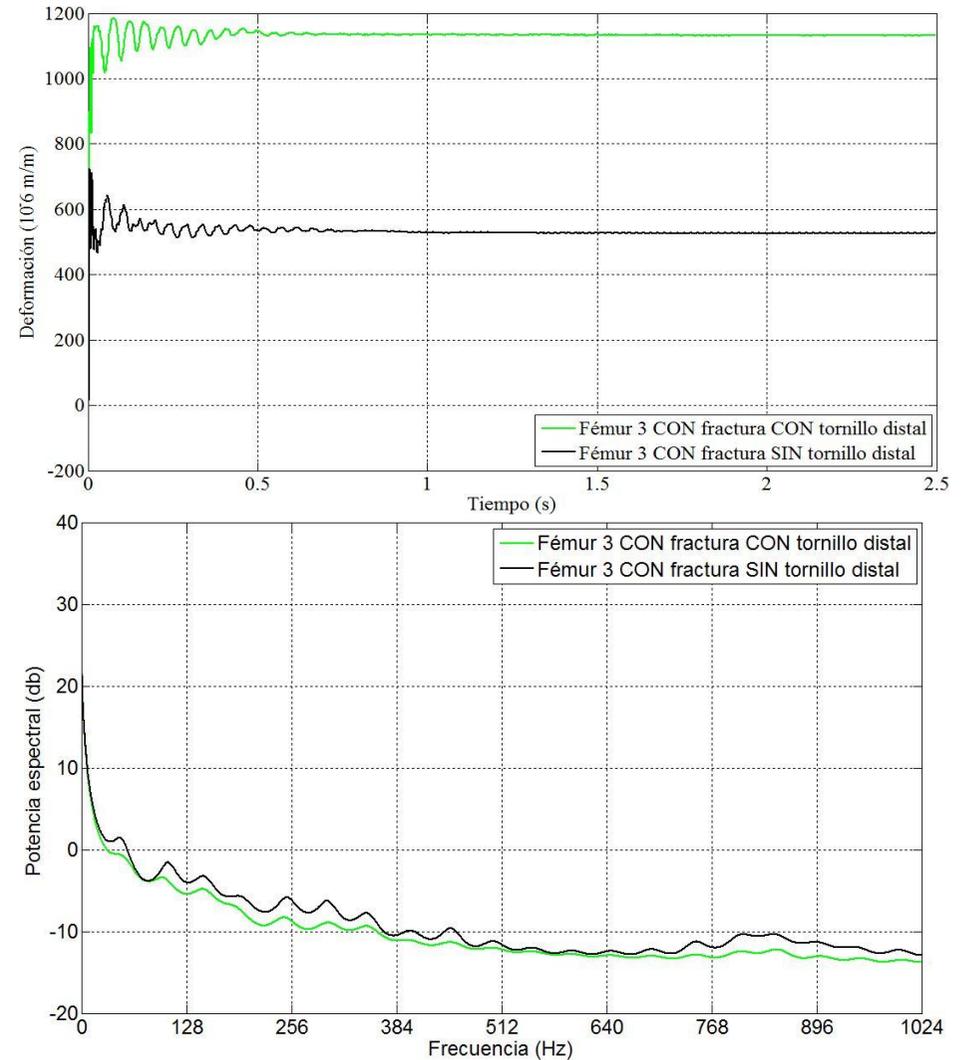
Gráfica 61. Galga7 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



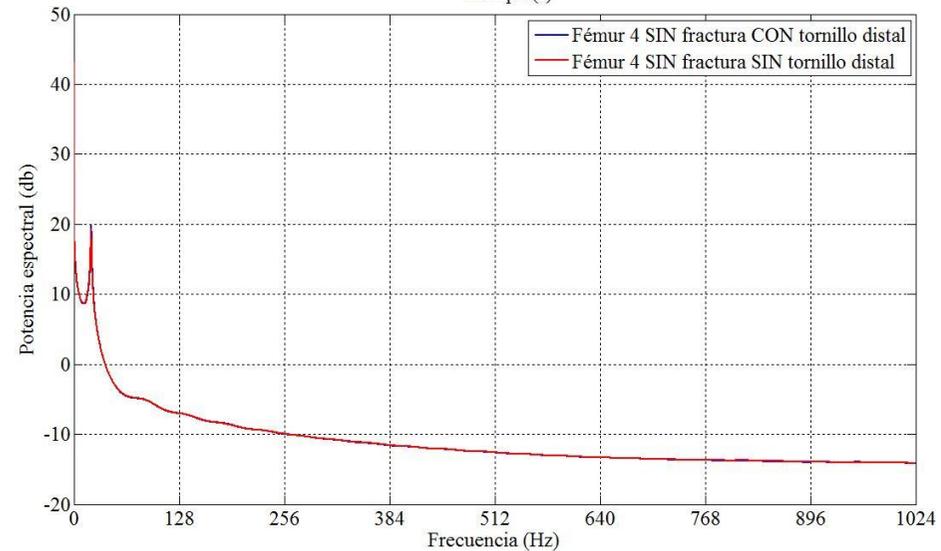
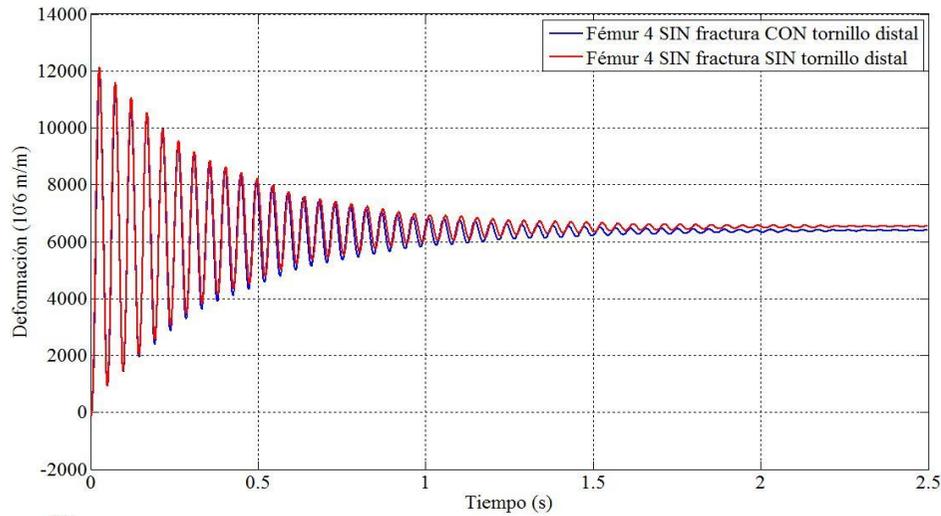
Gráfica 62. Galga 7 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



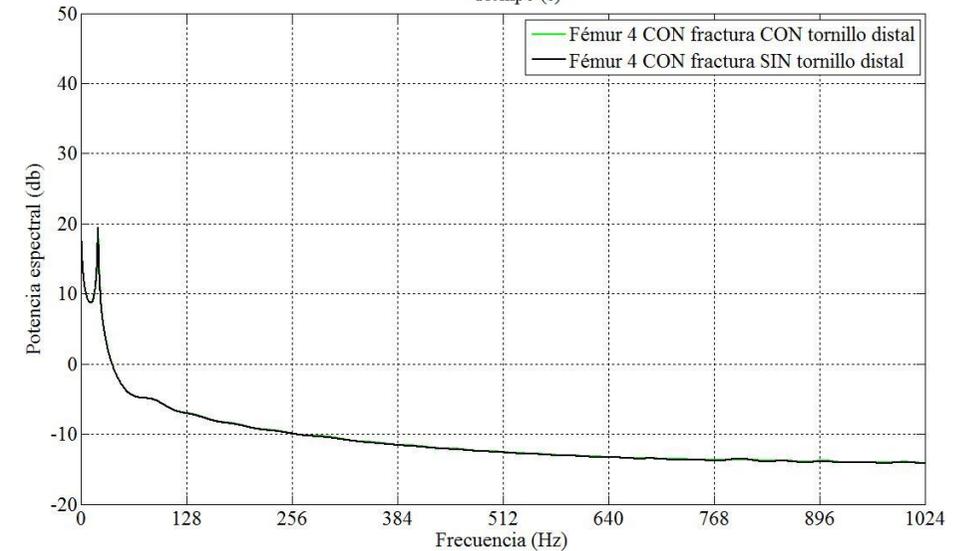
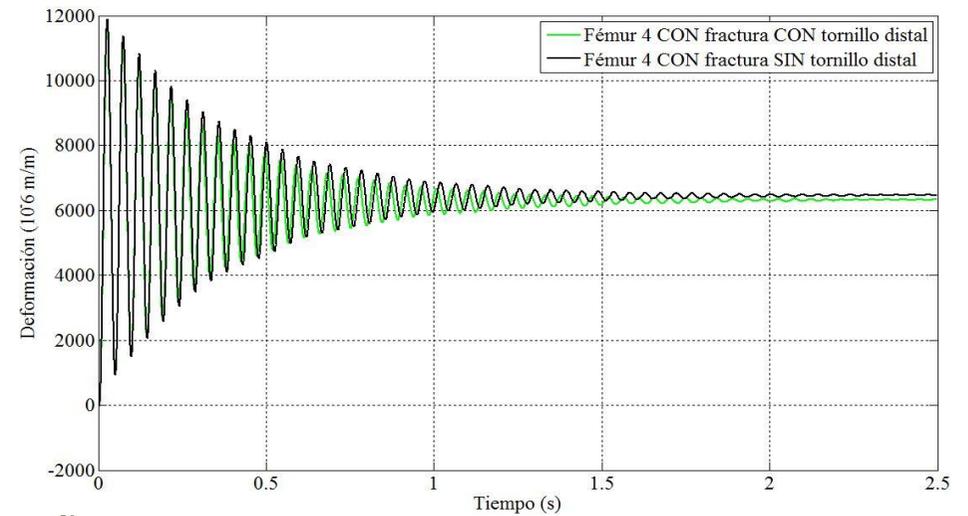
Gráfica 63. Galga 8 colocada en el Fémur 3 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



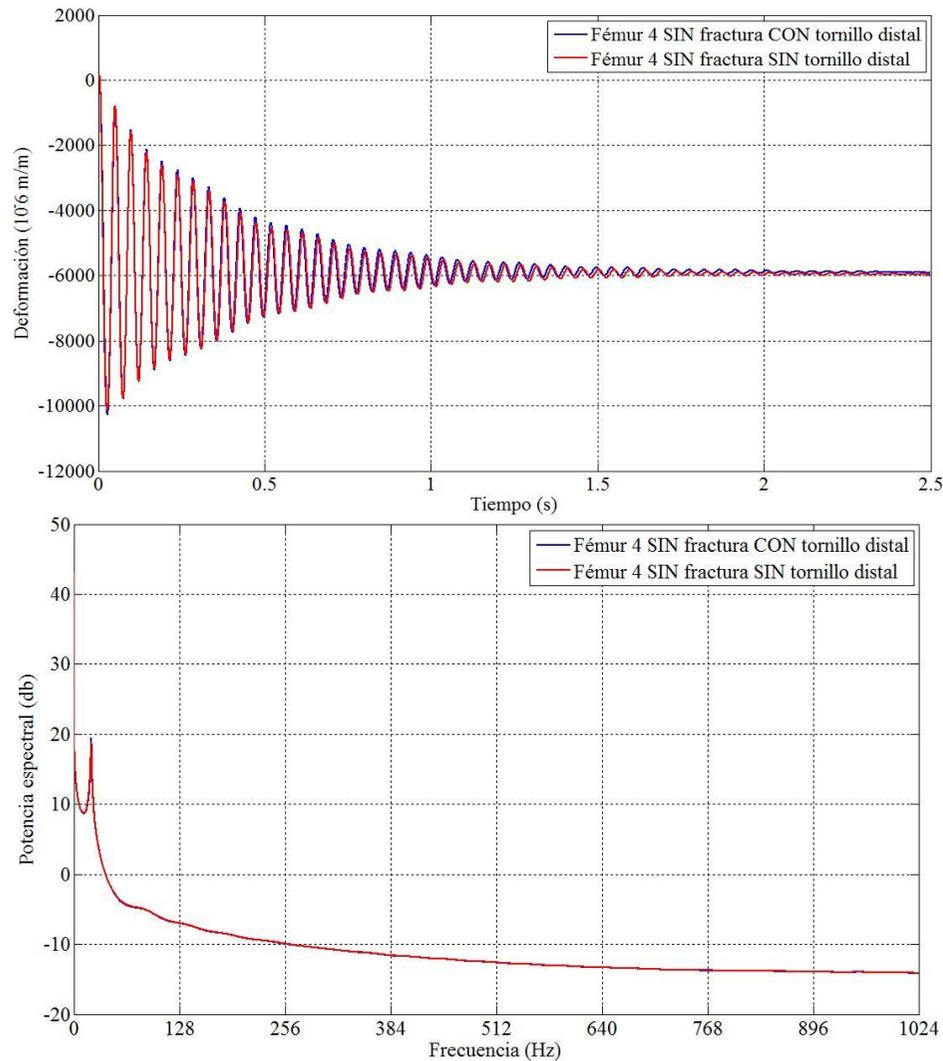
Gráfica 64. Galga 8 colocada en el Fémur 3 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



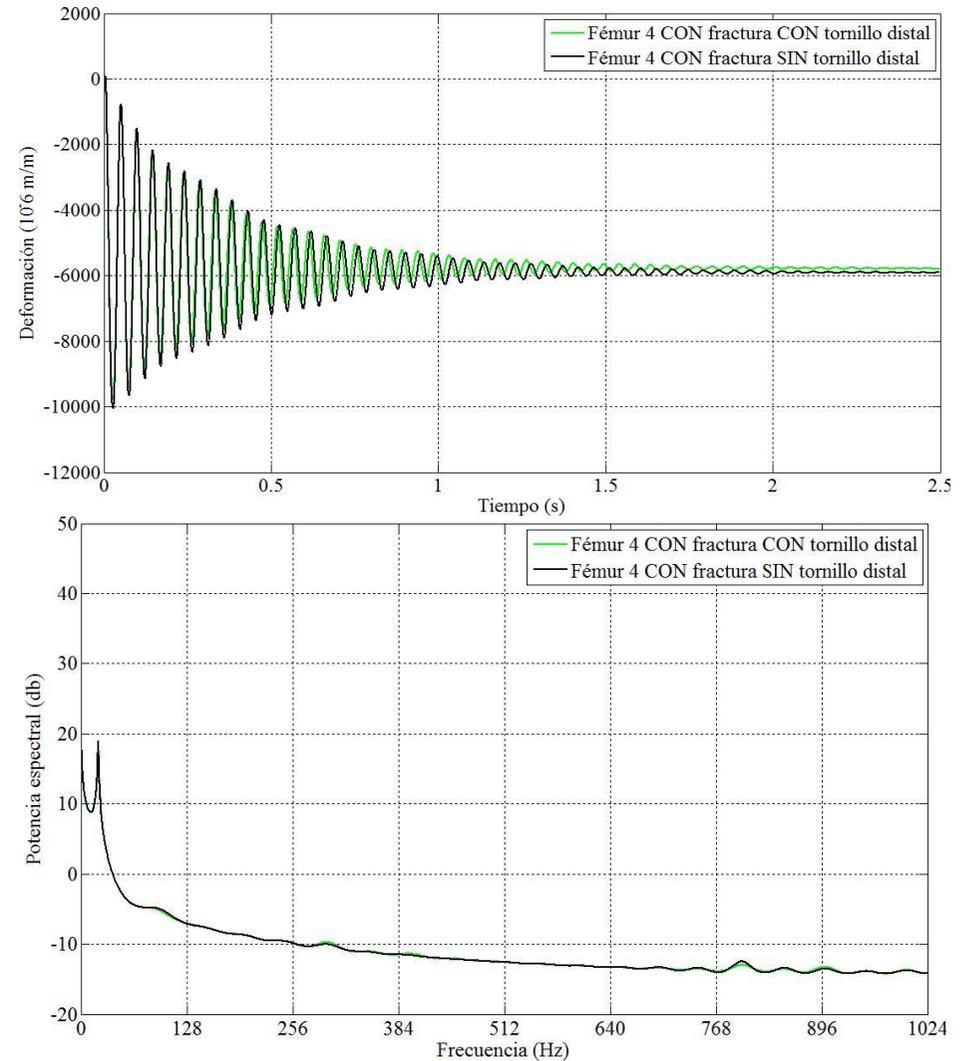
Gráfica 65. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



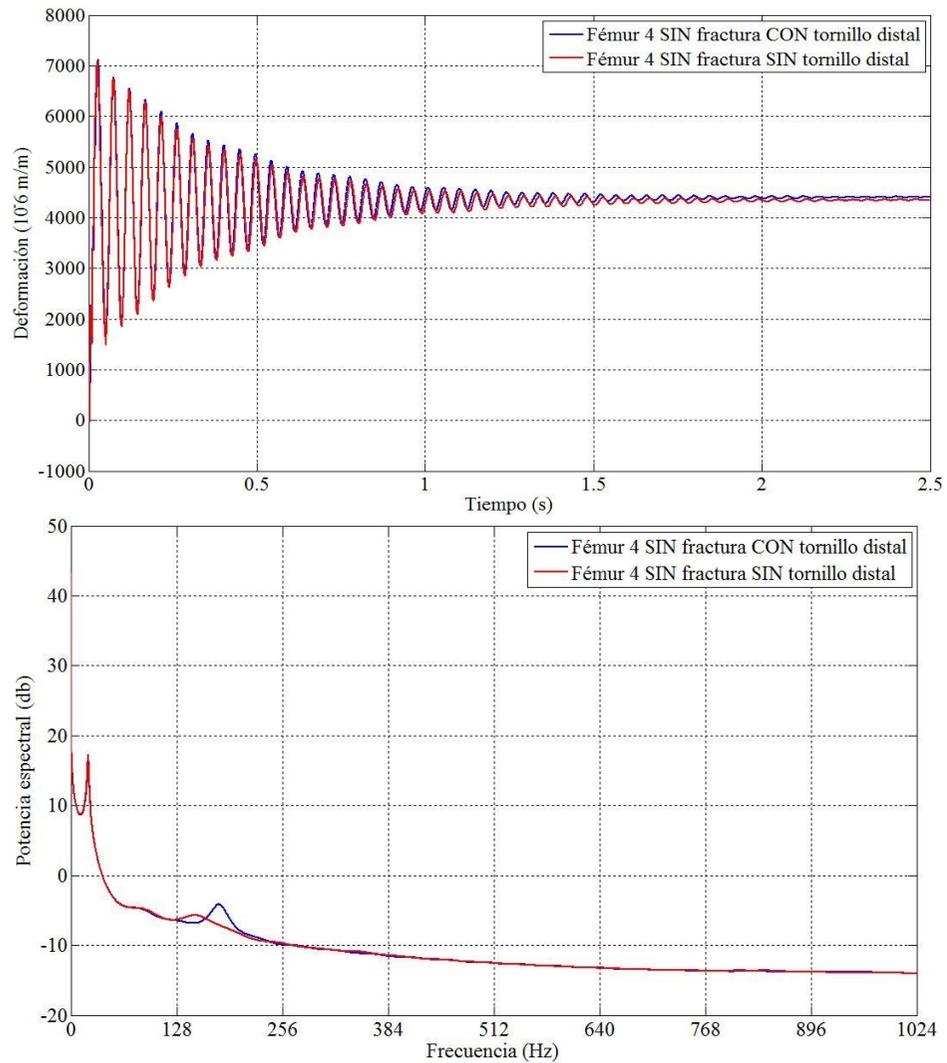
Gráfica 66. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



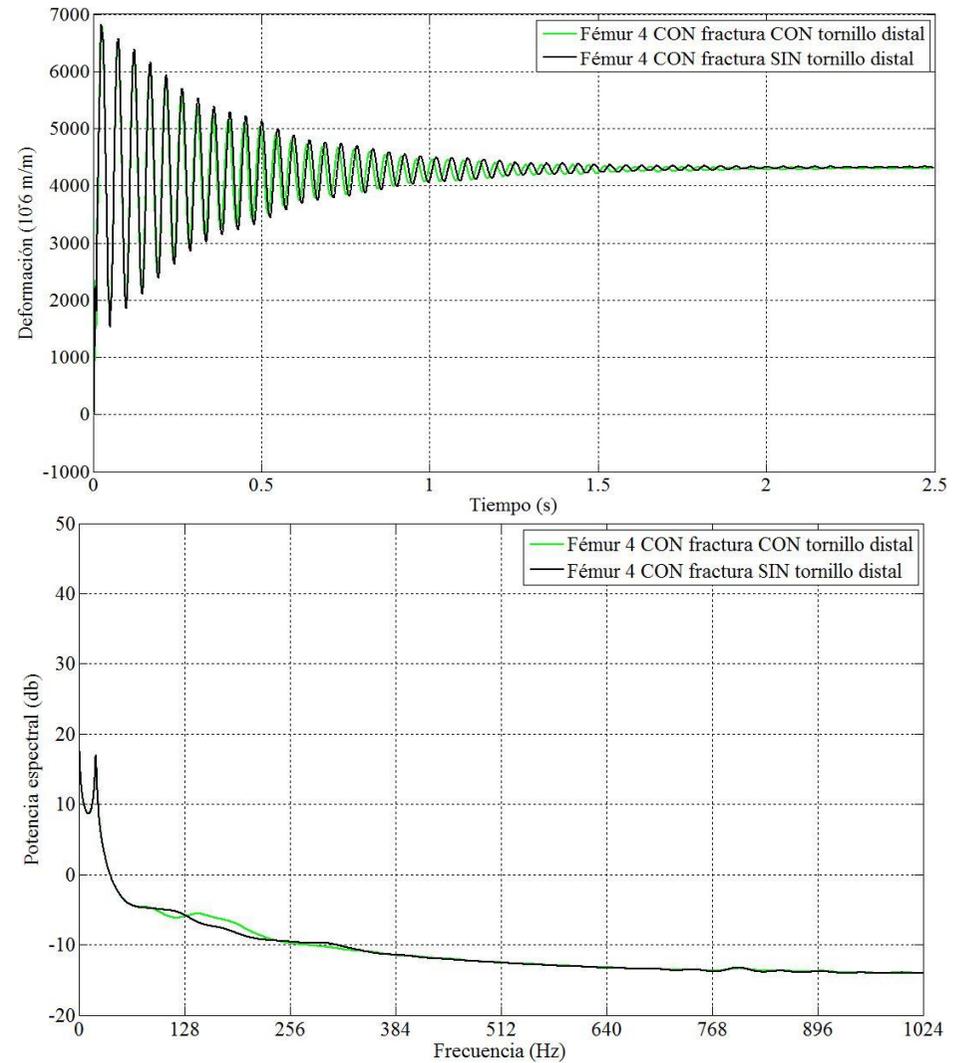
Gráfica 67. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



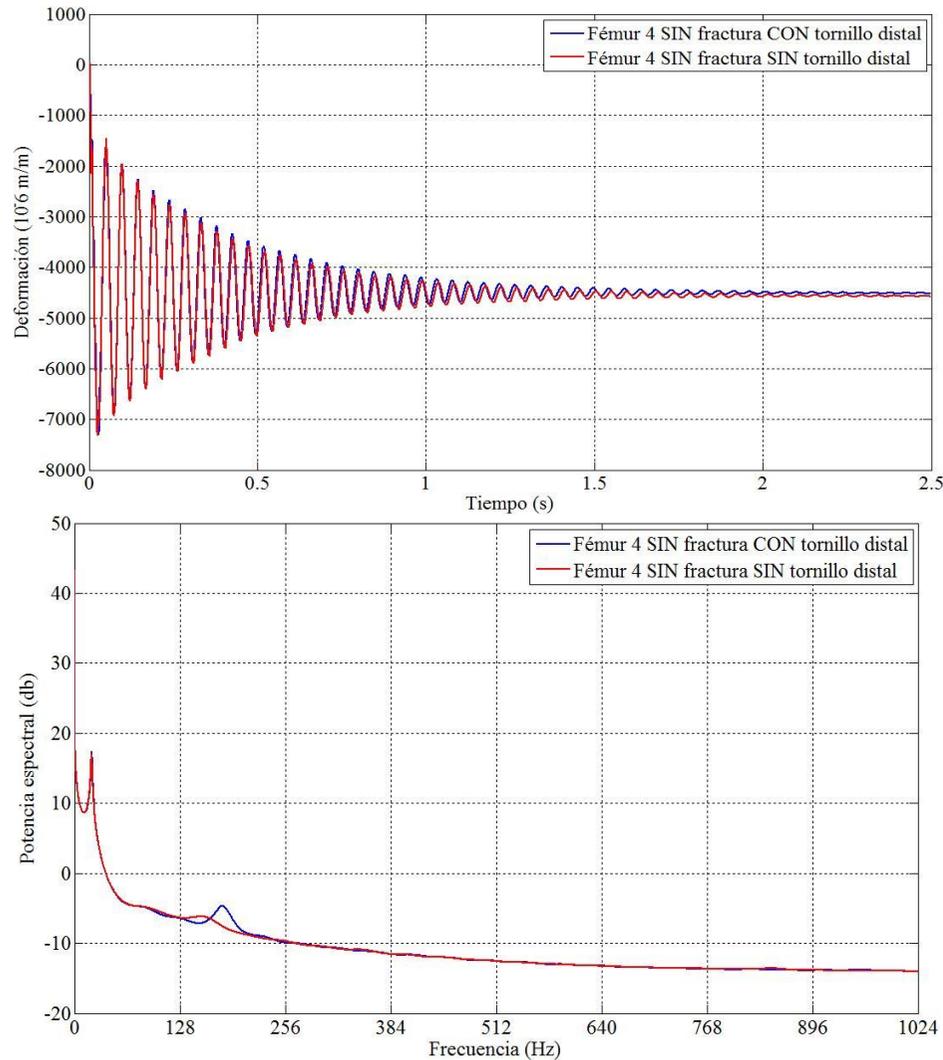
Gráfica 68. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



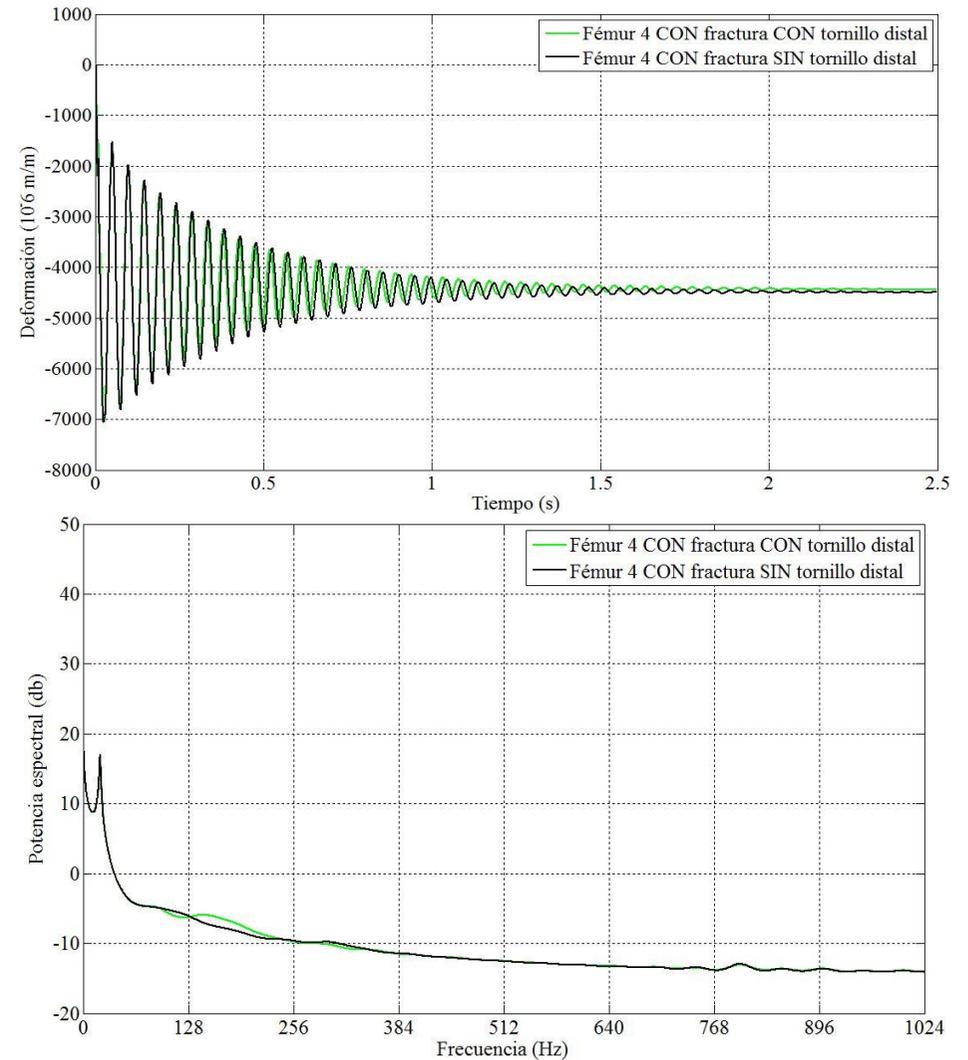
Gráfica 69. Galga 3 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



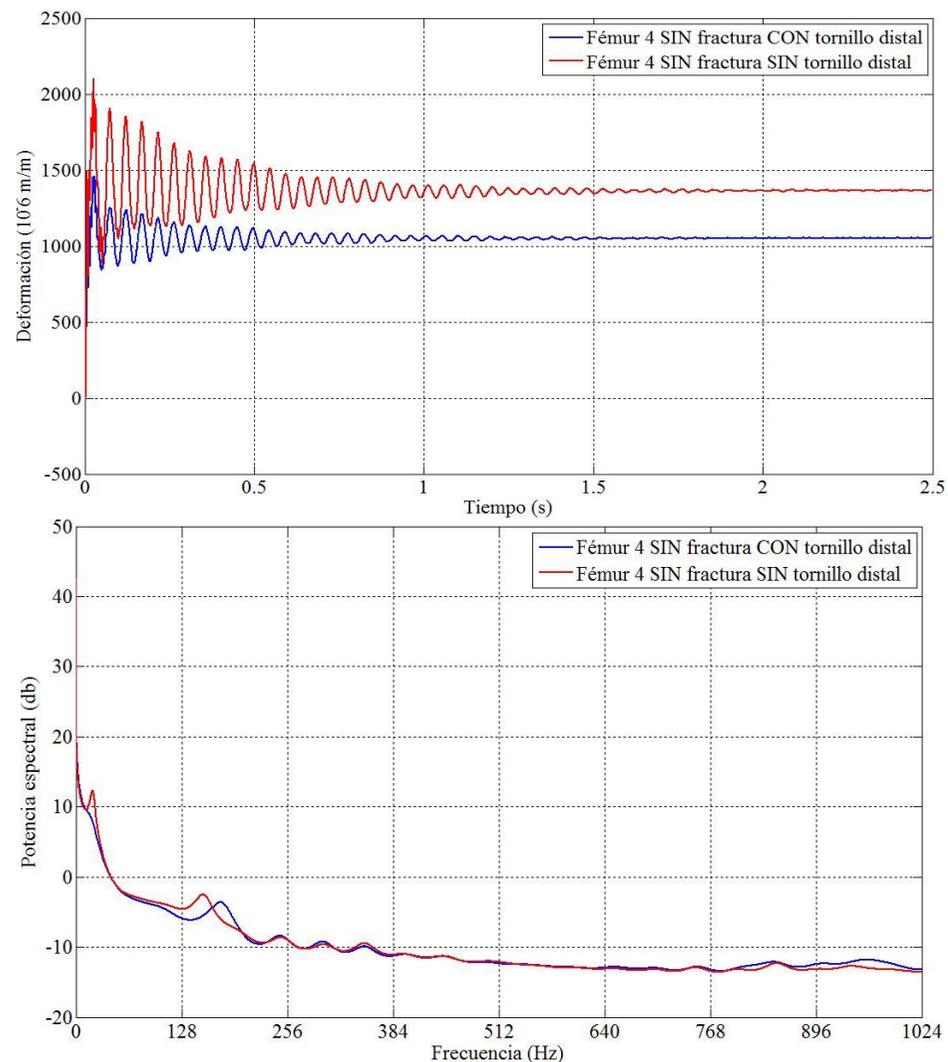
Gráfica 70. Galga 3 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



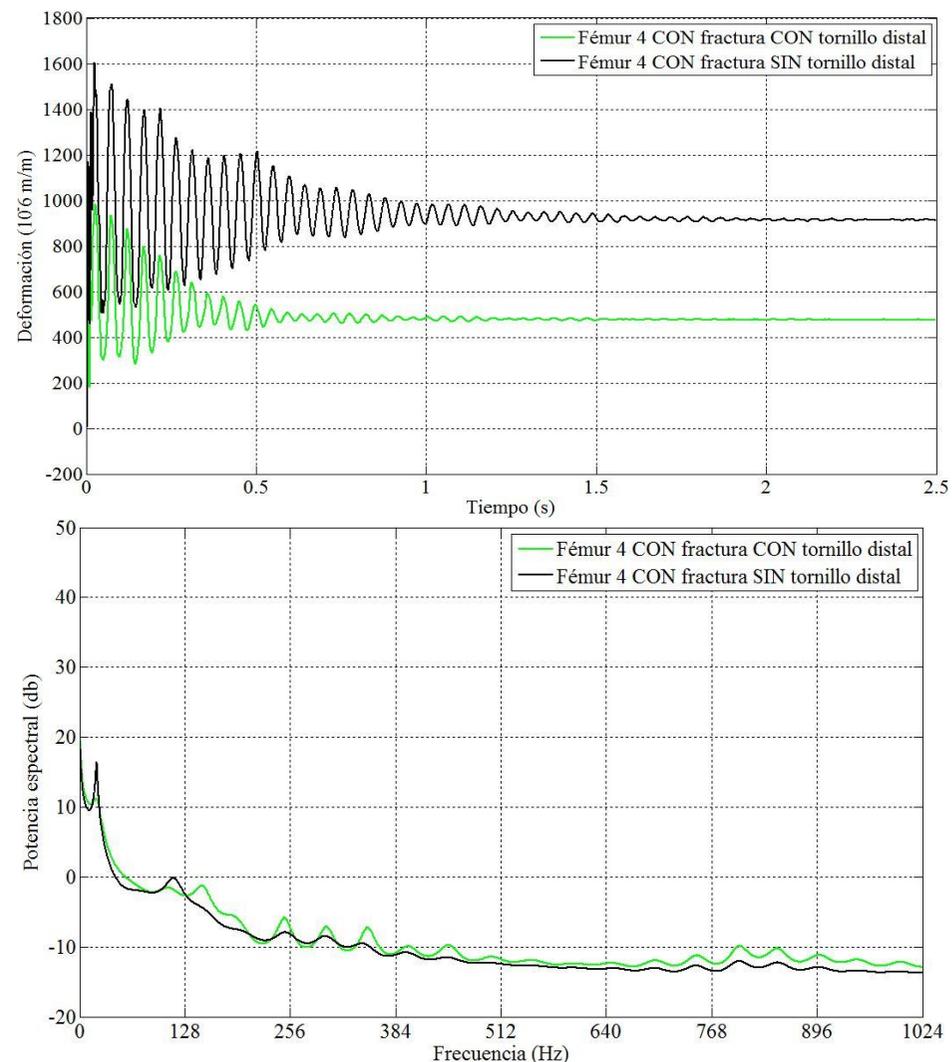
Gráfica 71. Galga 4 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



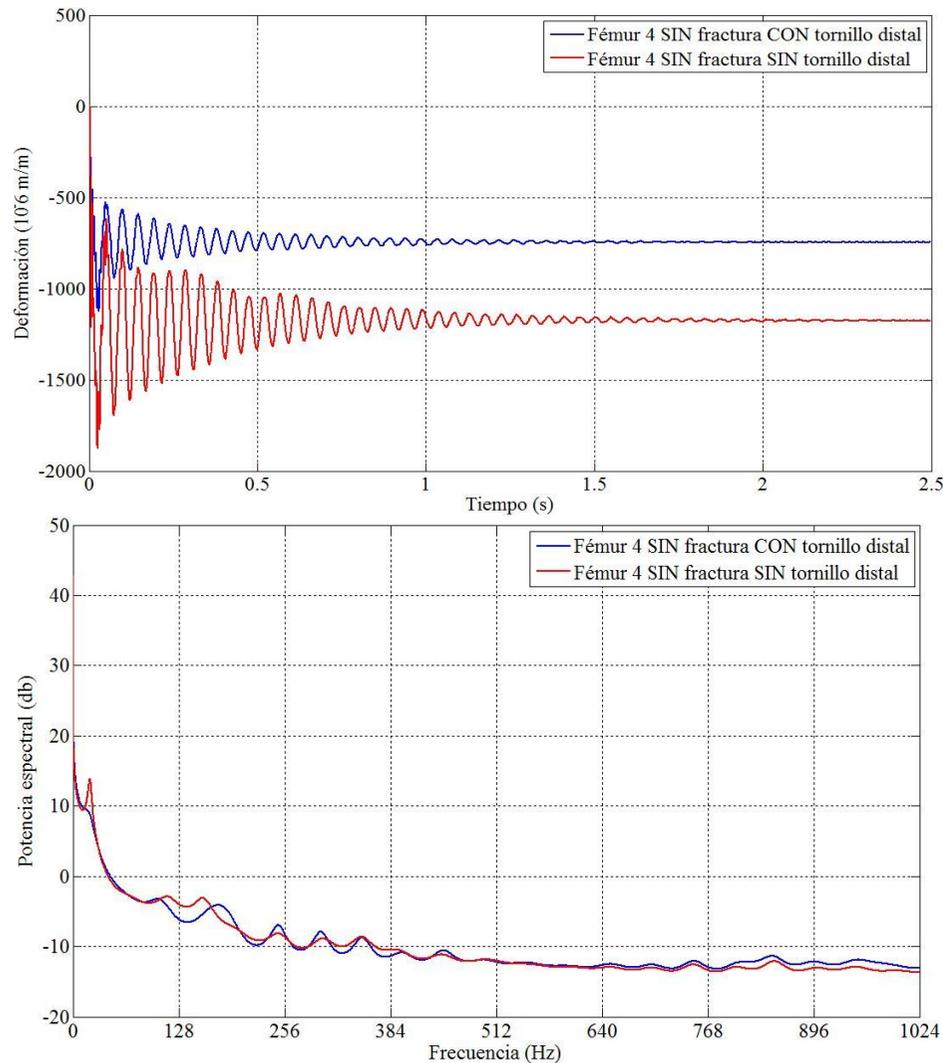
Gráfica 72. Galga 4 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



