



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos
Área de Ingeniería Mecánica

TRABAJO FIN DE GRADO

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA EXPERIMENTAL DEL FIJADOR EXTERNO PARA EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS INESTABLES DEL ANILLO PÉLVICO. FACTORES DE MONTAJE DETERMINANTES.

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Autor: Miriam Medina Carmona

Tutor: Ana Pérez de la Blanca Cobos
Cotutor: María Belén Estébanez Campos

MÁLAGA, Noviembre de 2023

Agradecimientos

Mi primer agradecimiento es para mis padres y mi hermana, sin vosotros nada de esto hubiese sido posible. Me habéis apoyado en todas mis decisiones a lo largo de estos años y nunca habéis dejado de estar orgullosos de mi pasase lo que pasase.

A mi abuelo, por haber sido un pilar fundamental en mi vida. Gracias por haberme cuidado siempre tanto y tan bien.

Gracias también a mis amigas de siempre y todas las personas que he conocido a lo largo de estos años. Con vosotros he podido disfrutar del camino hasta llegar aquí a pesar de todas las dificultades, me habéis regalado momentos muy felices.

Por último, quiero dar un especial agradecimiento a Ana Pérez. Por confiar en mi desde el primer momento que se planteó este proyecto y por la gran ayuda y motivación que me has transmitido siempre.

Resumen

Los fijadores externos siguen siendo instrumentos fundamentales en el tratamiento de emergencia de fracturas pélvicas, ya que permiten comprimir y estabilizar el anillo pélvico. Sin embargo, los sistemas actuales no logran proporcionar una compresión simultánea tanto anterior como posterior. Para abordar esta limitación, Alfonso Queipo-de-Llano propone una modificación en la aplicación de un fijador de barra curvada preexistente, mediante el uso de un tensor especialmente diseñado para pre-tensar la barra antes de su fijación a los tornillos de Schanz. Este proceso permite que, tras la liberación de la pre-tensión y la subsiguiente recuperación elástica de la barra, se genere una compresión efectiva en la pelvis.

El objetivo de este trabajo es determinar cuáles son los factores determinantes que influyen en la fuerza de compresión del fijador externo pretensado. Para identificar estos parámetros se usó un modelo de pelvis simplificada, sobre el cual se realizaron todas las variantes de montaje propuestas. Para medir la fuerza de compresión se hizo uso del sistema I-Scan, disponible en el laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Málaga. Los factores analizados fueron: el material de la barra, tipo de rótula, diámetro del clavo de Schanz, distancia entre la barra y el punto de inserción del clavo en el hueso y la distancia entre rótulas.

Una vez determinada la configuración idónea, el conjunto del modelo simplificado de pelvis fracturada con fijador pretensado se sometió a un ensayo de desplazamiento cíclico en la máquina de ensayos de tracción uniaxial MINITEST-10/250-MD2i, con el fin de establecer la existencia de posibles pérdidas de compresión y ayudar a determinar la seguridad y efectividad del fijador externo en situaciones clínicas prácticas.

Finalmente, para reproducir de manera más precisa las características anatómicas y biomecánicas de una pelvis humana real, se realiza un último

conjunto de ensayos de desplazamiento cíclico con conjuntos de pelvis sintética con fracturas verticalmente inestables fijadas con el sistema propuesto.

Los resultados de los trabajos experimentales realizados demuestran que la configuración seleccionada para el montaje del fijador externo pretensado tiene una influencia importante en el nivel de las fuerzas de compresión producidas, con variaciones individuales de algunos factores que superan el 30%. Así mismo, se comprueba que la fuerza de compresión es recuperable en su mayoría cuando se somete al anillo pélvico fracturado a desplazamiento normales a la fractura de hasta 6mm de separación, con pérdidas máximas que no superan el 10%.

Estos resultados respaldan el potencial del fijador externo pretensado como sistema eficaz para el tratamiento de emergencia de fracturas verticalmente inestables del anillo pélvico.

Palabras Clave

Pelvis

Fractura verticalmente inestable

Sínfisis

Articulación Sacroilíaca

Fijador Externo pre-tensado

Fijador Interno

Pre-deformación

recuperación elástica

Pelvis sintética

Fuerza de compresión

Desplazamiento cíclico

Índice

Capítulo 1: Introducción.....	23
1.1 Antecedentes.....	23
1.2 Objetivos, motivaciones y actividades del proyecto.....	27
1.3 Estructura del proyecto.....	28
Capítulo 2: Estado de las Artes.....	31
2.1 Anatomía y función de la pelvis.....	31
2.1.1 Estructura anatómica de la pelvis.....	31
2.1.2 Funciones y relevancia clínica del anillo pélvico.....	34
2.2 Fracturas del anillo pélvico.....	35
2.2.1 Clasificación de Martin Tile.....	36
2.2.2 Clasificación de Young y Burgess.....	38
2.3 Sistemas de fijación.....	40
2.3.1 Sistemas de fijación interna.....	41
2.3.2 Sistemas de Fijación Externa.....	44
2.4 Sistemas de Fijación Externa Pretensada.....	52
Capítulo 3: Materiales y Técnicas Experimentales Empleadas.....	57
3.1 Técnica de medida de parámetros del contacto.....	57
3.1.1 Descripción del sistema I-Scan.....	57
3.1.2 Preparación del sensor para la medición.....	58
3.2 Máquina de Ensayos.....	61
4.1 Procedimiento experimental.....	68
4.1.1 Pre-deformación de 30 mm.....	68
4.1.2 Utilización de pelvis simplificada.....	70
4.1.3 Medición de la fuerza de compresión.....	71
4.1.4 Presentación y tratamiento de datos.....	73
4.2 Factores que influyen en la fuerza de compresión obtenida.....	73
4.2.1 Material Utilizado para la barra.....	74
4.2.2 Tipo de rótula.....	77
4.2.3 Diámetro del clavo de Schanz.....	78
4.2.4 Distancia barra-punto de inserción del clavo de Schanz.....	79
4.2.5 Distancia entre rótulas.....	79

4.3	Estudio experimental de la influencia en la fuerza de compresión.	80
4.3.1	Resultados y discusión.	81
4.3.2	Conclusión: Selección de parámetros con mayor influencia.	86
Capítulo 5: Ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento con pelvis simplificada.		87
5.1	Materiales y equipamiento utilizado.	87
5.1.1	Configuración de la Pelvis Simplificada.	87
5.1.2	Sistema de Ensayo.	88
5.1.3	Sistema de Agarre.	88
5.2	Protocolo de ensayo.	88
5.2.1	Montaje de la Pelvis en la Máquina de Ensayos.	88
5.2.2	Configuración del Ensayo Cíclico de Tracción Uniaxial.	89
5.2.3	Registro de la fuerza de compresión mediante sensor I-Scan.	90
5.3	Resultados y discusión.	91
Capítulo 6: Ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento con pelvis sintética.		97
6.1	Materiales y Equipamiento utilizado.	97
6.1.1	Configuración de la pelvis sintética.	97
6.1.2	Sistema de Ensayo.	98
6.1.3	Sistema de agarre.	99
6.2	Protocolo de Ensayo.	100
6.2.1	Montaje de la pelvis en la máquina de ensayos.	100
6.2.2	Configuración de Ensayo Cíclico de Tracción Uniaxial.	101
6.2.3	Registro de la fuerza de compresión mediante sensor I-Scan. ...	102
6.3	Resultados y discusión.	104
Capítulo 7: Evaluación de la Eficacia de la Tensión en el Fijador Externo para el Cierre del Anillo Pélvico.		107
Capítulo 8: Conclusiones y líneas futuras.		109
Bibliografía.		111
ANEXOS		117
ANEXO A. Resultados Capítulo 4.		117
A.1	Tipo de barra.	117
A.2	Tipo de rótula.	118
A.3	Diámetro del clavo de Schanz.	119
A.4	Distancia de inserción del clavo de Schanz 'c'.	120

A.5 Distancia entre rótulas 'r'	121
ANEXO B: Resultados Capítulo 5.	123
B.1 Resultados Experimentales obtenidos con la Máquina de Ensayos.	123
B.2 Resultados Experimentales obtenidos con sistema I-Scan.	135
ANEXO C: Resultados Capítulo 6.	140
C.1 Resultados Experimentales obtenidos con la Máquina de Ensayos.	140
C.2 Resultados Experimentales obtenidos con sistema I-Scan.	145

Índice de Figuras

Figura 1. El grifo metálico, o garra, de Malgaigne (1843) [1].....	24
Figura 2. La fijación externa de Parkhill (1894) [1].	24
Figura 3. Aparato de Lambotte [1].....	25
Figura 4. Aparato de Ilizarov [1].	27
Figura 5. Aparato de Hoffman con doble armazón de Vidal [1].....	27
Figura 6. Anillo pélvico, formado por el sacro y los dos coxales [3].	32
Figura 7. Articulaciones sacroilíacas y sínfisis del pubis [4].	33
Figura 8. Ligamentos del anillo pélvico [6].	33
Figura 9. Fracturas del grupo A de la clasificación de Tile [15].	36
Figura 10. Fracturas del grupo B de la clasificación de Tile [15].	37
Figura 11. Fracturas del grupo C de la clasificación de Tile [15].	38
Figura 12. Clasificación de fracturas del anillo pélvico por Young y Burgess [17].	40
Figura 13. Corte tomográfico de pelvis, donde se observa interrupción de la articulación sacroilíaca derecha y lesión aislada de ligamentos anteriores del lado izquierdo [19].	43
Figura 14. a) La imagen muestra la colocación de las placas de fijación anterior sacroilíaca, donde se procura una angulación entre ambas de 60-90 grados para una mayor estabilidad rotacional. b) Radiografía de entrada de pelvis que muestra la colocación de las placas anteriores con recuperación del anillo pelviano [19].	43
Figura 15. Radiografía AP de pelvis donde se observa una reducción anatómica de la lesión de anillo pélvico. En este caso ambos tornillos se colocaron de manera percutánea [19].	44
Figura 16. Colocación broca en el paciente [23].	46
Figura 17. Clavos de Schanz en la espina ilíaca anterior inferior [23].	47
Figura 18. Clavos de Schanz en la cresta iliaca [23].	47
Figura 19. Fijador externo monopolar Ortofix, muy popular en Europa en la década de los 90 [27].	49
Figura 20. INFIX [28].	50
Figura 21. C-Clamp [29].	50

Figura 22. Sistema de fijación externa ajustable [24].	51
Figura 23. Sistema de fijación externa usando un distractor femoral [31].	51
Figura 24. Sistema de fijación externa en forma de X [32].	52
Figura 25. Tensor utilizado para aplicar pretensión a la varilla: La barra curva permanece en dos puntos laterales ubicados simétricamente mientras que el punto central se desplaza, empujado por actuador de tornillo [33].	53
Figura 26. Proceso de Montaje del fijador externo pretensado [33].	53
Figura 27. Construcción de fijación que muestra el tensor deformando la barra de fibra de carbono. Antes, se libera la tensión previa, los sensores Tekscan se colocan en las juntas rotas entre finas almohadillas elásticas [33].	55
Figura 28. a) Sensor. b) Electrónica. c) Software del sistema I-Scan.	58
Figura 29. Sensor I-Scan sometido a una carga con Máquina de ensayos Ibertest.	59
Figura 30. Ejemplo Carga Mínima a la que ocurre la saturación.	60
Figura 31. Ajuste de calibración por método exponencial.	60
Figura 32. MINITEST-10/250-MD2i. 1: Placa base ranurada. 2: Columnas laterales. 3: Travesaño superior. 4: Actuador Lineal IBMC-100. 5: Célula de carga de fatiga HBMU10M.	62
Figura 33. a) Módulo MD2i, en caja de seguridad, para integrar en el bastidor o en el cuadro eléctrico de la máquina de ensayos. b) Señales analógicas del sistema de control.	63
Figura 34. Mordaza inferior con 3 ejes de giro perpendiculares (OXYZ).	64
Figura 35. 1: Mordaza superior. 2: Célula de carga.	64
Figura 36. Juego de pedales para accionamiento del cierre/ apertura de mordazas.	65
Figura 37. Software Wintest. a) Ventana control de movimiento de la máquina. b) Ventana de configuración de los parámetros de ensayo.	65
Figura 38. Boceto de la barra curva sometida a deformación elástica previa al montaje.	68
Figura 39. a) Montaje experimental para caracterizar las propiedades mecánicas de la barra de fibra de carbono. b) Curva característica obtenida [40]	69
Figura 40. Esfuerzos elásticos en la barra de carbono para un desplazamiento de 30mm del punto medio [40].	69
Figura 41. Montaje del fijador externo pretensado (a) con pelvis sintética; (b) con pelvis simplificada.	70

Figura 42. Pelvis Simplificadas en Solid Works.	70
Figura 43. Sensor insertado entre la pelvis simplificada.	73
Figura 44. Estudio comparativo de la barra de fibra de carbono y la de fibra de vidrio realizado por el departamento de Ingeniería Biomecánica de la Universidad de Málaga.	76
Figura 45. Gráfica comparativa deformación-fuerza de la barra de fibra de carbono y la de fibra de vidrio.	76
Figura 46. 2 rótulas Stryker (4922-1-020).	77
Figura 47. 2 rótulas Swiss (393,972).	78
Figura 48. Pelvis simplificada con orificio para Clavos de Schanz Ø 5.00 mm.	79
Figura 49. Fijador externo pretensado. 'r': distancia entre rotulas y 'c': distancia inserción del clavo.	79
Figura 50. Fijador externo pretensado con pelvis simplificada colocado en la máquina de ensayos.	89
Figura 51. Ensayo cíclico de tracción uniaxial controlado por desplazamiento para el caso de la pelvis simplificada.	90
Figura 52. Sistema electrónico I-Scan y dos sensores	98
Figura 53. Pelvis con almohadillas en las fracturas.	99
Figura 54. a) Sistema de agarre pelvis sintética a la mordaza superior de la máquina de ensayos. b) Guía para realizar la perforación de la pelvis.	100
Figura 55. Fijador externo pretensado con pelvis sintética colocado en la máquina de ensayos.	101
Figura 56. Ensayo cíclico de tracción uniaxial del fijador externo pretensado para pelvis sintética.	102
Figura 57. Imágenes captadas por sistema I-Scan de las fracturas. a) articulación sacroilíaca. b) Sínfisis.	103
Figura 58. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con barra de fibra de carbono.	117
Figura 59. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con barra de vidrio.	118
Figura 60. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Rótulas Stryker (4922-1-020).	118
Figura 61. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Rótulas Swiss (392,972).	119

Figura 62. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Clavo de Schanz Ø 6.00 mm.	119
Figura 63. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Clavo de Schanz Ø 5.00 mm.	120
Figura 64. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 5 cm.	120
Figura 65. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 7 cm.	121
Figura 66. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 9 cm.	121
Figura 67. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'r' = 21 cm.	122
Figura 68. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'r' = 25 cm.	122
Figura 69. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'r' = 29 cm.	123

Índice de Tablas

Tabla 1. Comparación de la fuerza de compresión teniendo en cuenta distintas variantes de factores determinantes del fijador externo pretensado.	81
Tabla 2. Fuerza de tracción máxima en la pelvis simplificada medida con la máquina de ensayos para cada desplazamiento y a lo largo de los ciclos.	92
Tabla 3. Fuerza de compresión máxima en la pelvis simplificada medida con el sistema I - Scan para cada desplazamiento y a lo largo de los ciclos.....	93
Tabla 4. Fuerza de tracción máxima en la pelvis sintética medida con la máquina de ensayos para cada desplazamiento y a lo largo del tiempo.	104
Tabla 5. Fuerza de compresión máxima en la pelvis sintética mediante el sistema I-Scan para desplazamiento y a lo largo de los ciclos.	105
Tabla 6. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con barra de fibra de carbono.	117
Tabla 7. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con barra de fibra de vidrio.	117
Tabla 8. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con Rótulas Stryker (4922-1-020).	118
Tabla 9. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con rótulas Swiss (393,972).....	118
Tabla 10. Resultados Experimentales Fuerza de compresión Clavo de Schanz Ø 6.00 mm.	119
Tabla 11. Resultados Experimentales Fuerza de compresión Clavo de Schanz Ø 5.00 mm.	119
Tabla 12. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 5 cm.	120
Tabla 13. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 7 cm.	120
Tabla 14. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 9 cm.	121
Tabla 15. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'r'= 21 cm.....	121
Tabla 16. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'r'= 25 cm.....	122
Tabla 17. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'r'= 29 cm.....	122
Tabla 18. Prueba 1: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.....	134
Tabla 19. Prueba 2: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.....	134

Tabla 20. Prueba 3: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.....	134
Tabla 21. Prueba 1: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.	139
Tabla 22. Prueba 2: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.	139
Tabla 23. Prueba 3: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.	139
Tabla 24. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 1).....	144
Tabla 25. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 2).....	144
Tabla 26. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 3).....	144
Tabla 27. Fuerza Máxima Prueba 1 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.....	145
Tabla 28. Fuerza Máxima Prueba 2 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.....	145
Tabla 29. Fuerza Máxima Prueba 3 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.....	145

Índice de Gráficas

Gráfica 1. Comparativa fuerza de compresión según 'c'	83
Gráfica 2. Comparativa fuerza de compresión según la distancia entre rótulas.	84
Gráfica 3. Evolución de la fuerza máxima medida con la máquina de ensayos y el sistema I-Scan para cada desplazamiento y en cada intervalo de ciclos.	94
Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).	124
Gráfica 5. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).	124
Gráfica 6. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).	124
Gráfica 7. Zoom señal filtrada vs señal original (1mm).	125
Gráfica 8. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplifica y máquina de ensayos (1 mm).	125
Gráfica 9. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (1 mm).	125
Gráfica 10. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).	126
Gráfica 11. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).	126
Gráfica 12. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).	126
Gráfica 13. Zoom señal filtrada vs señal original (2 mm).	127
Gráfica 14. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplifica y máquina de ensayos (2 mm).	127
Gráfica 15. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (2 mm).	127
Gráfica 16. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).	128
Gráfica 17. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).	128
Gráfica 18. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).	128

Gráfica 19. Zoom señal filtrada vs señal original (3 mm).	129
Gráfica 20. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplifica y máquina de ensayos (3 mm).....	129
Gráfica 21. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (3 mm).	129
Gráfica 22. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).....	130
Gráfica 23. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).....	130
Gráfica 24. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).....	130
Gráfica 25. Zoom señal filtrada vs señal original (4 mm).	131
Gráfica 26. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplifica y máquina de ensayos (4 mm).....	131
Gráfica 27. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (4 mm).	131
Gráfica 28. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).....	132
Gráfica 29. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).....	132
Gráfica 30. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).....	132
Gráfica 31. Zoom señal filtrada vs señal original (5 mm).	133
Gráfica 32. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplifica y máquina de ensayos (5 mm).....	133
Gráfica 33. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (5 mm).	133
Gráfica 34. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (1 mm).	135
Gráfica 35. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (1 mm).	135
Gráfica 36. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (2 mm).	136
Gráfica 37. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (2 mm).	136

Gráfica 38. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (3 mm).	136
Gráfica 39. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (3 mm).	137
Gráfica 40. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (4 mm).	137
Gráfica 41. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (4 mm).	137
Gráfica 42. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (5 mm).	138
Gráfica 43. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (5 mm).	138
Gráfica 44. Ensayo cíclico de tracción tiempo – desplazamiento para pelvis sintética con máquina de ensayos (3 mm).	140
Gráfica 45. Ensayo cíclico de tracción fuerza - tiempo para pelvis sintética con máquina de ensayos (3 mm).	141
Gráfica 46. Máximos de fuerza en tramo 1 para 3 mm.	141
Gráfica 47. Máximos de fuerza para tramo 3 y 4 para 3 mm.	141
Gráfica 48. Máximos de fuerza en el tramo 4 para 3 mm.	142
Gráfica 49. Ensayo cíclico de tracción tiempo – desplazamiento para pelvis sintética con máquina de ensayos (6 mm).	142
Gráfica 50. Ensayo cíclico de tracción fuerza - tiempo para pelvis sintética con máquina de ensayos (6 mm).	142
Gráfica 51. Máximo de fuerza en el tramo 1 para 6 mm.	143
Gráfica 52. Máximos de fuerza para tramo 3 y 4 para 6 mm.	143
Gráfica 53. Máximos de fuerza para tramo 4 para 6 mm.	143

Capítulo 1: Introducción.

1.1 Antecedentes.

Aunque la fijación externa a menudo se considera una tendencia relativamente "nueva" en la traumatología y ortopedia modernas, los médicos y cirujanos la han utilizado durante miles de años. Hipócrates desarrolló un tosco fijador externo alrededor del 377 a.C. Los primeros de estos dispositivos consistían principalmente en tablillas de madera utilizadas para tratar fracturas cerradas [1].

Ahora han evolucionado hacia el uso de una amplia gama de metales y materiales compuestos. Con el nacimiento de la fijación externa surgieron muchas complicaciones y, para el principiante, un procedimiento algo difícil de realizar. Los cirujanos de todo el mundo utilizan ahora fijadores externos para estabilizar fracturas y corregir deformidades. Los fijadores externos modernos (monorraíl, circulares, híbridos) todavía se basan en los principios eternos de la fijación externa y en los métodos empleados para reducir las fracturas y corregir las deformidades, particularmente de las extremidades. Los importantes avances en la construcción y los materiales de los fijadores, así como la tecnología radiográfica progresiva, han permitido a los cirujanos disminuir la incidencia de complicaciones, sin mencionar su creciente popularidad. Ahora se ha convertido en una opción viable en el tratamiento de fracturas y deformidades tanto simples como complejas [1].

La concepción moderna tradicional de la fijación externa comenzó con Jean-Francois Malgaigne. En 1840, construyó su punta metálica, un aparato que consistía en un arco hemicircular que podía sujetarse alrededor de una extremidad de tal manera que un tornillo para el dedo, que pasaba a través de una ranura en el arco, podía colocarse sobre cualquier fragmento óseo saliente, amenazando la piel suprayacente. En 1843, Malgaigne diseñó su grifo metálico, o dispositivo de doble garra, que consistía en dos pares de puntas curvas unidas a una placa de metal, una placa deslizándose dentro de las ranuras de la otra, y

que podía aproximarse mediante un tensor tipo de tornillo. Fue diseñado para tratar fracturas distraídas de la rótula (Figura 1) [1].

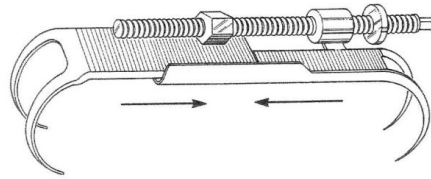


Figura 1. El grifo metálico, o garra, de Malgaigne (1843) [1].

La modificación del diseño de Malgaigne se produjo en 1852, cuando Chassin utilizó un modelo de "garra" más pequeño para reducir las fracturas de clavícula desplazadas. Incorporaba dos tornillos para los dedos que podían avanzar hacia el interior del hueso para corregir el desplazamiento anteroposterior. Luego se colocaron formas adicionales de inmovilización, como yesos o férulas, alrededor del dispositivo [1].

En 1897, el Dr. Clayton Parkhill fue uno de los primeros en desarrollar un verdadero fijador unilateral. Usó dos medios clavos debajo y dos medios clavos encima del sitio de la fractura en huesos largos, unidos externamente por una abrazadera única para la reducción e inmovilización de la fractura (Figura 2).

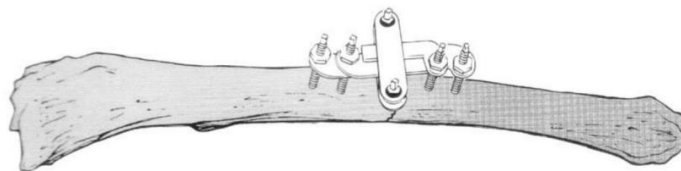


Figura 2. La fijación externa de Parkhill (1894) [1].

A principios del siglo XX, la fijación externa moderna inició un período de crecimiento y los métodos de fijación externa continuaron evolucionando.

Albin Lambotte, también considerado uno de los pioneros de los primeros fijadores unilaterales, construyó su propio tipo de fijador externo en 1902. Se trataba de un aparato bastante primitivo que constaba de cuatro clavos atornillados en los fragmentos principales de una fractura conminuta de un fémur. Al igual que el dispositivo Parkhill, se utilizaron dos clavos encima del sitio de la

fractura y dos debajo [1]. Luego, los pasadores se comprimieron entre dos placas de metal pesado atornilladas entre sí (Figura 3).

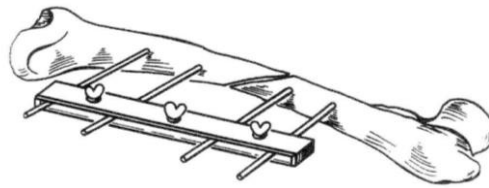


Figura 3. Aparato de Lambotte [1].

Posteriormente, Lambotte diseñó un dispositivo más sofisticado en el que los extremos sobresalientes de los tornillos se atornillaban a abrazaderas ajustables unidas a una pesada barra ajustable. Se cree que Lambotte en 1912 y Humphry en 1917 fueron los primeros en defender el uso de pasadores roscados; sin embargo, utilizaron sólo uno debajo y otro encima del sitio de la fractura [1].

Lambret diseñó en 1911 un fijador monocortical de transfijación y distracción, utilizado específicamente para fracturas. Este fue el primer fijador de doble clavija conocido utilizado. La distracción y el mecanismo de compresión de nuestros fijadores externos modernos se atribuyen al diseño y el ingenio de Lambret [1].

En 1923, Block diseñó lo que se convertiría en el precursor del fijador circular externo de Ilizarov. El fijador Block utilizaba cables transóseos conectados a un fijador construido con varillas roscadas y un dispositivo de anillo semicircular utilizado en procedimientos de alargamiento.

Hasta 1938, la fijación externa no era popular en Norteamérica, muy probablemente debido a las complicaciones que experimentaba y a la complejidad necesaria para utilizar los dispositivos correctamente. Sin embargo, el cirujano Raoul Hoffman, de 1938 a 1954, Hoffman presentó una serie de artículos que describen su método de fijación externa. Hoffman desarrolló un fijador unilateral externo fabricado con un mecanismo deslizante acoplado con juntas universales en la interfaz pin-fijador. Este nuevo desarrollo permitió realinear los fragmentos de fractura mal alineados con el uso de ganchos

articulados en los tres planos. Este proceso se denominó osteotaxis o "mover los huesos a su lugar" [1].

En 1950, la creciente popularidad de los fijadores externos, ayudada en gran medida por el trabajo de Hoffman, impulsó a que el Comité de Fracturas y Cirugía Traumática de la Academia Estadounidense de Cirujanos Ortopédicos decidiera que este método tenía cabida en la cirugía ortopédica, pero sólo debería realizarse bajo la dirección de médicos que tuvieran un conocimiento profundo de la anatomía, fisiología y principios quirúrgicos involucrados [1].

En 1951, Gavriel Ilizarov apareció en escena con su fijador externo circular. El diseño de Ilizarov consistía en dos arcos de tracción de alambre de Kirschner conectados entre sí mediante varillas roscadas. Evolucionó hasta convertirse en su infame dispositivo "anillo", que tiene menos orificios de fijación que los fabricados hoy en día, y alambres tipo Kirschner sujetos a anillos de acero, sujetos mediante hebillas. Cada anillo de acero estaba conectado mediante una multitud de varillas roscadas telescópicas para proporcionar estabilidad. El fijador se utilizó originalmente para distraer las articulaciones de la rodilla que habían desarrollado contracturas en flexión después de una inmovilización prolongada con yeso (durante la Segunda Guerra Mundial). Usó el dispositivo para alargar gradualmente el tejido blando en el lado posterior de la articulación de la rodilla contraída [1].

A finales de la década de 1950, (Figura 4) Ilizarov hizo un descubrimiento fortuito: la distracción lenta y constante de un hueso recién cortado (estabilizado de forma segura con un fijador externo) conduce a la formación de hueso nuevo dentro de la brecha cada vez más amplia. El descubrimiento original involucró a un paciente que desarrolló una anquilosis ósea, en lugar de fibrosa, de su rodilla en posición de flexión. Después de que Ilizarov realizara una osteotomía cortante de hueso en la rodilla, hizo que el paciente enderezara gradualmente la extremidad girando tuercas en la rodilla.

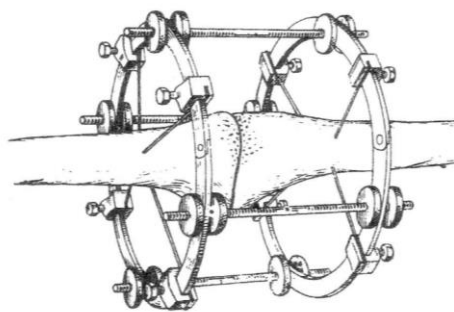


Figura 4. Aparato de Ilizarov [1].

No fue hasta 1967 que el fijador externo de Ilizarov fue ampliamente reconocido, no sólo por sus colegas nacionales sino en todo el mundo.

De 1968 a 1970, Vidal et al modificaron el dispositivo de Hoffman original de una única unidad de medio pin a un marco bicortical cuadrilátero, aumentando considerablemente su rigidez (Figura 5) [1].

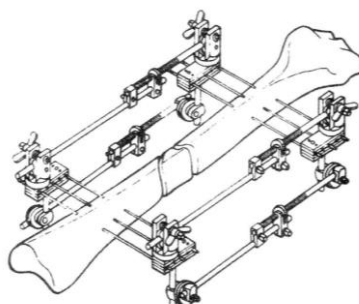


Figura 5. Aparato de Hoffman con doble armazón de Vidal [1].