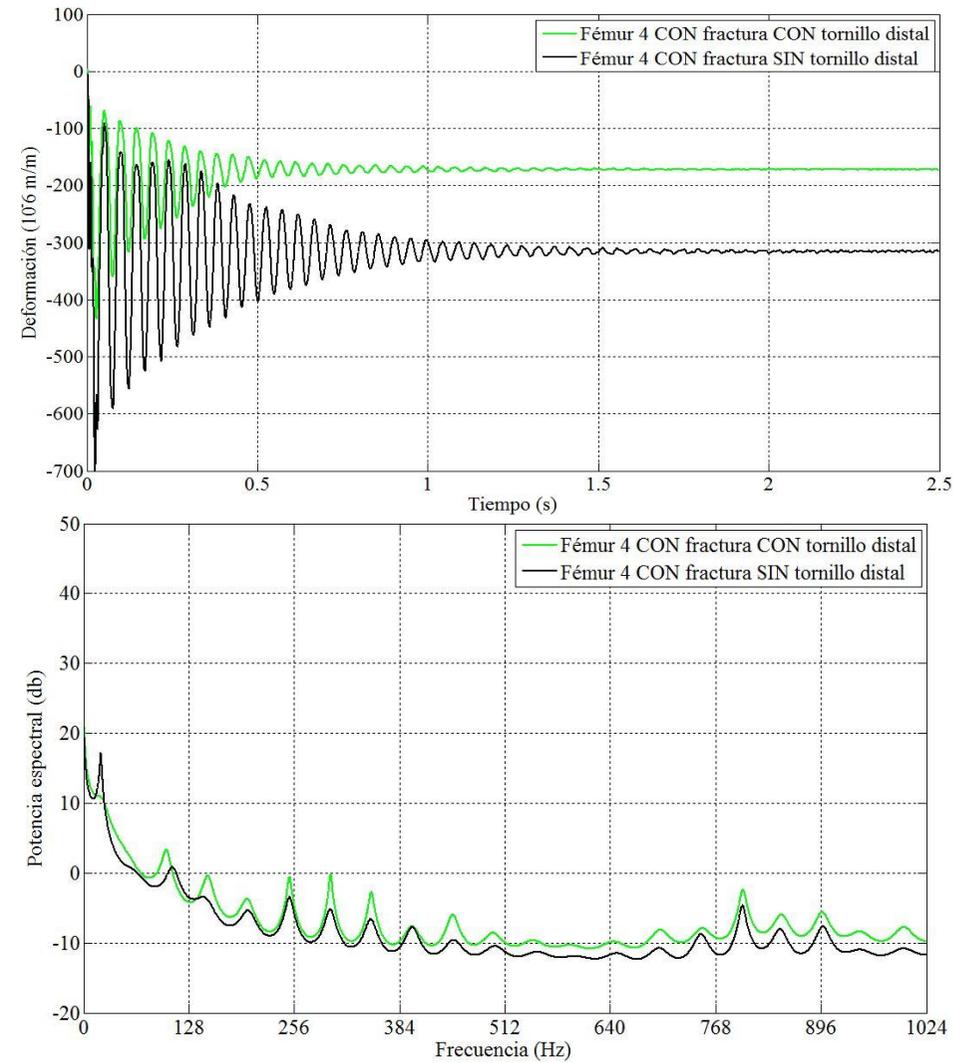
Gráfica 73. Galga 5 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



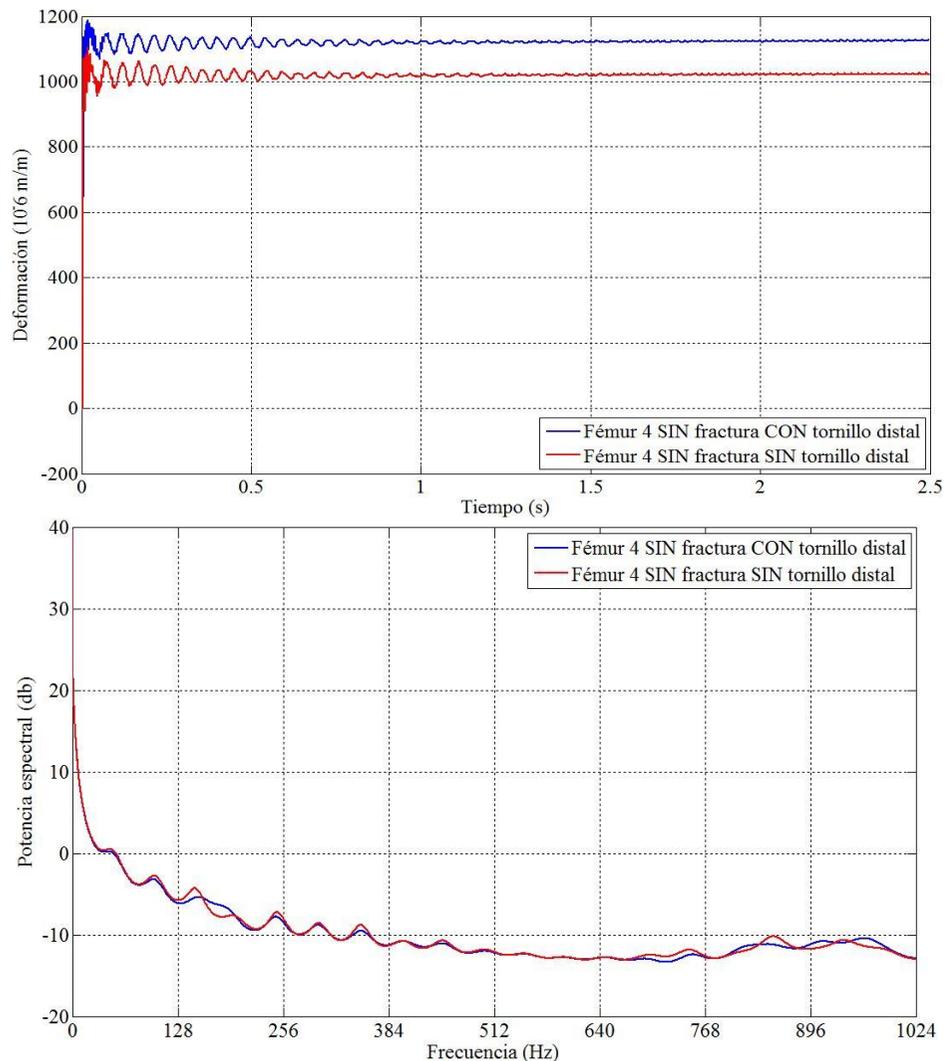
Gráfica 74. Galga 5 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



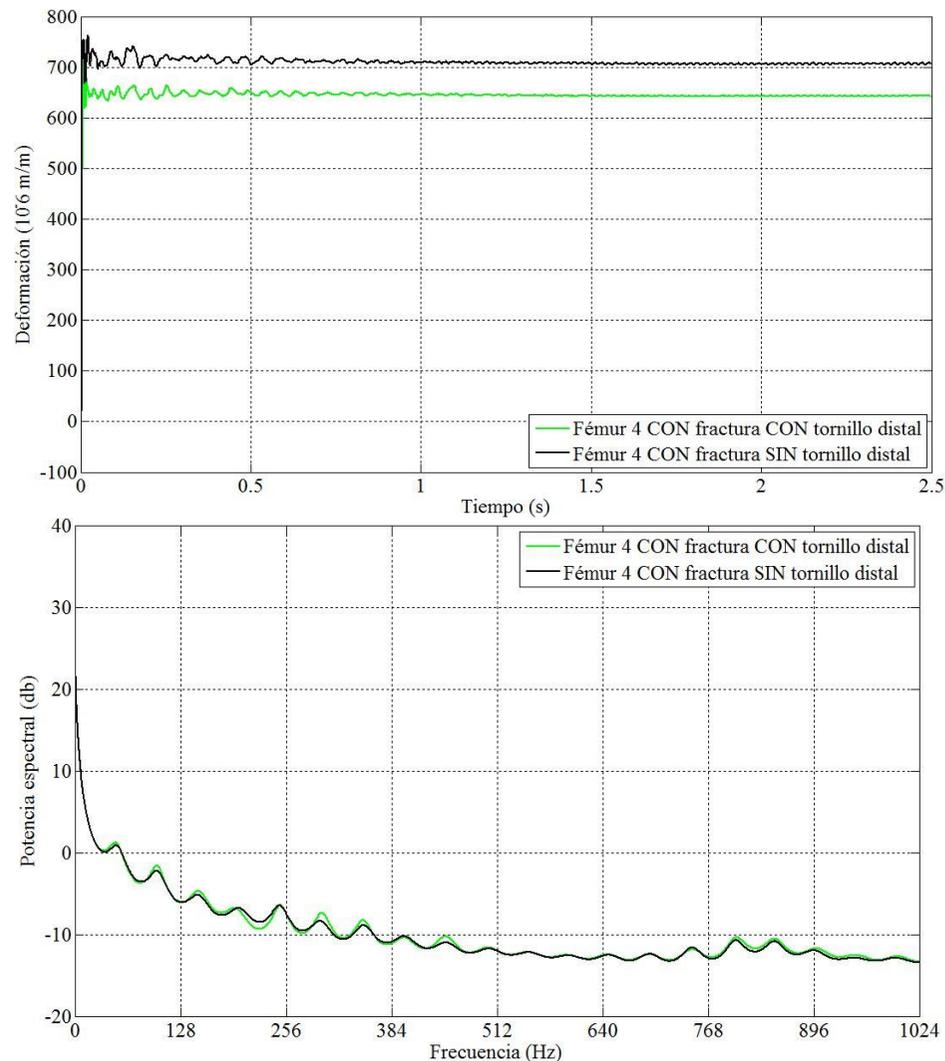
Gráfica 75. Galga 6 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



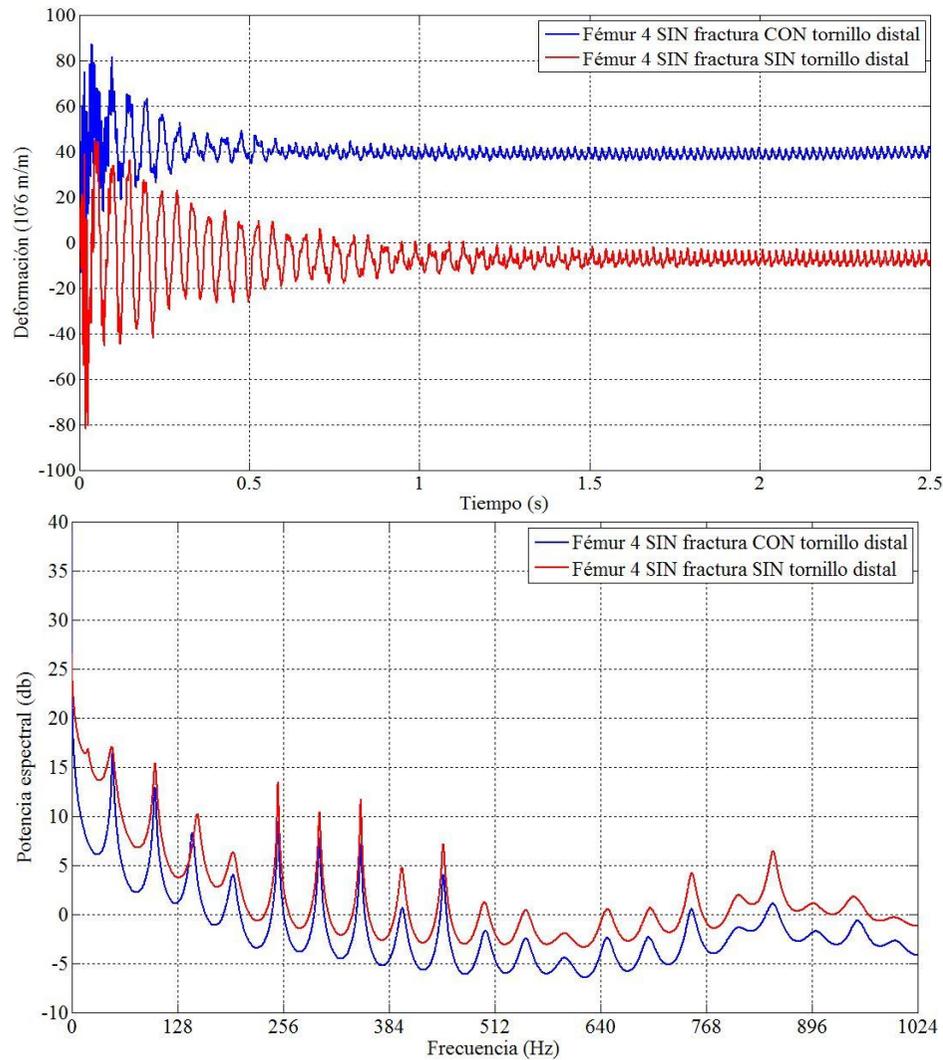
Gráfica 76. Galga 6 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



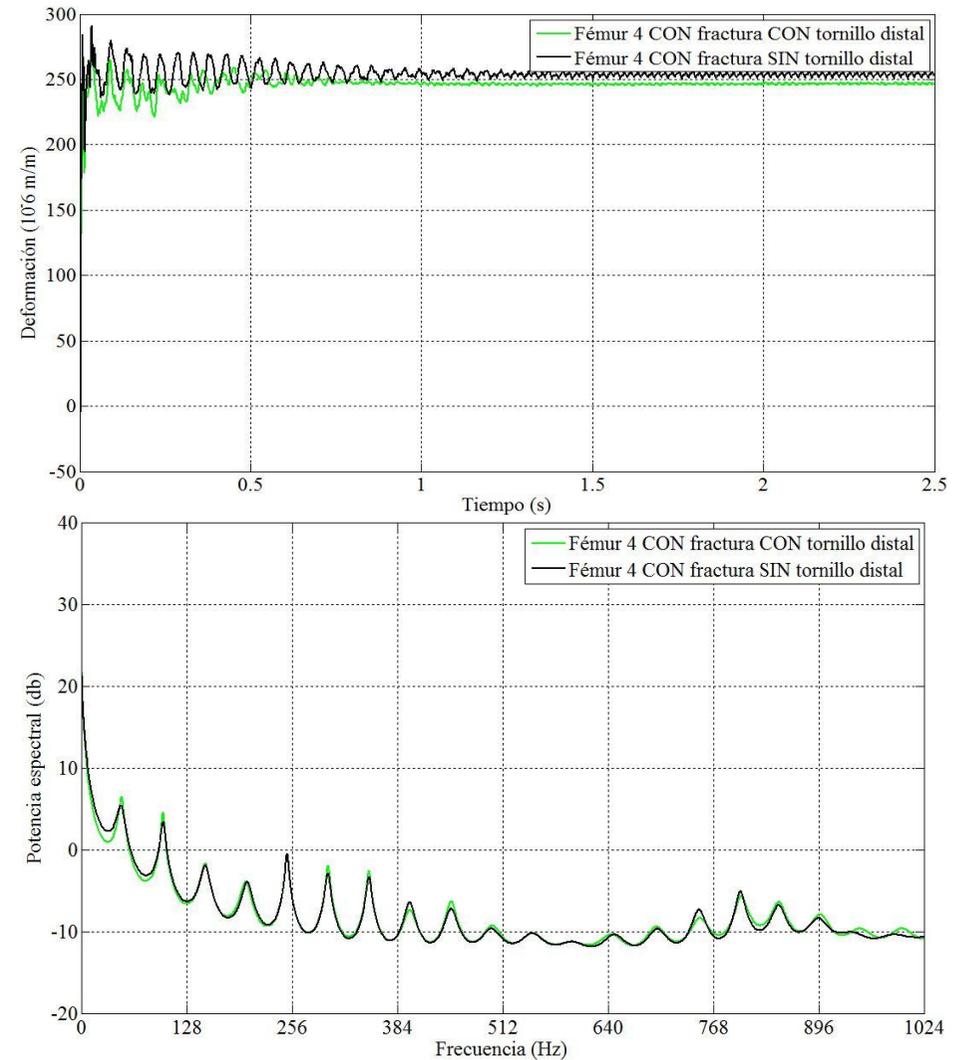
Gráfica 77. Galga 7 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



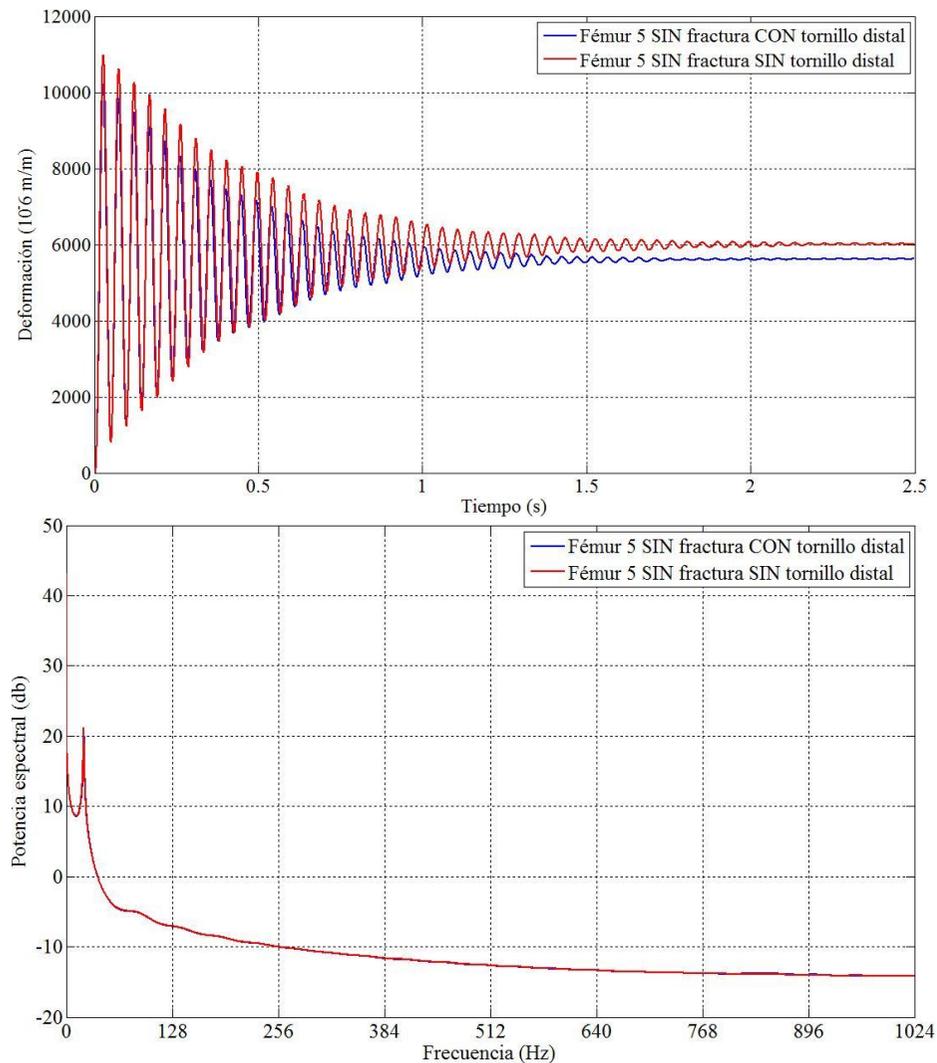
Gráfica 78. Galga 7 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



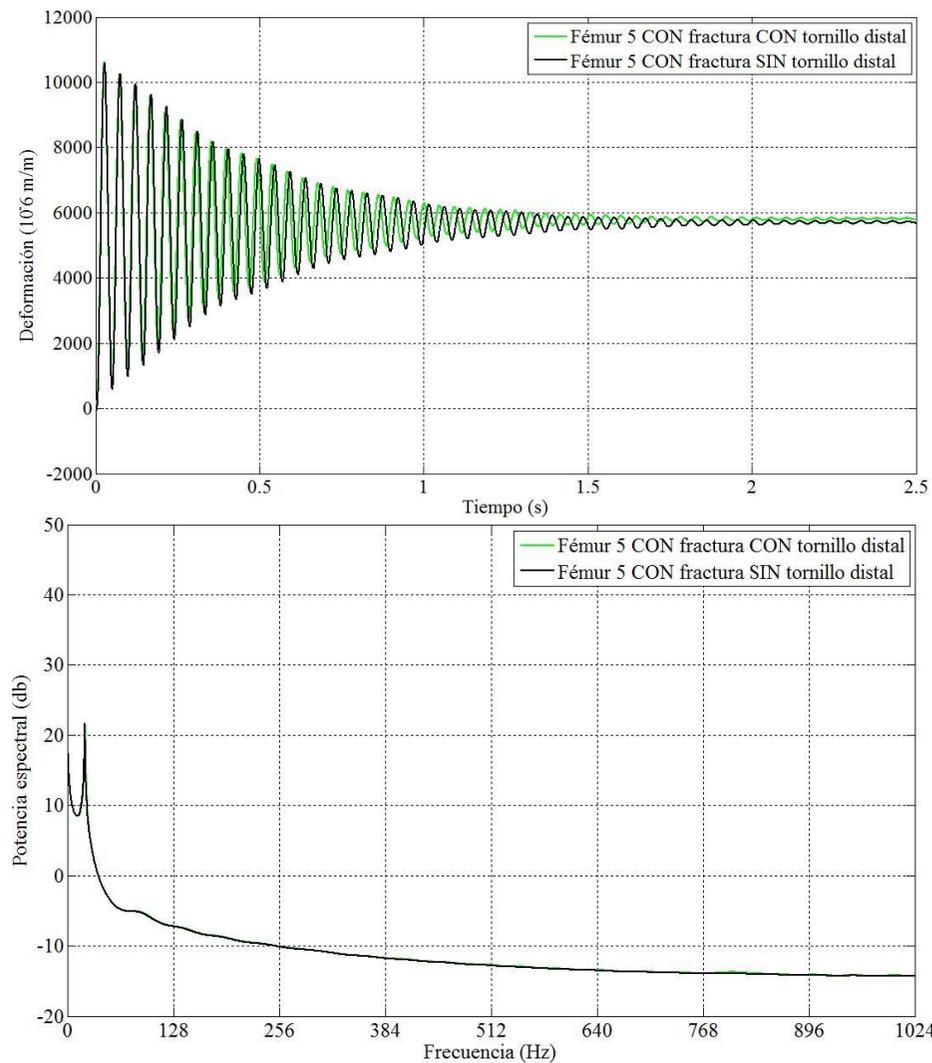
Gráfica 79. Galga 8 colocada en el Fémur 4 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



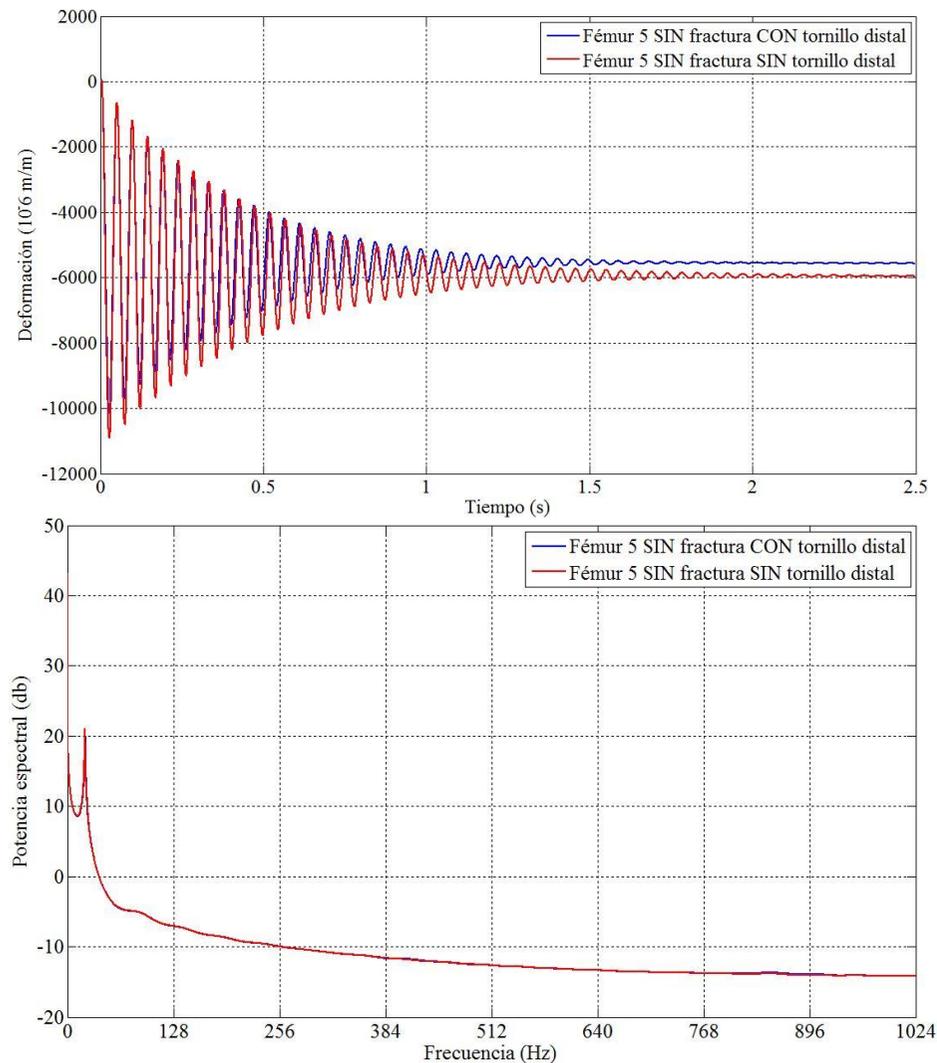
Gráfica 80. Galga 8 colocada en el Fémur 4 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



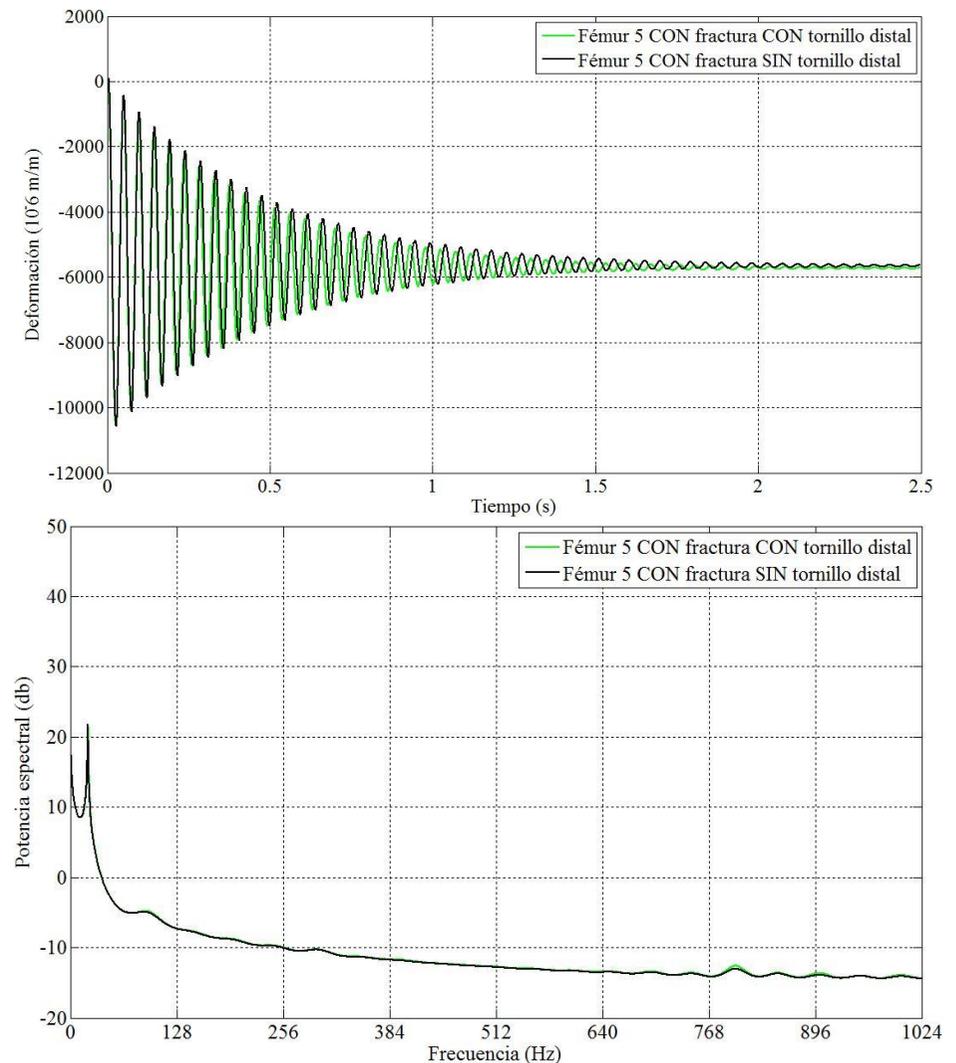
Gráfica 81. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



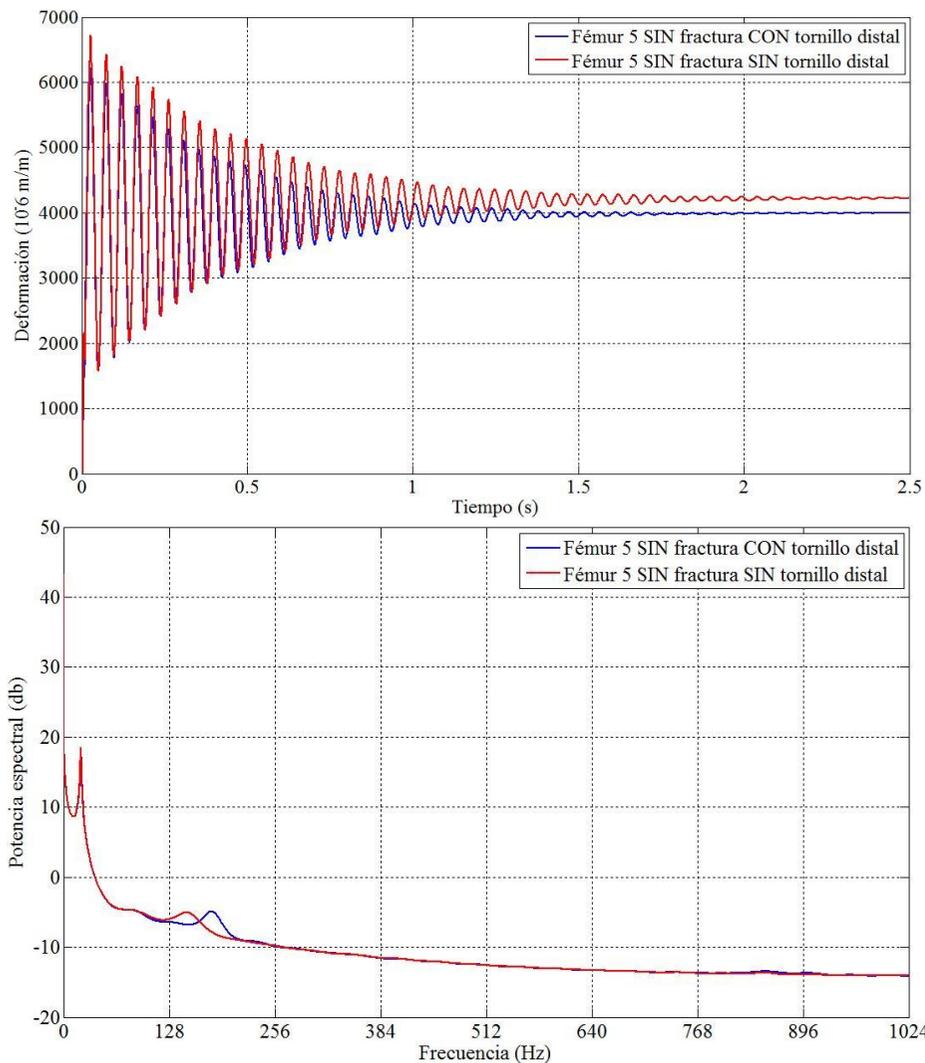
Gráfica 82. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



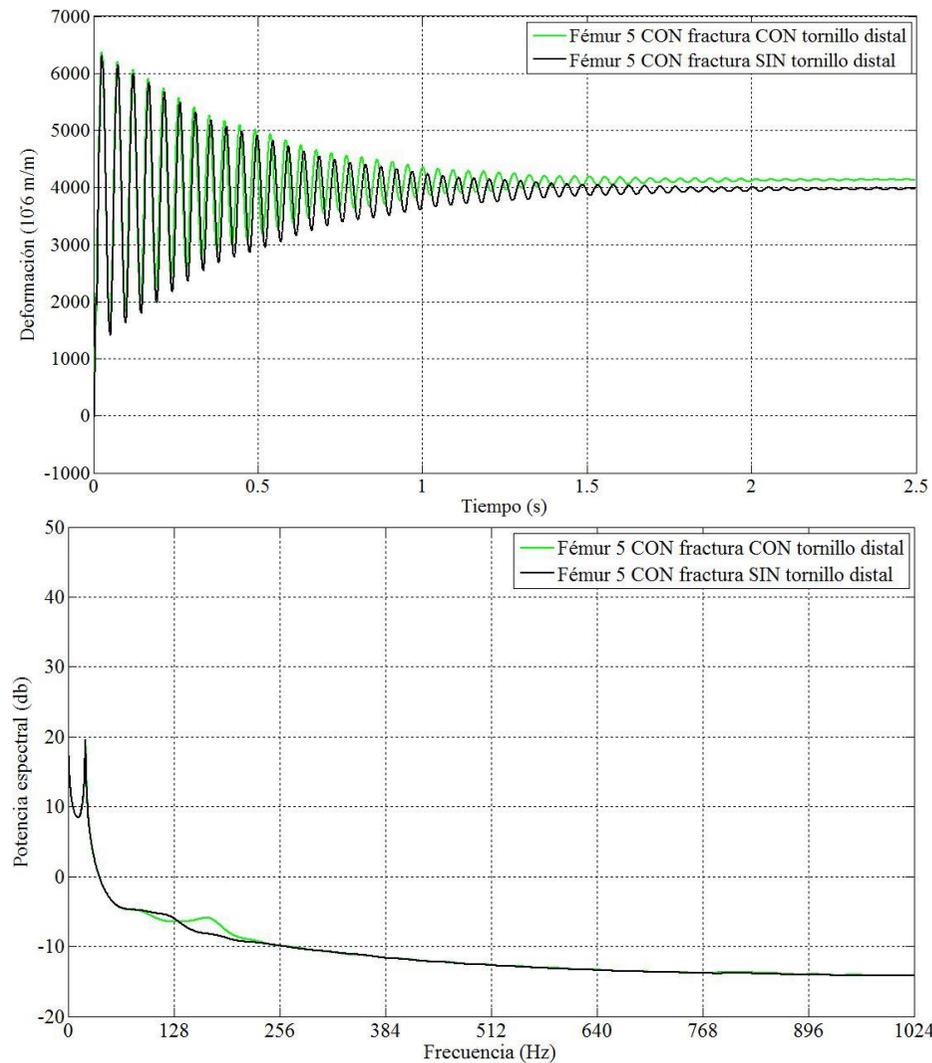
Gráfica 83. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



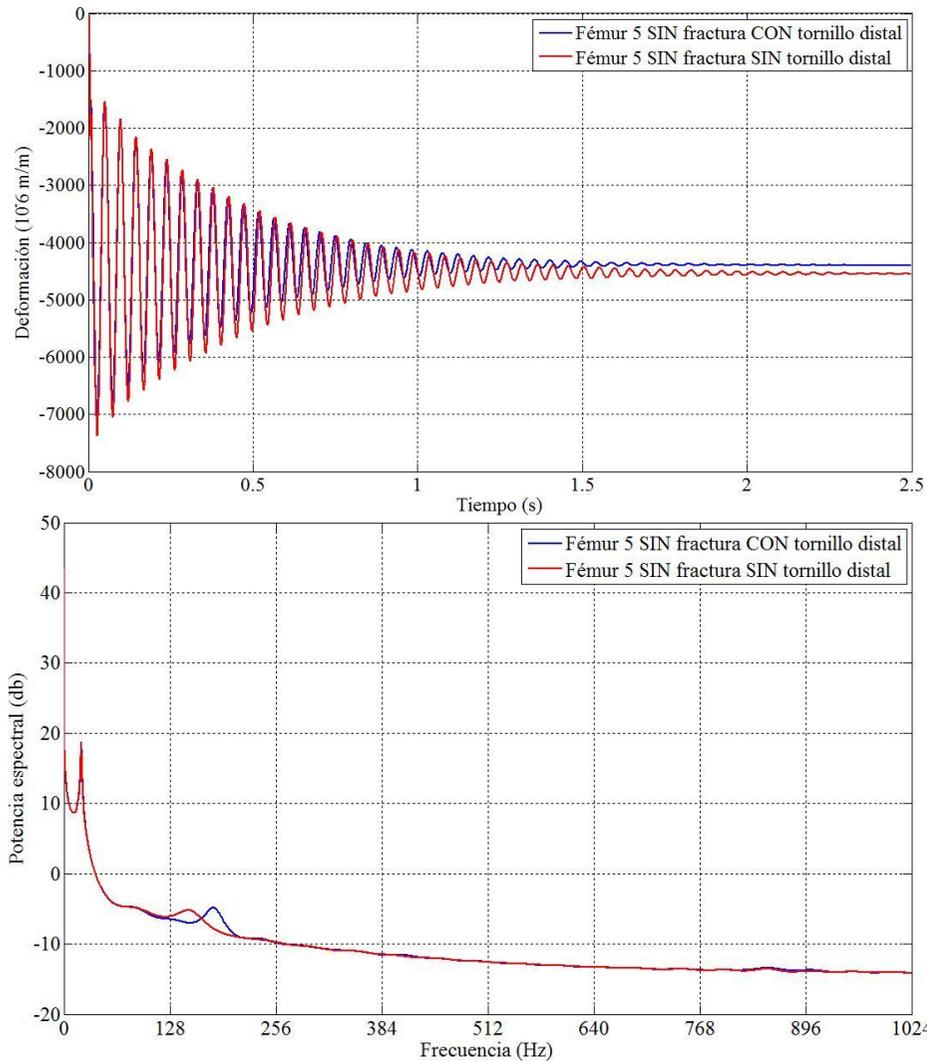
Gráfica 84. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



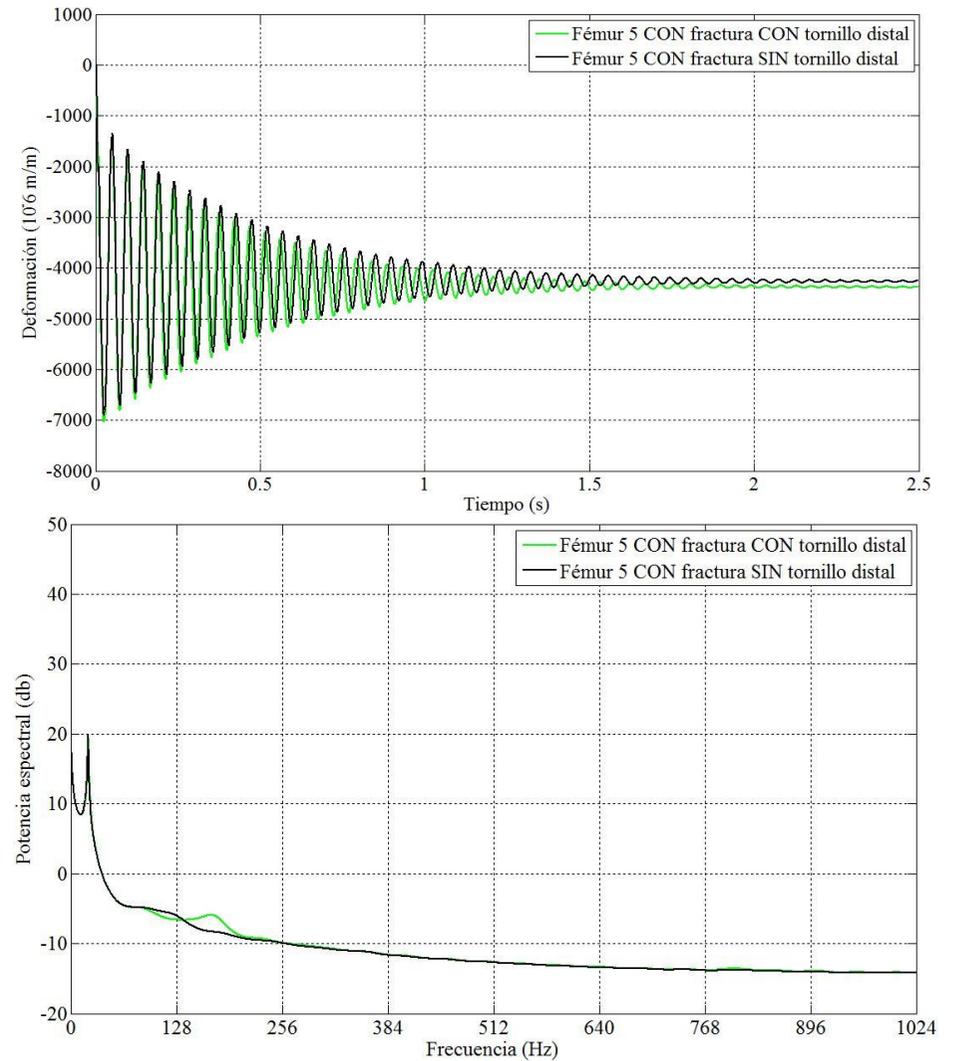
Gráfica 85. Galga 3 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



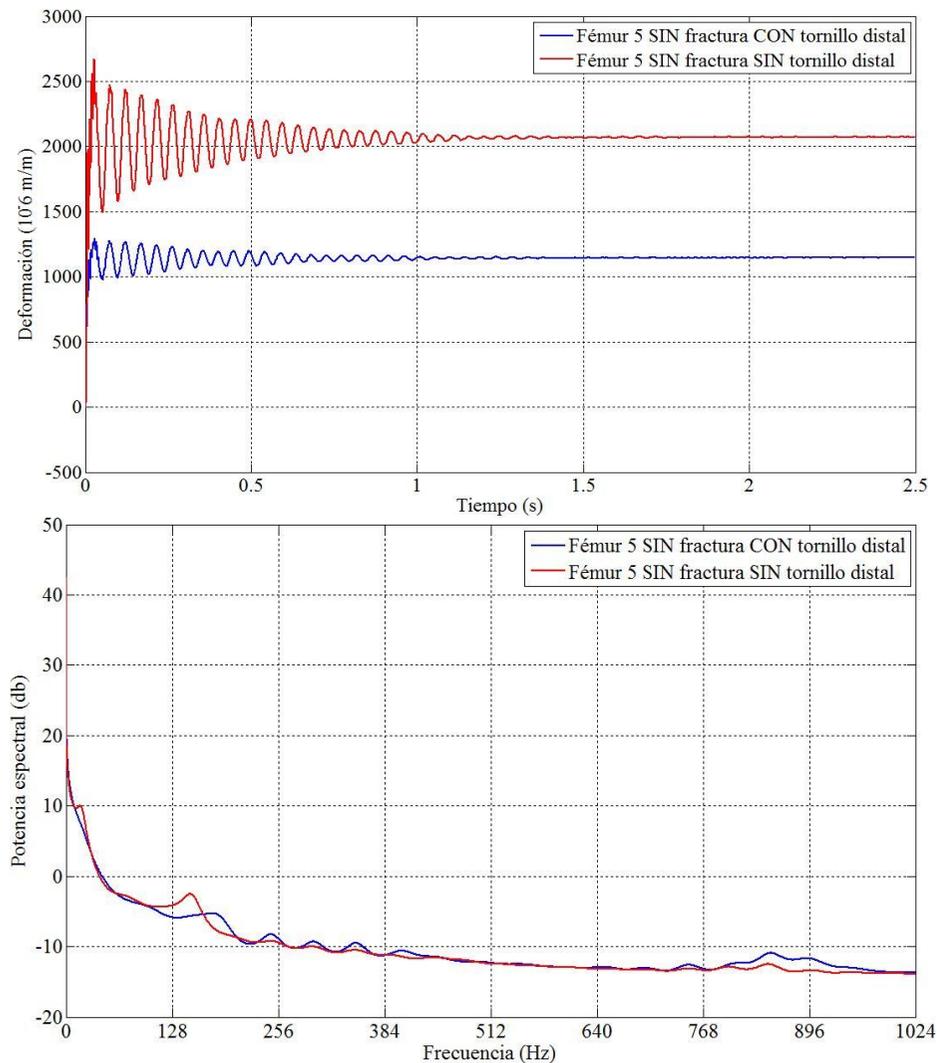
Gráfica 86. Galga 3 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



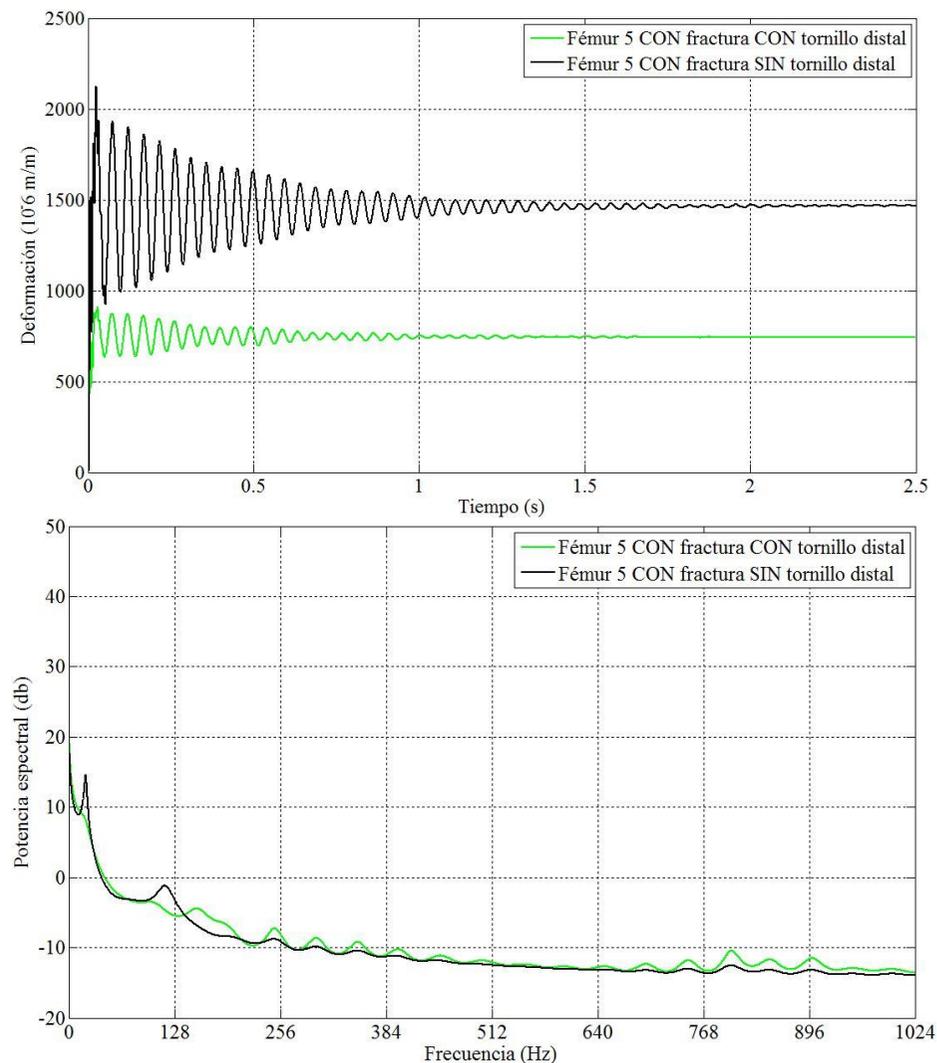
Gráfica 87. Galga 4 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



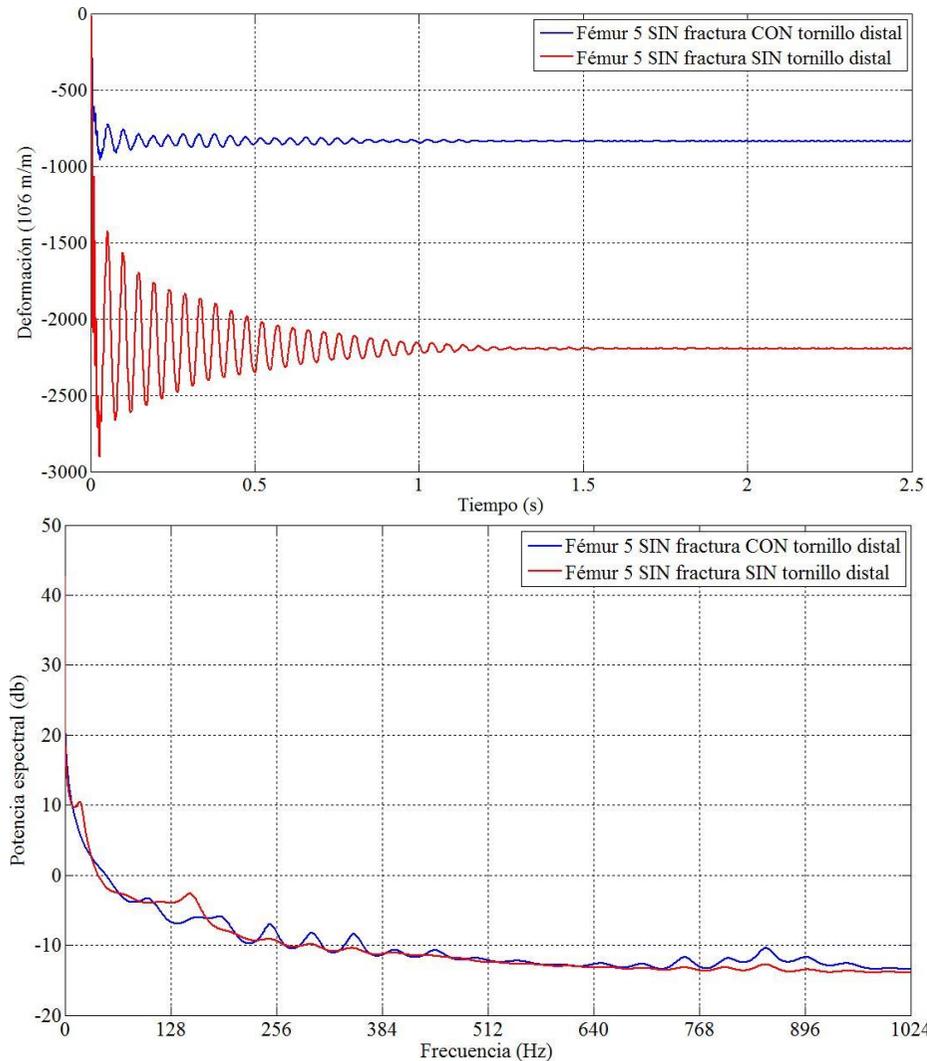
Gráfica 88. Galga 4 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



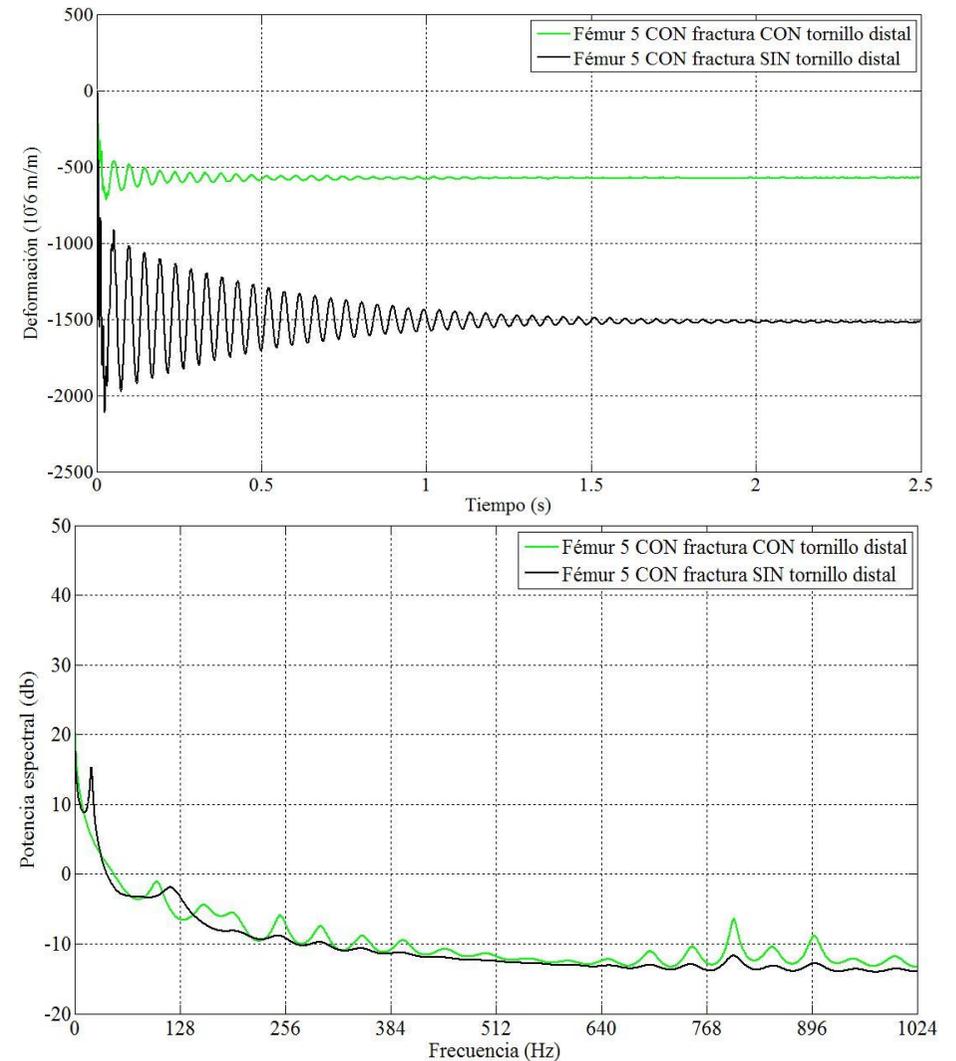
Gráfica 89. Galga 5 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



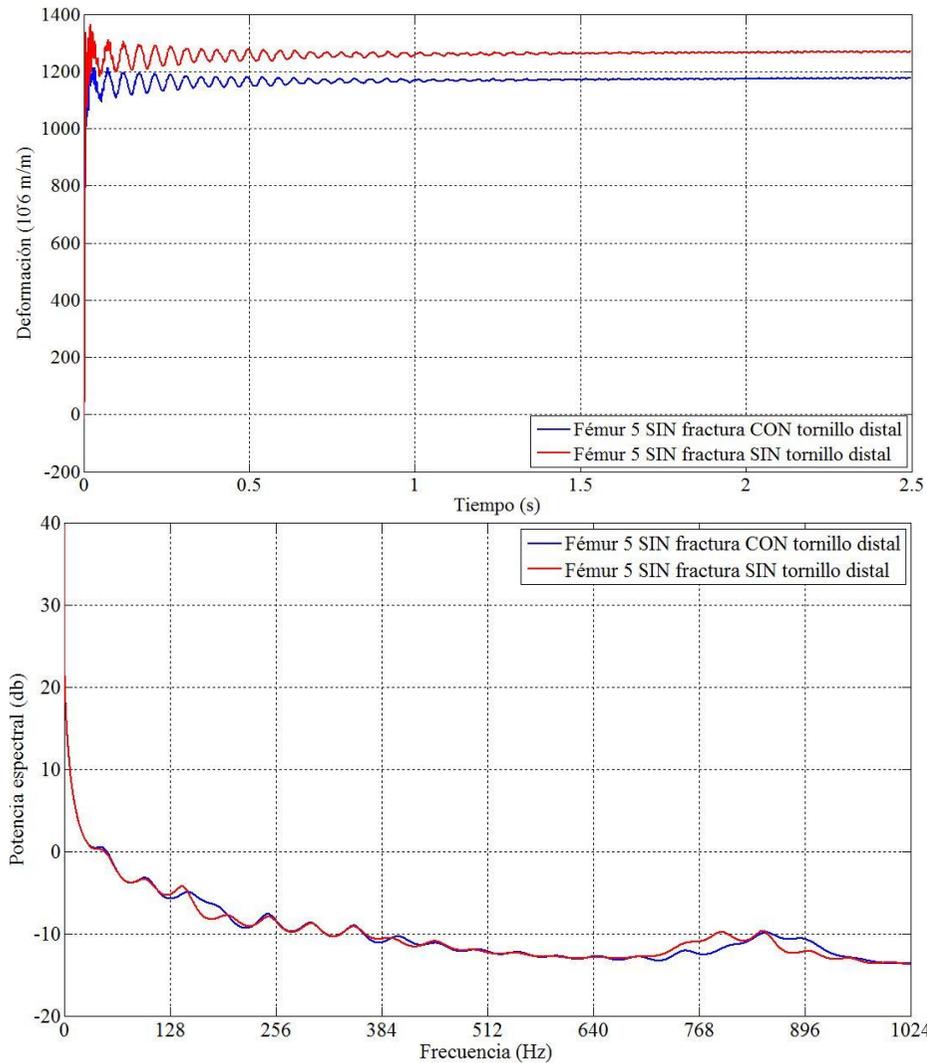
Gráfica 90. Galga 5 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



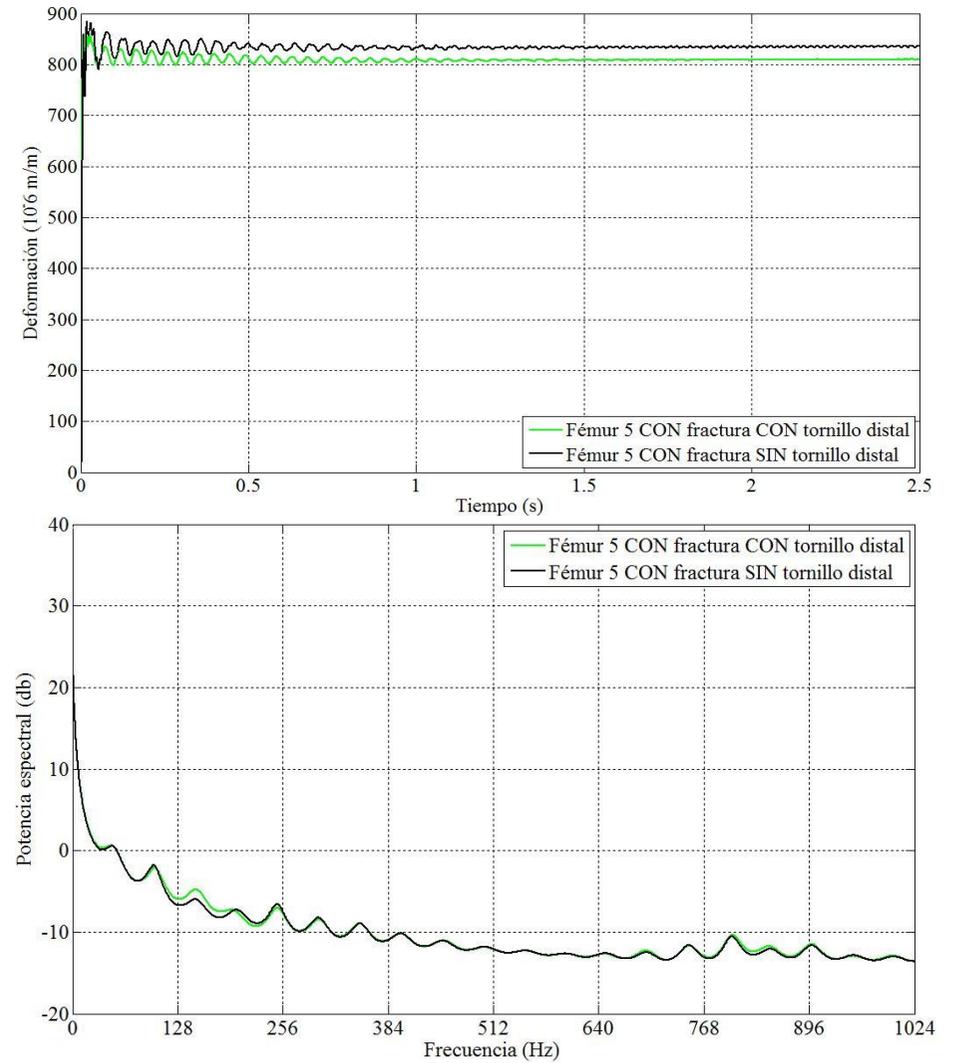
Gráfica 91. Galga 6 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



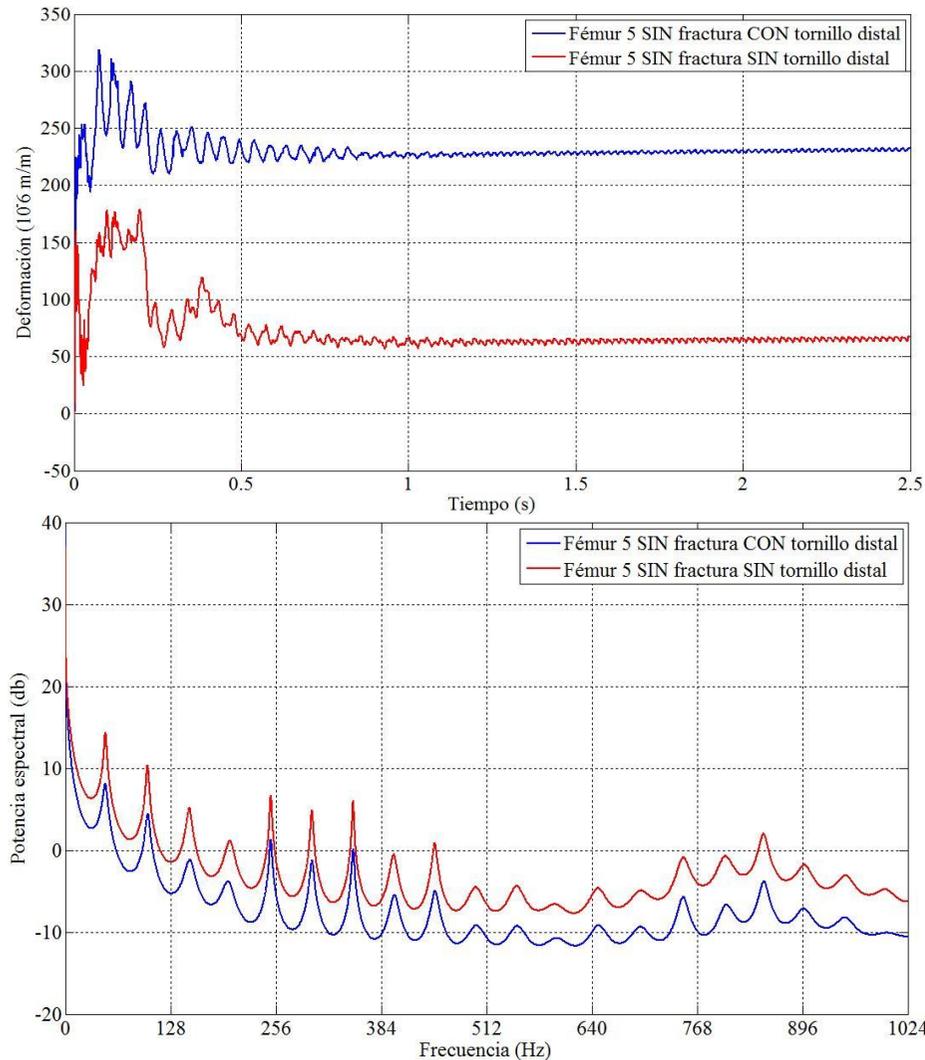
Gráfica 92. Galga 6 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



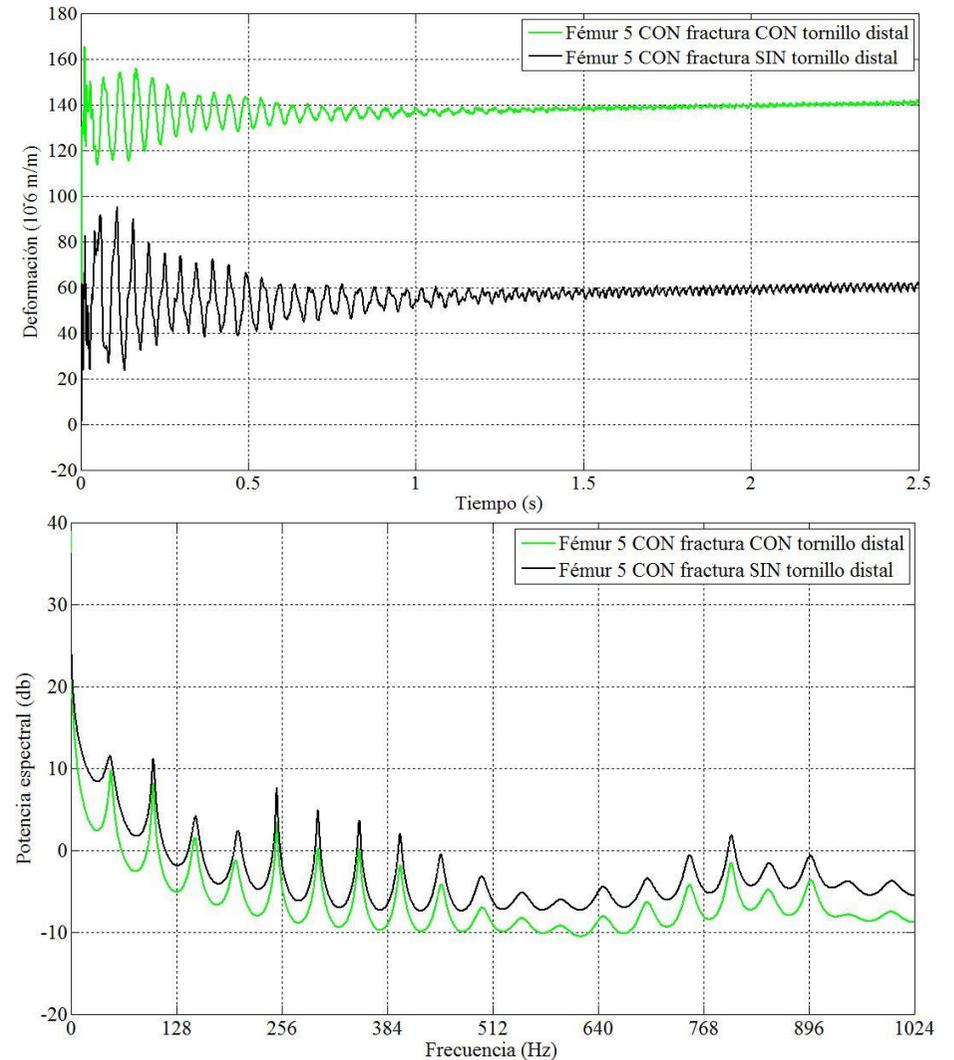
Gráfica 93. Galga 7 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



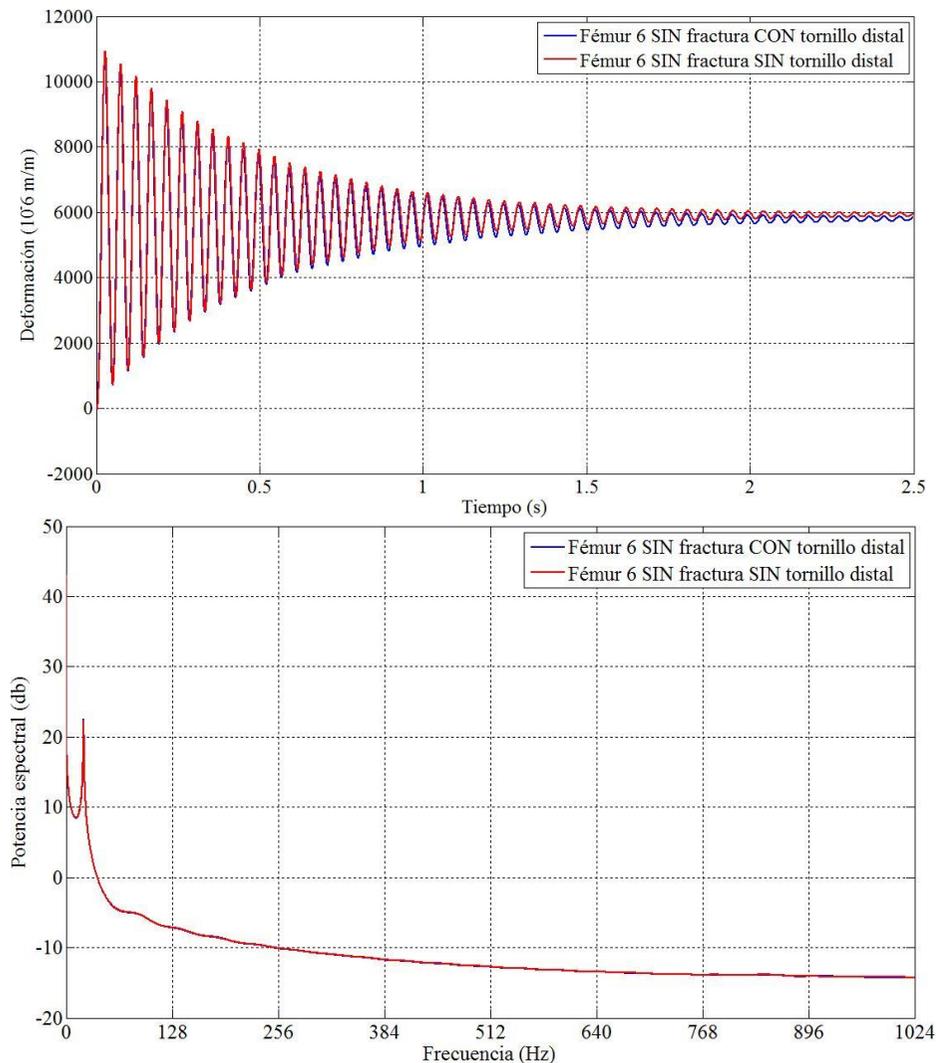
Gráfica 94. Galga 7 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



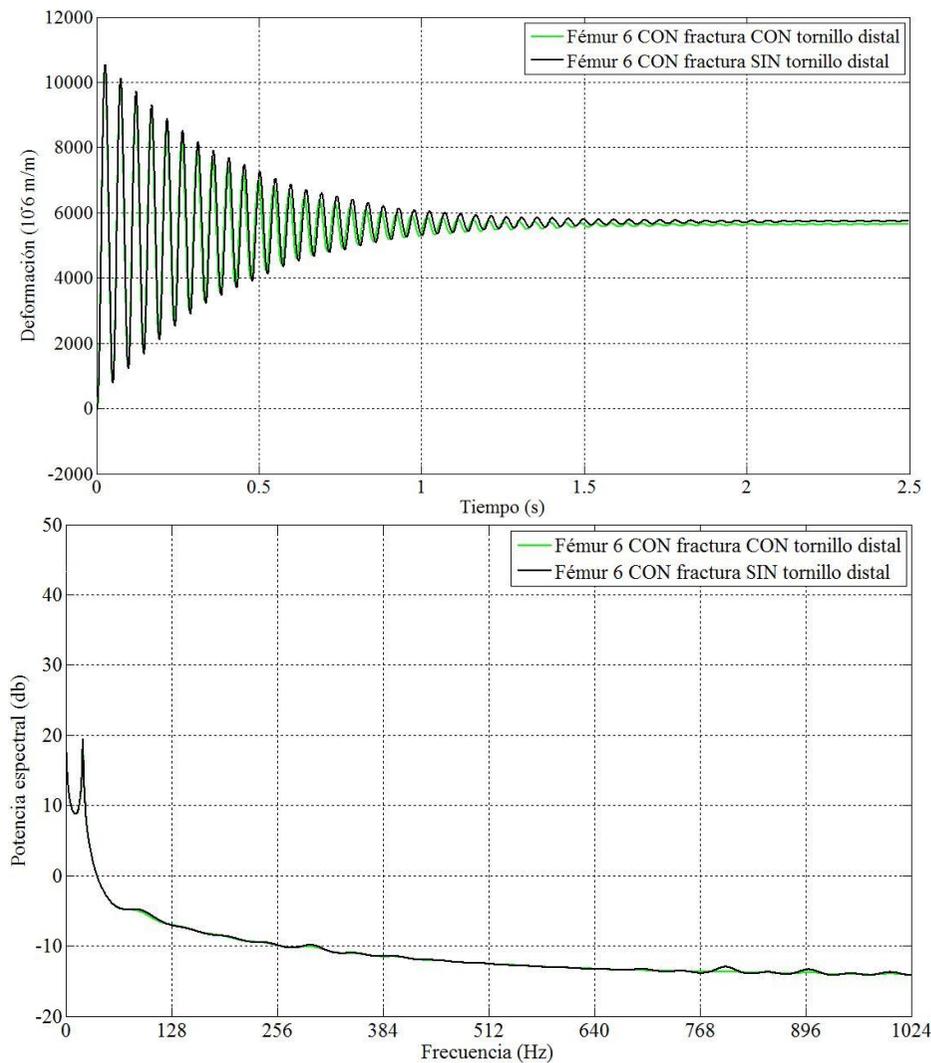
Gráfica 95. Galga 8 colocada en el Fémur 5 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



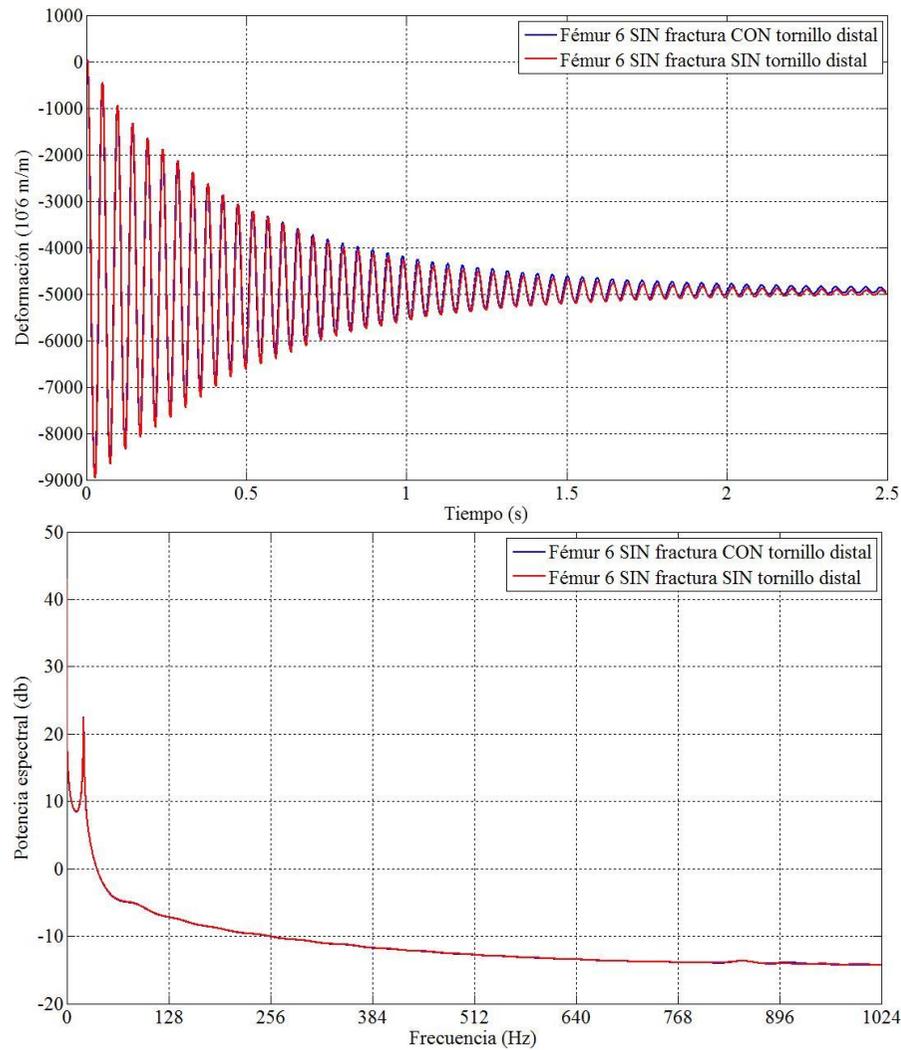
Gráfica 96. Galga 8 colocada en el Fémur 5 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



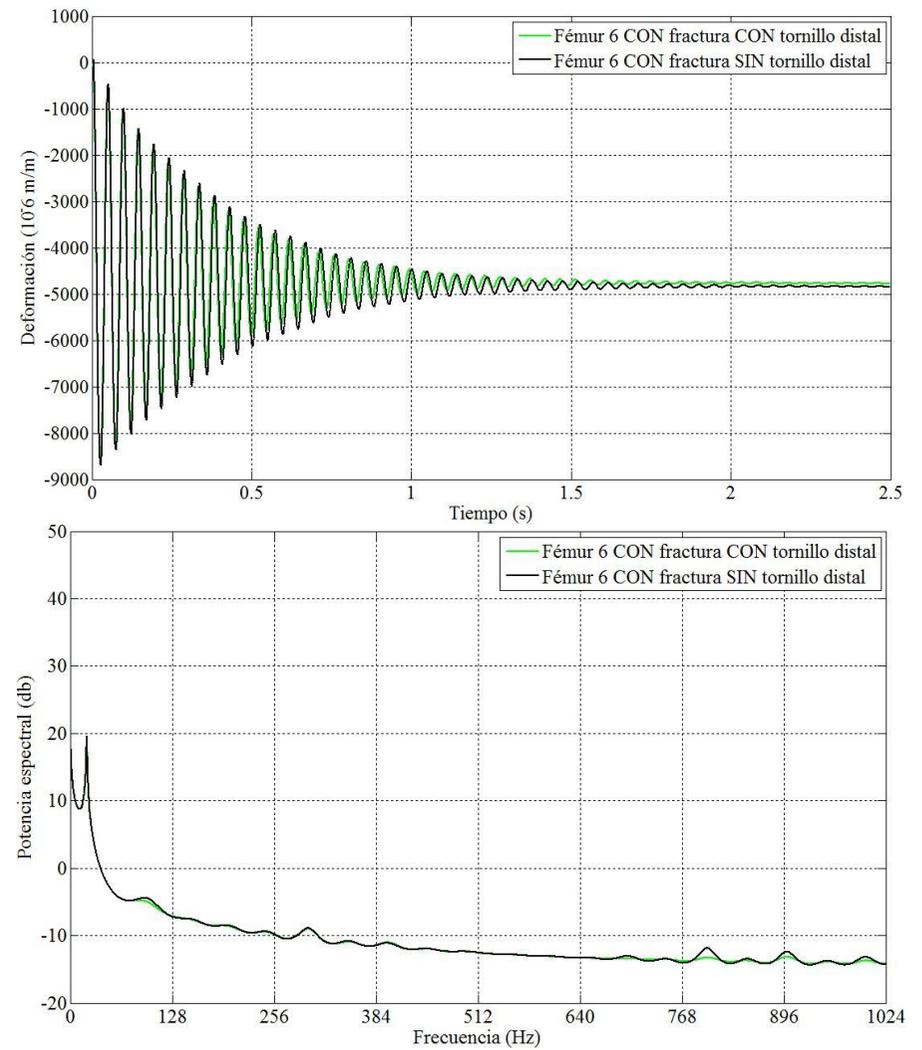
Gráfica 97. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



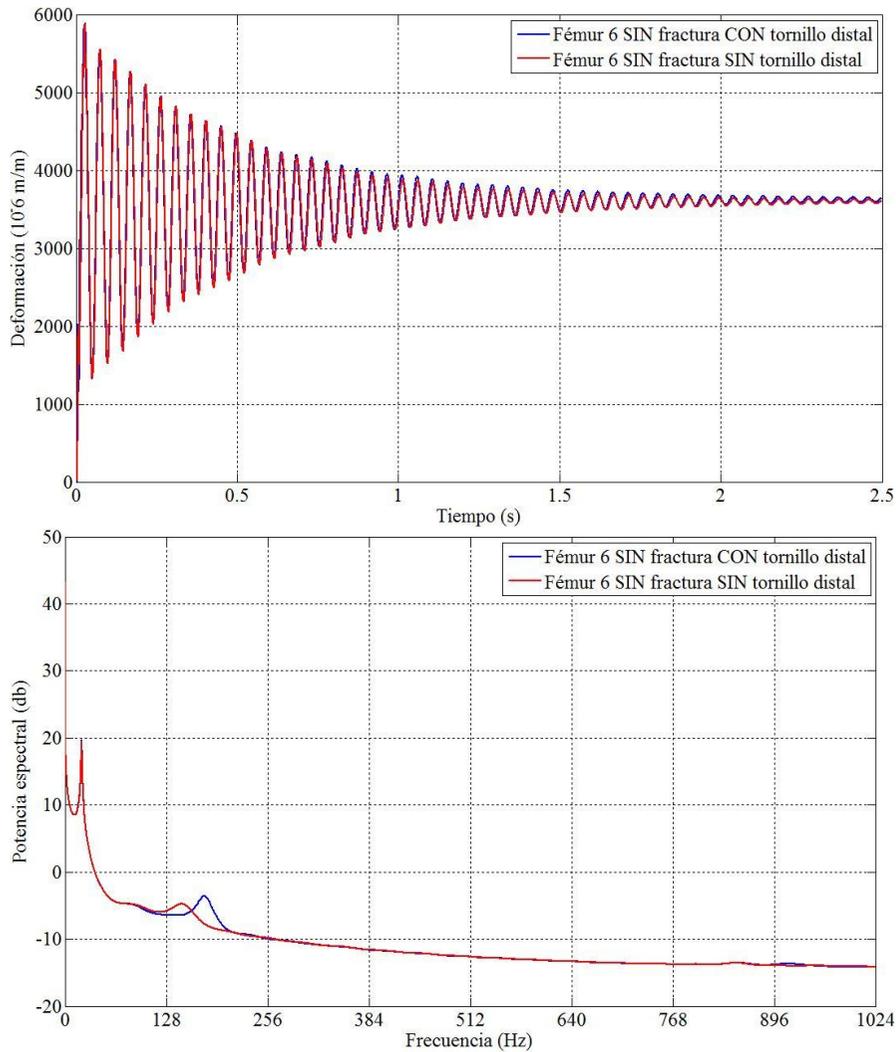
Gráfica 98. Galga 1 (control) colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