No fue hasta la década de 1970 que la fijación externa recibió un amplio reconocimiento en Estados Unidos. En la actualidad, la mayoría de los dispositivos de fijación externa se basan en los diseños originales de los primeros inventores, principalmente Hoffman e Ilizarov.

1.2 Objetivos, motivaciones y actividades del proyecto.

El fijador externo pretensado se desarrolló en un proyecto de colaboración conjunta entre un equipo de cirujanos ortopédicos del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Victoria (Málaga) e ingenieros del área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga. El innovador sistema representa una

propuesta interesante con un potencial estabilizador significativamente superior en comparación con sistemas convencionales previos. La capacidad de producir estabilización en el anillo pélvico fracturado puede aumentarse si se tienen en cuenta otros factores como el tipo de material de la barra utilizado, la distancia entre rótulas, el tipo de rótula, la longitud de clavo insertada en el hueso, o el diámetro del clavo.

El objetivo del presente trabajo la detección de los factores de fabricación y montaje de un fijador externo pretensado con barra curva que ejerzan una mayor influencia en la magnitud de la fuerza de compresión generada en su aplicación a la estabilización de fracturas verticalmente inestables Tipo C.1 de Tile.

Para conseguir este objetivo se seleccionará un conjunto de parámetros característicos del montaje pretensado de un fijador convencional con barra curva y se llevará a cabo un estudio biomecánico comparativo de las fuerzas de compresión obtenidas al aplicar los distintos montajes utilizando modelos de pelvis artificial.

1.3 Estructura del proyecto.

Para llevar a cabo los objetivos planteados con anterioridad, se organizó el trabajo en cinco capítulos, cuyos contenidos se describen a continuación:

- Capítulo 1: Es el presente, en él se exponen trabajos previos menos detallados y una vez argumentada la necesidad de una investigación, se establecen los objetivos y motivaciones del proyecto, así como las actividades que se desarrollarán a lo largo del mismo.
- Capítulo 2: Este capítulo comienza con una introducción a la anatomía y fisiología del Anillo Pélvico. El enfoque estará puesto en las fracturas del anillo pélvico y su clasificación. Además, se examinarán en profundidad los métodos de fijación utilizados en la práctica clínica para estabilizar estas fracturas. Sin embargo, el elemento central de este capítulo será el sistema de fijación externa pretensada, que se seleccionará como el

método principal en el estudio experimental que se llevará a cabo en este trabajo.

- Capítulo 3: Se presentan en detalle los materiales y las técnicas experimentales empleadas en la investigación. Este capítulo se enfoca en una técnica específica para medir parámetros de contacto, la cual se basa en el sistema I-Scan. Además, se examinará por separado el uso de la máquina de ensayos disponible en el laboratorio de Ingeniería Biomecánica de la Universidad de Málaga.
- Capítulo 4: Se centra en la investigación de diversos factores que afectan la fuerza de compresión en un fijador externo pretensado para el tratamiento de fracturas pélvicas y proporciona recomendaciones para configuraciones óptimas basadas en los resultados de pruebas experimentales.
- Capítulo 5: Se enfoca en un ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento utilizando una pelvis simplificada y un fijador externo. El objetivo del ensayo es evaluar cómo la pelvis simplificada, estabilizada con el fijador externo bajo la configuración óptima previamente determinada en el Capítulo 4.
- Capítulo 6: Se lleva a cabo un ensayo cíclico uniaxial de tracción con pelvis sintéticas más realistas, proporcionando una evaluación más aplicable de la respuesta del fijador externo en situaciones clínicas simuladas.
- Capítulo 7: Se analiza la eficacia de la tensión en el fijador externo al evaluar la fuerza de compresión en pelvis sintéticas sin aplicar tensión a la barra, lo que establece un punto de referencia fundamental para la investigación.
- Capítulo 8: Resume las conclusiones clave del estudio, destacando la eficacia del fijador externo modificado en el tratamiento de fracturas de pelvis de tipo C1 y sugiere líneas futuras de investigación, como el análisis del centro de presiones y sistemas de doble barra.

Capítulo 2: Estado de las Artes.

Es necesario que el lector conozca ciertos aspectos del funcionamiento y anatomía del Anillo Pélvico. El objetivo de este capítulo no es otro que proporcionar la información necesaria para la total comprensión del trabajo realizado en este proyecto.

Este capítulo se subdivide en cuatro secciones. La primera comienza con una introducción a la anatomía y fisiología de la pelvis. En segundo lugar, se exponen los tipos de fracturas del anillo pélvico y su clasificación. Estas dos primeras secciones se han introducido para que los lectores no familiarizados con los sistemas de fijación del anillo pélvico tengan una visión de conjunto sin necesidad de recurrir a otros textos. A continuación, se plantean los diferentes tipos de fijación que existen, tanto interna como externa. Por último, se presenta el sistema de fijación externa pretensada diseñado por Queipo de Llano y col. en conjunto con el departamento de Ingeniería Biomecánica de la Universidad de Málaga.

2.1 Anatomía y función de la pelvis.

La pelvis es una estructura anatómica fundamental en el cuerpo humano que cumple diversas funciones vitales. Comprender su anatomía y función es esencial para apreciar su papel en la biomecánica, la estabilidad y la reproducción. A continuación, se presenta una explicación detallada de la anatomía y función de la pelvis.

2.1.1 Estructura anatómica de la pelvis.

La pelvis o anillo pélvico forma la base del tronco del cuerpo humano, constituyendo el sostén del abdomen y llevando a cabo la unión entre los miembros inferiores y el resto del cuerpo [2]. Es una estructura compleja formada por tres piezas óseas y tres articulaciones.

Las tres piezas óseas son:

1. Huesos ilíacos o coxales: Huesos pares y simétricos que articulan posteriormente con el hueso sacro de la columna vertebral, y anteriormente con su homólogo contralateral a través de la sínfisis del pubis, como puede observarse en la Figura 6. Cada coxal está formado por el ilion o cresta ilíaca en la parte superior, el pubis en la parte anterior y en la parte posterior del ilion encontramos el isquion. La cavidad donde articula la cabeza del fémur se llama acetábulo [3].

2. Sacro: Se trata de un bloque vertebral constituido por la unión de cinco vértebras sacras [3].

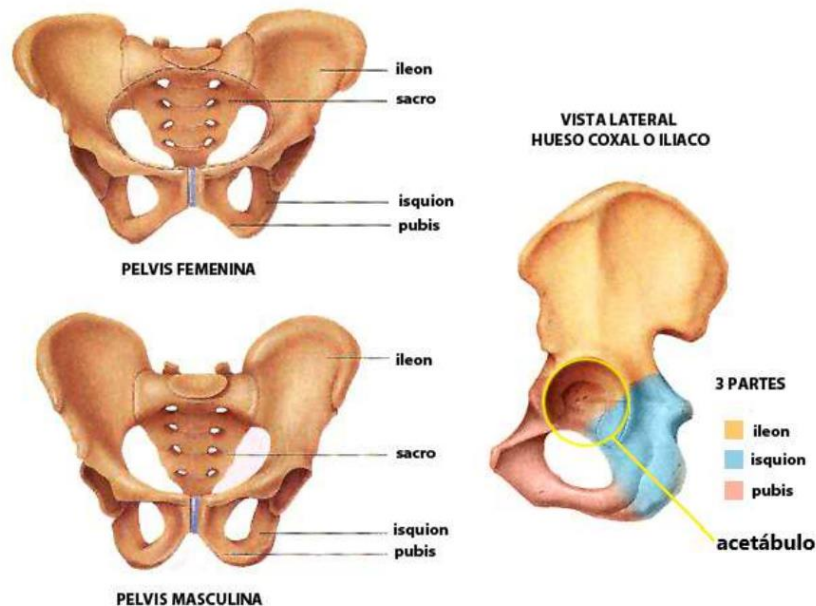


Figura 6. Anillo pélvico, formado por el sacro y los dos coxales [3].

Las tres articulaciones de la pelvis, todas ellas de escasa movilidad, son:

- **Articulación sacroilíaca:** Es una articulación fibrosa entre el hueso sacro y los huesos coxales a cada extremo. Aunque se nombra la articulación sacroilíaca en singular, se puede distinguir articulación sacroilíaca izquierda y derecha, tal y como puede verse en la Figura 7 [4].

- **Sífnis del pubis:** Se trata de una articulaci3n fibrocartilaginosa que une ambos huesos coxales por la parte anterior, tal y como se muestra en la Figura 7 [4].



Figura 7. Articulaciones sacroilíacas y sífnis del pubis [4].

El anillo pélvico es una estructura muy estable y resistente gracias a los fuertes ligamentos que conectan el sacro con el resto de los huesos de la pelvis. Dichos ligamentos son responsables de evitar el deslizamiento del sacro hacia la cavidad pélvica, así como también de impedir el movimiento de báscula de vértice del sacro hacia dorsal [5]. Entre los ligamentos destacan el sacroilíaco, el sacroespinoso y el sacro tuberoso, mostrados en la Figura 8. La ruptura de estos ligamentos conllevaría a la inestabilidad pélvica.

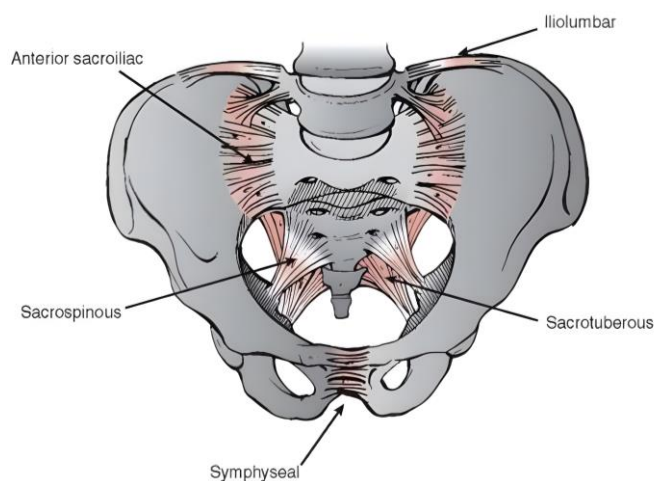


Figura 8. Ligamentos del anillo pélvico [6].

Los ligamentos sacroilíacos anteriores son planos y fuertes, su funci3n es la de resistir la rotaci3n externa y las fuerzas de cizallamiento. Los ligamentos sacroilíacos posteriores, tienen el efecto de una banda de tensi3n, ejemplo típico

de un puente en el que la columna de sostén estaría constituida por las espinas ilíacas posterosuperiores, la barra de suspensión, el ligamento sacroilíaco interóseo y el puente estaría representado por el sacro.

Además, el anillo pélvico es una resistente estructura ósea relacionada con importantes ramas y plexos arterio-venosos y vísceras (uretra, vejiga, órganos genitales y recto). Las estructuras vasculares son las causantes de la complicación más grave (shock hemorrágico) del traumatismo pélvico, cuando resultan dañadas [7].

2.1.2 Funciones y relevancia clínica del anillo pélvico.

La función principal del anillo pélvico es proporcionar estabilidad y soporte a la parte inferior del cuerpo. Actúa como un punto de unión entre la columna vertebral y los miembros inferiores, permitiendo la transmisión de fuerzas y movimientos desde la parte superior del cuerpo hasta las piernas y viceversa. por las espinas ciáticas dirigiéndose hacia la cavidad cotiloidea y de ahí a la cabeza y al cuello femoral [5]. Además, el anillo pélvico desempeña un papel vital en la protección de los órganos internos contenidos en la cavidad pélvica, como la vejiga, el recto y los órganos reproductores.

La estructura ósea del anillo pélvico, especialmente la articulación sacroilíaca y la sínfisis del pubis, confiere una cierta cantidad de movilidad que es esencial para adaptarse a los movimientos del cuerpo. La cintura pélvica transmite la fuerza del peso que pasa a través de la 5a lumbar y se divide en dos partes iguales hacia los alerones del sacro, pasa por las espinas ciáticas dirigiéndose hacia la cavidad cotiloidea y de ahí a la cabeza y al cuello femoral [8].

Aunque estas articulaciones tienen una movilidad limitada en comparación con otras articulaciones del cuerpo, su capacidad de movimiento es importante para actividades como caminar, correr y realizar movimientos pélvicos [9].

En resumen, el anillo pélvico forma una base sólida y flexible que proporciona estabilidad, soporte y movilidad al tronco y a los miembros inferiores.

Su anatomía y función son esenciales para la biomecánica y la funcionalidad del cuerpo humano, y cualquier alteración en esta estructura puede tener implicaciones significativas en la postura, el movimiento y la salud en general

2.2 Fracturas del anillo pélvico.

La pelvis se considera una estructura en anillo que puede fracturarse a un nivel o presentar fracturas múltiples. Una fractura del anillo pélvico ocurre cuando cualquiera de los huesos mencionados en la sección previa sufre una ruptura.

También puede ocurrir una fractura cuando, incluso en ausencia de fractura ósea, ocurre una disrupción significativa de los ligamentos que afecta la estabilidad tanto anterior como posterior de la articulación. En algunos casos, esto puede llevar a la separación e incluso a la luxación de la articulación. Estas fracturas suelen ser el resultado de una absorción de energía por parte del hueso. Los accidentes automovilísticos y las caídas desde alturas son las causas más comunes de estas fracturas. La tasa de mortalidad para las fracturas de alta energía en el anillo pélvico varía entre un 8,6% y un 19% [10]. Dichas fracturas pueden llegar a causar daños a los órganos y tejidos que están rodeados por el anillo pélvico, ya que la inestabilidad de los huesos puede empeorar las lesiones que el paciente haya sufrido.

Uno de los principales problemas que presenta este tipo de fracturas es la inestabilidad hemodinámica. La inestabilidad hemodinámica en fracturas de pelvis es una condición crítica en la que el sistema circulatorio del paciente no puede mantener una presión arterial adecuada debido a la fractura de la pelvis. Esto puede ser causado por hemorragias internas significativas asociadas con la fractura y daño a vasos sanguíneos u órganos internos. Los signos de inestabilidad hemodinámica incluyen hipotensión, taquicardia, dolor abdominal y síntomas de shock. El tratamiento es una emergencia y generalmente involucra la estabilización del paciente, administración de líquidos intravenosos y cirugía para detener la hemorragia y estabilizar la fractura [11].

A través del transcurso de la historia, se ha realizado la clasificación de las fracturas del anillo pélvico de diversas maneras. Algunos criterios empleados son la ubicación de la fractura, la estabilidad, la dirección de la fractura y los tejidos afectados por esta misma [12]. No obstante, existen dos métodos que se han empleado ampliamente: el método desarrollado por Young y Burgess, y el método propuesto por Tile. Importante destacar, que el primero de estos métodos es una modificación del segundo [13].