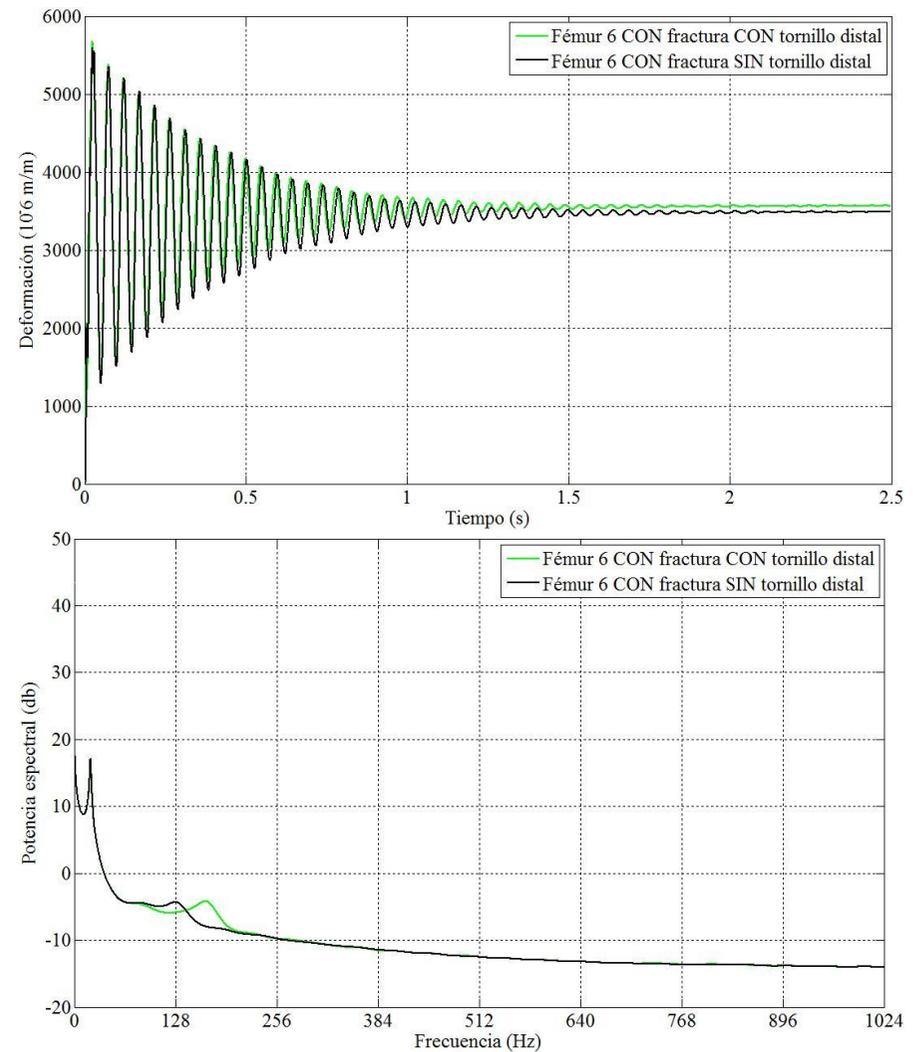
Gráfica 99. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



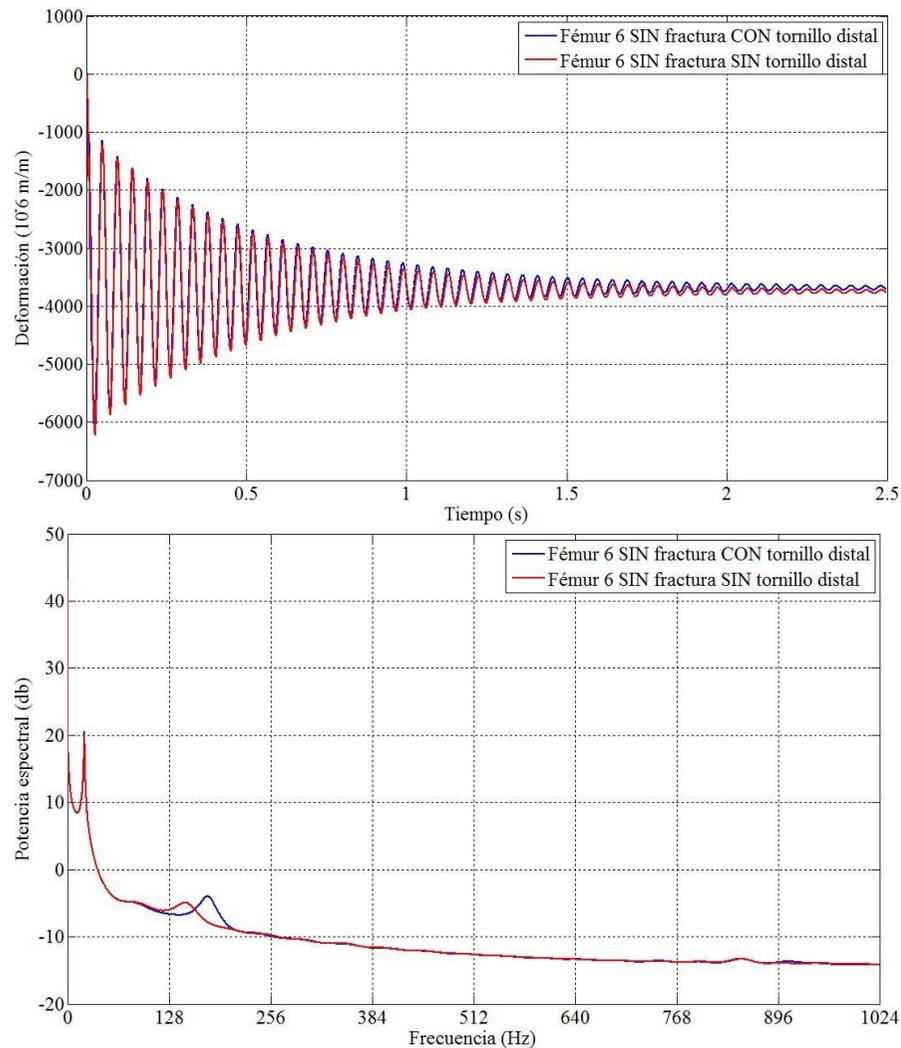
Gráfica 100. Galga 2 (control) colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



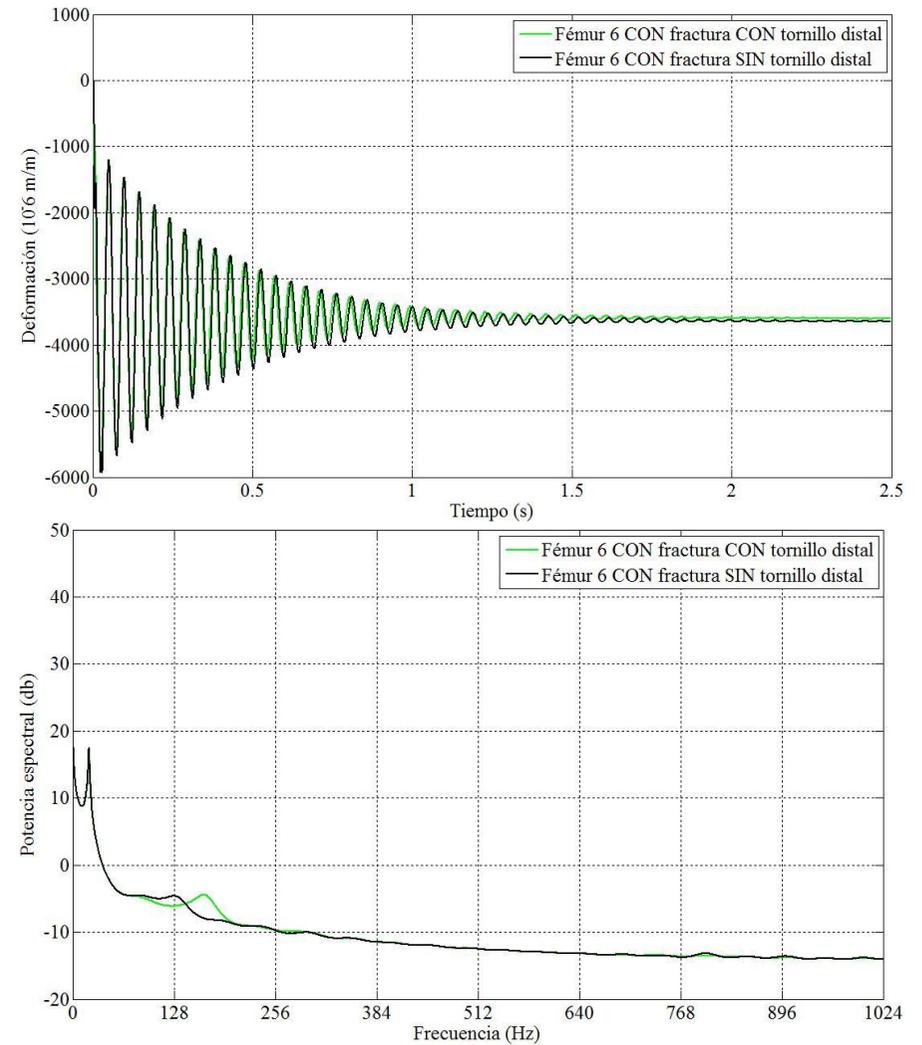
Gráfica 101. Galga 3 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



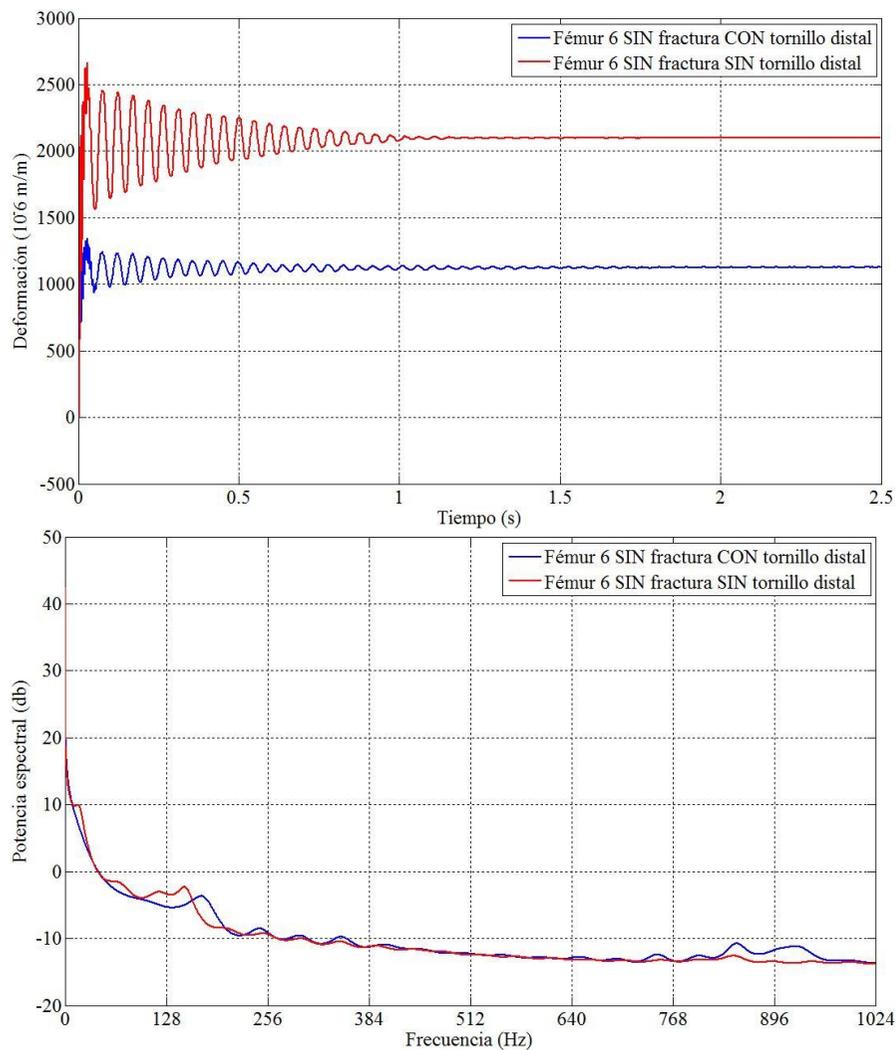
Gráfica 102. Galga 3 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



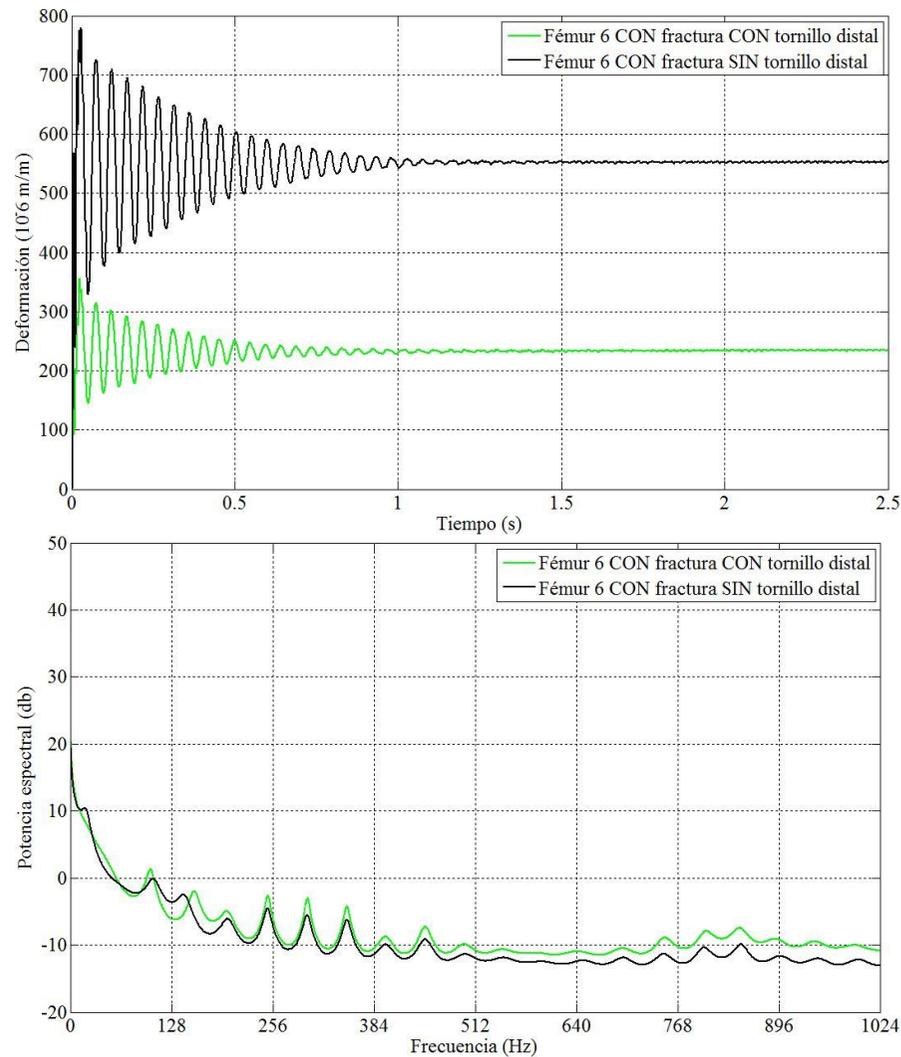
Gráfica 103. Galga 4 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



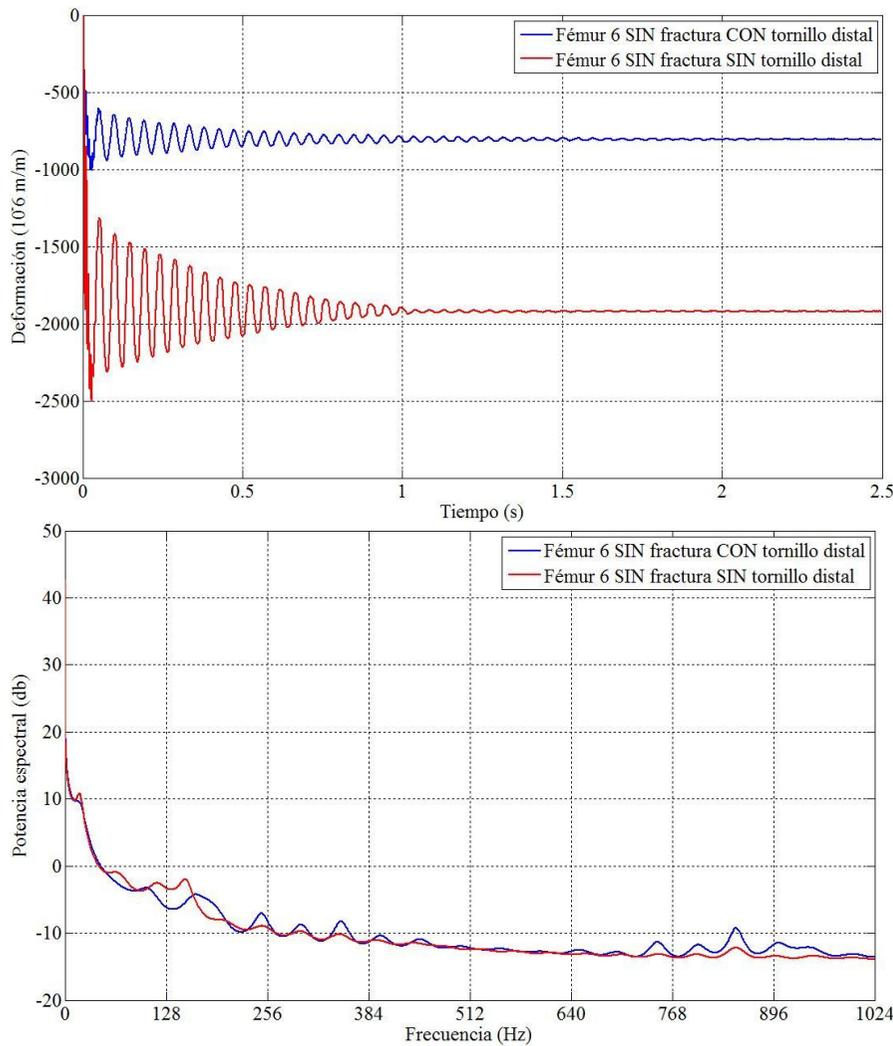
Gráfica 104. Galga 4 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



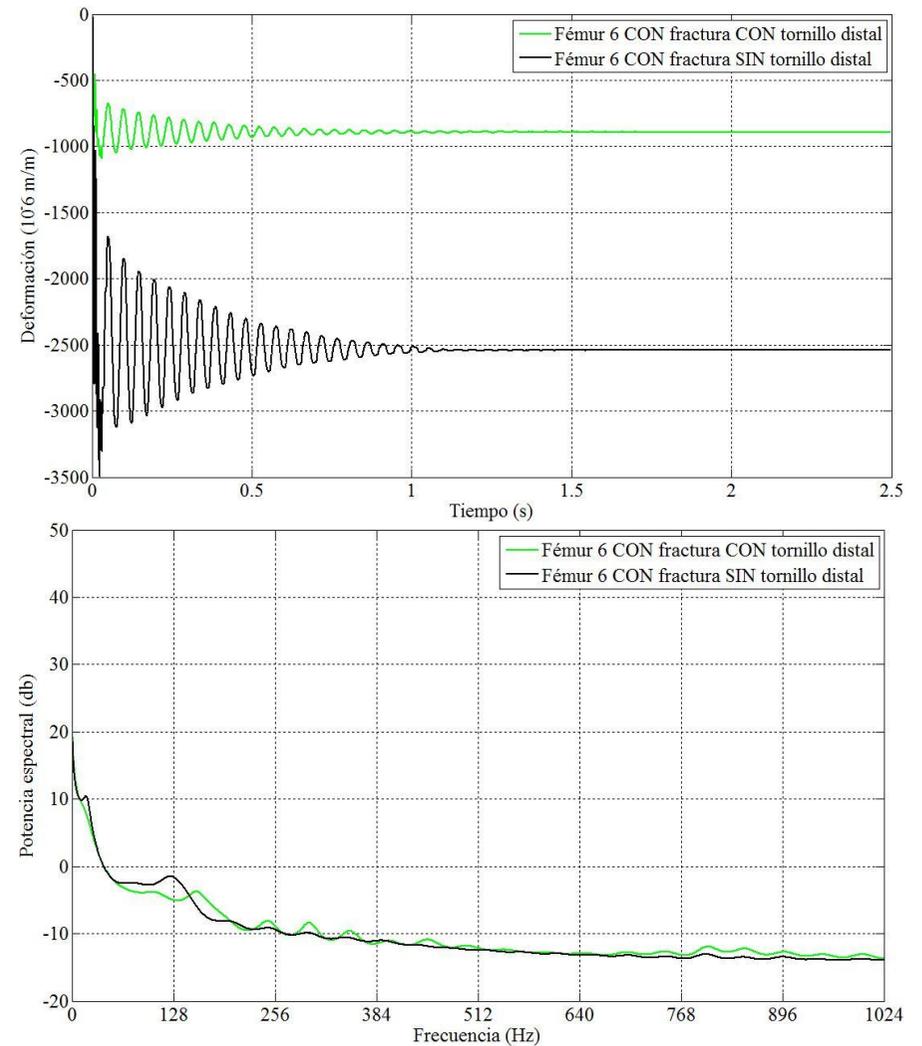
Gráfica 105. Galga 5 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



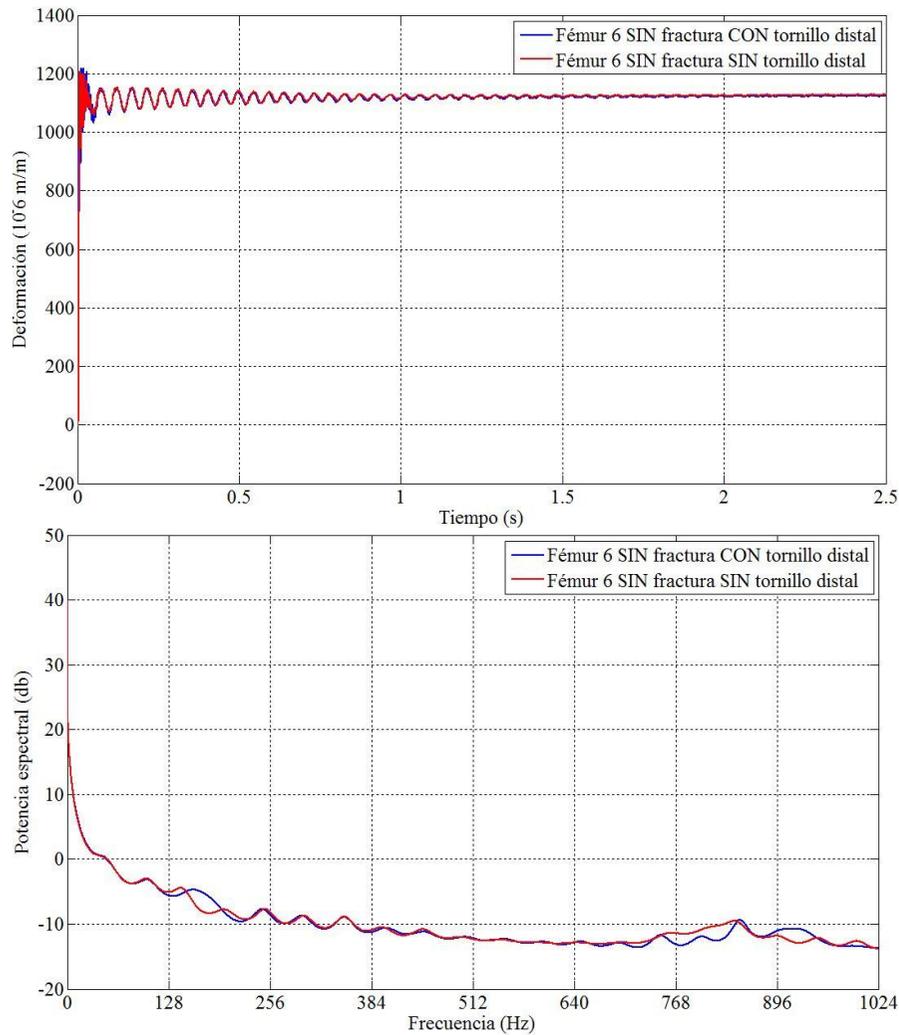
Gráfica 106. Galga 5 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



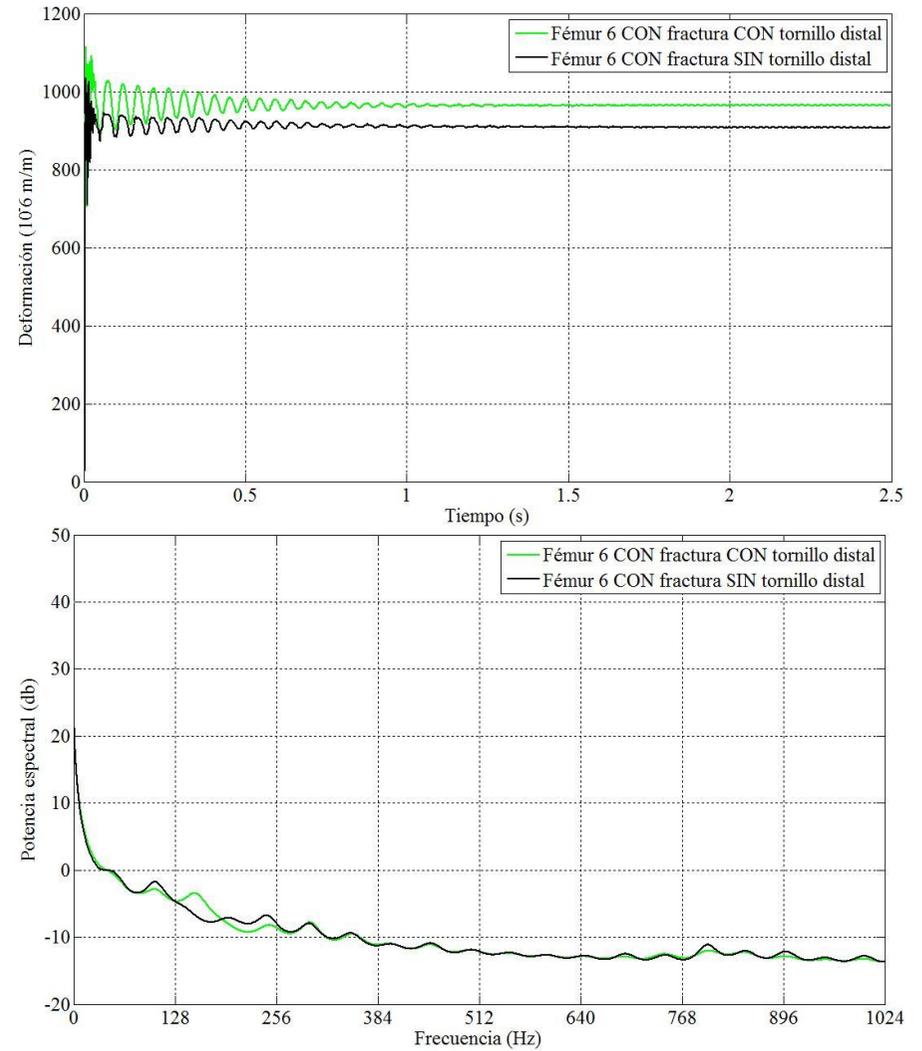
Gráfica 107. Galga 6 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



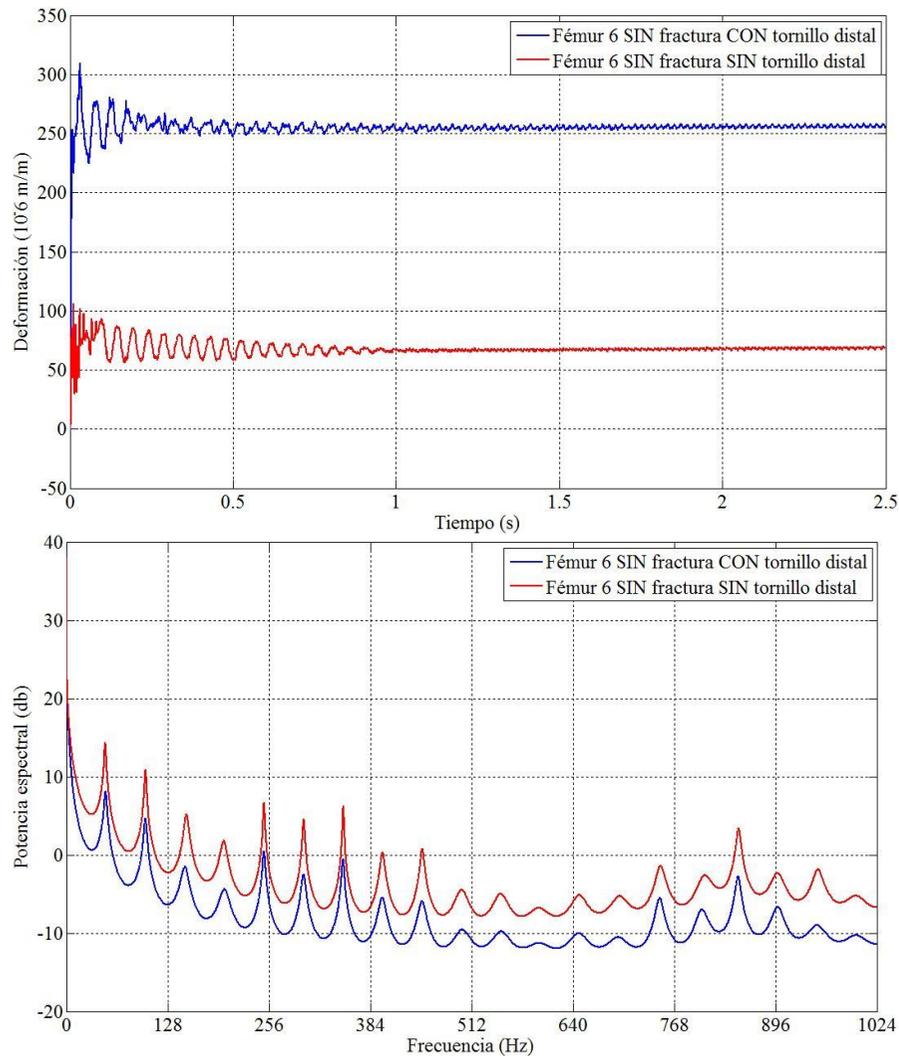
Gráfica 108. Galga 6 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



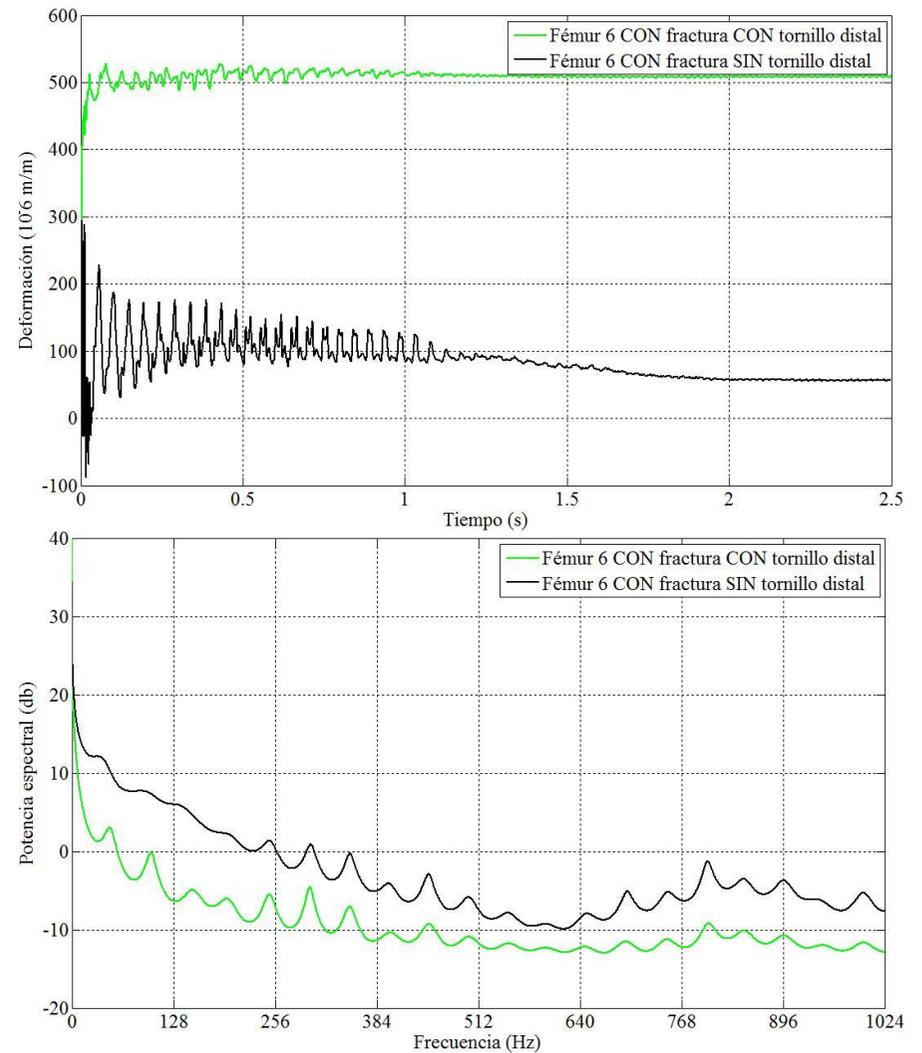
Gráfica 109. Galga 7 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



Gráfica 110. Galga 7 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



Gráfica 111. Galga 8 colocada en el Fémur 6 SIN fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



Gráfica 112. Galga 8 colocada en el Fémur 6 CON fractura, sometido a flexocompresión con 7,5kg. a) Dominio del tiempo b) Dominio de la frecuencia



## CAPÍTULO 4 DISCUSIÓN

### 4.1 De los conceptos de estabilidad y reversibilidad

El objetivo de esta tesis es el diseño, puesta a punto y aplicación de un procedimiento experimental para definir la estabilidad del clavo intramedular frente a fracturas pertrocantéreas del fémur. Como primer punto de discusión procede una definición del propio concepto de estabilidad.

Desde un punto de vista mecánico, la estabilidad es la propiedad por la cual una estructura mantiene el equilibrio y la integridad frente a pequeños cambios en las condiciones de carga o apoyo. En Física elemental esta definición lleva a la distinción entre las tres clásicas categorías del equilibrio: estable, inestable e indiferente. Las cuales se asocian, respectivamente, con niveles de energía mínimo, máximo o invariable. En Teoría de Estructuras y Resistencia de Materiales, hay una formulación matemática de la estabilidad, desarrollada por Euler en el siglo XVIII (Ortiz 2007). Así, en una barra esbelta empotrada en un extremo y sometida a una carga de compresión excéntrica por el otro, planteando la ecuación diferencial aproximada de la deformada de la estructura en equilibrio se llega a la siguiente expresión de la carga crítica, o carga para la cual la deformación se hace indefinidamente grande:

$$P_{crít.} = \frac{\pi^2 EI}{4l^2} \quad , \text{ siendo:}$$

$l \rightarrow$  longitud de la barra

$e \rightarrow$  excentricidad de la carga

$f \rightarrow$  flecha o desplazamiento máximo

$E \rightarrow$  módulo de Young del material de la barra o rigidez frente a fuerzas de tracción o de compresión.

Ejemplos: Acero,  $E=210.000\text{MPa}$  ( $1\text{MPa} = 1\text{N/mm}^2$ )

Aluminio,  $E=70.000\text{MPa}$ .

$I \rightarrow$  momento de inercia de la sección de la barra respecto al eje de flexión. Propiedad geométrica que expresa la inercia o dificultad de giro respecto a un eje. En una sección circular de radio  $R$ , el momento de inercia es  $I=\pi R^4/4$ .

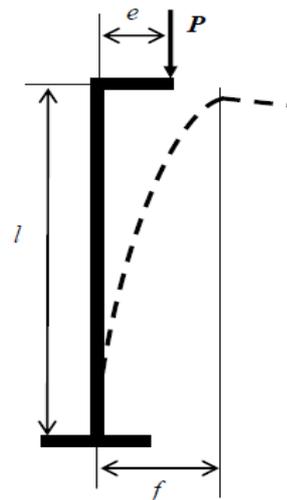


Figura 97: Carga crítica.

El modelo de estructura de la figura 97 fue empleado por Pauwels (Pauwels 1980) como primera aproximación a su modelización teórica de la cinética del fémur en el plano frontal.

La inestabilidad asociada a la fórmula de Euler implica una deformación irreversible de la estructura, ya que, al alcanzar la carga crítica se produce una flecha indefinidamente grande. Esto no sucede así en la realidad. En la Figura 98 se tiene en trazo continuo la característica carga-flecha según la fórmula de Euler y, a trazos, la característica real que se obtiene partiendo de la ecuación diferencial exacta de la deformada. En ésta también hay grandes deformaciones pero en este caso hay unicidad entre carga y flecha por encima de la carga crítica (a cada valor de la carga le corresponde un único valor de la flecha) y, además, las deformaciones desaparecen y la estructura vuelve a su situación inicial si se retira la carga, es decir, hay reversibilidad.

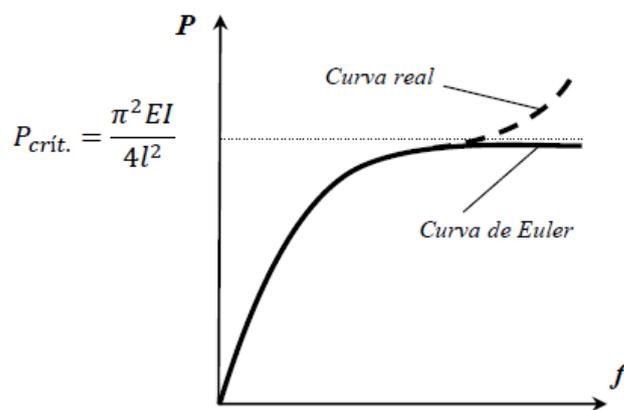


Figura 98: Comparación de curva de Euler con curva real.

Todo lo anterior se refiere a la estabilidad y la reversibilidad estructural, esto es, a la relativa a la estructura completa. En nuestro caso, la estructura completa es un hueso fémur vivo con distintos tipos de fracturas pertrocantéreas fijadas con un clavo intramedular. Como se ha visto, (Evans 1949) las fracturas se diferencian por la localización, la trayectoria de las grietas y también por su estabilidad, entendiendo como tal la capacidad de soportar cargas sin redesplazamientos una vez efectuada la reducción y fijación. La estabilidad, por tanto, no se refiere a ninguna formulación matemática del tipo comentado, y su evaluación en un ensayo deberá basarse en la apreciación de fenómenos irreversibles inmediatos (estabilidad primaria) o futuros (estabilidad secundaria).

La estabilidad primaria es la que corresponde al estado del fémur inmediatamente después de la operación. La secundaria es la relativa al estado del fémur a medio o largo plazo, cuando los sucesivos ciclos de carga y la consecuente remodelación ósea han dado lugar a una nueva estructura en la que puede haber desplazamientos clasificables como inestables. Lógicamente, la estabilidad secundaria es muy dependiente de las condiciones inmediatamente posteriores a la operación. Si las tensiones y deformaciones provocadas por las cargas difieren de las naturales del fémur intacto, la remodelación ósea seguirá una tendencia cuyo sentido puede deducirse de la vieja ley de Wolff (Wolff 1892) las zonas en donde las tensiones y deformaciones hayan aumentado tenderán a reforzarse, mientras que en las zonas con disminución de las tensiones habrá reducción de masa ósea con el consiguiente riesgo de pérdidas de apoyo del clavo y concentración local de las áreas de anclaje. Todo lo cual puede derivar en una movilidad del clavo que acabe provocando la inestabilidad estructural.

En definitiva, el estudio de la estabilidad del clavo intramedular frente a fracturas pertrocantéreas del fémur es un problema con incertidumbres y sin una variable medible clara que permita una cuantificación objetiva. Lo más efectivo, por tanto, es seguir un método experimental comparativo en el que la referencia sea el propio fémur, sujeto de ensayo, en un estado previo, sin fracturas. Este método se ha empleado por varios investigadores (Claramunt 2003, García 2013, Cristofolini 1996).

## **4.2 Del sujeto del ensayo**

Para desarrollar un método experimental comparativo de aplicación general, es esencial reducir al mínimo el número de variables. Con respecto al sujeto de ensayo, lo ideal es, por tanto, que todas las muestras sean idénticas. Por ello se ha decidido plantear un ensayo con hueso sintético normalizado en lugar de con hueso de cadáver. Aparte de las dificultades éticas y operativas de trabajar con hueso de cadáver, la pérdida progresiva de propiedades y las diferencias morfológicas, tanto micro como macroestructurales, nos han decidido a recurrir al hueso sintético Sawbones, empleado frecuentemente como modelo experimental y reconocido como tal por las entidades oficiales de ensayo (García-Fernández 2006, Mañanes 2011).

La morfología del fémur sintético Sawbones se ajusta razonablemente bien a la real. Presenta una estructura bifásica que distingue entre hueso cortical y hueso esponjoso

y, aunque sus características mecánicas de rigidez y resistencia difieren de las reales, se ha considerado idóneo para los ensayos de tipo comparativo planteados.

En cada ensayo, la muestra de referencia ha sido el fémur sintético con el clavo intramedular implantado. Y la muestra a comparar ha sido el mismo fémur con la fractura en estudio simulada. Un procedimiento análogo se ha seguido con éxito en una tesis reciente (García 2013). La implantación del clavo ha sido realizada por personal especializado en el laboratorio de la empresa Stryker, con el instrumental y las condiciones de quirófano reales. Las fracturas se han simulado empleando una herramienta de marquetería Dremel. Y la configuración de cada fractura ha sido decidida y verificada por un traumatólogo especializado. En todas las fracturas se ha practicado una consolidación uniforme de baja rigidez empleando un relleno de silicona. Esto supone otra aproximación relativa a la realidad, pero se ha considerado también aceptable por su uniformidad y por el carácter comparativo del método.

Se han seleccionado 6 casos normalizados de fractura (Evans 1949). Evidentemente, la muestra no es exhaustiva, pero se considera suficiente para cubrir los objetivos de la tesis. Con carácter orientativo, se ha hecho un ensayo previo sobre fémur sintético completamente intacto.

### **4.3 Del diseño del ensayo**

Una vez elegido el sujeto de ensayo, el diseño del mismo comprende el sistema de anclaje y de transmisión de carga, el programa de cargas, la instrumentación y el tratamiento de resultados.

Se ha buscado un estado de cargas que reúna las cualidades de congruencia con un estado real, ser mecánicamente exigente y ser suficientemente simple como para poder ser reproducido y aplicado de forma fácil y repetible. Se ha elegido un estado de carga provocado por una fuerza puntual sobre la cabeza del fémur, oblicua respecto al eje del fémur en el plano frontal y con un amarre tipo empotramiento en el extremo distal. Las cargas “de servicio” o naturales son, evidentemente, más complejas, pero el caso seleccionado da lugar a una sollicitación combinada de flexión y compresión en el plano frontal que es la predominante en la situación de equilibrio monopodal o en las fases críticas de la marcha (Bresler 1959).

El programa de carga consta de dos fases. Una de tipo estático por aplicación escalonada de ciclos de cargas a muy baja frecuencia. Y una dinámica por liberación súbita de una carga previa y la consiguiente oscilación libre de la estructura. En todos los casos, los relativamente bajos niveles de carga aplicados han permitido un sistema de transmisión por gravedad, empleando pesas, poleas y cables. Otros autores emplean montajes más sofisticados con máquinas de ensayo (Martel 2011), pero se ha demostrado que, debido a los grandes desplazamientos que se producen en la zona de transmisión de carga, los útiles de la máquina tienden a producir componentes espúreas de fuerzas que falsean los resultados (Rincón 2000), y hay que recurrir a montajes complejos para evitar los movimientos relativos en las zonas de contacto de los útiles de la máquina con la cabeza del fémur. Así pues, y a pesar de su extrema sencillez, la transmisión de carga por gravedad es la más fiable y eficaz.

Respecto a la instrumentación, el empleo de captadores resistivos tipo galga extensométrica es habitual en trabajos experimentales de biomecánica (Rosenblum 1992). Con una galga extensométrica se mide directamente la deformación longitudinal unitaria en un punto y una dirección concreta. Su accesibilidad, facilidad de montaje, sensibilidad y linealidad de respuesta avalan su idoneidad en aplicaciones estáticas y dinámicas en baja y media frecuencia (como desarrollo futuro pueden plantearse estudios en alta frecuencia que requerirán el empleo de acelerómetros). La localización de los sensores se ha elegido en las caras interna y externa del plano frontal, que, para la carga aplicada, van a ser las zonas de máximos valores de registro. Se ha elegido una configuración mínima de 4 parejas de galgas, una en la zona proximal a la altura de la mitad del trocánter mayor, otra hacia la mitad del clavo corto por debajo del trocánter menor, otra en el extremo inferior del clavo, por debajo del tornillo cortical distal, y una última pareja de galgas con función de testigo en la zona medial del fémur, lejos del clavo. Todas las galgas se han orientado paralelamente al eje del fémur. Pueden emplearse configuraciones más complejas, con más galgas, otras orientaciones y otros planos de localización, pero se considera que con el esquema adoptado se obtiene suficiente información sobre las fuerzas interiores desarrolladas en la transmisión de carga. Hay antecedentes análogos empleados por otros investigadores (Rincón 2000, Cristofolini 2009)

Para la adquisición y el tratamiento de resultados se ha empleado un equipo y unas aplicaciones del programa matemático MATLAB que filtran, depuran y presentan la señal

resultante en los dominios de la frecuencia y el tiempo. La metodología ha sido desarrollada y validada en una reciente tesis (García 2013).

#### 4.4 De la validez del ensayo

Para que el ensayo sea válido debe reunir las siguientes condiciones: estabilidad estructural, repetibilidad y semejanza comparativa.

Respecto a la estabilidad estructural, los rangos de cargas elegidos han dado lugar a notables deformaciones que corresponden a niveles superiores a la carga crítica de Euler, pero manteniéndose en la zona de reversibilidad, ya que en ningún caso se han observado daños asociados a una inestabilidad estructural

La repetibilidad implica que la repetición de un mismo ensayo sobre una misma muestra debe dar los mismos resultados. En caso contrario habrán aparecido en la muestra procesos no lineales o irreversibles que impedirán la comparación buscada. En todos los casos, las repeticiones de ensayo sobre una misma muestra individual han dado resultados prácticamente idénticos.

Por último, debe darse la semejanza entre la muestra con el clavo intramedular implantado sin fracturas y con fracturas. Esto significa que los resultados de los sensores en las zonas alejadas de las fracturas deben ser los mismos en ambos casos. Observando las gráficas de deformación de las galgas testigo, 1 y 2, en los 6 fémures (Capítulo 3, Gráficas 2 a 7) se verifica una semejanza que no es total, pero sí perfectamente suficiente para confirmar la validez del ensayo.

#### 4.5 Del efecto de la carga de flexo-compresión

En la Figura 99 se representa la carga aplicada con sus componentes perpendicular y paralela al eje del fémur. A la derecha se indican los esfuerzos interiores provocados en una sección genérica: un esfuerzo normal de compresión,  $N$ , uno de cortadura,  $T$ , y un momento flector,  $M_F$ .

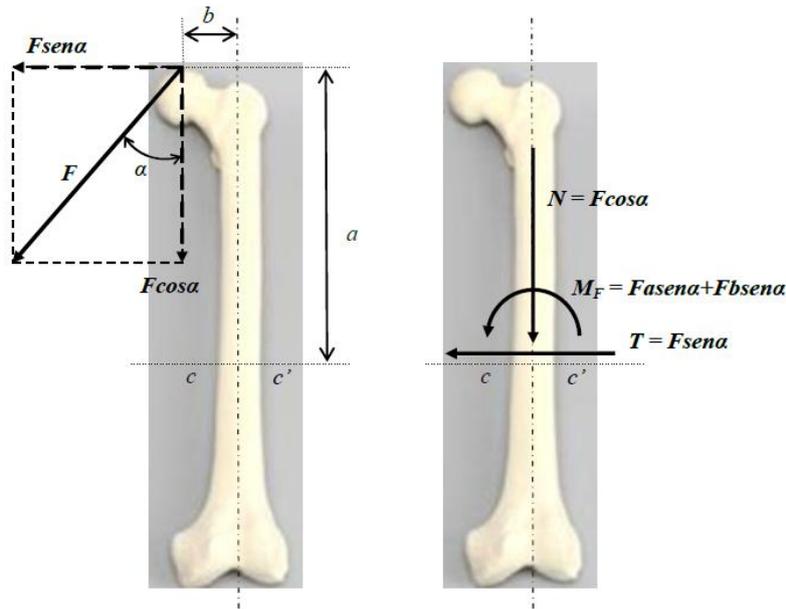


Figura 99: Carga aplicada: Perpendicular y paralela

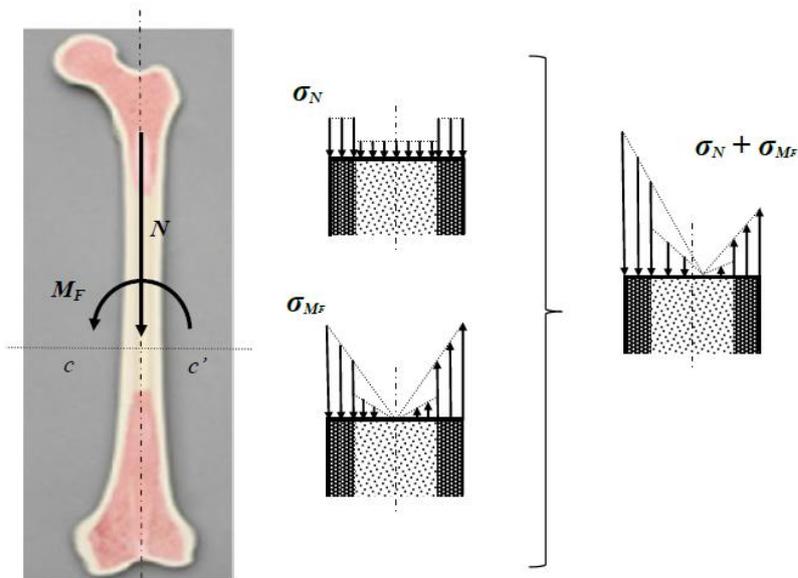


Figura 100: Distribución de tensiones

Los esfuerzos se traducen en fuerzas interiores cuya intensidad constituye la variable mecánica de la tensión. La distribución de las tensiones se obtiene por Teoría de Resistencia de Materiales (Ortiz 2007). Según la misma puede prescindirse del efecto del esfuerzo cortante, y las distribuciones de tensión debidas al esfuerzo normal y al momento flector se representan de forma aproximada en la Figura 4 considerando simplídicamente que la sección está constituida por dos materiales homogéneos: el hueso cortical y el hueso esponjoso, siendo el primero de mayor rigidez que el segundo. La tensión es inversamente

proporcional al área de distribución y al momento de inercia respecto del eje de flexión. Tiende a ser mayor en el material de mayor rigidez y será máxima en la superficie de la cara interna. El registro de las galgas extensométricas localizadas en las caras del plano frontal y alineadas con el eje del fémur es directamente el valor de la tensión dividido por el módulo de Young del material.

La implantación de un clavo intramedular da lugar a los siguientes cambios en las distribuciones de tensión: la sección cambia de rigidez, siendo ahora mayor en la zona interior, y hay una pérdida de continuidad en la interfase. Todo ello da lugar a una disminución general de las tensiones en el hueso cortical y a una tendencia a que las fuerzas interiores se canalicen por el material del clavo. En el Capítulo 3, las gráficas 9 a 16 de la señal dinámica en el tiempo permiten comprobar que las máximas deformaciones son mayores que las correspondientes del hueso fémur con el clavo intramedular implantado. Respecto a la frecuencia de las vibraciones, la implantación del clavo y el consiguiente aumento de rigidez, provoca un aumento general de las frecuencias fundamentales de vibración, también comprobable en las gráficas del Capítulo 3. No es el objetivo de esta tesis el estudio del efecto de la implantación del clavo intramedular en el fémur sin fracturas, por lo que no se profundiza más en este aspecto. Para mayor detalle puede consultarse la extensa literatura especializada (Feodosiev 1980).

#### **4.6 De los resultados de los ensayos**

Con el tratamiento de las señales registradas se obtiene una visualización de resultados que permite una interpretación rápida e intuitiva. Para cada fémur se van a presentar las 4 vistas en los planos principales junto con la radiografía en la que se localizan posiciones de las 8 galgas. Sobre la misma se superpone el perfil de las fracturas. Se añade el gráfico de barras de los ensayos estáticos con los resultados de cada galga en los cuatro casos estudiados: fémur sin fracturas y con/sin tornillo distal, y fémur con fracturas y con/sin tornillo distal. Respecto a los ensayos dinámicos se van a presentar reunidas y comentadas las gráficas de la respuesta en frecuencia de cada galga.

Como regla general puede establecerse que el riesgo de inestabilidad secundaria estará asociado a la reducción de deformaciones y a la distorsión de la respuesta en frecuencia. En efecto, tales fenómenos estarán asociados a una pérdida de la rigidez de la zona con su entorno por la interrupción de la transmisión de fuerzas interiores debida a las fracturas y la insuficiente consolidación conseguida con el clavo intramedular.

4.6.1 Fémur 1

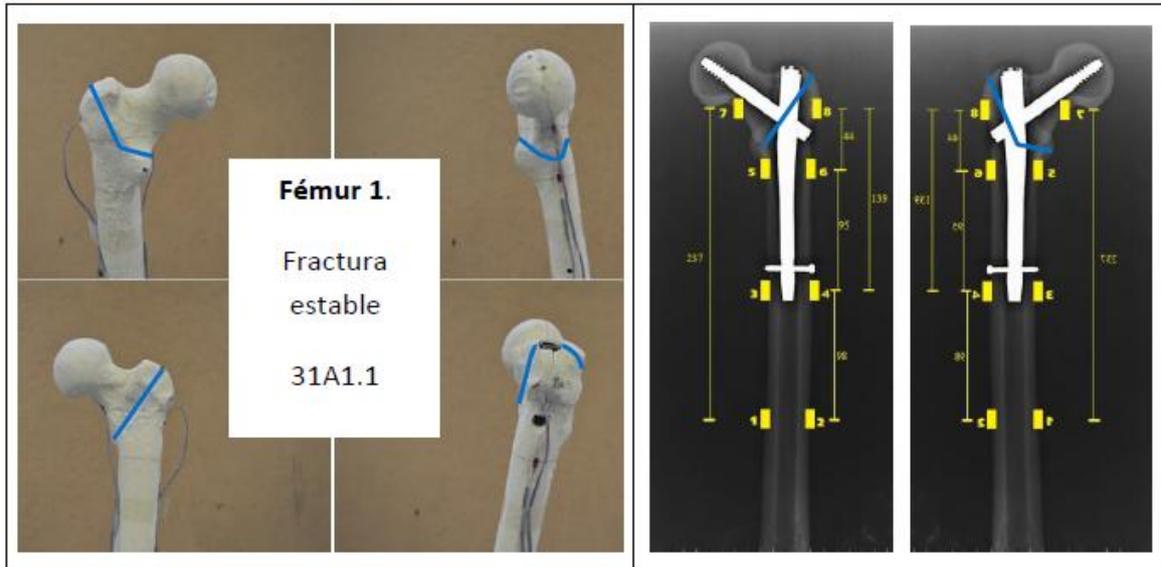
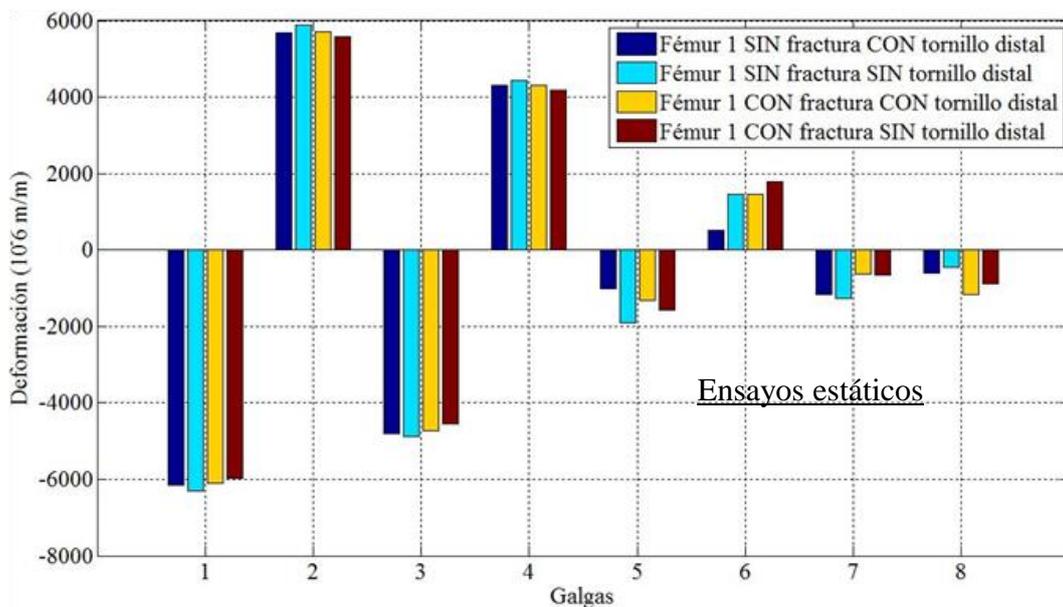


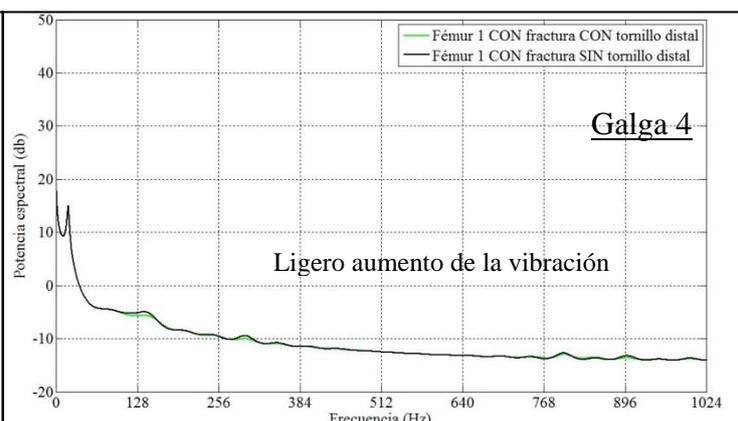
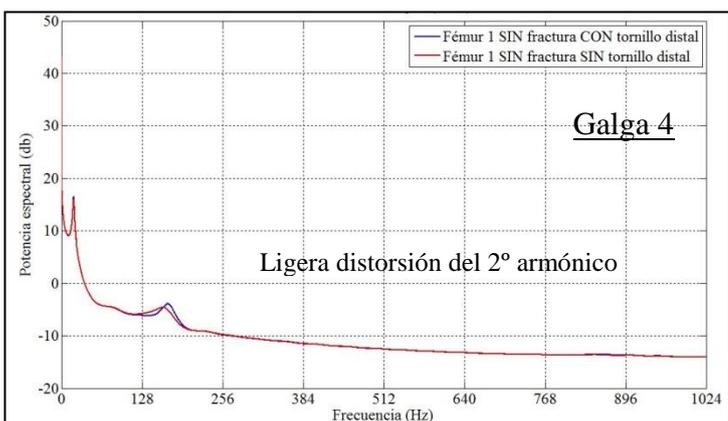
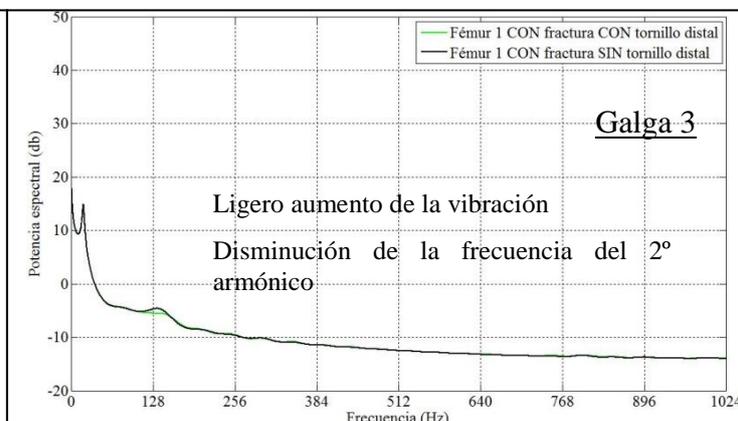
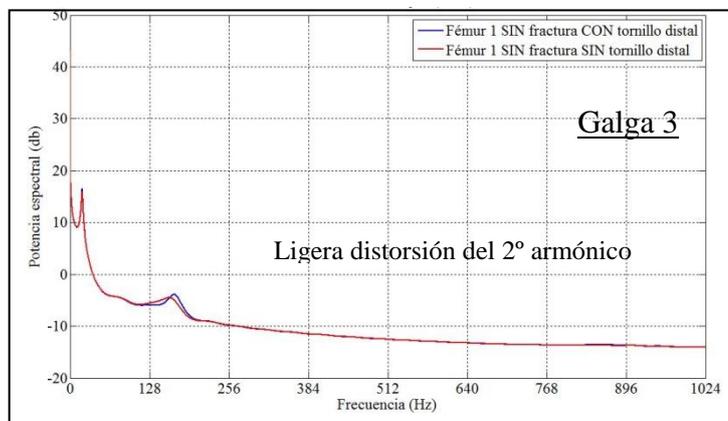
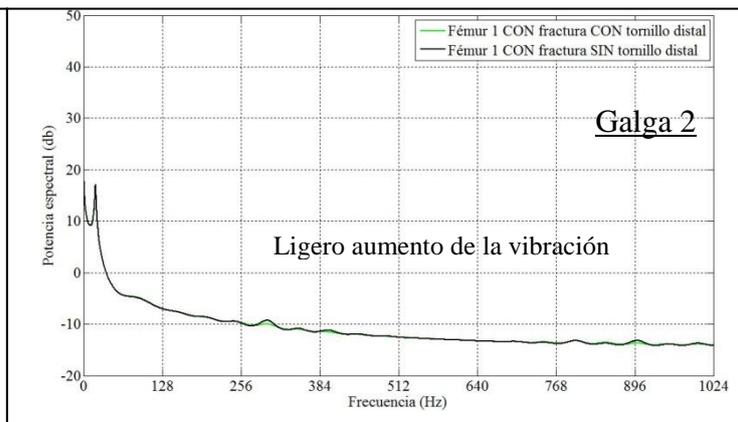
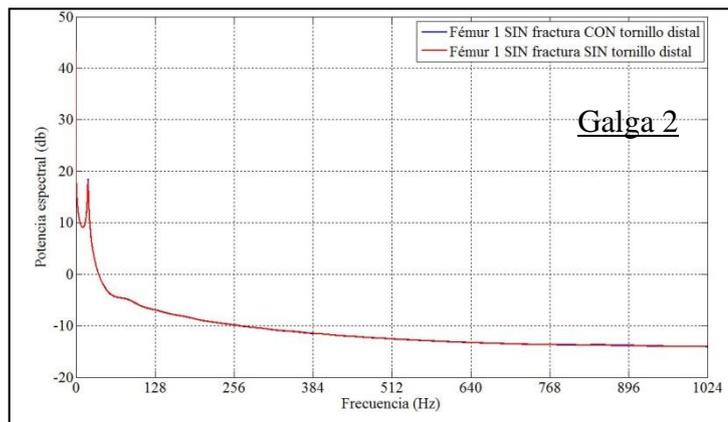
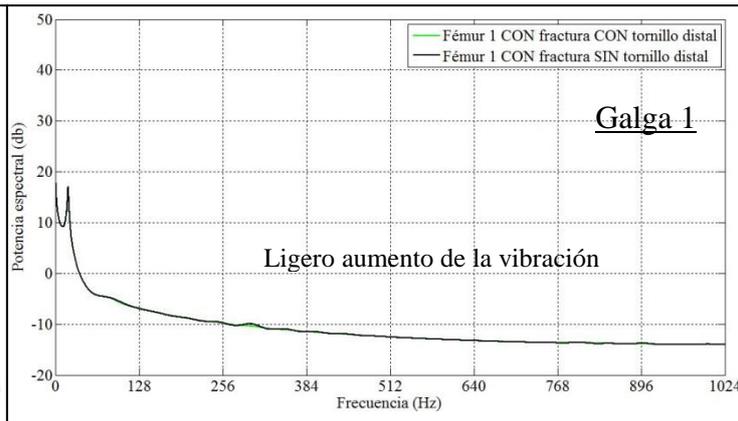
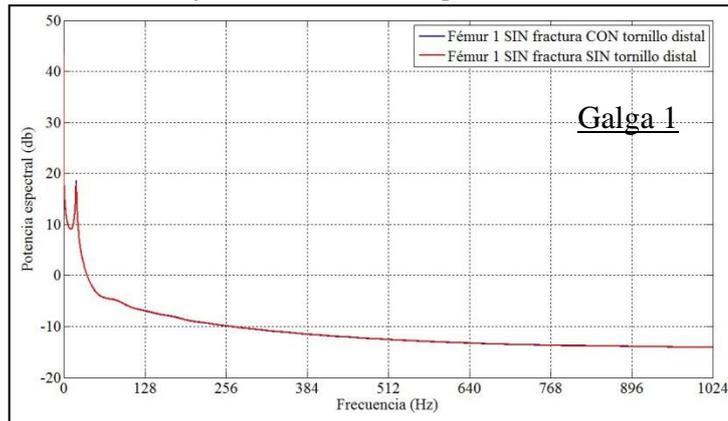
Figura 101 Fémur 1

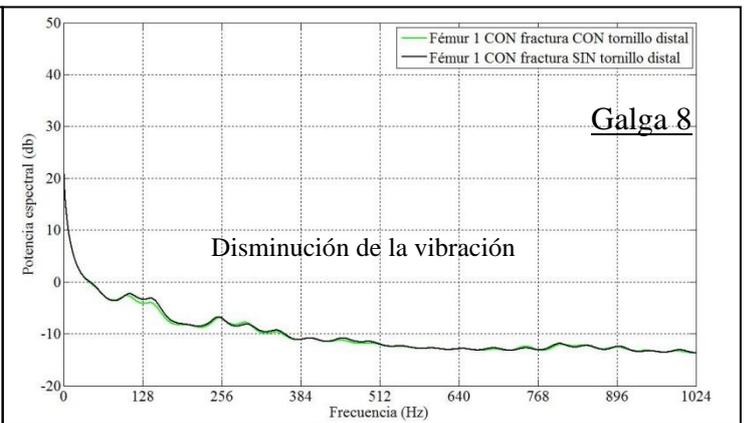
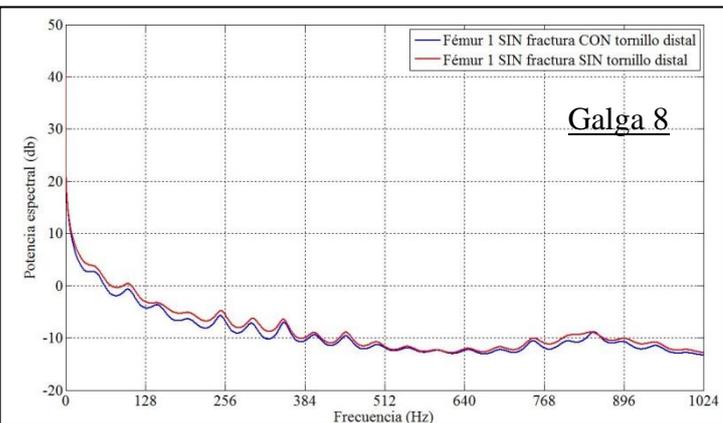
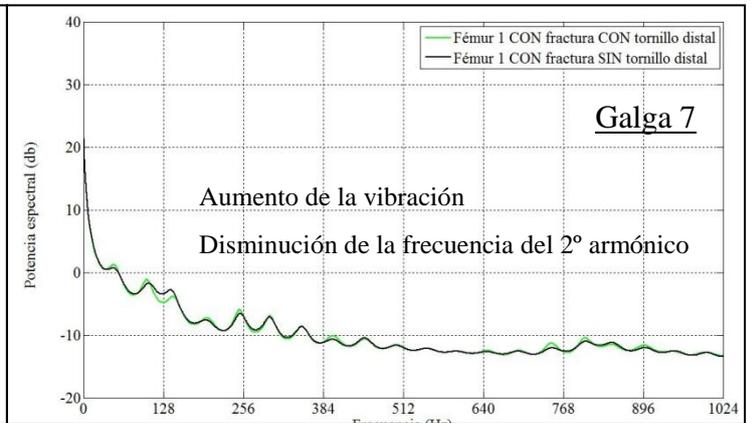
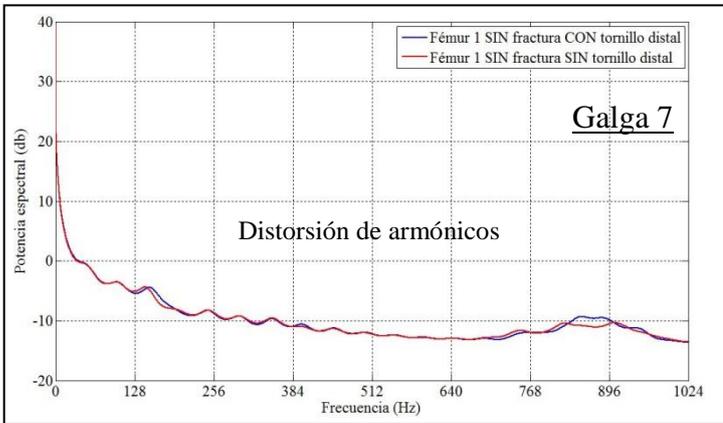
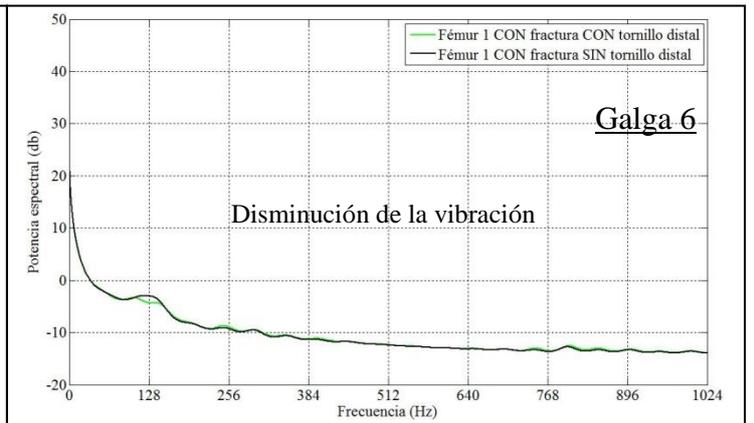
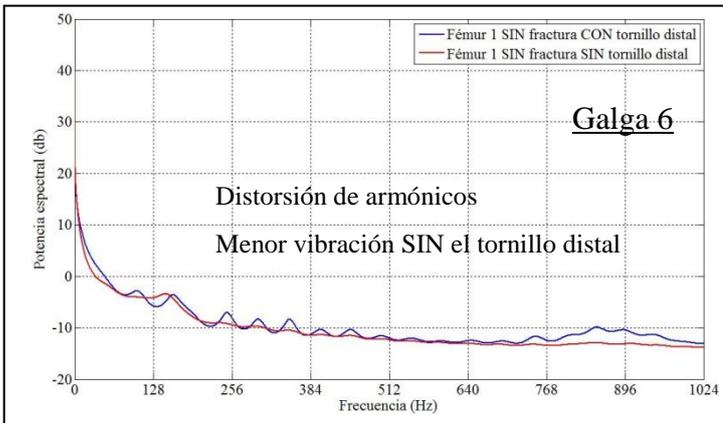
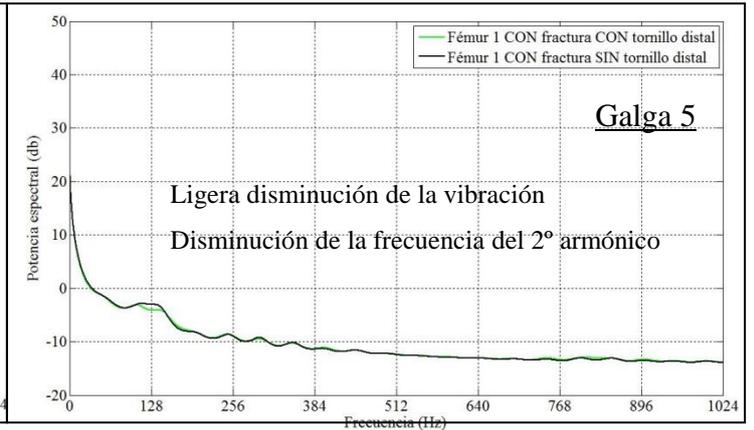
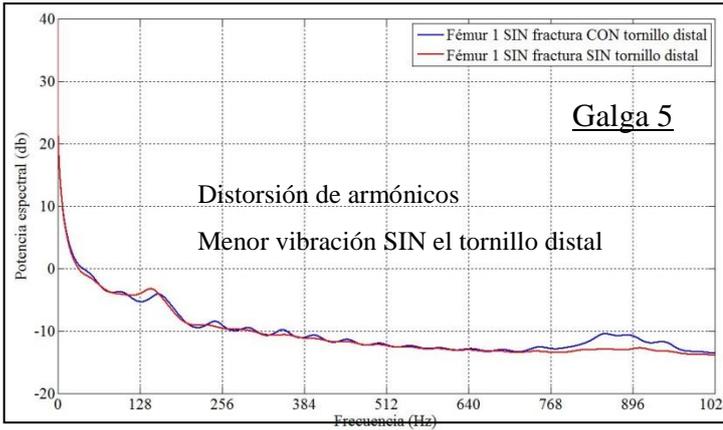


.- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

.- En la galga 7 hay una clara reducción de las deformaciones atribuible a la presencia de las fracturas. En la galga 8 se tiene el efecto contrario. Cabe inferir, por tanto, una probable reducción de masa ósea por remodelación en la parte inferior del cuello femoral.