2.2.1 Clasificación de Martin Tile.

De acuerdo con la clasificación de Tile, las lesiones se clasifican basándose en los vectores de fuerza de compresión lateral, compresión anteroposterior y cizallamiento vertical incluyendo una componente de estabilidad; de forma que establece tres grupos: A, B y C, siendo la A la más estable y la C la que presenta menor estabilidad. Concretamente, el método de Tile distingue las siguientes fracturas [14]:

- **Tipo A: Lesiones estables:** Son fracturas estables porque no comprometen el anillo pelviano posterior. Generalmente no requieren tratamiento quirúrgico. En este tipo de fracturas, representadas en la Figura 9, se diferencian tres subgrupos:
 - Grupo A1: Fracturas avulsivas que no involucran el anillo pélvico.
 - Grupo A2: Fracturas con desplazamiento mínimo.
 - Grupo A3: Fractura transversal del sacro o coxis.

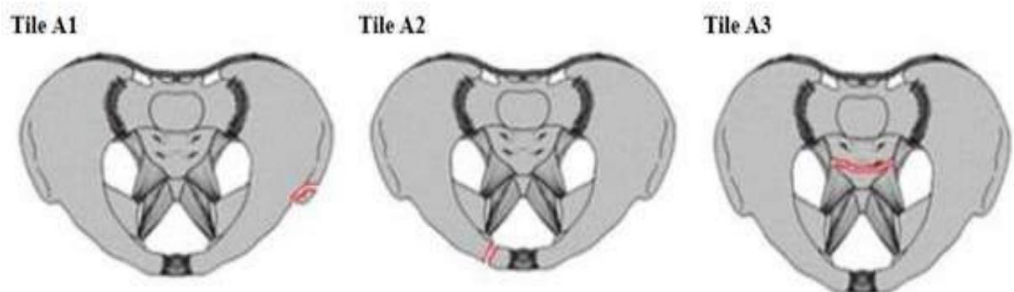


Figura 9. Fracturas del grupo A de la clasificación de Tile [15].

- **Tipo B: Lesiones parcialmente inestables:** Son fracturas en las que existe una interrupción parcial del anillo pélvico posterior, como se puede observar en la Figura 10. Son consideradas parcialmente inestables con diversos grados de inestabilidad rotacional. Requerirán de tratamiento quirúrgico dependiendo del grado de inestabilidad y desplazamiento. En este tipo de fracturas se consideran tres grupos:
 - Grupo B1: Lesión en libro abierto, por rotación externa.
 - Grupo B2: Lesión por compresión lateral.
 - Grupo B3: Lesión incompleta pero bilateral del anillo posterior. Se produce por combinación de las lesiones tipo B1 y B2.

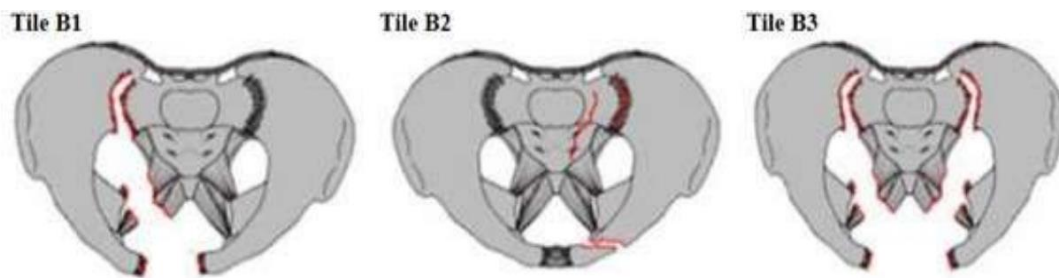


Figura 10. Fracturas del grupo B de la clasificación de Tile [15].

- **Tipo C: Lesiones inestables:** Son fracturas en las cuales existe una interrupción completa de todas las estructuras óseas y ligamentosas del anillo posterior, existiendo una inestabilidad tanto rotacional como vertical. Son fracturas inestables que requerirán de estabilización quirúrgica del anillo posterior y anterior. En este tipo de fracturas, también se distinguen tres subgrupos mostrados en la Figura 11.
 - Grupo C1: Fracturas con compresión unilateral del anillo posterior.
 - Grupo C2: Fracturas con compresión bilateral; compromiso incompleto en un lado y lesión contralateral completa.
 - Grupo C3: Fracturas con compresión bilateral completo del anillo posterior. Suelen estar asociadas a lesiones del acetábulo.

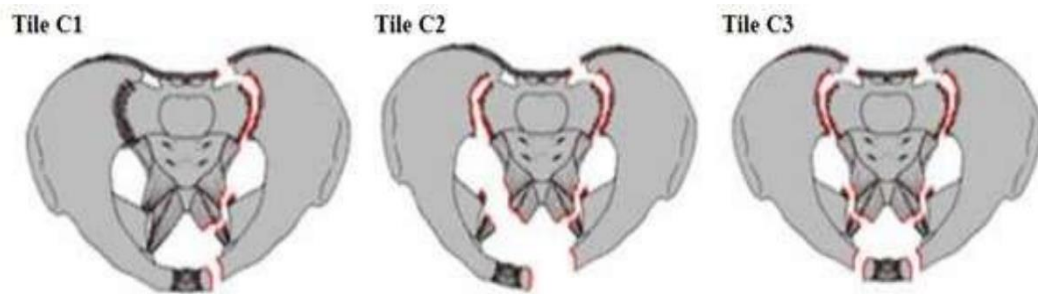


Figura 11. Fracturas del grupo C de la clasificación de Tile [15].

2.2.2 Clasificación de Young y Burgess.

El enfoque de clasificación desarrollado por Young y Burgess se percibe como una mejora con respecto al método de Tiles. Esto se debe a que el método de Young y Burgess incorpora una consideración más amplia, abordando factores como el tipo de fuerza involucrada, la gravedad de la lesión, la dirección de aplicación de la fuerza y, además, incluye la noción de estabilidad que ya se tomaba en cuenta en el método de Tiles. Las distintas clasificaciones del método de Young and Burgess son las siguientes [16]:

- **Lesión por compresión lateral (LC):** Es el tipo más común de fractura pélvica y se da habitualmente como consecuencia de un accidente de coche o de caídas laterales. Una fuerza por compresión lateral derivará en una lesión por rotación interna, tal como se puede ver en la Figura 12 (Lesiones tipo A). Se distinguen tres grados de lesión que derivan en una lesión de mayor gravedad [15]:
 - LC1: Fractura por compresión sacra en el lado del impacto, ya sea con fractura de rama pubiana unilateral o bilaterales.
 - LC2: Fractura del íliaco en el lado del impacto (media luna) o disrupción sacroilíaca posterior.
 - LC3: Se produce una LC1 o LC2 en el lado del impacto, pero la lesión se extiende a la hemipelvis contraria, dando lugar a una lesión en "libro abierto".

- **Lesión por compresión anteroposterior (APC):** Esta lesión ocurre cuando se produce un movimiento rotacional y anterior de una o de las dos hemipelvis. Está asociada a lesiones de articulaciones sacroilíacas, diástasis y fracturas del sacro, como se observa en la Figura 12 (Lesiones tipo B). Hay que destacar que estas lesiones suelen causar hemorragia. Como en el caso anterior, se subdividen en tres tipos [15]:
 - APC1: Se caracteriza por una apertura de la sínfisis púbica menor de 2,5 cm, sin apertura sacroilíaca.
 - APC2: Disrupción de la articulación sacroilíaca anterior, aumentando la inestabilidad rotacional, pero manteniendo la estabilidad vertical al mantener íntegros los ligamentos sacroilíacos posteriores.
 - APC3: Disrupción de la articulación sacroilíaca posterior bien por lesión ligamentosa, fractura sacra completa o fractura-luxación sacroilíaca.

- **Lesión por cizallamiento vertical:** En este tipo de lesiones mostradas en la Figura 12 (Lesiones tipo C), la hemipelvis se ve desplazada en sentido superior o posterior debido a una fuerza longitudinal aplicada sobre la misma. Las lesiones más habituales son las que afectan al anillo posterior de la pelvis por fractura en la articulación sacroilíaca y la lesión ligamentosa con luxación sacroilíaca, como consecuencia de caídas desde altura [15]:

Existen mecanismos combinados de los patrones de lesión descritos anteriormente, siendo el más común la compresión lateral (LC) y cizalladura vertical.

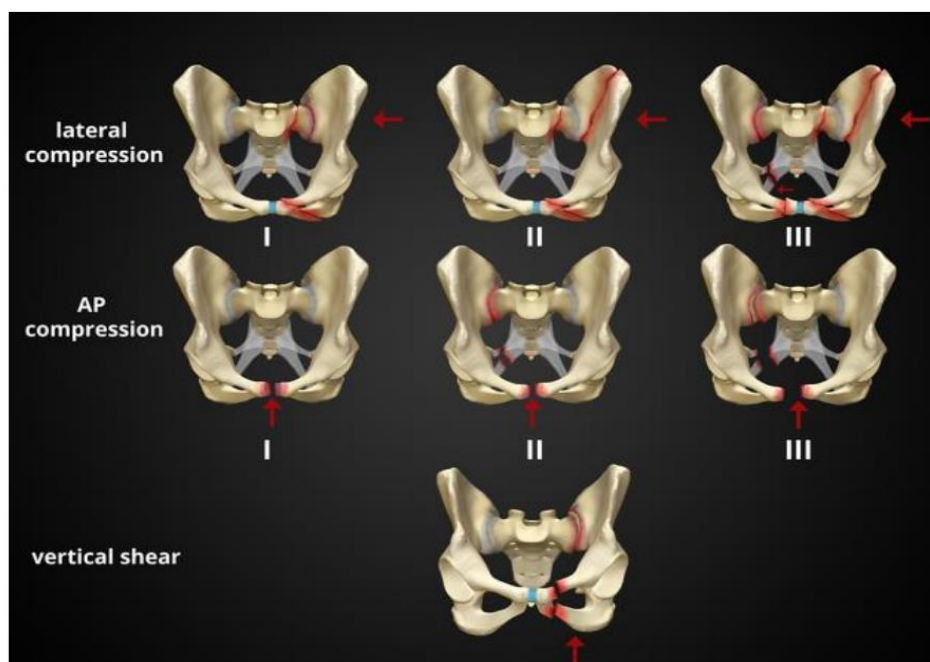


Figura 12. Clasificación de fracturas del anillo pélvico por Young y Burgess [17].

2.3 Sistemas de fijación.

La pelvis representa una estructura anatómica esencial en el cuerpo humano, y las lesiones que afectan esta región pueden tener consecuencias altamente incapacitantes e incluso poner en riesgo la vida del individuo. Las fracturas de pelvis suelen ser el resultado de accidentes de alta energía y, en su mayoría, afectan a personas jóvenes en edad productiva, ya que este grupo de pacientes está más expuesto a este tipo de lesiones [18].

La restauración de la estabilidad y la funcionalidad en casos de fracturas o lesiones en la pelvis se convierte en una tarea crítica en las especialidades de cirugía ortopédica y traumatología. Inicialmente, el objetivo principal en el manejo de las fracturas de la pelvis es preservar la vida del paciente. Adicionalmente, se busca prepararlo para una posterior cirugía definitiva del anillo pélvico a llevar a cabo en una etapa secundaria, una vez estabilizado.

El tratamiento quirúrgico de las lesiones en el anillo pélvico se ha convertido en unos de los enfoques principales para abordar estas lesiones graves, con avances significativos en las últimas tres décadas. Antes de la

década de 1980, los pacientes con fracturas inestables en la pelvis a menudo tenían que someterse a largos períodos de inmovilización utilizando dispositivos de tracción. Además de la falta de movilidad, debían lidiar con el dolor y las complicaciones que pueden surgir debido a la inmovilización prolongada [19].

Actualmente, para abordar estas situaciones médicas, se recurre a los fijadores de pelvis, dispositivos médicos especialmente diseñados para estabilizar y favorecer la recuperación en estas lesiones.

Los fijadores de pelvis se dividen en dos categorías fundamentales: fijadores internos y fijadores externos. El uso de cada uno de ellos sigue enfoques distintos con aplicaciones específicas en el tratamiento de las afecciones que involucran la pelvis.

2.3.1 Sistemas de fijación interna.

En primer lugar, es esencial comprender el concepto de fijación interna. Consiste en la utilización de dispositivos de hardware quirúrgico para unir y estabilizar las estructuras óseas fracturadas en el anillo pélvico. Esta técnica busca restablecer la anatomía y función normales de la pelvis al proporcionar una sujeción interna y sólida.

Todos los sistemas osteosíntesis reconocidos como válidos por su solidez pueden agruparse en 4 apartados [20]:

- **Tornillos.** Los tornillos se utilizan para la fijación de las placas, pero también pueden aplicarse como osteosíntesis única buscando la compresión interfragmentaria, que proporciona gran solidez porque las fuerzas actúan con cortos brazos de palanca.
- **Cerclajes.** El cerclaje alámbrico es un eficaz método de osteosíntesis cuando se coloca como una banda a tensión, transformando las fuerzas de tracción en fuerzas de compresión, lo que estabiliza la fractura y estimula la consolidación.
- **Placas.** Las placas atornilladas se utilizan en fracturas diafisarias para lograr una inmovilización sólida. Esta inmovilización se consigue mediante

la compresión interfragmentaria, que puede lograrse con tensores aplicados a uno de los fragmentos óseos. La introducción de placas con tornillos enroscados o de estabilidad angular ha ampliado su aplicación, siendo útiles en fracturas articulares o cercanas a ellas, fracturas en hueso osteoporótico, algunas fracturas diafisarias como las del antebrazo y en casos de consolidación deficiente con otros métodos.

- **Enclavamiento intramedular:** Este método de fijación implica la inserción de clavos o agujas en la cavidad medular de huesos largos. Se puede realizar bajo control radioscópico a través de una pequeña incisión y perforación ósea en uno de los extremos del hueso. Esto reduce al mínimo el daño a los tejidos blandos alrededor de la fractura, disminuyendo el riesgo de infección y retraso en la consolidación. Los sistemas de bloqueo en las zonas proximal y distal amplían su aplicabilidad y permiten controlar la rotación de los fragmentos óseos, lo que acelera la recuperación del paciente.

La principal ventaja de la fijación interna es la reducción anatómica de la fractura, que pocas veces consigue un tratamiento cerrado. Permite fijar sólidamente los fragmentos siendo innecesaria la inmovilización externa permitiendo la movilización precoz, evitando complicaciones y acortándose el período de curación [20].

Los inconvenientes son sus costes, intervenciones posteriores para retirar el material de osteosíntesis, las complicaciones anestésicas, y especialmente la temible infección ósea, difícil de resolver y que suele acompañarse del fracaso o retardo de la consolidación ósea. Durante la intervención quirúrgica se expone el foco de fractura y, aunque sea en el quirófano, existe la posibilidad de contaminación del hueso sobre todo de la piel y del músculo contundido, gran medio de cultivo para la proliferación de los gérmenes [20].

La exposición de los fragmentos para la reducción y colocación de la osteosíntesis supone desinserciones musculares y del periostio, que son vías del aporte vascular óseo, importantes a la hora de conseguir la consolidación de

la fractura. La intervención supone dejar un cuerpo extraño, aunque biocompatible [20].