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





4.6.2 Fémur 2

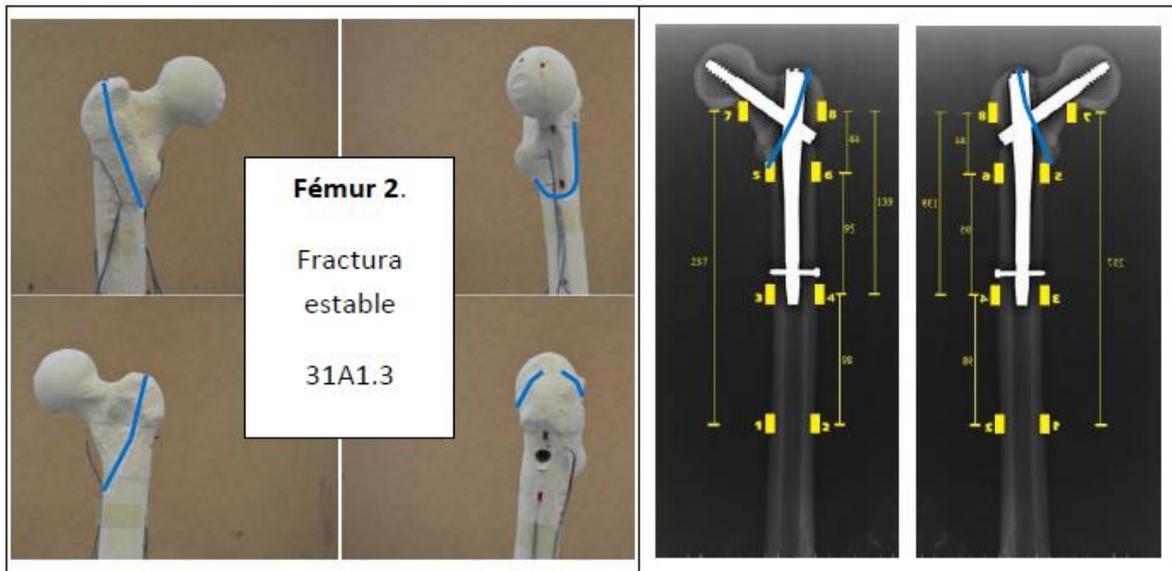
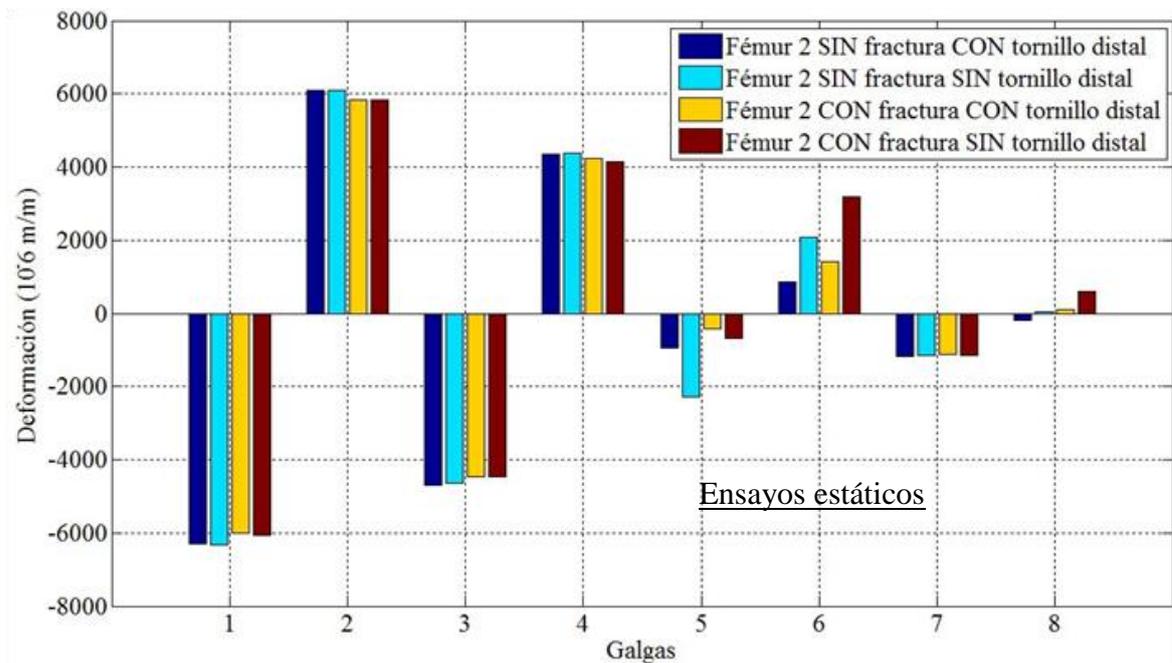


Figura 102: Fémur 2



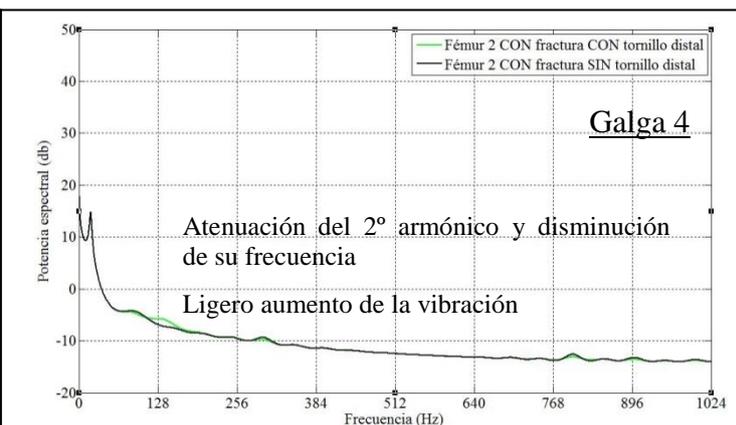
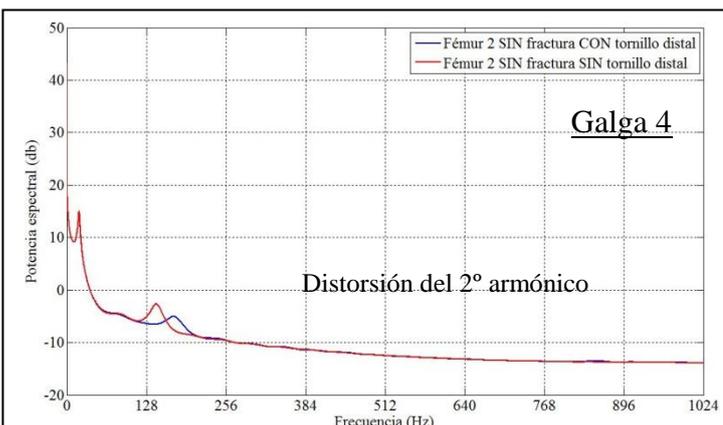
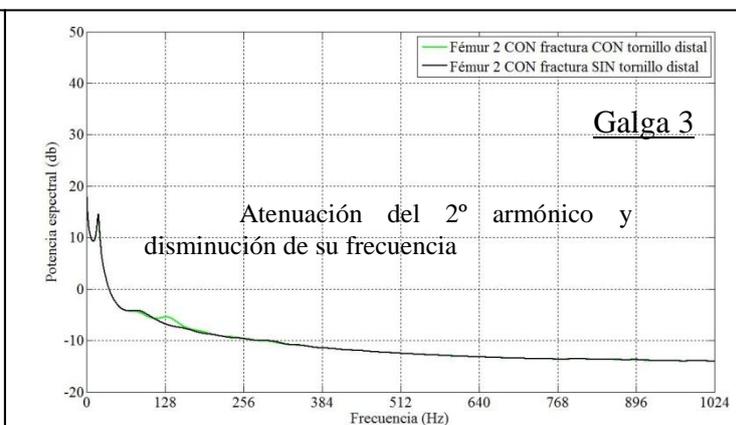
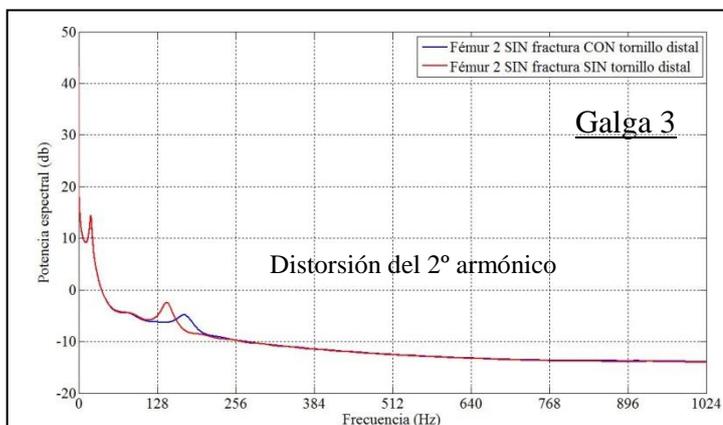
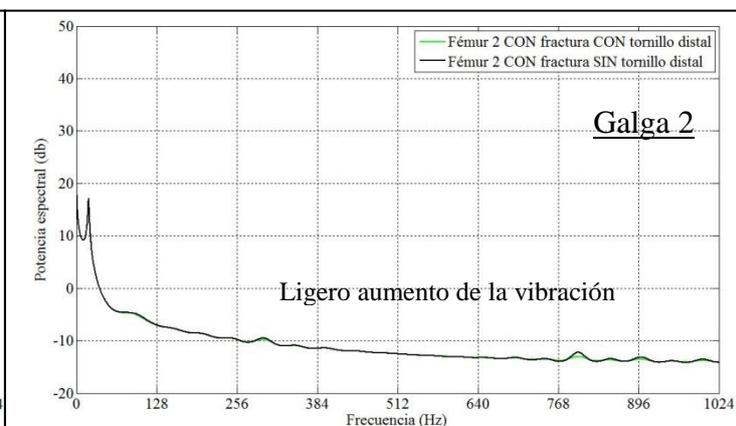
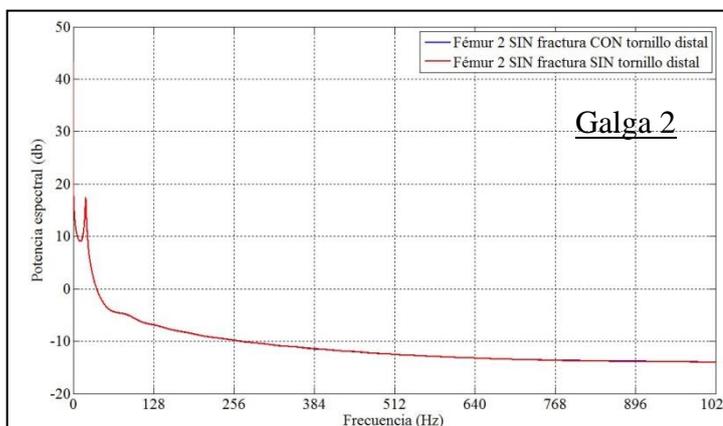
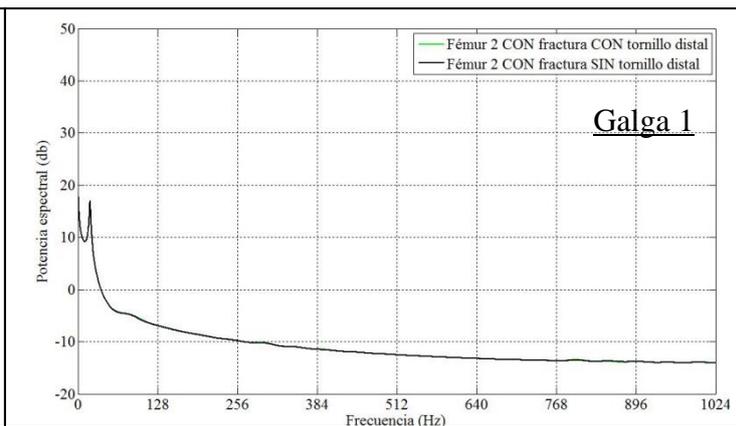
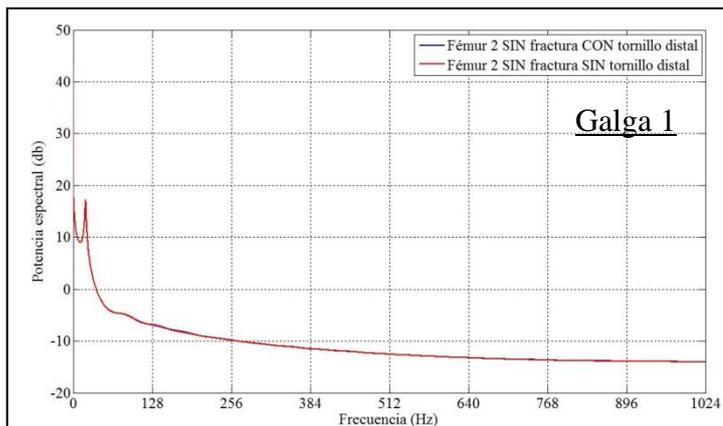
.- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

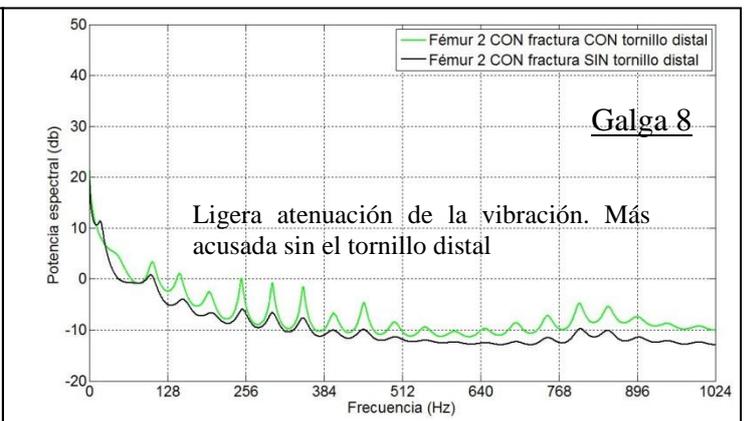
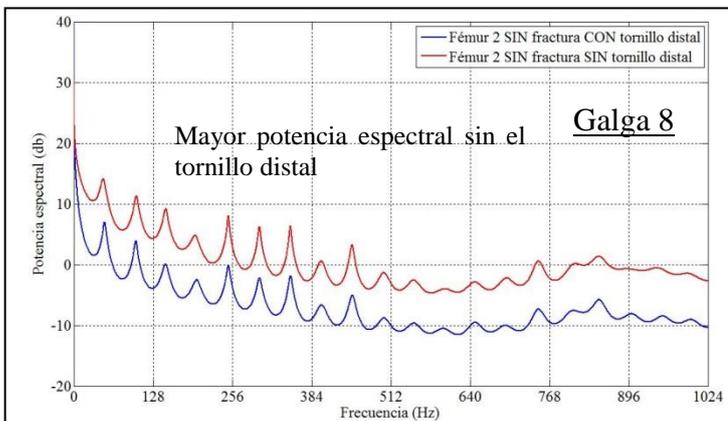
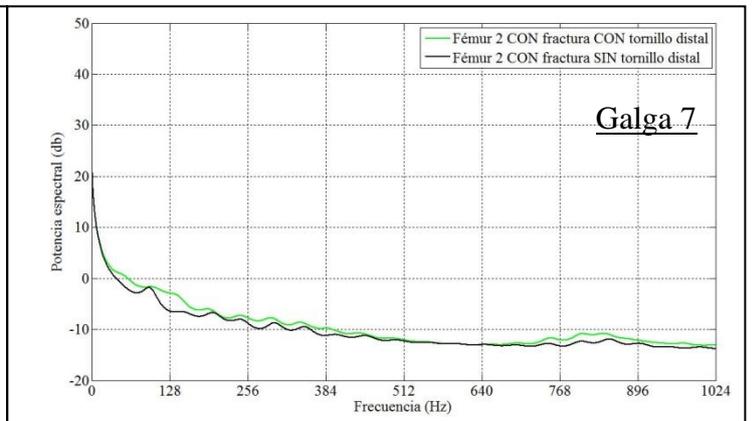
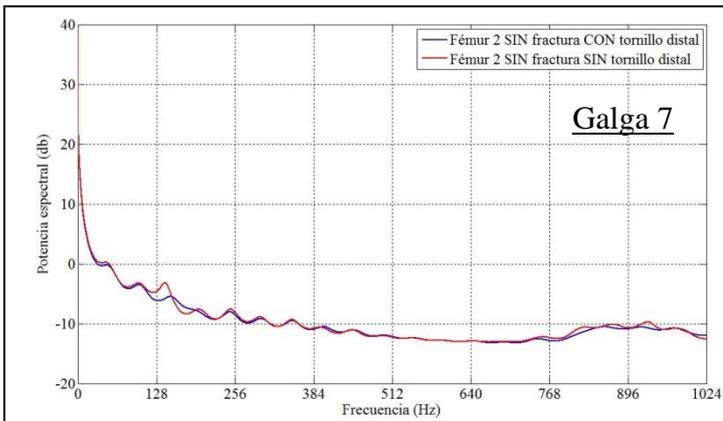
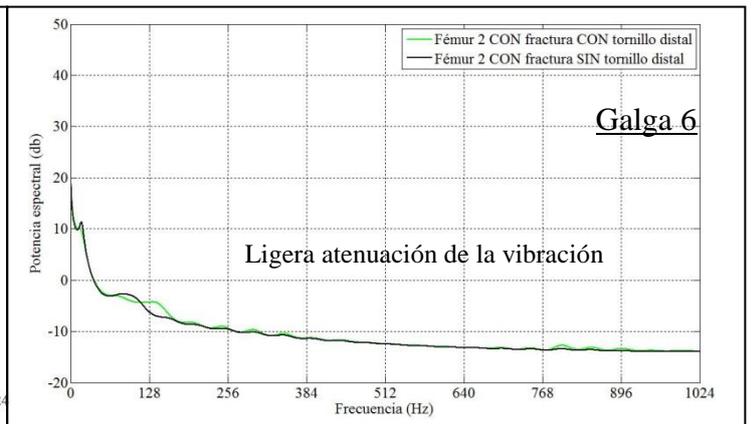
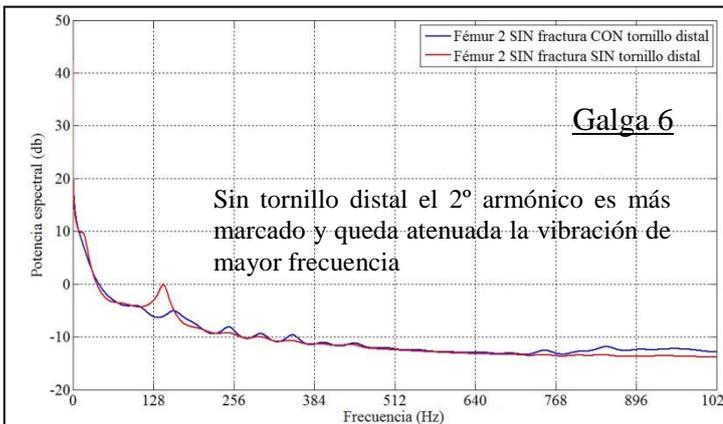
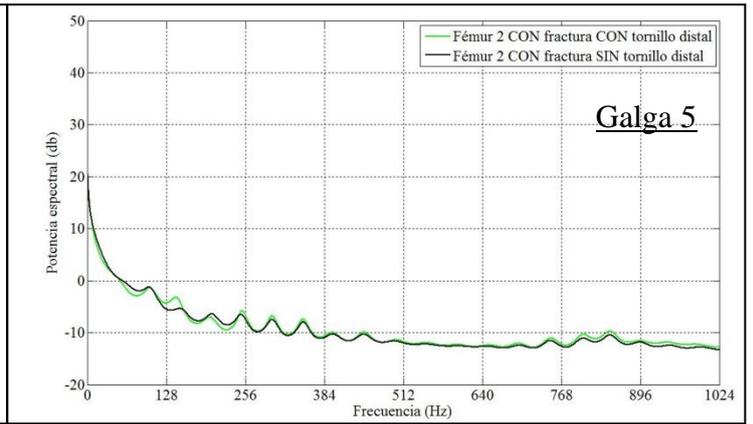
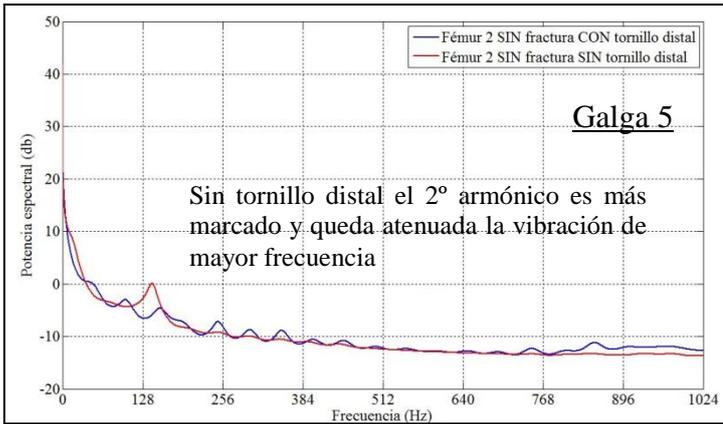
.- La presencia de fracturas provoca un descenso de las deformaciones en la galga 5 y un aumento en la galga 6.

.- En la galga 7 no se aprecia efecto del tornillo distal ni de la presencia de fracturas

.- La galga 8 aparece prácticamente libre de deformaciones. Solo hay una ligera deformación de alargamiento en presencia de la fractura y sin el tornillo distal. En este fémur, por tanto, la implantación del clavo intramedular ha desfuncionalizado la zona de la galga 8 para las cargas del ensayo. En el estado natural, esta zona soporta las cargas de los tendones de los músculos abductores, por lo que no cabe deducir directamente del resultado del ensayo un riesgo de inestabilidad.

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





4.6.3 Fémur 3

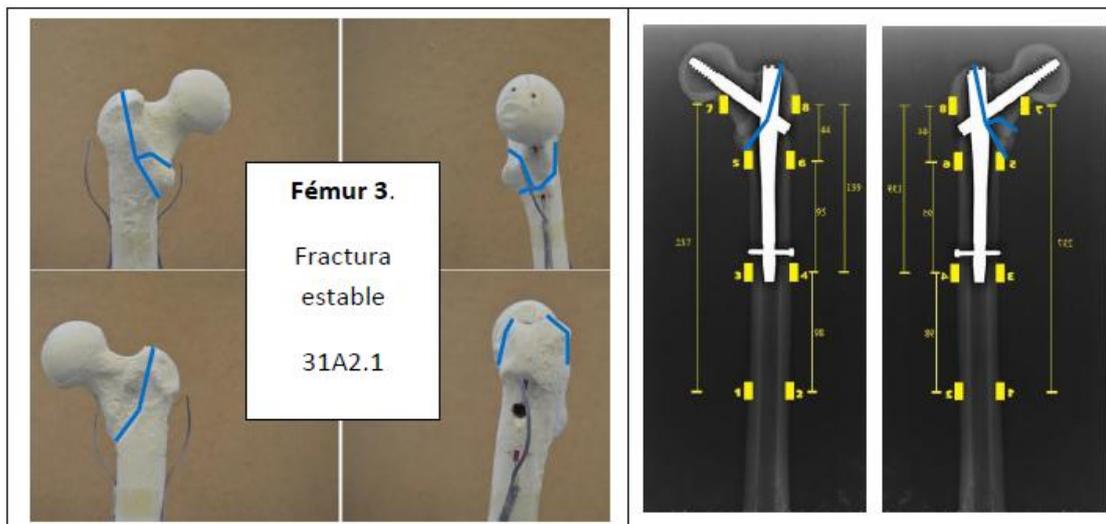
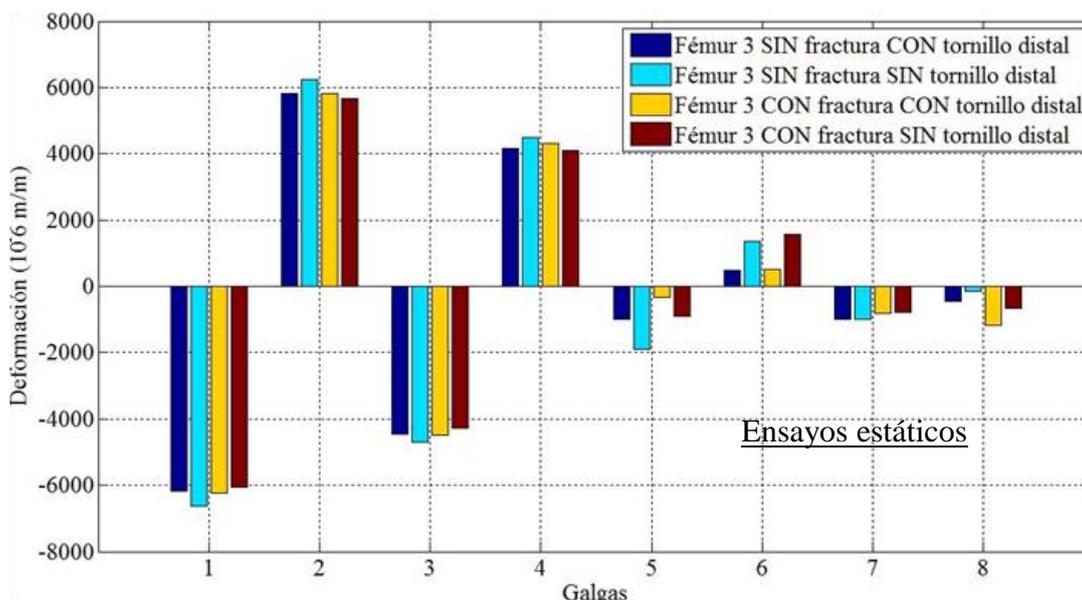


Figura 103 Fémur 3



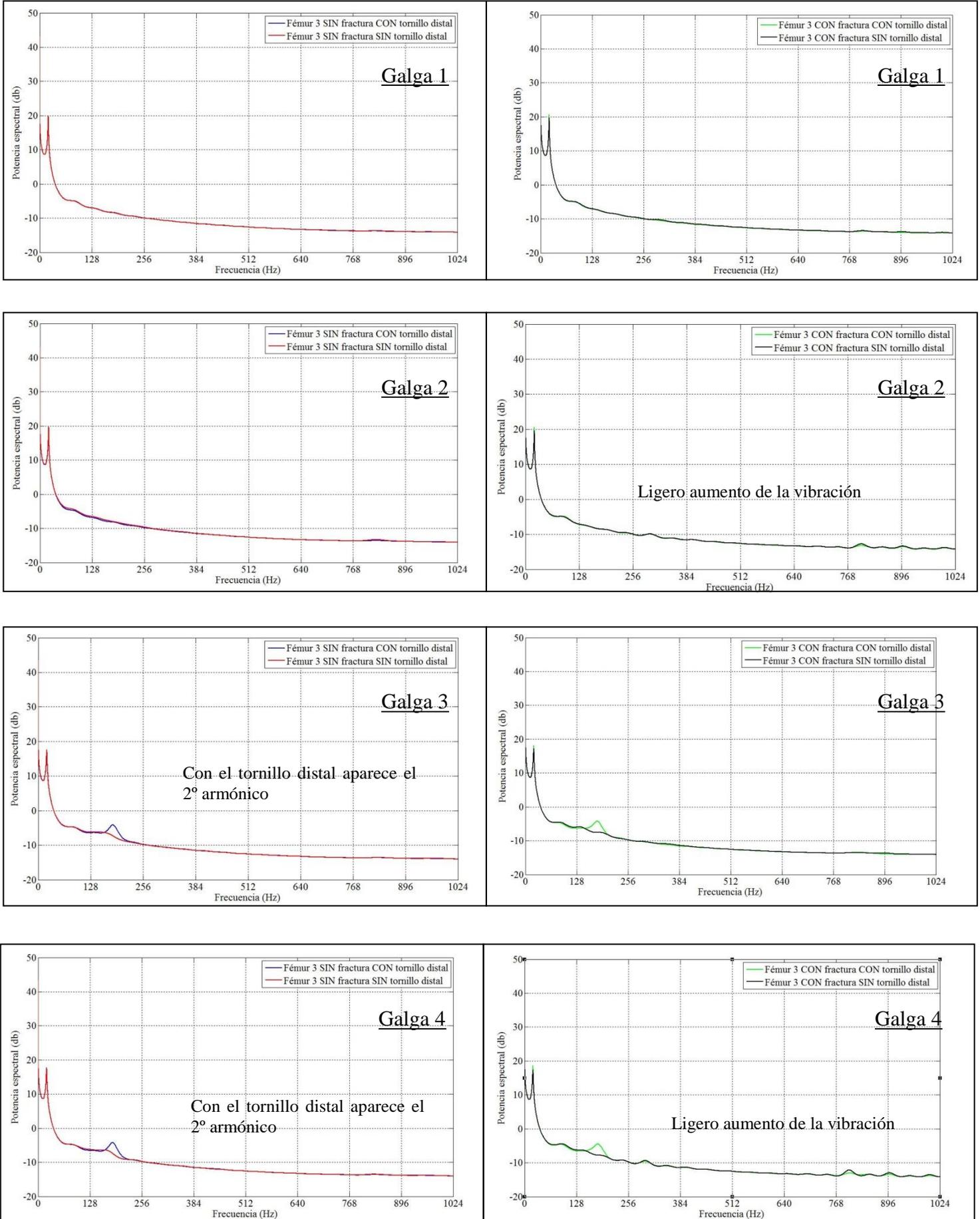
- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

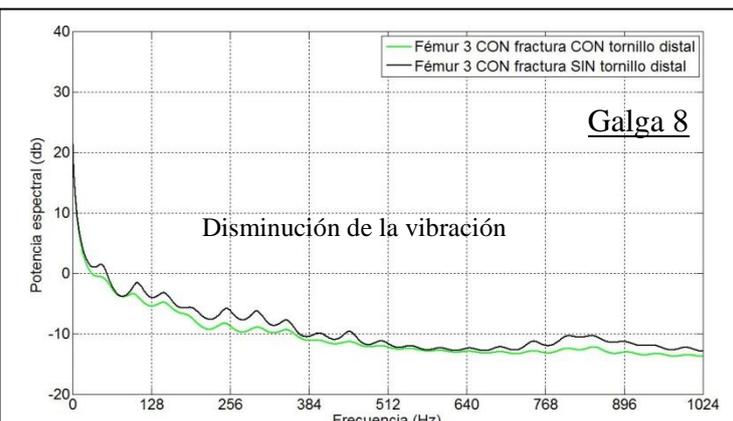
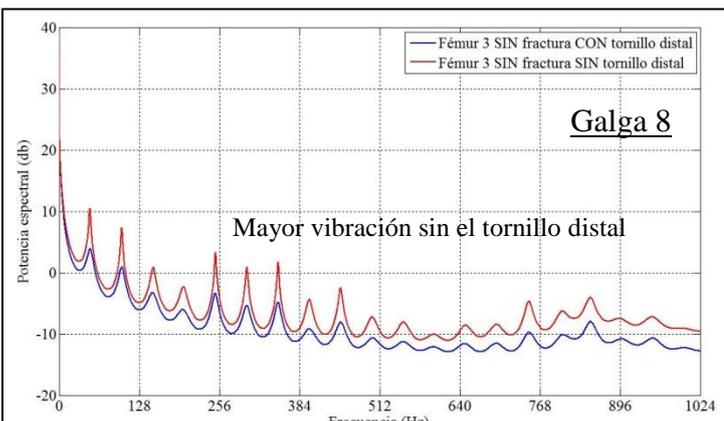
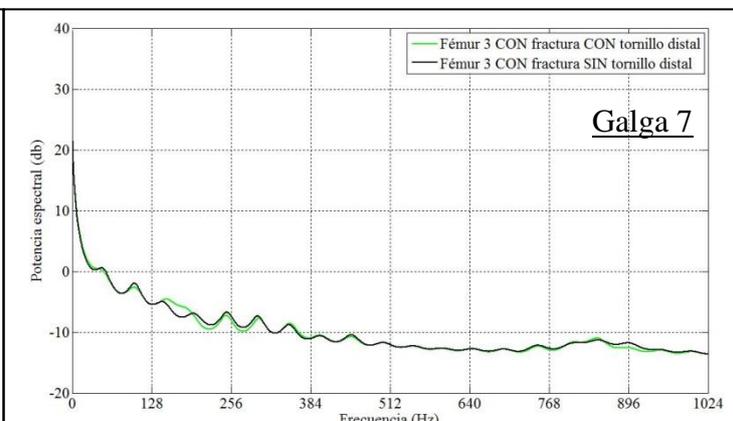
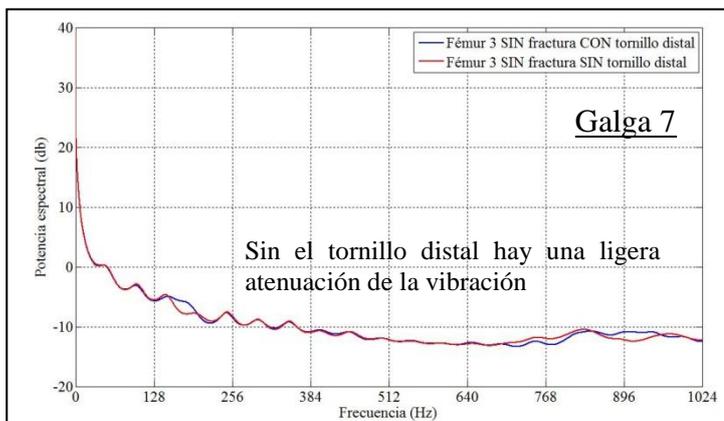
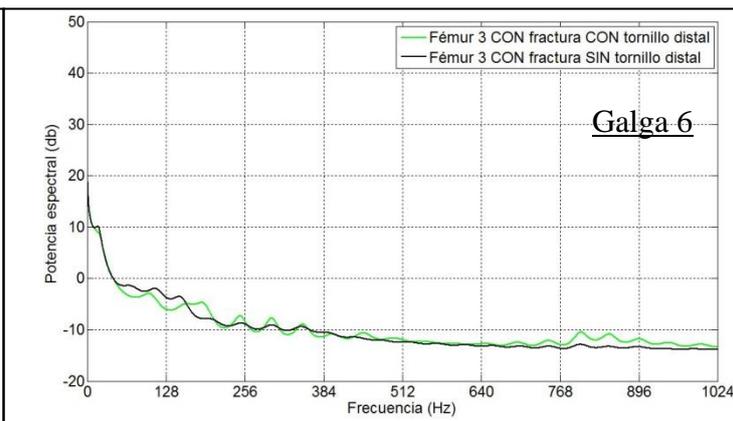
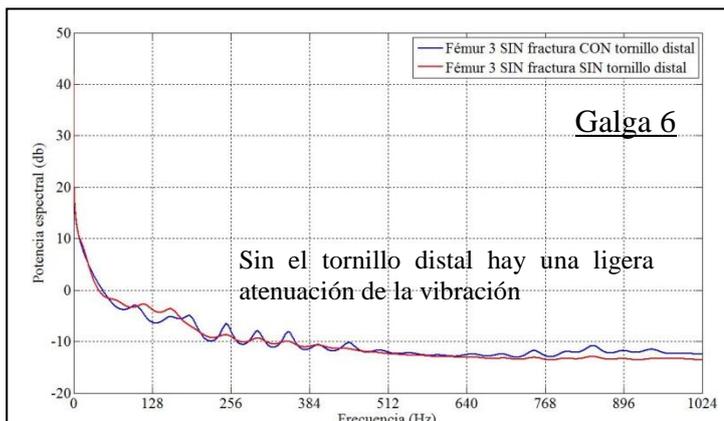
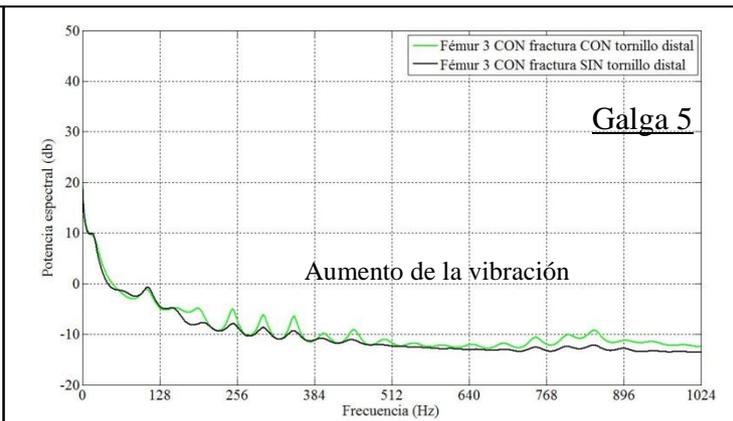
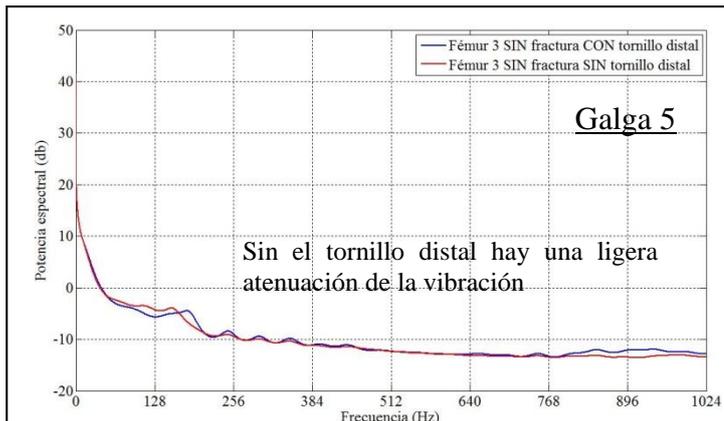
- La presencia de fracturas provoca un descenso de las deformaciones en la galga 5

- En la galga 7 no se aprecia apenas efecto del tornillo distal ni de la presencia de fracturas

- En la galga 8 es mayor la deformación con el tornillo distal. Las deformaciones son algo mayores con las fracturas

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





4.6.4 Fémur 4

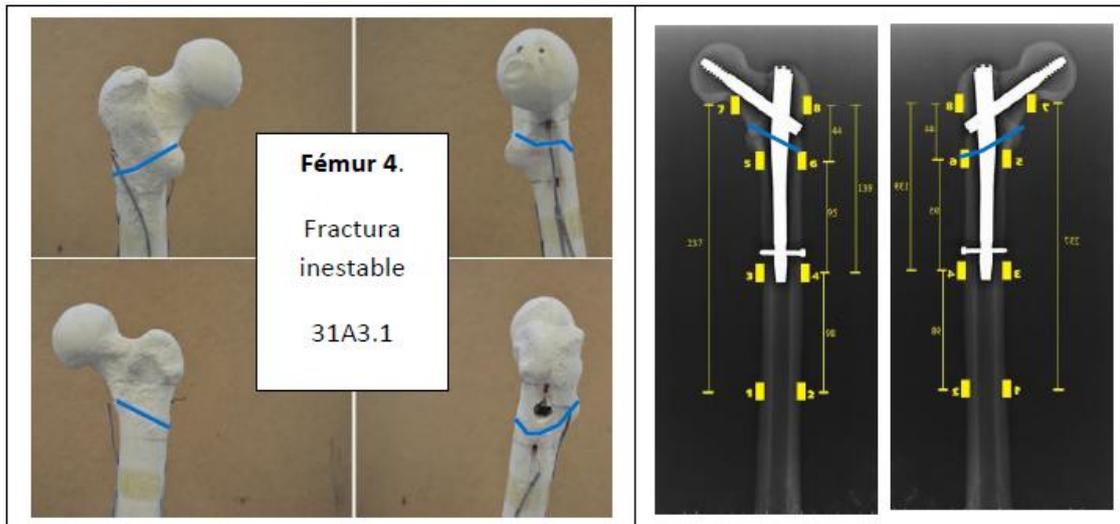
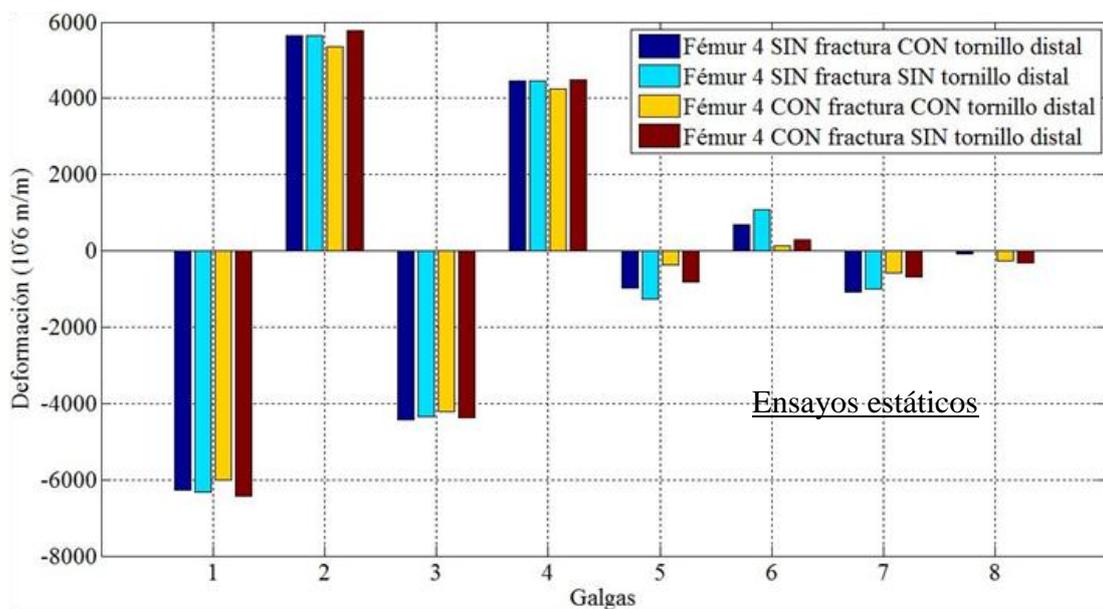