La articulación sacroilíaca es una estructura de transición, cuya estabilidad es medular para mantener el anillo pelviano. Las estructuras ligamentarias posteriores son consideradas las más fuertes del organismo, por lo que cuando se presenta un traumatismo por rotación de la hemipelvis, generalmente los ligamentos que se rompen son los anteriores, considerándose lesión anterior de pelvis (Figura 13).

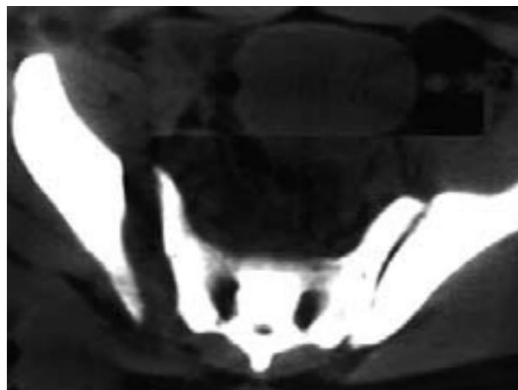


Figura 13. Corte tomográfico de pelvis, donde se observa disrupción de la articulación sacroilíaca derecha y lesión aislada de ligamentos anteriores del lado izquierdo [19].

La fijación de la articulación sacroilíaca por vía anterior se efectúa mediante la colocación de placas de compresión dinámica, fijando ambos lados de la articulación, procurando dejar los implantes con una angulación entre sí de 60 a 90 grados de uno con respecto al otro (Figura 14).

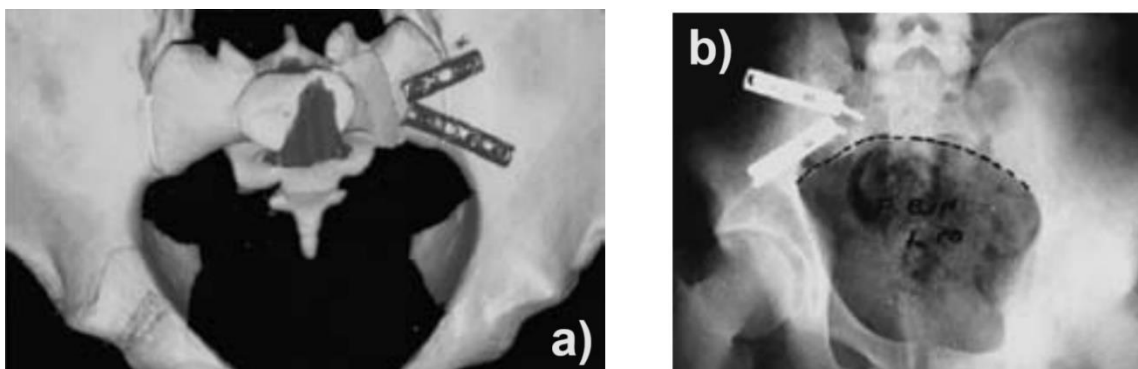


Figura 14. a) La imagen muestra la colocación de las placas de fijación anterior sacroilíaca, donde se procura una angulación entre ambas de 60-90 grados para una mayor estabilidad rotacional. b) Radiografía de entrada de pelvis que muestra la colocación de las placas anteriores con recuperación del anillo pelviano [19].

Los tornillos iliosacros posteriores son la técnica habitual de tratamiento para las lesiones sacroilíacas que afectan la estructura ligamentaria posterior (Figura 15).



Figura 15. Radiografía AP de pelvis donde se observa una reducción anatómica de la lesión de anillo pélvico. En este caso ambos tornillos se colocaron de manera percutánea [19].

2.3.2 Sistemas de Fijación Externa.

La Fijación Externa (FE) de las fracturas u osteotaxis es un método quirúrgico de osteosíntesis que se basa en el uso de un dispositivo situado fuera de la piel que estabiliza los fragmentos óseos por medio de agujas, tornillos o clavos conectados a una o más barras o tubos longitudinales, mediante abrazaderas o rótulas [21].

Siguiendo la clasificación de Tile y los enfoques tradicionales, las fracturas de tipo A generalmente se han abordado mediante métodos conservadores sin intervención quirúrgica. En aproximadamente el 32% de las fracturas de tipo B, se ha requerido la aplicación de un sistema de fijación externa temporal para estabilizar el arco anterior. Por último, las fracturas de tipo C, que son inestables en sentido vertical, han demandado en un 66% de los casos tanto un sistema de fijación externa para asegurar el arco anterior como un procedimiento quirúrgico para estabilizar el arco posterior mediante un sistema de fijación interno permanente [22]. Esta necesidad adicional de intervención quirúrgica se debe a que las fijaciones externas convencionales colocadas desde la parte frontal no logran proporcionar la estabilidad requerida en el anillo posterior.

Los componentes de un fijador externo convencional son los siguientes:

- **Barras.** Suelen estar hechas de materiales ligeros y resistentes, como aleaciones de aluminio o acero inoxidable, y son ajustables en longitud y varían en flexibilidad y diseño para adaptarse a la anatomía del paciente y a la lesión específica. Se conectan con los clavos de Schanz mediante rótulas o abrazaderas. Pueden ser circulares o semicirculares, según el diseño.
- **Rótulas.** Permiten la articulación y alineación de las barras en múltiples planos, lo que es fundamental para adaptarse a la anatomía del paciente y para lograr la estabilidad necesaria en el tratamiento de las fracturas de pelvis. Estas rótulas suelen estar hechas de materiales duraderos, como acero inoxidable o aleaciones de aluminio, y se ajustan y aseguran mediante pernos o tornillos, lo que permite a los cirujanos ortopédicos personalizar la fijación de acuerdo con las necesidades específicas del paciente.

Las rótulas en los sistemas de fijación externa pueden ser unidireccionales o multidireccionales. Las rótulas unidireccionales permiten el movimiento en una sola dirección, como la flexión y la extensión, y son útiles en situaciones donde se requiere estabilidad en un solo plano, como en fracturas de tibia. En contraste, las rótulas multidireccionales posibilitan movimientos en múltiples direcciones, como flexión, extensión y rotación, siendo ideales para casos que involucran articulaciones complejas como rodillas o codos, ya que ofrecen un mayor rango de ajuste y flexibilidad para adaptarse a las necesidades específicas del paciente.

- **Clavos.** Llamados clavos de Schanz que se insertan en el hueso del paciente y se conectan con elementos diseñados para lograr la estabilización del anillo pélvico. Debido a la superior presa de los clavos de Schanz en la región supraacetabular en la espina ilíaca anterior inferior (Figura 17) comparado, con su colocación en la cresta ilíaca (Figura 18) y también por su mejor cobertura de partes blandas, la mayoría de los profesionales y estudios prefieren esta primera práctica, aunque sea técnicamente más exigente [23].

El procedimiento que se sigue para la introducción del clavo de Schanz en la región supraacetabular en la espina ilíaca anterior inferior es el siguiente [23]:

1. Establecimiento del punto de entrada y la dirección: espina ilíaca anteroinferior en dirección a la articulación sacroilíaca (Figura 16). La broca con el paciente en decúbito supino se inclina unos 10-20° hacia caudal, así como 20° hacia fuera.

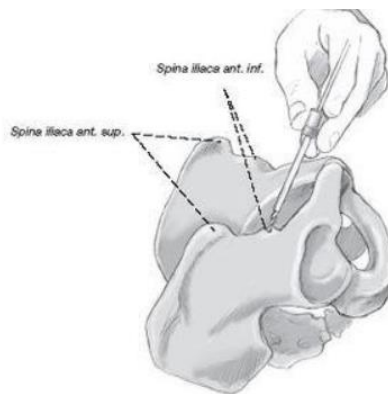


Figura 16. Colocación broca en el paciente [23].

2. Tras ello se retira el trocar y se broca.
3. Retirada de la guía interna e introducción del clavo de Schanz a través de la guía externa. El clavo debería introducirse tan dorsal como sea posible para obtener la máxima presa.
4. Retirada de la guía interna e introducción del clavo de Schanz a través de la guía externa. El clavo debería introducirse tan dorsal como sea posible para obtener la máxima presa.
5. A continuación de realizar el mismo procedimiento en el otro lado, reducción cerrada de la fractura con ayuda de tracción y rotación interna de la pierna.
6. La reducción se mantiene ahora con la conexión de barras. Se ha demostrado útil el uso de barras curvas de carbono (Synthes, Obersdorf, Suiza) en el tratamiento de las fracturas de pelvis. No precisan una

articulación de conexión y no afectan la exploración radiológica. Además, por su forma son menos molestas para el paciente.

La barra de carbono se ha de colocar tan cerca del paciente como sea posible. Se ha de tener en cuenta una futura sedestación del paciente en la que puede haber compromiso con las partes blandas del abdomen.

7. Para finalizar se controlan los clavos de Schanz (Figura 17) a nivel de la incisión asegurando que ésta esté libre de tensión tras la reducción; sólo las grandes incisiones hacen necesario un cierre cutáneo.

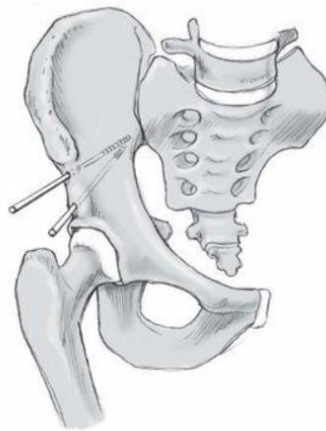


Figura 17. Clavos de Schanz en la espina ilíaca anterior inferior [23].

Si de forma excepcional son necesarios dos clavos, el segundo clavo de Schanz se colocaría supraacetabular o en la cresta ilíaca (Figura 18). Se ha de dar preferencia localización supraacetabular por razones biomecánicas. El segundo clavo de Schanz se situaría más craneal.

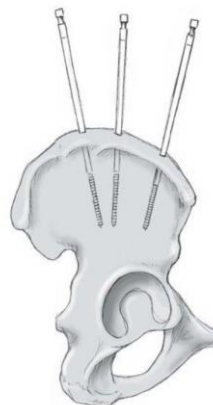


Figura 18. Clavos de Schanz en la cresta iliaca [23].

Siempre que sea posible, es aconsejable empezar con el lado no lesionado, especialmente las primeras veces que se aplique el fijador externo. El punto de referencia para la inserción de los tornillos es la espina iliaca antero-superior, que puede ser fácilmente localizada mediante palpación. Los tornillos se deberán insertar entre la espina iliaca inferior y superior, comenzando con el tornillo correspondiente al nivel de la espina iliaca antero-inferior. Los tornillos deberán inclinarse ligeramente hacia arriba para evitar la penetración del acetábulo y permitir la colocación del cuerpo del fijador en línea con el anillo pélvico anterior [24].

La utilización de FE en fracturas de pelvis es una buena opción en la cirugía de urgencia. Los Fijadores Externos estabilizan fracturas, permitiendo el soporte y distribución de carga; son una excelente alternativa en caso de riesgo de infección. Las fracturas de pelvis son producidas, en un alto porcentaje de situaciones, por traumatismos de alta energía y suelen ser pacientes politraumatizados. Suelen asociarse complicaciones precoces como hemorragias, lesiones urogenitales, lesiones abdominales y lesiones nerviosas. Debido a su gravedad, el riesgo de muerte es alto y si se trata de fracturas abiertas puede llegar al 50%. El principal problema que puede aparecer en la fase precoz después de la fractura del anillo pélvico es la hemorragia masiva. El interior del anillo pélvico aumenta de volumen y el hematoma puede hacer efecto de taponamiento, pero si esto no es suficiente para estabilizar el sistema circulatorio, se precisará cerrar el anillo. Si la hemorragia persiste sin control, el siguiente paso será practicar una arteriografía con embolización selectiva, siendo las arterias hipogástricas y glúteas las que más lo precisan [21]. Están indicados para fracturas abiertas y una de sus principales ventajas es minimizar la interferencia de tejidos blandos o vasculares ya comprometidos por el daño [25].

Las complicaciones asociadas con este método incluyen las infecciones en el trayecto de los pines, aflojamiento aséptico, pérdida de la reducción, pinzamiento y lesiones de nervios. Para los pacientes, la FE para el tratamiento de las fracturas del anillo pélvico resulta incómoda, sobre todo para sentarse,

mantenerse de lado o para movilizarse, y esta incomodidad se acentúa en aquellos casos donde el paciente es obeso [26].

Los aparatos de fijación externa evolucionaron del monopolar de Lambotte a los de Ilizarov, Volkov y Cambras. Aunque en la década de los 90, los montajes monopolares se pusieron de moda con la amplia comercialización del Ortofix (Figura 19) desarrollado en Europa, los montajes fueron imponiendo su jerarquía y demostrando su gran estabilidad [27]. En el apartado 1.1 de este trabajo, se presenta la historia de los fijadores externos.



Figura 19. Fijador externo monopolar Ortofix, muy popular en Europa en la década de los 90 [27].

Recientemente, se ha desarrollado una técnica de fijación pélvica anterior subcutánea (INFIX). Este fijador interno permite a los pacientes sentarse, darse vuelta en la cama y acostarse de lado sin los engorrosos aparatos externos ni sus complicaciones. El INFIX fue más rígido que la fijación externa tanto para la rigidez axial general como para la rigidez en la sínfisis púbica. Combinado con el supuesto beneficio de minimizar las complicaciones asociadas con la fijación externa convencional, INFIX puede ser una opción más preferible para la fijación pélvica anterior temporal en situaciones en las que de otro modo se podría haber utilizado la fijación externa [28].

Se trata de un par de tornillos supraacetabulares bilaterales conectados con una barra subcutánea (Figura 20). No es un tratamiento de urgencias en un paciente inestable, sino una técnica programada [28].

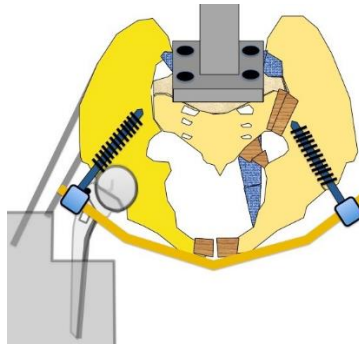


Figura 20. INFIX [28].

Para mejorar la estabilidad en la región posterior de la pelvis, se ha introducido el uso del C-clamp (Figura 21), que ejerce compresión directa sobre los elementos posteriores. Sin embargo, es importante señalar que su aplicación conlleva el riesgo de complicaciones [29]. Además, el C-clamp presenta desventajas relacionadas con su tamaño y peso considerables, lo que puede dificultar el manejo del paciente y limitar su uso.

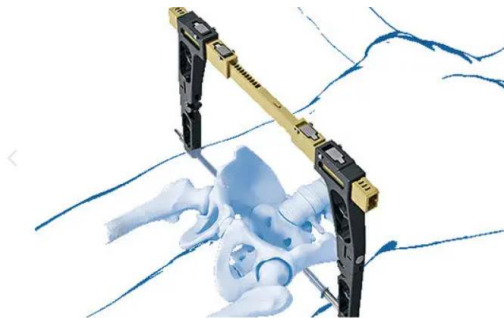


Figura 21. C-Clamp [29].