Figura 104 Fémur 4

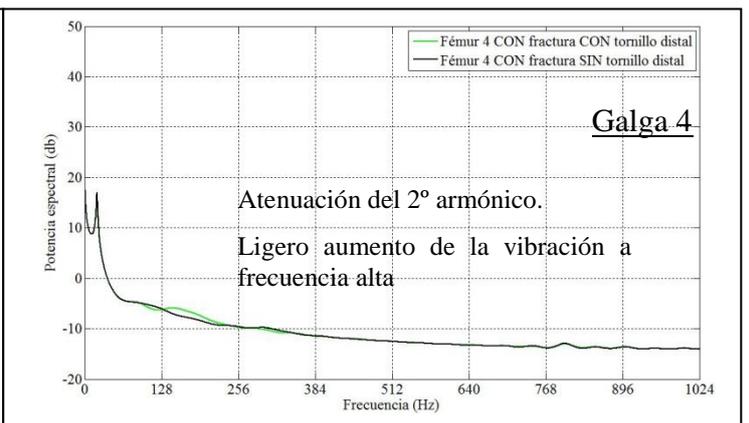
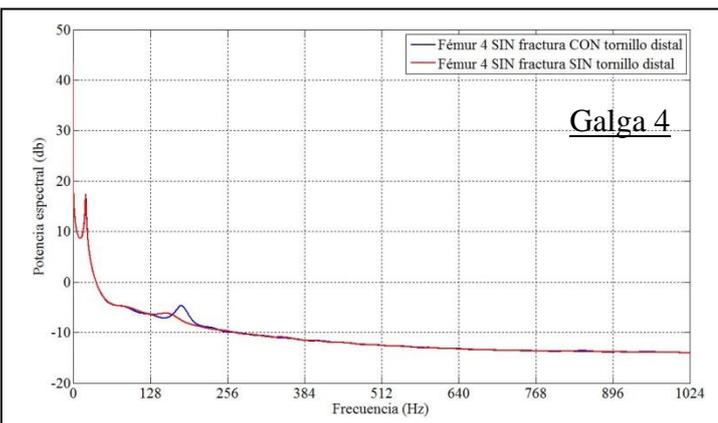
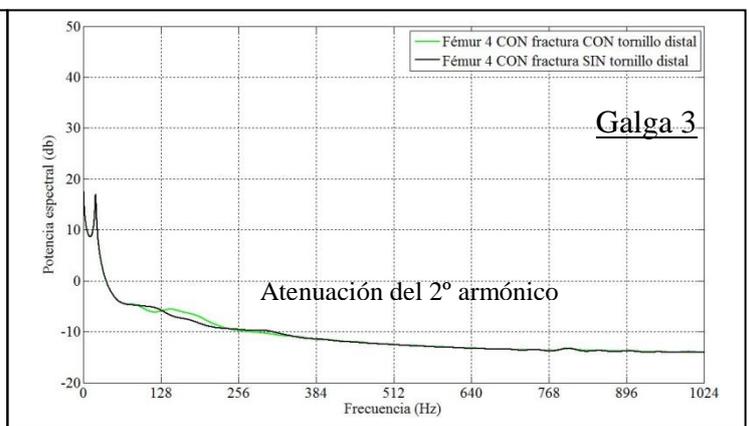
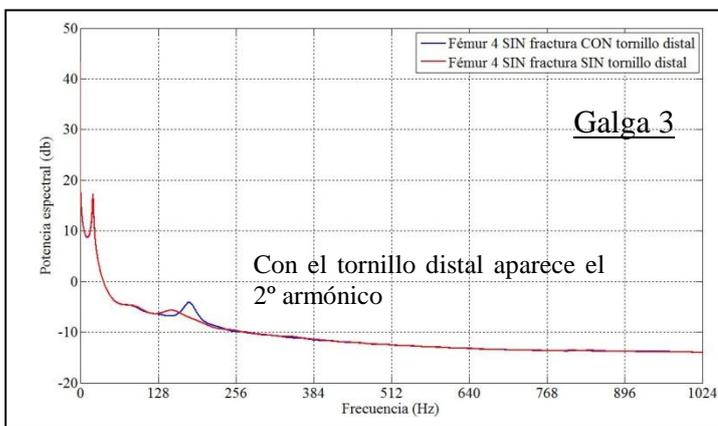
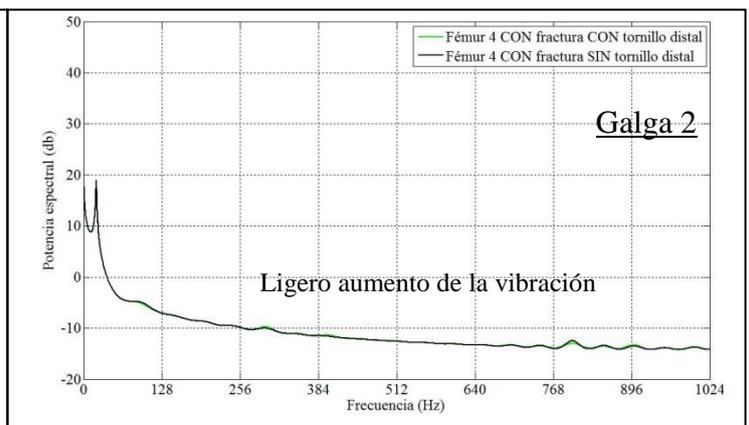
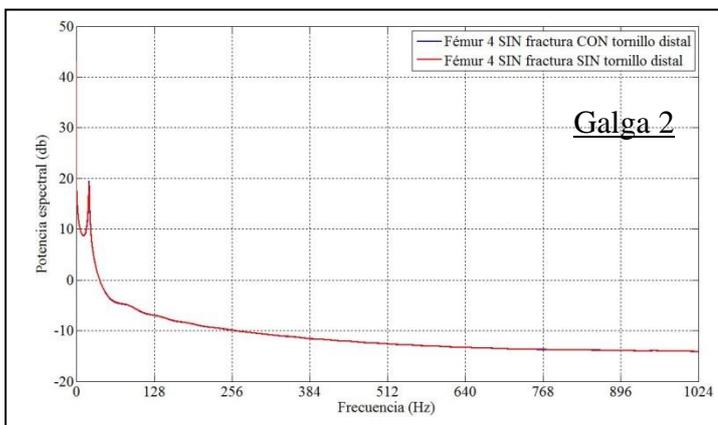
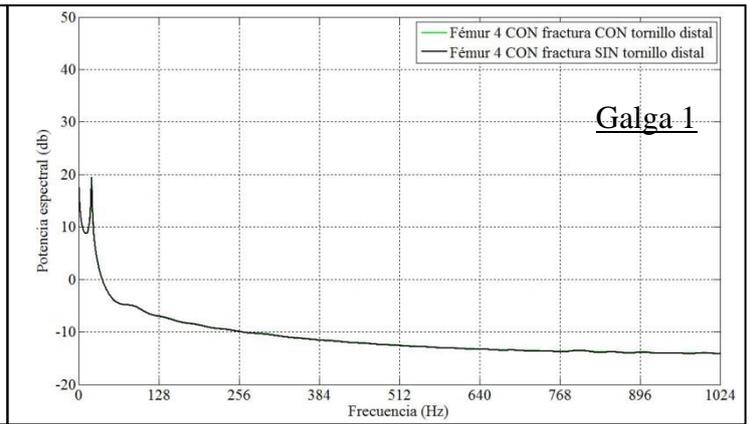
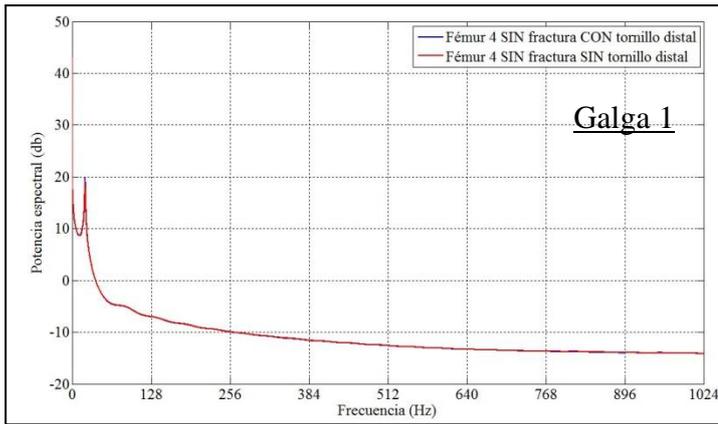


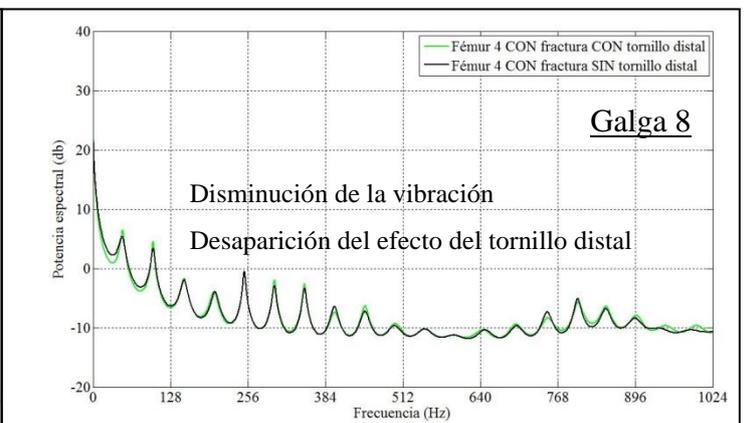
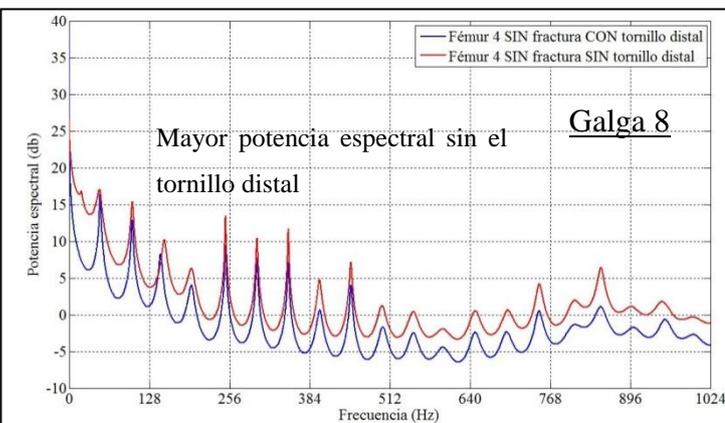
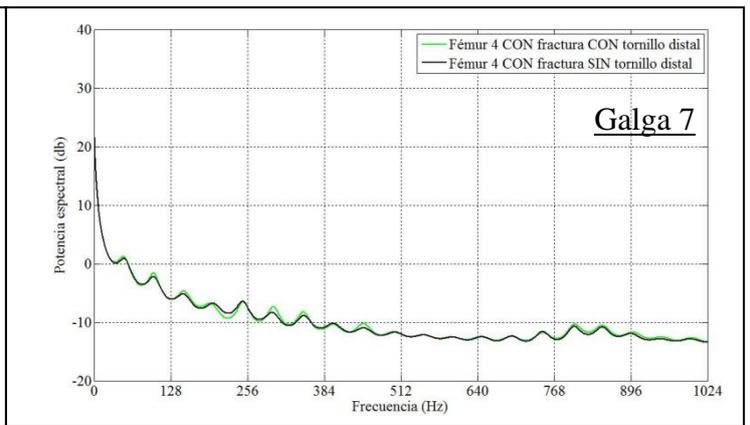
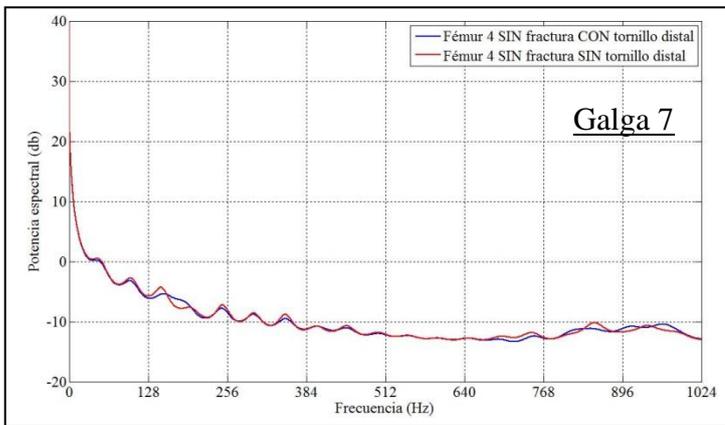
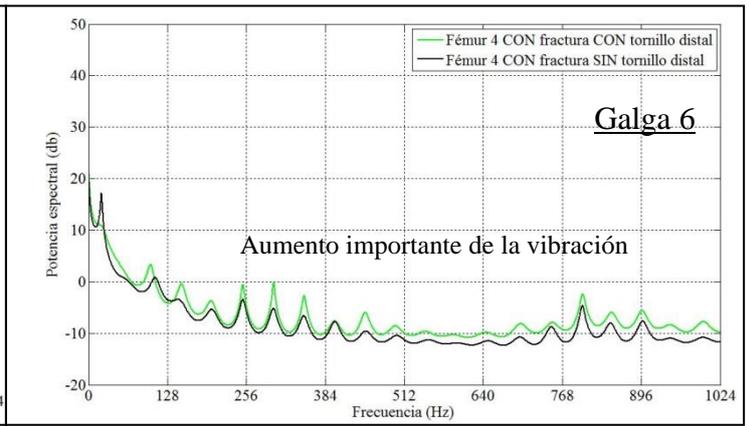
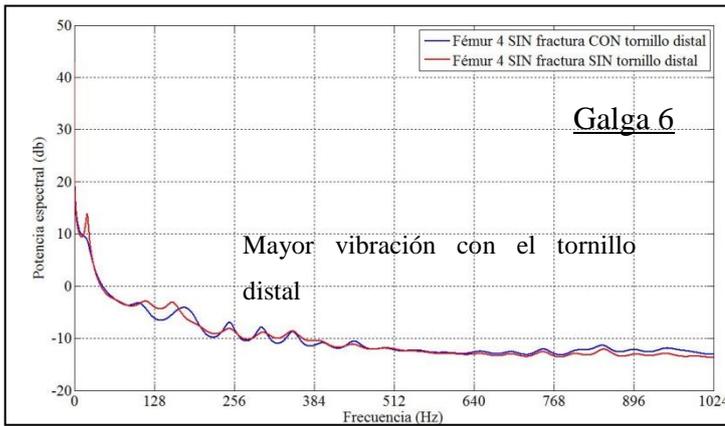
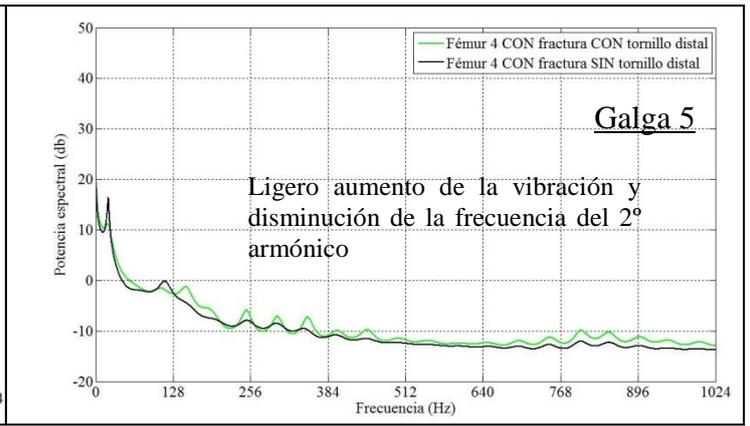
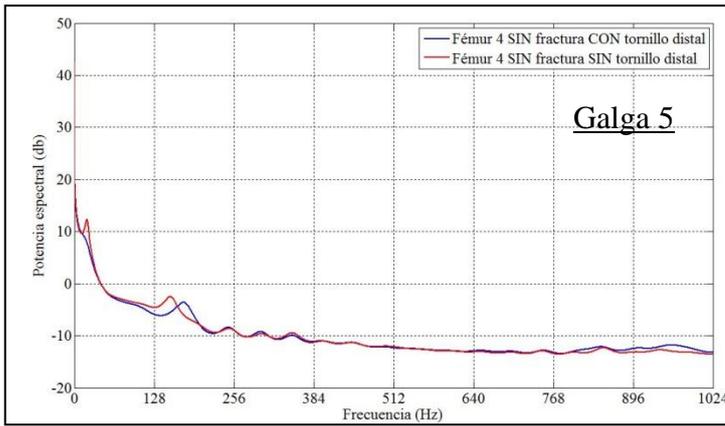
.- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

.- La presencia de fracturas provoca un descenso de las deformaciones en las galgas 5, 6 y 7.

.- La galga 8 aparece prácticamente libre de deformaciones. Solo hay una ligera deformación de acortamiento en presencia de la fractura, con y sin el tornillo distal. En este fémur, por tanto, la implantación del clavo intramedular ha desfuncionalizado la zona de la galga 8 para las cargas del ensayo. En el estado natural, esta zona soporta las cargas de los tendones de los músculos abductores, por lo que no cabe deducir directamente del resultado del ensayo un riesgo de inestabilidad.

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





4.6.5 Fémur 5

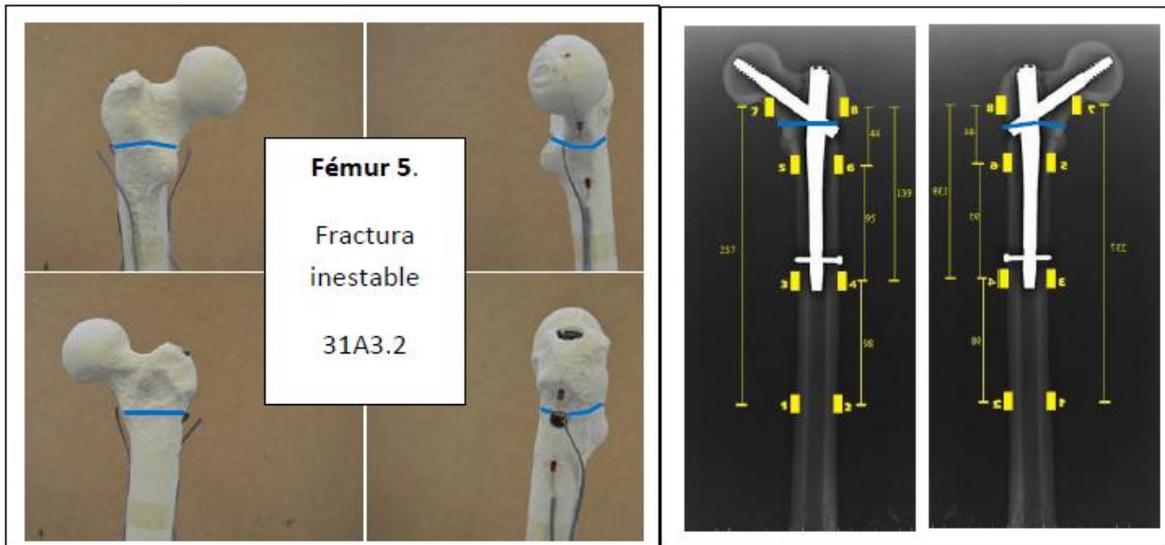
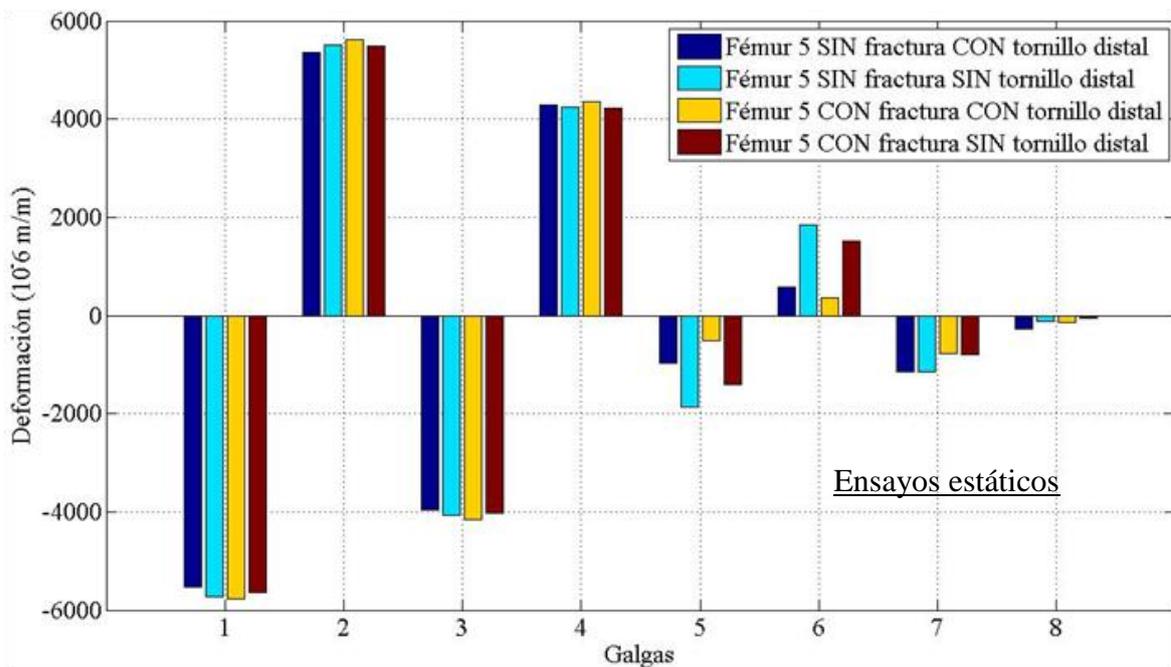


Figura 105 Fémur 5

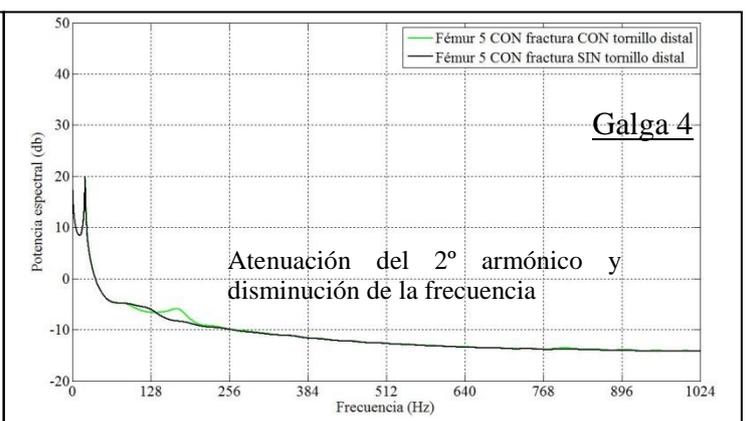
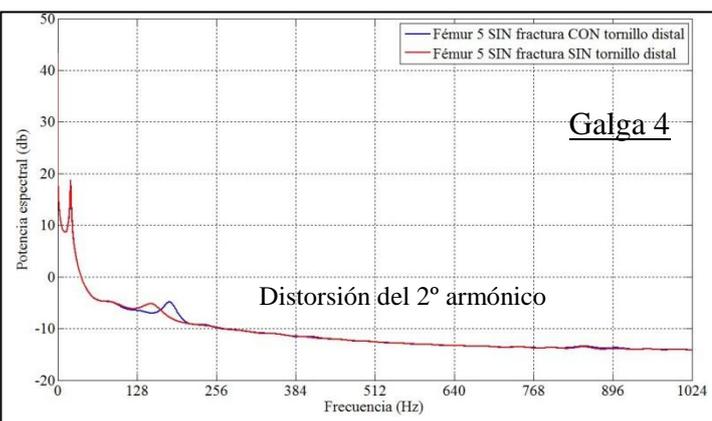
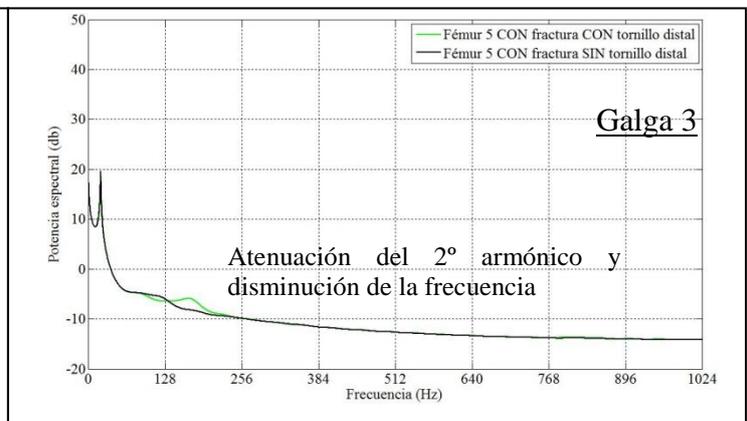
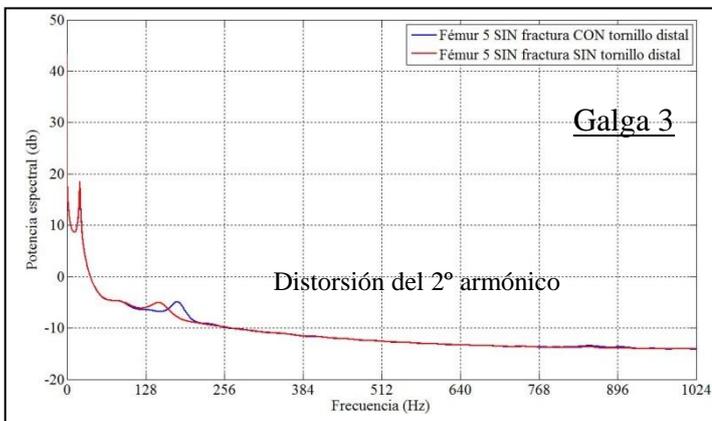
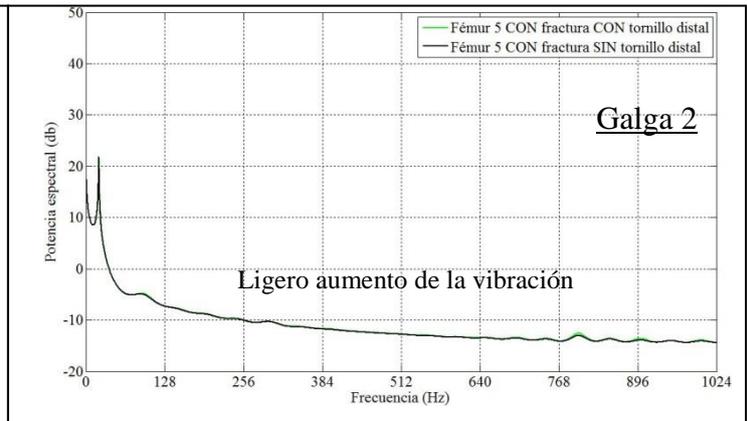
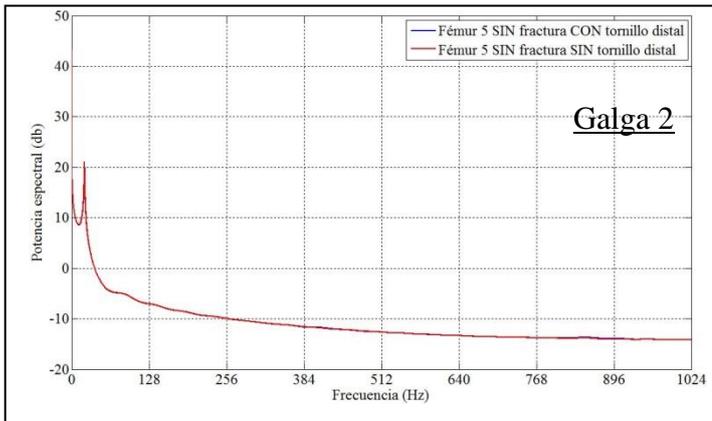
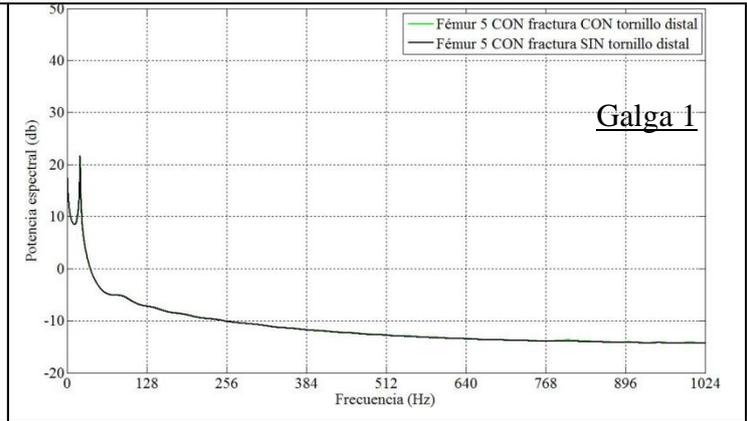
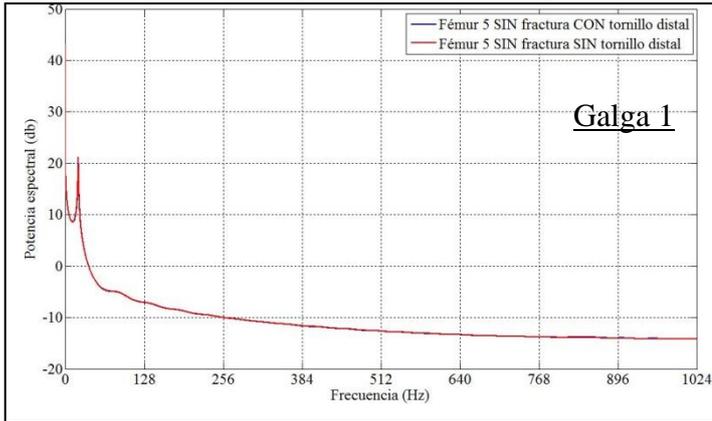


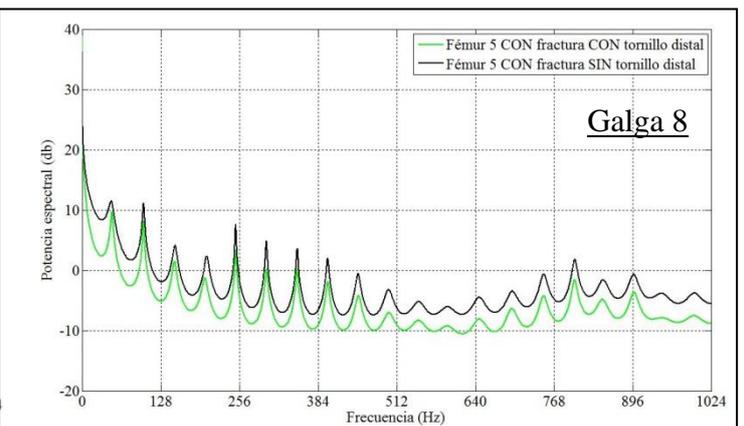
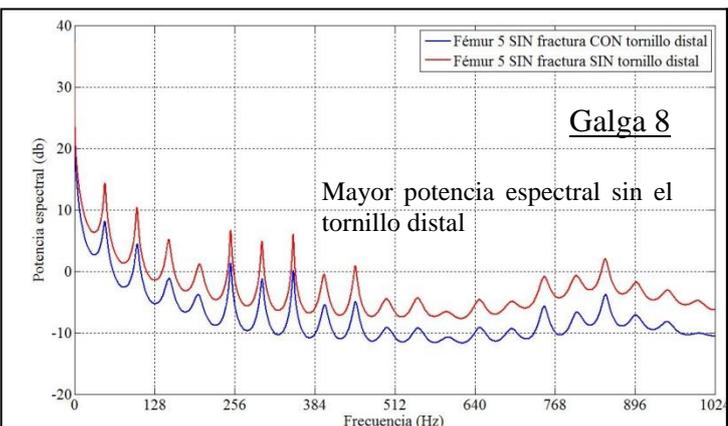
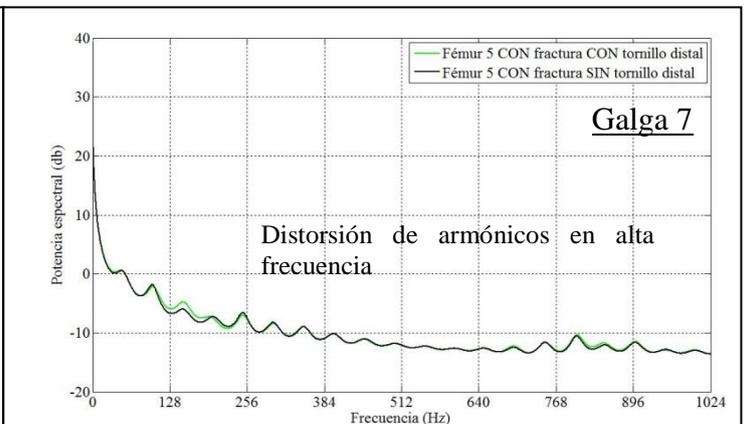
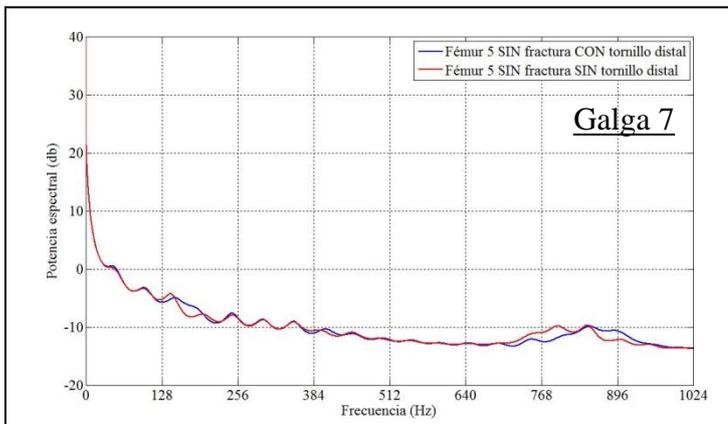
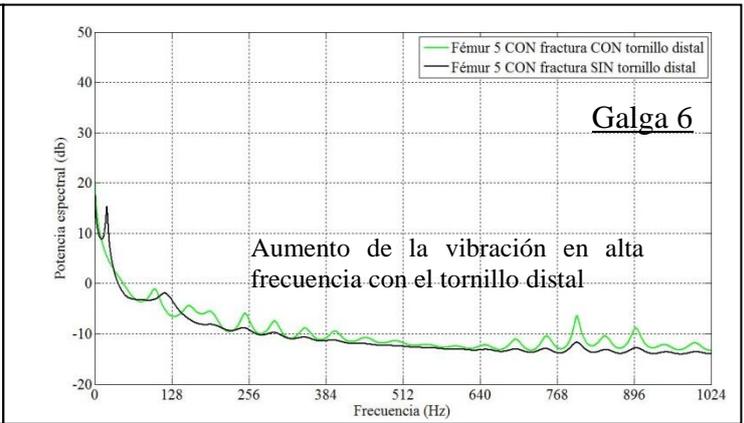
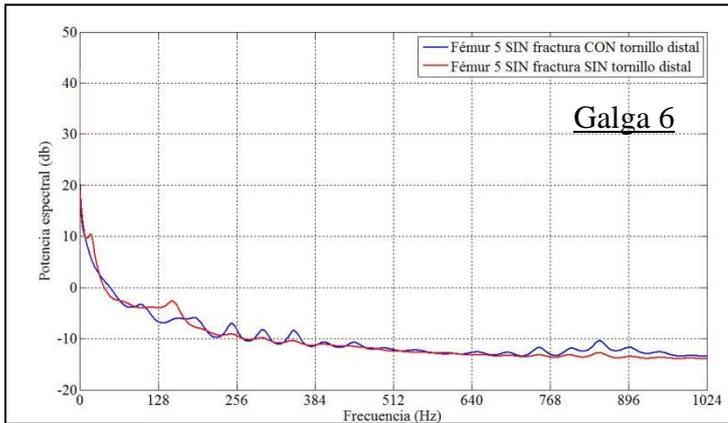
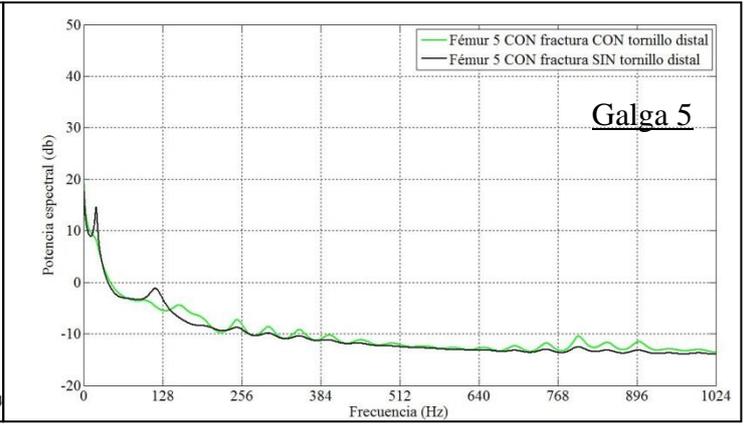
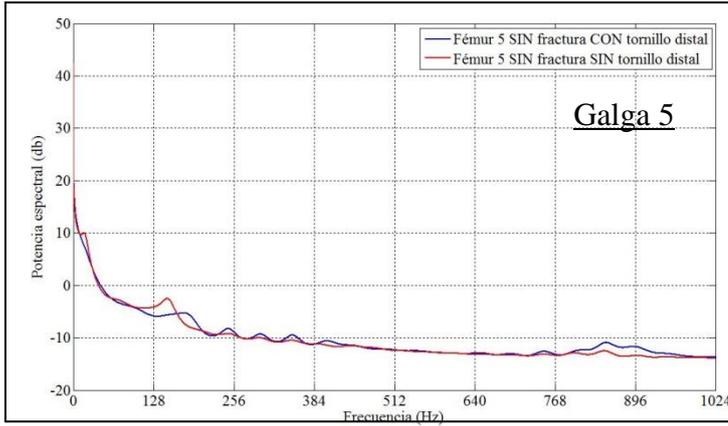
- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

- La presencia de fracturas provoca un descenso de las deformaciones en las galgas 5, 6 y 7.

.- La galga 8 aparece prácticamente libre de deformaciones. Solo hay una ligera deformación de acortamiento en presencia de la fractura y sin el tornillo distal. En este fémur, por tanto, la implantación del clavo intramedular ha desfuncionalizado la zona de la galga 8 para las cargas del ensayo. En el estado natural, esta zona soporta las cargas de los tendones de los músculos abductores, por lo que no cabe deducir directamente del resultado del ensayo un riesgo de inestabilidad.