Con el propósito de mejorar la colocación de estos dispositivos de fijación, se han implementado modificaciones como el sistema ilustrado en la Figura 22. Este sistema se caracteriza por un enlace ajustable diseñado para lograr una estabilización pélvica rápida. La fijación del anillo pélvico se lleva a cabo utilizando tornillos autoperforantes que se insertan en la pelvis, junto con un conjunto de fijación compuesto por dos eslabones primarios conectados a través de una unidad de unión [30]. A pesar de que este sistema es más simple en comparación con el anterior, todavía puede resultar complicado de montar, ya que en algunos casos podría ser necesario utilizar más de un módulo del mismo,

lo que también puede añadir complejidad a los cuidados de enfermería proporcionados al paciente.

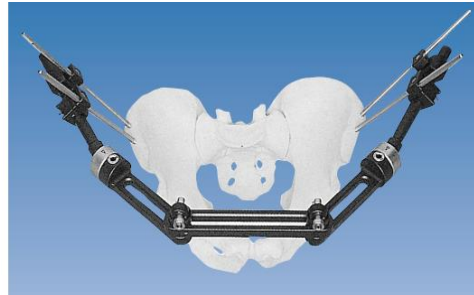


Figura 22. Sistema de fijación externa ajustable [24].

Se han descrito otros sistemas que implican la aplicación de compresión tanto en los elementos anteriores como en los posteriores de la pelvis. Uno de estos enfoques involucra el uso de un distractor femoral (Figura 23) como compresor pélvico anterior [31], aunque este método también presenta desafíos similares a los del C-clamp.

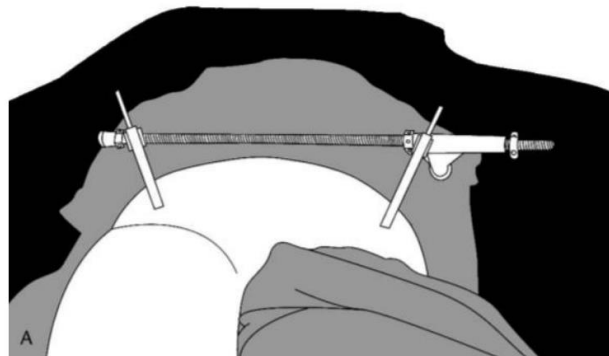


Figura 23. Sistema de fijación externa usando un distractor femoral [31].

Otro enfoque implica el uso de una estructura en forma de X [32], mostrado en la Figura 24, para aplicar un fijador externo convencional, lo que logra una compresión significativa. Sin embargo, este sistema no es capaz de mantener dicha compresión de manera efectiva al retirar la voluminosa estructura.

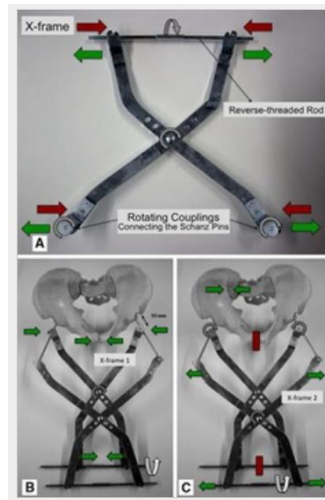


Figura 24. Sistema de fijación externa en forma de X [32].

2.4 Sistemas de Fijación Externa Pretensada.

Queipo de Llano y col., propusieron un fijador externo que produce compresión en todo el anillo pélvico, tanto en los elementos óseos anteriores como posteriores de la pelvis, dotándolo de potencial para mejorar el cierre del anillo fracturado y su estabilidad vertical. La propuesta realizada es una aplicación modificada de un fijador de barra curva convencional existente utilizando un tensor diseñado específicamente para pretensar la barra antes de su conexión a los tornillos de Schanz [33].

Pelvis artificiales (Sawbones Europe AB, Suecia) con roturas de la sínfisis y de la articulación sacroilíaca unilateral, que simulaban una fractura del anillo pélvico verticalmente inestable, fueron usadas para el estudio biomecánico que se realizó. Los materiales utilizados en dicho fijador externo fueron dos clavos de Schanz de Ø5 mm y 250 mm de longitud (SYNTHES, Oberdorf, Suiza), una barra semicircular de fibra de carbono Ø11 mm, 540 mm de luz) y un par de abrazaderas ajustables abiertas (Swiss 393,972) para conectar la barra a los clavos.

Para aplicar la deformación a la barra, se utilizó un dispositivo tensor especialmente diseñado (Figura 25), que da apoyo a la barra curva en dos puntos laterales ubicados simétricamente mientras que el punto central se desplaza, empujado por el actuador de tornillo. De esta forma, la barra queda pretensada.



Figura 25. Tensor utilizado para aplicar pretensión a la varilla: La barra curva permanece en dos puntos laterales ubicados simétricamente mientras que el punto central se desplaza, empujado por actuador de tornillo [33].

El proceso de montaje del sistema de fijación en el paciente se muestra en la Figura 26. Los pasos por seguir son los siguientes:

1. Se introduce en cada hemipelvis un clavo de Schanz supraacetabular.
2. Se monta la barra en el tensor.
3. Se aplica pretensión a la barra mediante el tornillo actuador.
4. Se reduce la fractura manualmente con ayuda de los clavos de Schanz. Con la barra montada en el tensor,
5. Se montan una abrazadera de conexión sobre cada clavo
6. Se fija la barra a los clavos apretando firmemente las abrazaderas.
7. Se retira gradualmente la deformación de la barra, desenroscando el tornillo actuador.

La barra intenta recuperar su forma comprimiendo la pelvis.

8. Se retira el tensor.

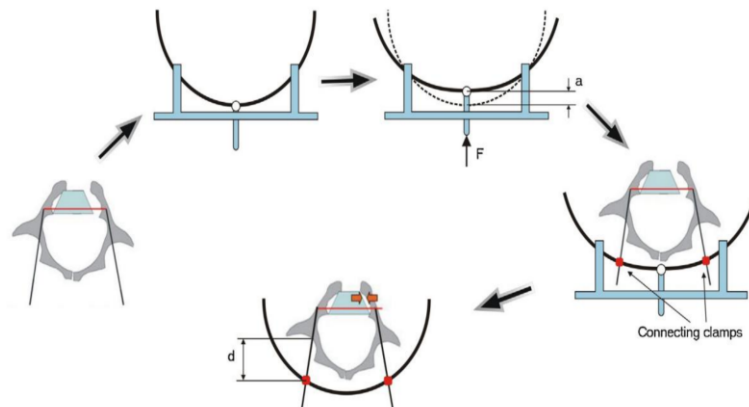


Figura 26. Proceso de Montaje del fijador externo pretensado [33].

En su trabajo, mostraron que la posterior liberación de la pretensión y la recuperación elástica de la barra produce compresión simultánea a través de la articulación sacroilíaca y la sínfisis en una pelvis con fractura inestable, mejorando así el cierre del anillo pélvico en comparación con la aplicación convencional sin pretensión del mismo fijador externo.

Para llevar a cabo este análisis, se emplearon seis modelos artificiales idénticos de anillos pélvicos (Figura 27), en los que se produjeron dislocaciones en la zona sacroilíaca y en la sínfisis para simular una fractura verticalmente inestable tipo Tile C.1 [34]. Cada espécimen se sometió a fijación mediante el fijador externo aplicado de forma convencional y pretensado. Utilizando sensores de presión piezoresistivos situados entre las dos superficies de fractura (Figura 27), midieron la fuerza de compresión generada por dicho sistema de fijación [33]. Adicionalmente, en el estudio se evaluó el impacto de dos variables en las fuerzas medidas: la distancia entre las abrazaderas de conexión barra-clavo y el punto de inserción del clavo en el hueso; y el nivel de pre-deformación de la barra.

En base a los datos recopilados, se pudo constatar el cierre del anillo pélvico, que es sometido a una compresión notable tanto en la fractura anterior como en la posterior. Así mismo, se comprobó que el nivel de compresión alcanzado entre las superficies de ambas dislocaciones está directamente relacionado con el grado de pre-deformación de la barra e inversamente relacionado con la distancia entre las articulaciones de fijación de la barra y el hueso. Por esta razón, resulta beneficioso aplicar la máxima pre-deformación posible y montar el sistema lo más cerca posible del paciente, siempre evitando el fallo del material de la barra y un nivel excesivo de compresión que pudiese causar dislocación en las superficies de fractura.



Figura 27. Construcción de fijación que muestra el tensor deformando la barra de fibra de carbono. Antes, se libera la tensión previa, los sensores Tekscan se colocan en las juntas rotas entre finas almohadillas elásticas [33].

El innovador fijador externo representa una propuesta interesante con un potencial estabilizador significativamente superior en comparación con sistemas convencionales previos. Aunque los parámetros estudiados han demostrado su innegable influencia, la consideración de otros factores relativos al montaje o los materiales utilizados pueden contribuir a la mejorar su acción compresora, lo que, a su vez, se espera mejore el nivel de estabilización conseguido con su aplicación.

Capítulo 3: Materiales y Técnicas Experimentales Empleadas.

3.1 Técnica de medida de parámetros del contacto.

El Laboratorio de Biomecánica del área de Ingeniería Mecánica de la UMA cuenta con el sistema I-Scan™ (Tekscan Inc., Boston, MA, EE. UU.) basado en tecnología piezo-resistiva.

La selección de esta tecnología frente a otras disponibles en el mercado se basó en criterios de resolución espacial, capacidad para realizar medidas dinámicas y versatilidad. El uso de películas sensibles a la presión (Fujifilm) se descartó por no permitir la realización de medidas dinámicas, requisito fundamental en muchas aplicaciones del laboratorio. Además, se han reportado errores de entre el 14% y el 28% en medidas *in vitro* de la rodilla [35] y se ha mostrado que las áreas de contacto recogidas con Fujifilm subestiman las reales [36]. Así mismo, el uso de cada sensor se limita a una sola aplicación y el procesado de la información recogida es tedioso. Por otro lado, comparando el sistema I-Scan™ con los sistemas basados en tecnología capacitiva comercializados en el momento de la adquisición del sistema para aplicaciones biomecánicas, los sensores capacitivos muestran menores errores en la medida de fuerza total, mejor capacidad de adaptación a superficies con curvatura considerable y, en general, se puede decir que sus características de medida son superiores [37]. Pero, los sensores capacitivos disponibles presentan como inconvenientes una menor resolución espacial, necesaria para poder captar los detalles de zonas articulares reducidas, un mayor espesor que los hace más intrusivos y suaviza las irregularidades impidiendo captar picos de presión localizados, y una presión máxima de trabajo limitada e inferior a la requerida para el análisis de muchas zonas articulares sometidas a cargas fisiológicas [37].

3.1.1 Descripción del sistema I-Scan.

El sistema I-Scan™ se compone de sensores fabricados mediante impresión en plástico de pinturas conductoras, un dispositivo que contiene la

electrónica para la adquisición de datos y software de adquisición y tratamiento de señal y postprocesado (Figura 28).



Figura 28. a) Sensor. b) Electrónica. c) Software del sistema I-Scan.

Existen diversas alternativas de cada uno de los componentes, conformando un sistema de gran versatilidad. En la actualidad, el Laboratorio de Biomecánica dispone de licencias para varios tipos de sensores.

Cada sensor está formado por dos láminas plásticas sobre las que hay impresas líneas de pinturas conductoras. Las láminas se superimponen de forma que sus respectivas líneas impresas quedan perpendiculares formando una rejilla en las que cada punto de intersección es un punto de medida o sensel. En este trabajo se utiliza el sensor modelo 5076 (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..a**) que contiene 1936 sensels distribuidos en un área de 83.8mm x 83.8 mm.

3.1.2 Preparación del sensor para la medición.

Dado que el espesor de la lámina que constituye el sensor es muy pequeño, es fácil que resulte dañado si las superficies en contacto no son lisas o presentan impurezas que pueden punzarlo, o si se producen arrugas en su inserción debido a que las superficies presentan curvaturas elevadas o a la aplicación de cargas tangentes al contacto. Para evitar daños al sensor, suele ser útil protegerlo aplicando láminas plásticas finas.

Siguiendo las instrucciones del manual de uso del sistema I-Scan (Tekscan 2006), para el correcto funcionamiento del sensor es necesario prepararlo mediante un procedimiento que incluye los siguientes pasos:

1. Acondicionamiento previo sometándolo a entre 3 y 5 repeticiones de carga hasta valores similares a los que experimentará durante la medida, y descarga. Para esto se hará uso de la máquina de ensayos disponible, Ibertest modelo MINITEST-10/250 (Figura 29).



Figura 29. Sensor I-Scan sometido a una carga con Máquina de ensayos Ibertest.

2. Ajuste de sensibilidad. La sensibilidad debe ser la máxima posible para obtener la máxima precisión en la medida sin perder información por saturación. Para ello, una vez acondicionado se aplica en condiciones similares a las del ensayo una carga similar a la máxima de trabajo prevista y la sensibilidad del sensor se ajusta de forma que ningún sensel esté saturado para no perder información de la carga que recibe (Figura 30).

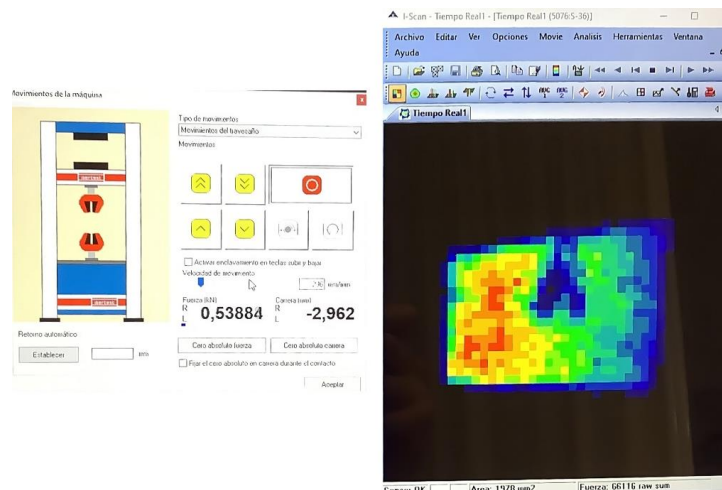


Figura 30. Ejemplo Carga Mínima a la que ocurre la saturación.

3. Calibración. Este es el procedimiento mediante el cual es posible transformar las lecturas eléctricas del sensor en valores de presión. La calibración debe realizarse después de haber ajustado la sensibilidad al valor adecuado. El software I-Scan incluye dos posibles algoritmos de calibración, lineal y potencial. Se recomienda realizar las medidas inmediatamente después de la calibración, pues se ha visto que en sensores almacenados durante 1 semana la fuerza medida decreció en un 3.4% [38].

El algoritmo lineal ajusta una recta entre la señal recogida para un determinado nivel de carga aplicada y carga nula. La carga aplicada debe ser similar a la máxima esperada.

El algoritmo potencial, más preciso, ajusta la curva de calibración para que pase que por 3 puntos: carga nula, carga baja (aproximadamente un 25-30% de la máxima de trabajo) y carga alta (aproximadamente un 70-75% de la máxima de trabajo). Este algoritmo tiene en cuenta la no linealidad inherente a la señal de este tipo de sensores en el rango comprendido por los valores de carga aplicados. Este será el algoritmo de calibración que se usará a lo largo del trabajo (Figura 31).

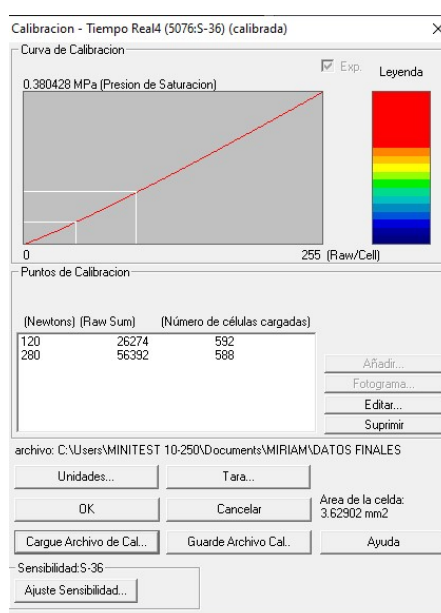


Figura 31. Ajuste de calibración por método exponencial.

Además, los datos recogidos se pueden exportar sin calibrar a un programa externo y se les puede aplicar un algoritmo de calibración de diseño específico por el usuario. Se ha demostrado que aumentando el número de puntos de calibración de 3 a 11 la precisión aumentó considerablemente y redujo la desviación en las medidas del 14% al 4% [51] [39].

En caso de que sea necesario aplicar láminas protectoras al sensor, los pasos anteriores deben realizarse incluyéndolas para poder interpretar correctamente las lecturas obtenidas. Para los estudios realizados en este trabajo, en el momento de calibración de los sensores se usan unas delgadas almohadillas elásticas (1,5 mm de espesor) que cubrían ambas superficies del sensor.

3.2 Máquina de Ensayos.

Los ensayos se realizaron en la máquina de ensayos MINITEST-10/250-MD2i (Ibertest Advanced Testing Solutions, Madrid, España) del Laboratorio de Biomecánica Clínica de la Universidad de Málaga situado en la Escuela de Ingenierías Industriales. Es una máquina universal uniaxial, para ensayos cíclicos o ensayos de tracción/ compresión.

Algunas características destacables de dicha máquina son:

- Capacidad de 10 KN en carga estática y de +-5 KN en carga cíclica.
- Campo de medida: de 40 N a 10 kN.
- Clase 0,5 según EN ISO 7500-1.
- Servocontrol en Fuerza (N/s) y Desplazamiento o Carrera (mm/min) seleccionable por el usuario.
- Velocidad en desplazamiento: de 0,1 a 2400 mm/min. Velocidad en carga: de 5 a 500 N/s.
- Frecuencia máxima / amplitud (a velocidad máxima): 1 Hz / +10 mm.

Los componentes que la forman pueden clasificarse en cuatro conjuntos bien diferenciados según su función: sistema mecánico y eléctrico, electrónica de control, sistemas de agarre y software.

- Sistema mecánico y eléctrico.

Consta de Marco de ensayos de sobremesa, compuesto por una placa base ranurada (4 ranuras en T), 2 columnas laterales y un travesaño superior, fijado a las columnas mediante tornillos con par de apriete controlado (Figura 32). El travesaño superior es regulable en altura, a través de las columnas, mediante 2 actuadores electromecánicos, de 500 mm de carrera (previamente los tornillos de bloqueo deben ser aflojados y, una vez situado el travesaño a la altura elegida, volver a dar el par de apriete necesario a los tornillos de bloqueo).

En el travesaño fijo se monta un actuador lineal IBMC-100 de 200 mm de carrera, con su correspondiente servomotor, reductor y variador de velocidad, capaz de alcanzar una velocidad máxima de 2400 mm/min. En el extremo del vástago del actuador se monta una célula de carga de fatiga, de bajo perfil, universal, HBMU10M y, en serie con ella, el anclaje para los diferentes dispositivos de ensayo (Figura 32).

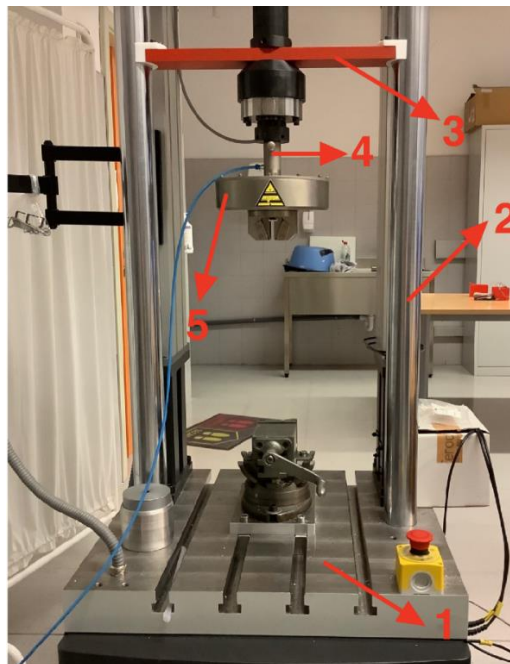


Figura 32. MINITEST-10/250-MD2i. 1: Placa base ranurada. 2: Columnas laterales. 3: Travesaño superior. 4: Actuador Lineal IBMC-100. 5: Célula de carga de fatiga HBMU10M.

- Electrónica de control.

La Electrónica de control MD2i es totalmente independiente del ordenador, actúa como periférico, al que se conecta vía USB o Ethernet (Figura 33.a). Algunas características principales son:

- Microprocesador interno Vortex a 800 MHz.
- Frecuencia de cierre de lazo de control: 2,5 KHz.
- Frecuencia de muestreo: hasta 2,5 KHz.
- Resolución real: +10.000.000 de puntos.
- Hasta 4 canales de medida (1 digital para desplazamiento, 1 extensométrico para la célula de carga y 2 ranuras libres para ampliaciones futuras).
- Entradas / salidas analógicas adicionales (Figura 33.b): caja con 4 entradas analógicas +10V a 24 bits y 4 salidas analógicas +10V a 16 bits con conectores BNC y cable de conexión a una de las ranuras libres de la electrónica de control MD2i.
- Posibilidad de conexión a equipos externos de HBM tipo Quantum de 4, 8 o 16 canales, para aplicaciones diversas, mediante librerías específicas (DLL's).
- Todos los canales son síncronos y simultáneos.



Figura 33. a) Módulo MD2i, en caja de seguridad, para integrar en el bastidor o en el cuadro eléctrico de la máquina de ensayos. b) Señales analógicas del sistema de control.

- Sistemas de agarre.

Cuenta con un sistema de agarre ajustable en función del espécimen sometido a ensayo, en este caso, para la correcta sujeción y colocación de la pelvis simplificada y la pelvis sintética:

- Mordaza inferior con tres ejes de giro perpendiculares (Figura 34).

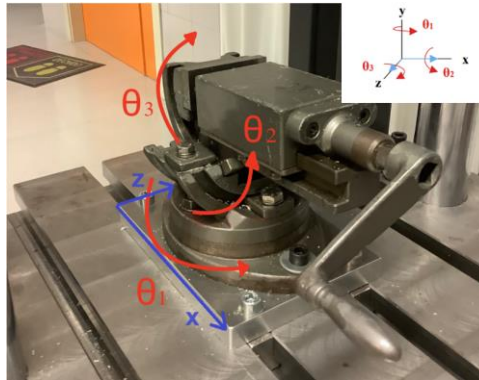


Figura 34. Mordaza inferior con 3 ejes de giro perpendiculares (OXYZ).

- Mordaza superior: IBS1302-10 BP6 (Figura 35). Juego de mordazas (4 piezas) con dentado piramidal, para probetas planas (prismáticas) de 0 a 6 mm de espesor. Superficie de amarre: 33 x 40 mm (longitud x anchura).

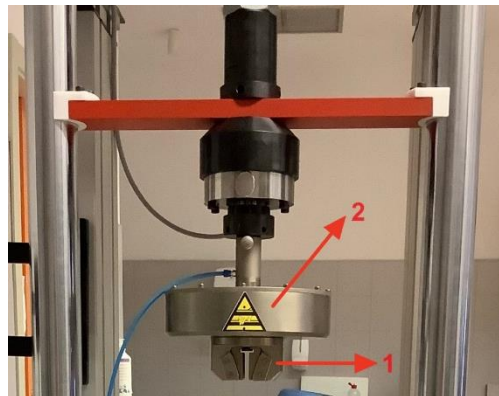


Figura 35. 1: Mordaza superior. 2: Célula de carga.

- Juego de pedales para accionamiento del cierre / apertura de mordazas. Incluye mangueras y racores de conexión (Figura 36).



Figura 36. Juego de pedales para accionamiento del cierre/apertura de mordazas.

- Software.

Hace uso del paquete de software WINTEST DM (Figura 37), para ensayos dinámicos (cíclicos o de fatiga). Los tipos de onda que puede programar son rampa, seno, triangular, trapezoidal, diente de sierra, diente de sierra invertido, cuadrada, rectangular, etc. También cabe la posibilidad de superponer 2 tipos de onda (solo para función senoidal) y de enlazar diferentes tipos de onda.

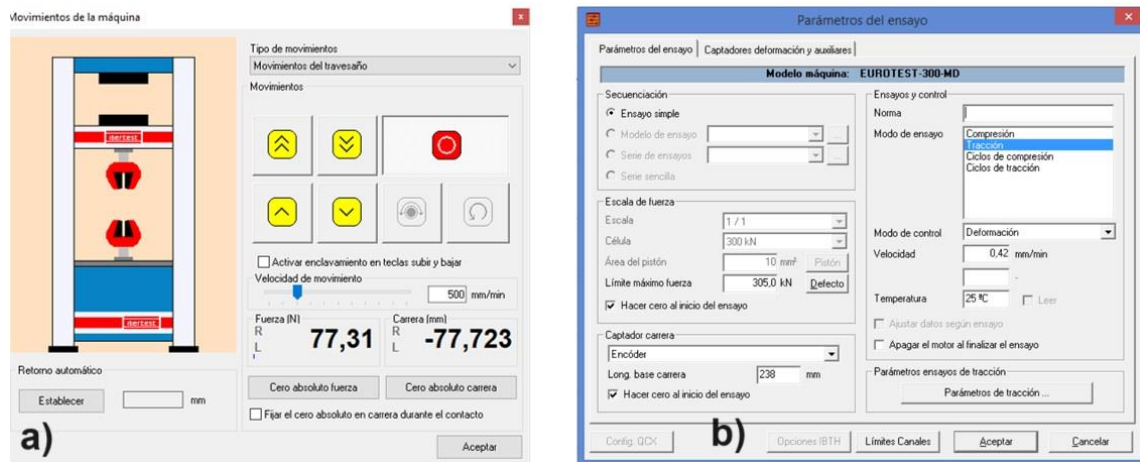


Figura 37. Software Wintest. a) Ventana control de movimiento de la máquina. b) Ventana de configuración de los parámetros de ensayo.

Capítulo 4: Caracterización experimental de los factores determinantes en el montaje del fijador externo pretensado.

La gestión efectiva de las fracturas inestables del anillo pélvico es un desafío clínico significativo debido a la complejidad anatómica y la necesidad de estabilidad ósea. En este capítulo, se presenta una exhaustiva exploración de la caracterización experimental de los factores que influyen en el montaje del innovador fijador externo pretensado, para el tratamiento de fracturas verticalmente inestables del anillo pélvico.

La comprensión y caracterización de estos factores es de vital importancia para definir la efectividad de esta técnica médica, que tiene como objetivo lograr una compresión adecuada y controlar el sangrado venoso en casos de fracturas pélvicas. Esta fuerza de compresión es un parámetro fundamental para estabilizar la pelvis en el tratamiento de estas fracturas y lograr la recuperación óptima del paciente.

A lo largo de esta sección, se abordarán detalladamente una serie de factores seleccionados por su capacidad potencial para influir en la fuerza de compresión obtenida mediante el fijador externo pretensado. Así mismo, se describirá de forma pormenorizada el procedimiento experimental empleado. Cada uno de estos factores será evaluado experimentalmente para caracterizar su influencia y establecer su relevancia en el montaje del dispositivo. Finalmente, una vez terminadas las pruebas y recopilados los datos, se concluye identificando los factores que demostraron tener el mayor impacto en la fuerza de compresión, optimizando de esta forma el fijador externo pretensado.

Este análisis no se limita a la teoría, sino que busca aplicar conocimientos prácticos en la atención clínica de fracturas pélvicas complejas. El objetivo final es establecer un modelo de montaje óptimo basado en los hallazgos de esta investigación, lo que podría mejorar significativamente la práctica médica y la calidad de vida de los pacientes con estas lesiones.

4.1 Procedimiento experimental.

El procedimiento experimental llevado a cabo en esta investigación se diseñó meticulosamente para caracterizar y comprender los factores determinantes que influyen en el montaje del fijador externo pretensado previamente descrito [33] para el tratamiento de fracturas verticalmente inestables del anillo pélvico. La metodología empleada garantiza la precisión y la fiabilidad de los resultados, sentando las bases para futuras aplicaciones clínicas.

4.1.1 Pre-deformación de 30 mm.

En el marco de este estudio experimental, se aplicó una pre-deformación 'a' de 30 mm (Figura 38) en la barra de fibra de carbono como parte del procedimiento de montaje del fijador externo pretensado [33].

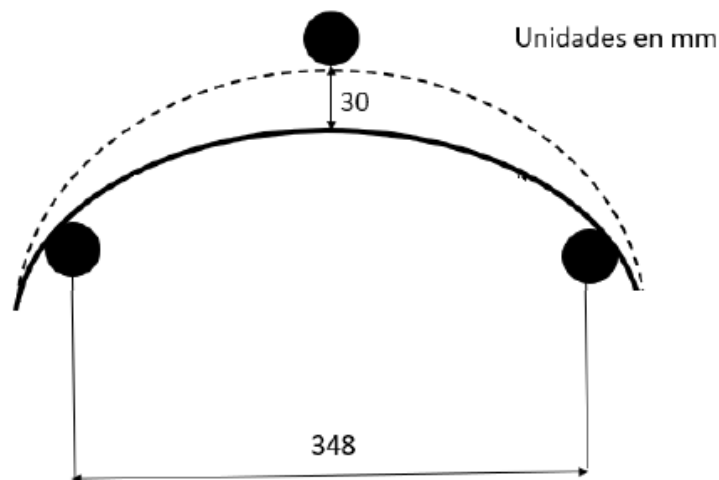


Figura 38. Boceto de la barra curva sometida a deformación elástica previa al montaje.