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





4.6.6 Fémur 6

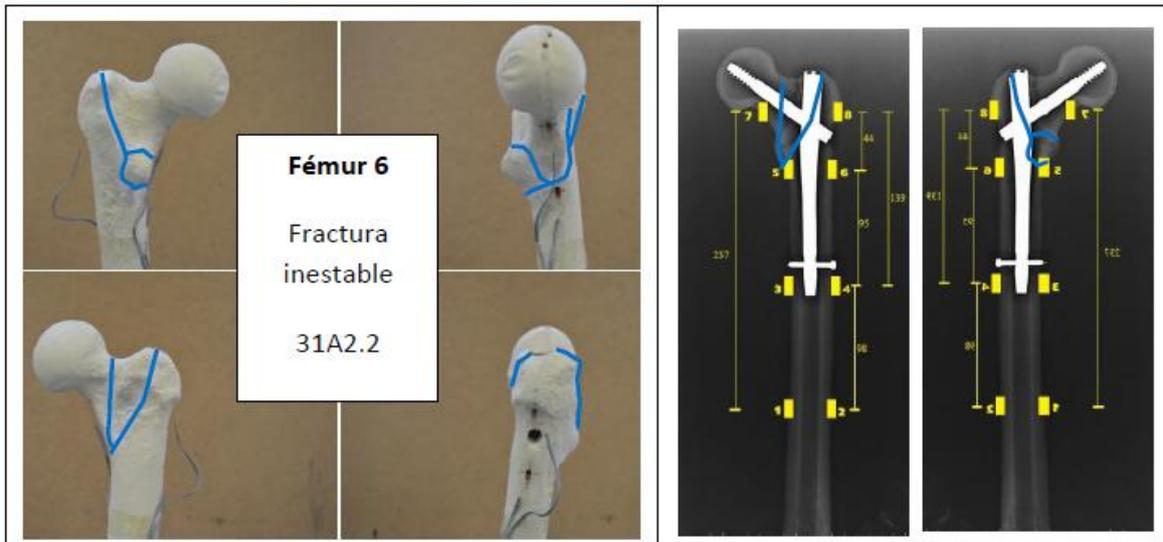
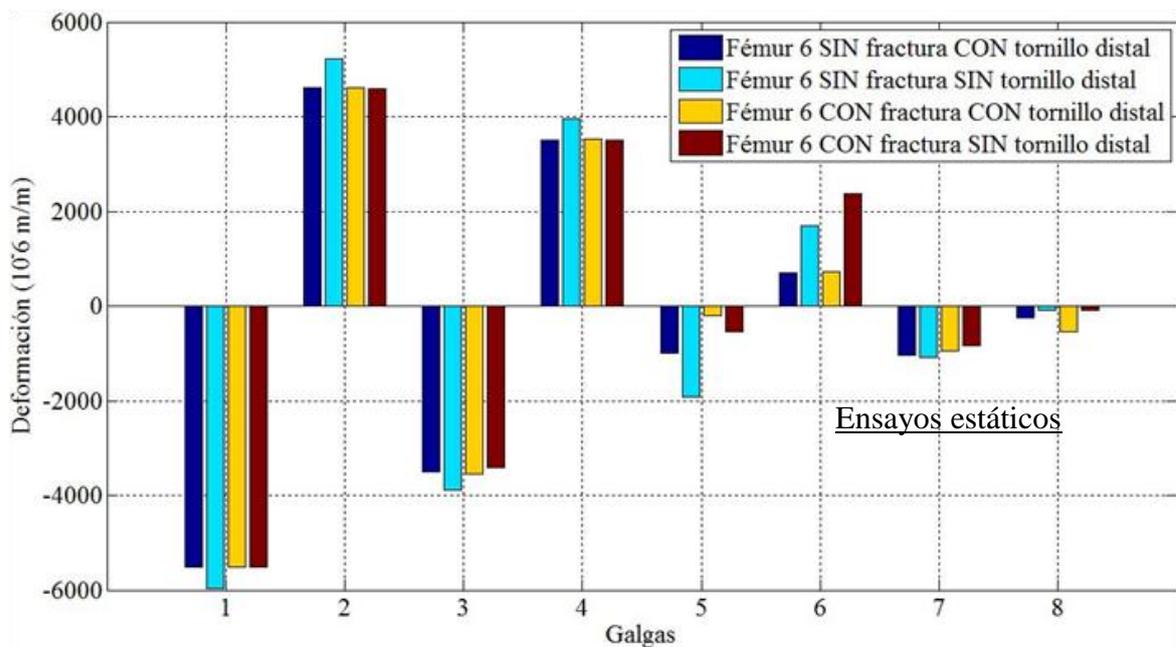


Figura 106 Fémur 6

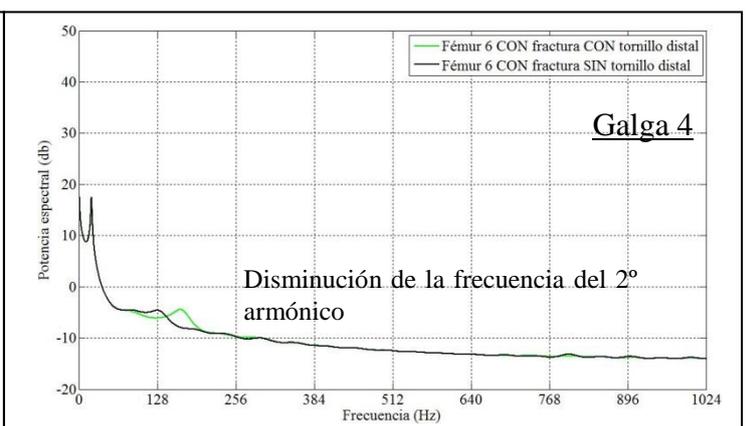
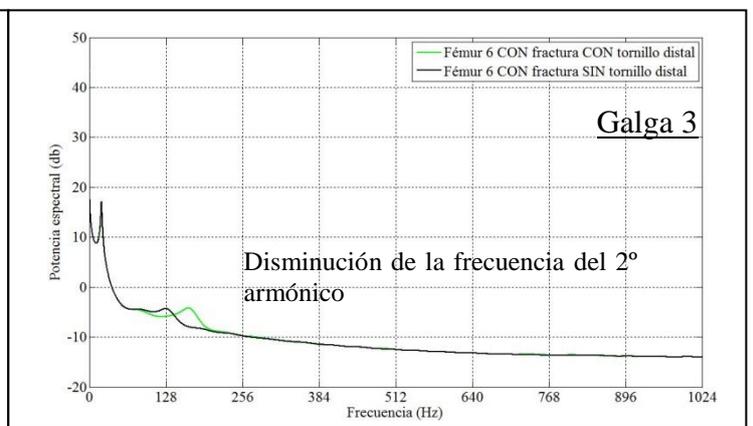
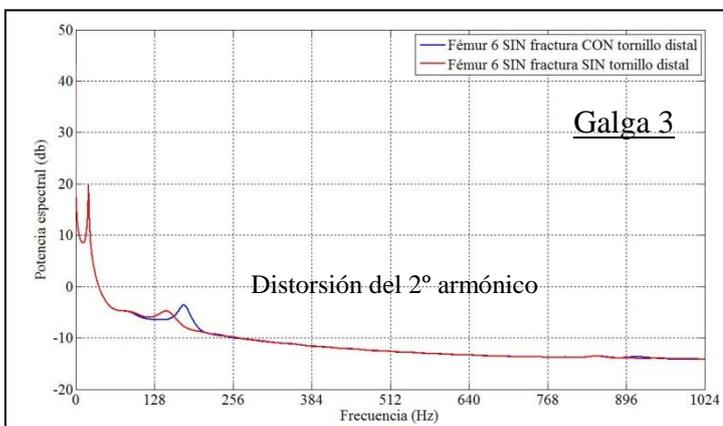
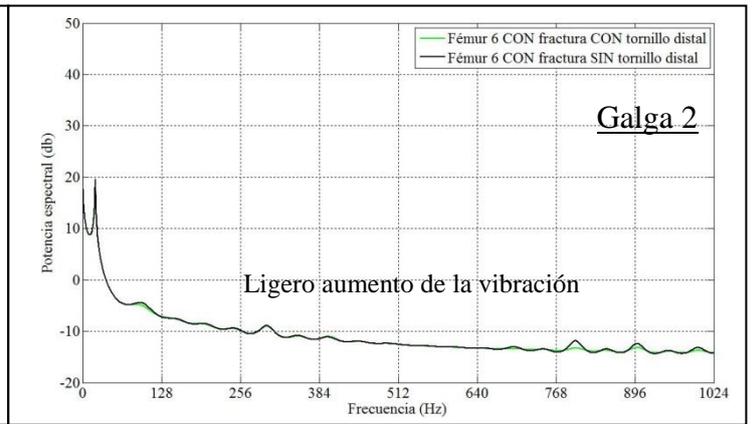
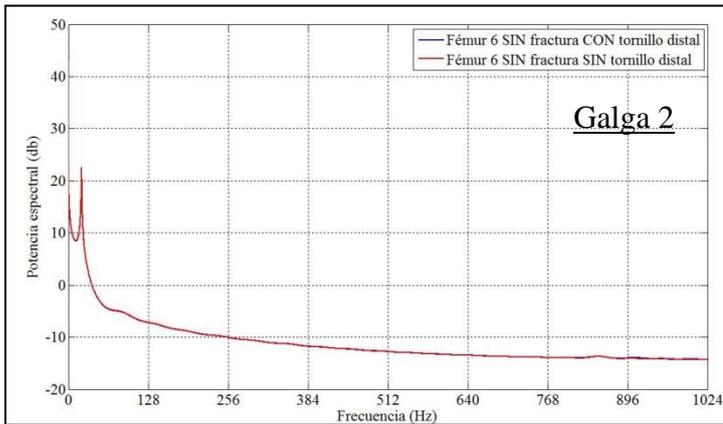
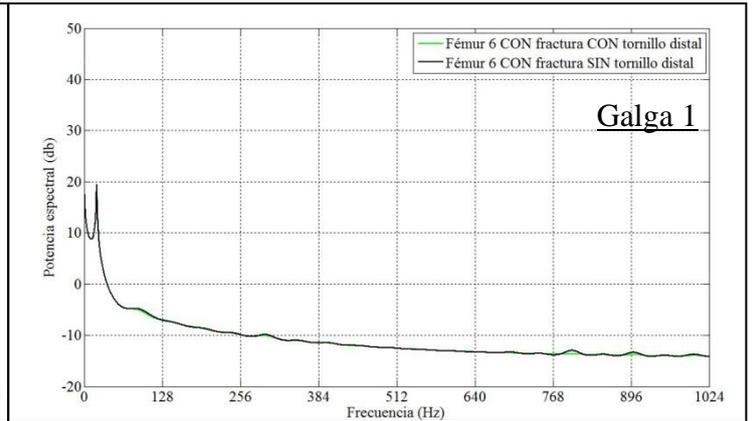
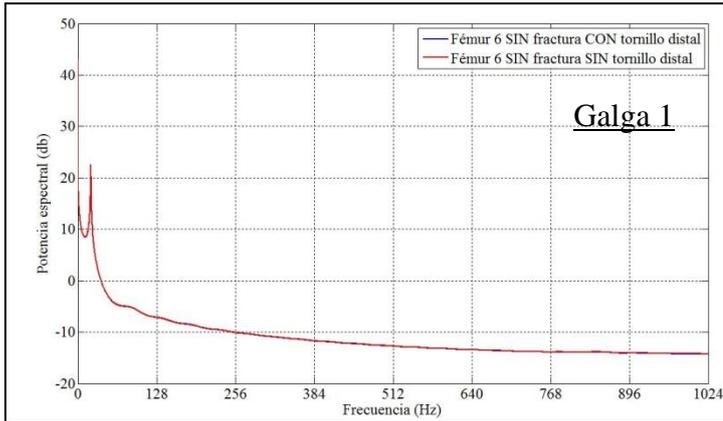


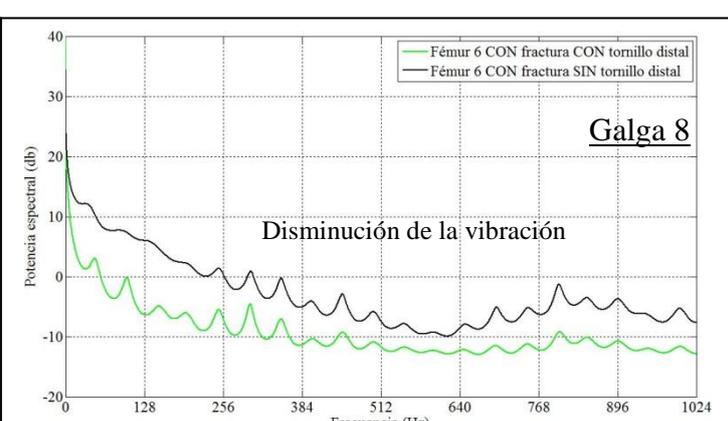
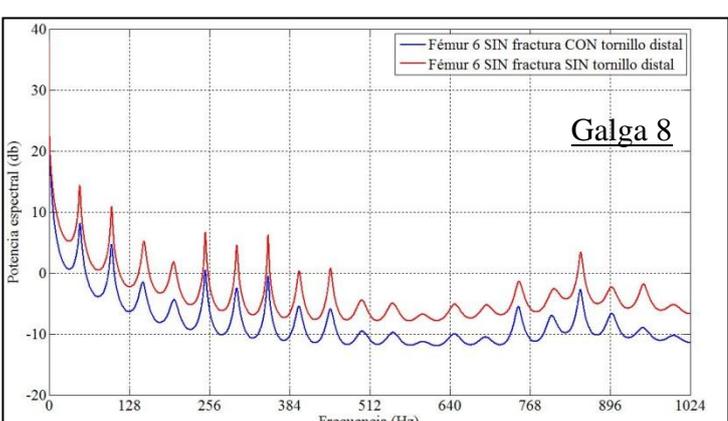
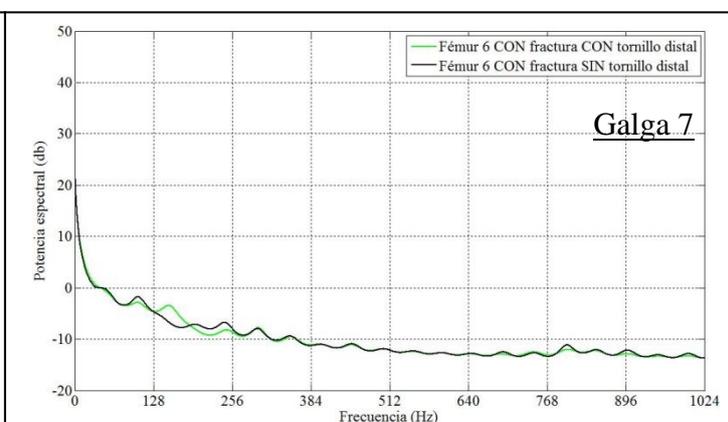
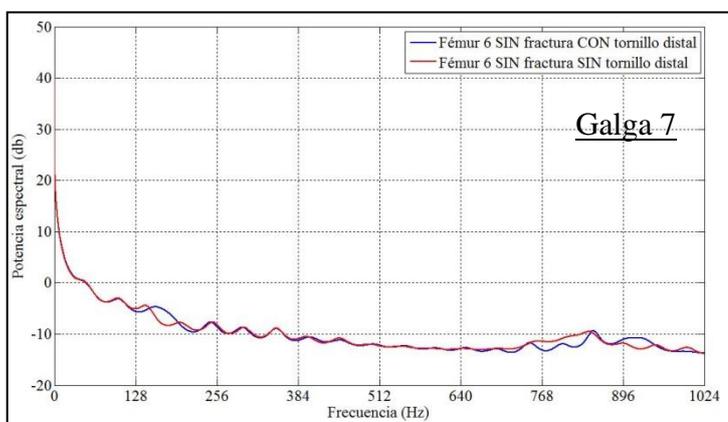
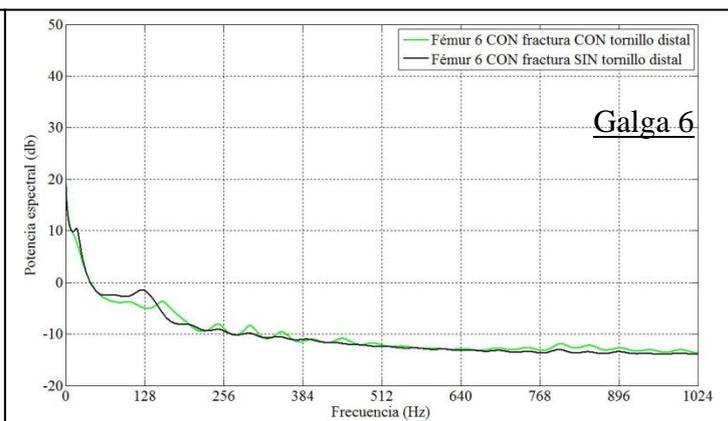
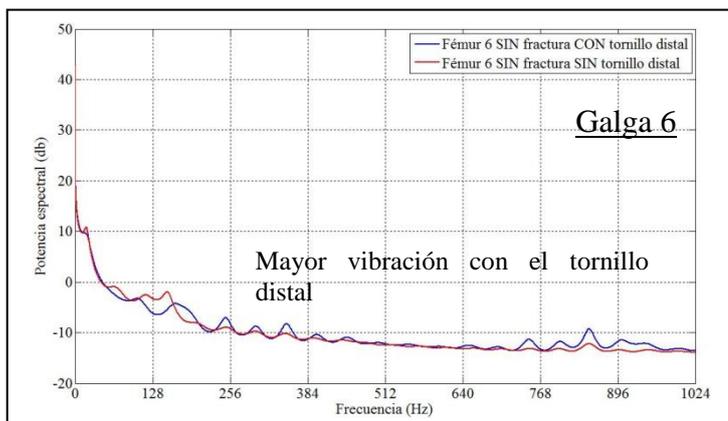
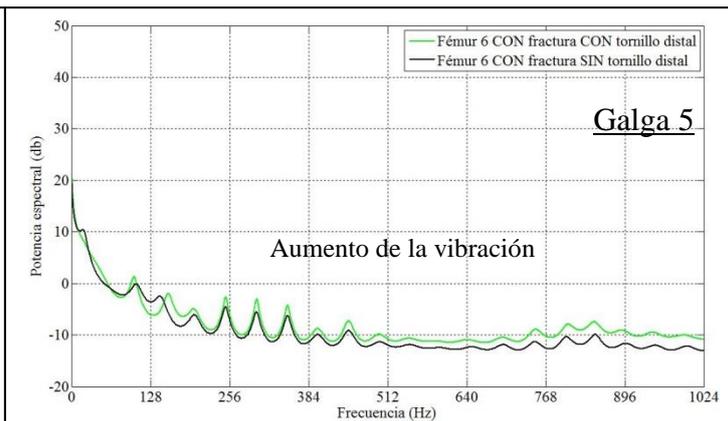
- En las galgas 5 y 6 se observa que sin el tornillo distal las deformaciones son mayores, independientemente de la existencia de fracturas. Esto es debido a que el tornillo distal provoca un anclaje local que limita el movimiento del clavo y la consiguiente transmisión de fuerzas a la zona de las galgas 5 y 6.

- La presencia de fracturas provoca un descenso de las deformaciones en las galgas 5 y 6.

.- La galga 8 aparece prácticamente libre de deformaciones. Solo hay una ligera deformación de acortamiento en presencia de la fractura y con el tornillo distal. En este fémur, por tanto, la implantación del clavo intramedular ha desfuncionalizado la zona de la galga 8 para las cargas del ensayo. En el estado natural, esta zona soporta las cargas de los tendones de los músculos abductores, por lo que no cabe deducir directamente del resultado del ensayo un riesgo de inestabilidad.

Ensayos dinámicos. Respuesta en frecuencia





#### 4.7 De la aplicación clínica

Debido a que la incidencia de las fracturas de cadera se estiman que aumentarán debido al envejecimiento de la población (Leung 1992, Johnell 2006), es muy importante dedicar nuestros esfuerzos para mejorar el tratamiento y desarrollo de mejores recursos quirúrgicos, de los que el clavo Gamma es un claro ejemplo.

El clavo intramedular Gamma fue diseñado originalmente para el tratamiento de las fracturas intertrocanteréas y subtrocantéreas inestables (Halder 1992). Fue un dispositivo desarrollado tras su estudio en cadáveres y usado clínicamente desde 1985, y habiendo presentado a lo largo del tiempo diversas modificaciones y actualizaciones tanto de su diseño, como de su técnica quirúrgica.

El clavo Gamma transmite el peso más cerca del calcar de lo que lo hace el tornillo de cadera dinámico (Dynamic Hip Screw - DHS) y tiene mayor fuerza mecánica. Se trata de una técnica semi - abierta, con un tiempo quirúrgico medio de 35 minutos y una escasa pérdida de sangre, estimada en torno de 100 a 200cc, lo que supuso una serie de ventajas, al reducirse los tiempos quirúrgicos y postoperatorios, como esta descrito en diversos trabajos (Bridle 1991, Leung 1992, Sabharwal 1992). Además al ser una estructura más rígida, permite un total soporte de cargas con mayor antelación que otros dispositivos (Utrilla 2005).

Tiene tres componentes principales, el clavo intramedular, que se inserta por la parte superior del fémur, un tornillo que pasa a través del orificio del clavo intramedular y se inserta en la cabeza, y un tornillo distal que previene la rotación del clavo principal.

Este tornillo distal fue usado para las fracturas espirales subtrocantéricas, para controlar la longitud y rotación de las fracturas conminutas, aunque inicialmente, por disparidad de los diámetros de clavo y canal medular se producía un pobre control de la rotación. Otra modificación que se realizó en su diseño fue el tornillo cefálico permitiendo un aumento de la compresión de la fractura, ayudando a prevenir que penetre a través de la cabeza femoral (Cut-off). Y posteriormente se añadieron diferentes diámetros de clavo intramedular. Según la conclusión a la que se llegó en el estudio de Bridle (1991), esta complicación por desplazamiento del tornillo a través de la cabeza femoral se debe mayoritariamente a un error técnico durante su implantación, más que debido a disfunción del propio implante.

Las complicaciones observadas de forma específica en el tratamiento de las fracturas pertrocantéreas con el clavo gamma son las fracturas alrededor del trocanter mayor, desplazamiento de la fractura debido a la inserción del clavo y la fractura de la diáfisis femoral (Park 1998), siendo considerada la fractura de la diáfisis femoral a la altura de la parte distal del clavo intramedular la más grave de ellas (Bridle 1991, Leung 1992, Radford 1993, Butt 1995, Parker 1996, Parker 2008b), ocurriendo en un porcentaje en torno a 1.5% y asociado a una nueva caída (Boriani 1991, Lindsey 1991, Halder 1992, Williams 1992 Forthomme 1993, Osnes 2001).

Diversos estudios sugieren que esta complicación se podría reducir desarrollando un nuevo diseño del clavo gamma (Parker 1996, Rantanen 1998)

La mayor parte de los estudios que se realizan en este campo, están diseñados para realizar comparaciones entre las diferentes opciones terapéuticas que se encuentran actualmente a disposición de los traumatólogos para la reparación de las fracturas pertrocantéreas, como bien indica la revisión de la Cochrane, en su versión más reciente de 2014 (Queally 2014).

El objetivo de esta revisión era evaluar los efectos, beneficiosos o no, de los diferentes diseños de los clavos intramedulares para el tratamiento de fracturas extracapsulares de cadera en los adultos. Para ello se llevó a cabo una revisión en las principales bases de datos médicas seleccionando aquellos estudios randomizados o cuasi-randomizados que comparaban diferentes tipos, modificaciones del diseño de los clavos intramedulares.

Estos estudios realizados son la mayoría ensayos clínicos comparando un sistema de fijación con otro, encontrándose un total de 17 ensayos comparativos, y doce de ellos se encuentra el clavo Gamma entre los implantes intramedulares que se comparan, evidenciando de esta manera que se trata de uno de los dispositivos más empleados en la actualidad.

Es por ello que en el presente estudio se usa el clavo Gamma para el estudio biomecánico de la estabilidad del clavo intramedular en las fracturas pertrocantéreas de cadera mediante la extensometría eléctrica.

Actualmente se emplea también el método de elementos finitos, con el que se realizan los estudios con simulaciones generadas por ordenador, lo que podría indicar que la extensometría pasaría a un segundo plano. Sin embargo mide de una manera más exacta

y es extremadamente útil en la medida de esfuerzos vibratoriales y detección de resonancias a alta frecuencia (la respuesta en frecuencia de una galga extensométrica es de unos 100kHz) donde los algoritmos de simulación por elementos finitos no ofrecen resultados fiables (estos suelen empezar a mostrar imprecisiones con sistemas complejos que vibren a más de 50 Hz).

## CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES

Se ha diseñado, puesto a punto y aplicado un procedimiento experimental para definir la estabilidad del clavo intramedular frente a fracturas pertrocantéreas de fémur

El procedimiento emplea un sujeto de ensayo constituido por un fémur sintético normalizado y validado por las entidades oficiales de ensayo, un montaje experimental tipo ménsula con carga oblicua de gravedad sobre la cabeza del fémur y una instrumentación de extensometría eléctrica.

El montaje y programas de carga, estática y dinámica, garantizan la reversibilidad y repetibilidad del ensayo

La evaluación de la estabilidad secundaria del fémur con clavo intramedular y fracturas pertrocantéreas se establece por comparación de los resultados de los ensayos sobre el mismo fémur con el clavo intramedular y sin fracturas. La evaluación es inmediata e intuitiva, por visualización de las gráficas de resultados.

El procedimiento permite también evaluar el efecto de la inclusión de un tornillo distal en el clavo intramedular. En general, el tornillo provoca un anclaje distal localizado que restringe la transmisión de fuerzas interiores a la altura del trocánter menor, lo que puede llevar a una remodelación ósea desfavorable en esa zona.

Se han ensayado 6 casos de fracturas pertrocantéreas. El riesgo de inestabilidad secundaria se asocia a la reducción de deformaciones y a la distorsión de la respuesta en frecuencia.

El clavo Gamma sigue siendo un método eficaz para la reducción de fracturas estables e inestables pertrocantéreas de cadera.

Presenta mejores resultados en el caso de las fracturas inestables.

El uso del tornillo distal, y más claramente en fracturas estables, provoca remodelaciones del hueso que pueden ser contraproducentes, además de añadir tiempo quirúrgico, una incisión adicional y una agresión adicional al fémur, con todo los riesgos que ello conlleva, por lo que sería aconsejable su no colocación.

Se aprecian resultados similares respecto al tornillo distal en las series realizadas en las fracturas inestables.

Con todo esto, se tienen en cuenta estos datos, y la posibilidad de desarrollos futuros:

Ensayos con instrumentación más completa que permita analizar efectos fuera del plano frontal, como flexión oblicua o torsiones.

Estudio de fatiga con cargas cíclicas.

Generación de bases de datos para programas de cálculo numérico.

## **BIBLIOGRAFÍA**

Agency for Healthcare Research and Quality. Healthcare Cost and Utilization Project. [www.ahrq.gov/data/hcup](http://www.ahrq.gov/data/hcup) (Acceso 01 Agosto 2007).

Alvarez-Nebreda ML, Jiménez AB, Rodríguez P, Serra JA. Epidemiology of hip fracture in the elderly in Spain. *Bone* 2008; 42:278.

Alzahrani K, Gandhi R, Davis A, Mahomed N. In-hospital mortality following hip fracture care in southern Ontario. *Can J Surg* 2010; 53:294.

Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, Rice JC. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J Biomech.* 1984; 17(5): 349-61.

Ashman RB, Rho JY. Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech.* 1988; 21(3): 177-81.

Barnett E, Nordin BE. The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. *Clin Radiol.* 1960 Jul; 11: 166-74.

Baumgaertner MR, Higgins TF. Femoral neck fractures. In: Rockwood and Green's *Fractures in Adults*, Bucholz RW, Heckman JD, Rockwood CA, Green DP. (Eds), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2002. p.1579.

Bentler SE, Liu L, Obrizan M, et al. The aftermath of hip fracture: discharge placement, functional status change, and mortality. *Am J Epidemiol* 2009; 170:1290.

Bessho M, Ohnishi I, Okazaki H, Sato W, Kominami H, Matsunaga S, Nakamura K. Prediction of the strength and fracture location of the femoral neck by CT-based finite-element method: a preliminary study on patients with hip fracture. *J Orthop Sci.* 2004;9(6): 545-50.

Bieger, R., Ignatius, A., Decking, R., Claes, L., Reichel, H., Dürselen, L., 2012. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clinical Biomechanics* 27(2), 158-164.

Borianni S, Bettelli G, Zmerly H, Specchia L, Bungaro P, Montanari G, Capelli A, Canella P, Regnoli R & Rispoli R. Results of the multicentric Italian experience on the Gamma nail: a report on 648 cases. *Orthopaedics* 1991; 14: 1307–1314.

Brauer CA, Coca-Perraillon M, Cutler DM, Rosen AB. Incidence and mortality of hip fractures in the United States. *JAMA* 2009; 302:1573.

Brennan SL, Henry MJ, Kotowicz MA, et al. Incident hip fracture and social disadvantage in an Australian population aged 50 years or greater. *Bone* 2011; 48:607.

Bresler, B. y Frankel, J.P. The forces and moments in the leg during level walking. *Transact. Am. Soc. Mech. Eng.* 1959 . 72; 27-36.

Bridle SH, Patel AD, Bircher M et al. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur: a randomized prospective comparison of the Gamma nail and the dynamic hip screw. *J Bone Joint Surg (Br)* 1991; 73B: 330-34.

Brunner LC, Eshilian-Oates L, Kuo TY. Hip fractures in adults. *Am Fam Physician* 2003; 67:537.

Butt MS, Krikler SJ, Nafie S & Ali MS. Comparison of dynamic hip screw and gamma nail: a prospective, randomized, controlled trial. *Injury* 1995; 26: 615–618.

Cabestrero Martínez, A.A. Método experimental aplicable al estudio del efecto biomecánico de la implantación de clavo gamma en cirugía de reparación de fracturas de fémur. Trabajo Fin de Grado. ETSII. Tutor: Antonio Ros Felip. Universidad Politécnica de Madrid. 2015.

Claramunt, R. Efectos sobre el materia óseo de la artroplastia total de cadera. Técnicas de análisis biomecánico aplicables a la evaluación de su fiabilidad. Tesis para optar al Grado de Doctor en Ingeniería Industrial. Universidad Politécnica de Madrid. España. 2003

Cristofolini, L., Juszczak, M., Taddei, F. Viceconti, M. Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2009; 223(3), 273-88.

Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Tonia, A. Mechanical Validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics* 1996, 29(4), 525-35.

Crowninshield, R.D., Johston, R.C., Andrews, J.G. y Brand, R.A. "A biomechanical investigation of the human hip" *J. Biomech.* 1978; 11: 75-85.

Cummings SR, Rubin SM, Black D. The future of hip fractures in the United States. Numbers, costs, and potential effects of postmenopausal estrogen. *Clin Orthop Relat Res* 1990; :163.

Currey JD. Three analogies to explain the mechanical properties of the bone. *Biorheology.* 1964; 2: 1-10

Domínguez Hernández VM, Rico Martínez G, Urriolagoitia Calderón G. Optimización del diseño del componente femoral de una prótesis no convencional bloqueada para cadera. *Revista mejicana de ingeniería biomédica.* 2004; 2: 144-59

Dostal, W.F. y Andrews, J.G. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J. Biomech.* 1981: 14(11): 803-12.

Dy CJ, McCollister KE, Lubarsky DA, Lane JM. An economic evaluation of a systems-based strategy to expedite surgical treatment of hip fractures. *J Bone Joint Surg (Am)* 2011; 93:1326.

Enríquez Corrales, Fernando. Estudio biomecánico comparativo de las fracturas pertrocantéreas de cadera tratadas mediante Clavo-Gamma y Tornillos-Placa. Director: José Antonio De Pedro Moro. Universidad Salamanca, Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina, 2009.

Ericksen MF. Aging changes in thickness of the proximal femoral cortex. *Am J Phys Anthropol.* 1982 Oct; 59(2): 121-30.

Ericksen MF. Cortical bone loss with age in three native American populations. *Am J Phys Anthropol.* 1976 Nov; 45(3 PT 1): 443-52.

Evans EM. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg (Br)* 1949; 31: 190–203.

Feodosiev, V.I., Resistencia de materiales. Segunda Edición. Editorial Mir, Moscú. 1980

Forthomme JP, Costenoble V, Soete P & Docquier J. Treatment of trochanteric fractures of the femur using the gamma nail (apropos of a series of 92 cases). *Acta Orthop Belg* 1993;59: 22–29.

Frost SA, Nguyen ND, Black DA, et al. Risk factors for in-hospital post-hip fracture mortality. *Bone* 2011; 49:553.

García, E. Análisis de micromovilidad en vástagos femorales mediante ensayo dinámico de oscilaciones libres. Tesis para optar al Grado de Doctor en Ingeniería Biomédica. Director: Antonio Ros Felip. Universidad Politécnica de Madrid. España.2013

García-Fernández, D., R. Larraínzar-Garijo, and L. F. Llanos-Alcázar. Estudio comparativo de la osteotomía de Weil abierta:¿ es necesaria siempre la fijación?. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 50.4 (2006): 292-297.

Gomberg BR, Hilaire L, Saha PK, Loh L, Fernandez-Seara M, Wehrli FW, MR-based morphometry of the proximal femur. *Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, pp. 105, Honolulu, HI, 2002.

Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Bartleby.com, 2000. [www.bartleby.com /107/](http://www.bartleby.com/107/). [11/11/2007]

Guilley E, Herrmann F, Rapin CH, et al. Socioeconomic and living conditions are determinants of hip fracture incidence and age occurrence among community-dwelling elderly. *Osteoporos Int* 2011; 22:647.

Haentjens P, Magaziner J, Colón-Emeric CS, et al. Meta-analysis: excess mortality after hip fracture among older women and men. *Ann Intern Med* 2010; 152:380.

Halder S. The gamma nail for peritrochanteric fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992; 74:340–344.

Hashin PV, Strikman S. A variational approach to the theory of elastic behaviour of multiphase materials. *J Mech. Phys. Solids*. 1963; 11: 127-40

Hirsch, T. J., Modulus of elasticity of concrete affected by Elastic moduli of cement paste matrix and aggregate. *Proceedings of the American Concrete Institute* 59. 1962; 427–51.

Huddleston JM, Whitford KJ. Medical care of elderly patients with hip fractures. *Mayo Clin Proc* 2001; 76:295.

Jensen JS & Michaelsen M. Trochanteric femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. *Acta Orthop Scand* 1975; 46: 795–803.

Jensen JS, Michaelsen M. Trochanteric femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. *Acta Orthop Scand* 1975; 46: 795-803.

Jensen JS. Classification of trochanteric fractures of the femur. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 803-10.

Johnell O & Kanis JA. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2006; 17: 1726–1733.

Kannus P, Parkkari J, Sievänen H, et al. Epidemiology of hip fractures. *Bone* 1996; 18:57S.

Kaptoge S, Dalzell N, Loveridge N, Beck TJ, Khaw KT, Reeve J. Effects of gender, anthropometric variables, and aging on the evolution of hip strength in men and women aged over 65. *Bone*. 2003 May; 32(5): 561-70.

Karagas MR, Lu-Yao GL, Barrett JA, et al. Heterogeneity of hip fracture: age, race, sex, and geographic patterns of femoral neck and trochanteric fractures among the US elderly. *Am J Epidemiol* 1996; 143:677.

Katz JL. Hard tissue as a composite material. I. Bounds on the elastic behaviour. *J Biomech*. 1971 Oct;4(5): 455-73.

Keller TS. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 1994; 27: 1159–68.

Keyak JH, Lee IY, Skinner HB. Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures. *J Biomed Mater Res* 1994; 28: 1329–36.

Lang SM, Moyle DD, Berg EW, Detorie N, Gilpin AT, Pappas NJ Jr, Reynolds JC, Tkacik M, Waldron RL 2nd. Correlation of mechanical properties of vertebral trabecular bone with equivalent mineral density as measured by computed tomography. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1988 Dec; 70(10):1531-38.

LaVelle DG. Fractures of hip. In: *Campbell's Operative Orthopaedics*, 10th, Canale ST. (Ed), Mosby, Philadelphia 2003. p.2873.

LeBlanc ES, Hillier TA, Pedula KL, et al. Hip fracture and increased short-term but not long-term mortality in healthy older women. *Arch Intern Med* 2011; 171:1831.

Leung KS, So WS, Shen WY , Hui PW. Gamma nails and dynamic hip screws for peritrochanteric fractures: a randomised prospective study in elderly patients. *J Bone Joint Surg* 1992; 74: 345–351.

Lindsey RW, Teal P, Probe RA, Rhoads D, Davenport S & Schauder K. Early experience with the Gamma interlocking nail for peritrochanteric fractures of the proximal femur. *J Trauma* 1991; 31:1649–58.

Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *J. Comput Assist Tomogr.* 1990 Jan-Feb; 14(1): 107-14.

Mañanes, R. Pérez, J. Vaquero Martín, and M. Villanueva Martínez. Influencia de la técnica de cementación sobre la calidad del manto de cemento en la artroplastia de rodilla. Estudio experimental sobre un modelo sintético. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 55.1 (2011): 39-49.

Mariconda M, Costa GG, Cerbasi S, et al. The determinants of mortality and morbidity during the year following fracture of the hip: a prospective study. *Bone Joint J* 2015; 97-B:383.

Martel, O. et al. Influencia de la velocidad en los ensayos de los sistemas de fijación de injertos de ligamento cruzado anterior. *Actas del 8* (2011).

Mayhew PM, Thomas CD, Clement JG, Loveridge N, Beck TJ, Bonfield W, Burgoyne CJ, Reeve J. Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk. *Lancet.* 2005 Jul 9-15; 366(9480): 129-35.

Melton LJ 3rd. Who has osteoporosis? A conflict between clinical and public health perspectives. *J Bone Miner Res* 2000; 15:2309.

Morrison RS, Chassin MR, Siu AL. The medical consultant's role in caring for patients with hip fracture. *Ann Intern Med* 1998; 128:1010.

National Hospital Discharge Survey (NHDS), National Center for Health Statistics. <http://www.cdc.gov/nchs/nhds.htm> (Acceso 05 Febrero 2014).

Neuman MD, Silber JH, Magaziner JS, et al. Survival and functional outcomes after hip fracture among nursing home residents. *JAMA Intern Med* 2014; 174:1273.

Nissen N, Hauge EM, Abrahamsen B, Jensen JE, Mosekilde L, Brixen K. Geometry of the proximal femur in relation to age and sex: a cross-sectional study in healthy adult Danes. *Acta Radiol.* 2005 Aug; 46(5): 514-18

Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Oct;(235): 148-65.

Noble PC, Box GG, Kamaric E, Fink MJ, Alexander JW, Tullos HS. The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clin Orthop Relat Res.* 1995 Jul;(316): 31-44.

Nyccion SL, Hunter DM, Fineman GAM. Hip and pelvis. In: *Orthopaedic Sports Medicine*, 2nd, DeLee JC, Drez D. (Eds), WB Saunders, Philadelphia 2003. p.1443.

Orces CH. In-hospital hip fracture mortality trends in older adults: the National Hospital Discharge Survey, 1988-2007. *J Am Geriatr Soc* 2013; 61:2248.

Ortiz-Berrocal, L., *Resistencia de Materiales*. Tercera edición en papel. Editorial McGraw-Hill/Interamericana de España, S.A.U.2007. ISBN 9788448156336.

Osnes EK, Lofthus CM, Falch JA, Meyer HE, Stensvold I, Kristiansen IS & Nordsletten L. More postoperative femoral fractures with the Gamma nail than the sliding screw plate in the treatment of trochanteric fractures. *Acta Orthop Scand* 2001; 72: 252–256.

Panula J, Pihlajamäki H, Mattila VM, et al. Mortality and cause of death in hip fracture patients aged 65 or older: a population-based study. *BMC Musculoskelet Disord* 2011; 12:105.

Park SR, Kang JS, Kim HS, Lee WH, Kim YH. Treatment of intertrochanteric fracture with the Gamma AP locking nail or by a compression hip screw – a randomised prospective trial. *Int Orthop* 1998; 22:157–160.

Parker MJ & Handoll HHG (2008b) Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2, 2008.

Parker MJ & Pryor GA. Gamma versus DHS nailing for extracapsular femoral fractures: meta-analysis of ten randomised trials. *Int Orthop* 1996; 20:163–168.

Pauwels, F., *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*. Primera edición. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.1980. ISBN 3540091319

Quah C, Boulton C, Moran C. The influence of socioeconomic status on the incidence, outcome and mortality of fractures of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)* 2011; 93:801.

Queally et al. Intramedullary nails for extracapsular hip fractures in adults (review). *The Cochrane Library* 2014, Issue 9

Radford J, Needoff M & Webb J. A prospective randomised comparison of the dynamic hip screw and gamma locking nail. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993; 75–B: 789–793.

Rantanen J & Aro H. Intramedullary fixation of high subtrochanteric femoral fractures: a study comparing two implant designs, the gamma nail and the intramedullary hip screw. *J Orthop Trauma* 1998; 12: 249–252.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6): 393-405.

Reina JM, García-Aznar JM, Domínguez J, Doblaré M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. 2007; 40(4): 828-36.

Rincón, E., *Análisis híbrido numérico-experimental de la distribución de tensiones mecánicas en huesos aplicado al estudio biomecánico de la cadera*. Tesis para optar al Grado de Doctor en Ingeniería Industrial. Universidad Politécnica de Madrid. España. 2000.

Roesler, H. The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*; 1987; 20: 1025-34.

Rosenblum S, Zucherman J, Kummer F, Tam B. A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992; 74-B: 352-7.

Rubenstein LZ, Josephson KR. The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med* 2002; 18:141.

Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Estève P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg (Br)*. 1992 Jan; 74(1): 28-32.

Rubin PJ, Leyvraz PF, Heegaard JH. Variations radiologiques des paramètres anatomiques du fémur proximal en fonction de sa position en rotation. *Rev. Chir. Orthop.* 1989; 75: 209-15.

Sabharwal S, O'Brien PJ, Meek RN, Blachut PA, Broekhuysen HM. Intertrochanteric hip fracture fixation-Gamma versus dynamic hip screw. A randomized prospective study. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992; 74 (Suppl III): 281.

Seireg, A. y Arvikar, R.J. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J. Biomech.* 1973; 6(3): 313-26.

Seireg, A. y Arvikar, R.J. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J. Biomech.* 1975; 8(2): 89-102.

Sennerby U, Melhus H, Gedeberg R, et al. Cardiovascular diseases and risk of hip fracture. *JAMA* 2009; 302:1666.

Sobotta J., Putz R., Pabst, R. *Atlas der Anatomie des Menschen.* Auflage. München. Urban & Schwarzenberg. 1993. 20 edición.

Sugano N, Noble PC, Kamaric E. Predicting the position of the femoral head center. *J Arthroplasty.* 1999 Jan; 14(1): 102-07.

Testut L, Latarjet A. *Compendio de Anatomía Descriptiva.* 22ª Edición. Barcelona: Elsevier Masson, 2004. 792p. ISBN: 978-84-458-0552-7.

Utrilla AL, Reig JS, Muñoz FM, Tufanisco CB. Trochanteric gamma nail and compression hip screw for trochanteric fractures: a randomized, prospective, comparative study in 210 elderly patients with a new design of the gamma nail. *J Orthop Trauma* 2005;19: 229–233.

Vrahas, M.S., Brand, R.A., Brown, T.D. y Andrews, J.G. Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *J. Biomech* 1990; 23(4): 357-62.

Waters PM, Millis MB. Hip and pelvic injuries in the young athlete. *Clin Sports Med* 1988; 7:513.

Williams W & Parker B. Complications associated with the use of the gamma nail. *Injury* 1992; 23: 291–292.

Willig Reeta. Hip fracture – Aspects of background factors and outcome. *Acta Univ Oul D* 2006; 866.

Wolff Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin. A. Hirschwald. 1892.

Wolinsky FD, Fitzgerald JF, Stump TE. The effect of hip fracture on mortality, hospitalization, and functional status: a prospective study. *Am J Public Health* 1997; 87:398.

Wu TY, Jen MH, Bottle A, et al. Admission rates and in-hospital mortality for hip fractures in England 1998 to 2009: time trends study. *J Public Health (Oxf)* 2011; 33:284.

Yoon, Y.S. y Mansour, J.M. The passive elastic moment at the hip. *J. Biomech.* 1982; 15(12): 905-10.