La magnitud de pre-deformación aplicada de 30mm se seleccionó como un nivel seguro para evitar el fallo de la barra ante pretensados repetitivos. La fuerza aplicada por el actuador sobre la barra para alcanzar este nivel de deformación superó los 1350N en un estudio experimental llevado a cabo en un

trabajo anterior [40], para caracterizar las propiedades mecánicas de la barra (Figura 39).

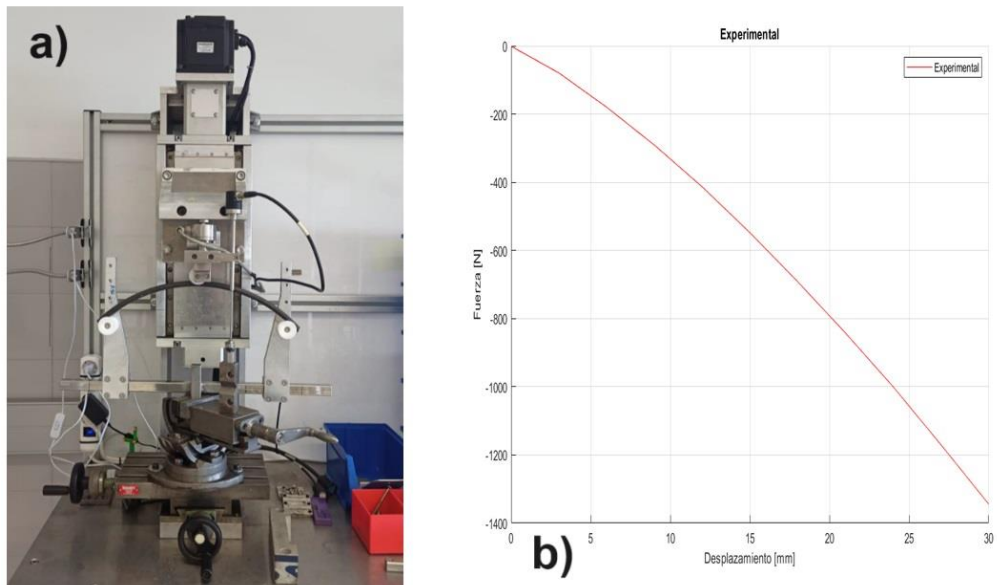


Figura 39. a) Montaje experimental para caracterizar las propiedades mecánicas de la barra de fibra de carbono. b) Curva característica obtenida [40]

Según se obtuvo en dicho trabajo, el esfuerzo máximo alcanzado en la barra en estas condiciones vale entorno a 635MPa (Figura 40).

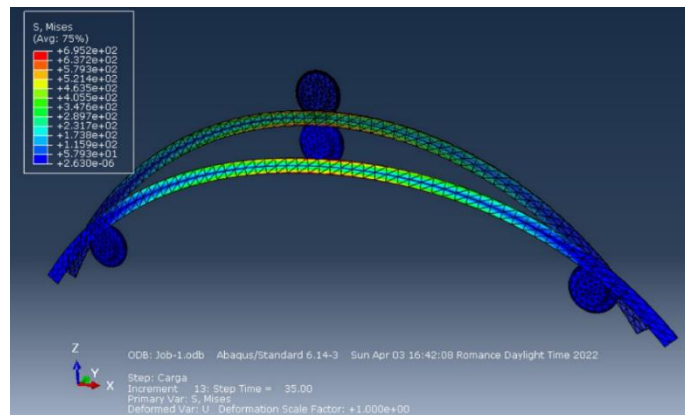


Figura 40. Esfuerzos elásticos en la barra de carbono para un desplazamiento de 30mm del punto medio [40].

Este valor de pre-deformación se mantuvo fijo en todos los montajes que se investigaron en el estudio, lo que permitió eliminar su influencia del análisis comparativo del efecto de los diferentes factores seleccionados en las fuerzas de compresión generadas.

4.1.2 Utilización de pelvis simplificada.

Para llevar a cabo este estudio, se optó por utilizar una simplificación de la pelvis en lugar de pelvis sintéticas completas (Figura 41.a).

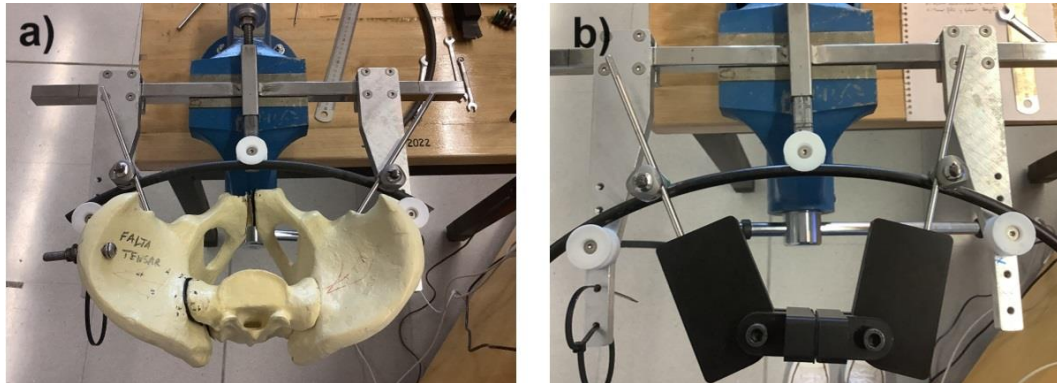


Figura 41. Montaje del fijador externo pretensado (a) con pelvis sintética; (b) con pelvis simplificada.

Las piezas simplificadas de la pelvis (Figura 41.b) se definieron para simular de forma controlable y reproducible el efecto compresor de la aplicación de la barra pretensada en los elementos posteriores del anillo pélvico. A diferencia del estudio de Queipo de Llano, en el cual se utilizaron pelvis sintéticas completas, la elección de esta simplificación permitió llevar a cabo los montajes necesarios para evaluar los factores seleccionados. Esta simplificación fue fundamental para obtener resultados fiables y significativos, además de facilitar el proceso de estudio.

Las piezas diseñadas en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad de Málaga utilizando el software SolidWorks (Figura 42), se produjeron mediante una impresora 3D. Estas piezas simplificadas están hechas de ácido poliláctico (PLA), un material orgánico y renovable que ofrece una experiencia de impresión 3D sencilla, con fiabilidad y buena calidad superficial.

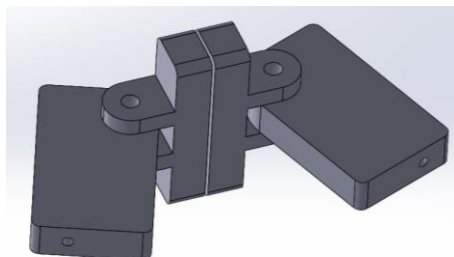


Figura 42. Pelvis Simplificadas en Solid Works.

El PLA utilizado en este estudio es seguro y adecuado para una amplia gama de aplicaciones, lo que lo hace ideal para nuestros propósitos. Ofrece una buena resistencia a la tracción y calidad superficial, lo que facilita el trabajo a altas velocidades de impresión y permite la creación de piezas de alta resolución.

Estas piezas sustituyen a las hemipélvis en el montaje, estando provistas de orificios roscados mecanizados en los que se introducen los clavos de Schanz. Una vez preparado el conjunto de las 2 piezas con sus respectivos clavos insertados, se procede al montaje del fijador controlando los distintos parámetros a analizar.

4.1.3 Medición de la fuerza de compresión.

Para llevar a cabo la medición de la fuerza de compresión en el contexto de este estudio, se empleó un sensor piezo-resistivo del sistema I-Scan™ (modelo 5076, Tekscan Inc., Boston, MA, EEUU), previamente descrito en detalle en el punto 3.1.1. Este sensor posee características fundamentales que lo hacen idóneo para medir las fuerzas de contacto, y su ubicación estratégica entre las piezas simplificadas de la pelvis permitió una recopilación precisa y en tiempo real de las fuerzas de compresión durante la aplicación del fijador externo pretensado. A continuación, se describen los pasos específicos para realizar esta medición:

- 1. Preparación del Sensor:** El paso previo a la realización de las mediciones en cada ensayo es el correcto acondicionamiento y calibrado del sensor, según el procedimiento explicado en el punto 3.1.2.
- 2. Protección contra Saturación:** Para evitar la saturación debida a la presión excesiva producida en los puntos de contacto duros, se colocan finas almohadillas elásticas (1,5 mm de espesor) que cubren las superficies centrales provistas para simular la fractura y en las que se producirá el contacto de las piezas de las pelvis simplificadas.
- 3. Ajuste de pre-deformación:** Se monta la barra en el tensor y se le aplica una pre-deformación de 30 mm a la barra curva. Este parámetro será fijo en todos los ensayos.

- 4. Conexión de la barra:** Con la barra montada en el tensor y manteniendo la pre-deformación aplicada, se montan las 2 rótulas sobre la barra de forma simétrica respecto al centro de la misma a una distancia predefinida. A continuación, se conecta a cada rótula el clavo conectado a la pieza correspondiente a la hemipelvis simulada, y se ajusta manualmente la disposición de las piezas para que, manteniendo la distancia entre rótulas, coincidan sus superficies de contacto. En esta posición se procede al apriete firme de las rótulas.
- 5. Inserción del Sensor:** Para facilitar la inserción del sensor entre las piezas de las pelvis simplificadas, se incrementa ligeramente la pre-deformación, aproximadamente a 35 mm, permitiendo así que las piezas se separen lo suficiente para acomodar el sensor. La posición del sensor respecto a las superficies es fija, para permitir la interpretación de posibles cambios en la distribución de presiones de contacto ocasionados por las variaciones de los parámetros de montaje seleccionados (Figura 43).
Nota: Esta operación separa las superficies de la fractura simulada sin modificar la fuerza de compresión que se obtiene al soltar la pre-deformación, dado que se realiza tras el apriete firme de las rótulas.
- 6. Restauración de la pre-deformación:** Una vez que el sensor está en su posición adecuada, se manipula el actuador para retirar de forma controlada la pre-deformación aplicada a la barra. Finalmente, se aparta el tensor
- 7. Medición de Fuerza:** La medición de la fuerza se lleva a cabo cuando se elimina por completo la deformación, es decir, cuando se libera la tensión previa. La toma de datos se realiza tras un periodo de 2 minutos, para permitir la estabilización de la señal del sensor, que sufre ligeras variaciones debidas a la viscoelasticidad del material de las almohadillas elásticas descritas en el paso 2. Para comprobar la repetibilidad de las medidas obtenidas, este procedimiento se aplica 3 veces con cada montaje realizado variando los parámetros seleccionados.

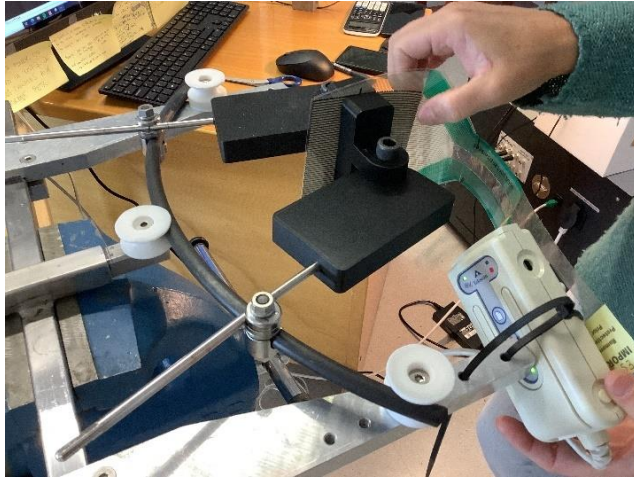


Figura 43. Sensor insertado entre la pelvis simplificada.

4.1.4 Presentación y tratamiento de datos.

En este apartado, se describe el enfoque y la metodología utilizados para organizar y presentar los datos recopilados en el estudio. Los datos se presentarán en tablas que muestran los resultados de las tres pruebas realizadas para cada factor seleccionado, junto con las medias y desviaciones estándar correspondientes. Cada tabla estará etiquetada y organizada de manera que sea fácil de interpretar y relacionar con los factores específicos evaluados. El tratamiento de los datos incluirá el cálculo de las medias y, en caso necesario, la determinación de cualquier otro parámetro relevante para el análisis de los resultados. Esta presentación de datos es esencial para proporcionar una visión clara y completa de las relaciones y tendencias observadas en el estudio, lo que facilitará la interpretación de los resultados y la formulación de conclusiones significativas.

4.2 Factores que influyen en la fuerza de compresión obtenida.

En este apartado, se profundizará en elementos que se consideran fundamentales en su incidencia en la fuerza de compresión lograda al montar el fijador externo pretensado, un dispositivo de vital importancia en el tratamiento de fracturas verticalmente inestables del anillo pélvico. La complejidad

anat6mica de esta regi6n y la necesidad de una estabilidad 6sea s6lida hacen que el conocimiento de estos factores sea esencial.

En un trabajo anterior, se analizaron la influencia del nivel de pre-tensi6n aplicado a la barra y la distancia de conexi6n de la barra respecto al punto de inserci6n en el hueso [33]. Sin embargo, otros factores pueden contribuir a mejorar los resultados del sistema en t6rminos de la magnitud de la fuerza de compresi6n transmitida al anillo p6lvico. Espec6ficamente, los factores seleccionados para el an6lisis minucioso de su influencia, por su claro potencial son: el material de la barra, el tipo de r6tula utilizado, el di6metro del clavo de Schanz empleado, la longitud de inserci6n del clavo en la pelvis, y la distancia entre las r6tulas. Adem6s, se describir6n detalladamente los materiales utilizados en estos componentes, destacando sus propiedades y aplicaciones espec6ficas. Este an6lisis permitir6 comprender c6mo estos factores interaccionan y afectan a la eficacia del dispositivo, allanando el camino para futuras mejoras y avances en la atenci6n a pacientes con fracturas p6lvicas complejas.

4.2.1 Material Utilizado para la barra.

Una de las consideraciones fundamentales en el montaje del fijador externo pretensado para el tratamiento de fracturas del anillo p6lvico es la elecci6n del material utilizado en la barra principal del dispositivo, que debe presentar las siguientes caracter6sticas:

- Elasticidad suficiente para permitir su pre-deformaci6n, pero presentando rigidez suficiente para mantener la fuerza de compresi6n entre las superficies de fractura.
- Resistencia a la flexi6n elevada, tanto est6tica como ante cargas repetitivas.
- Transparencia a los rayos X, para permitir exploraciones radiol6gicas.
- Ligereza, para facilitar los cuidados y movilizaci6n del paciente, y contribuir a su bienestar.

En este contexto, se han evaluado dos opciones principales disponibles y aprobadas para su aplicación clínica: la barra de fibra de carbono y la barra de fibra de vidrio. Cada uno de estos materiales posee características únicas que influyen en la fuerza de compresión obtenida durante el montaje y, por lo tanto, en la efectividad del fijador externo:

- **Barra de Fibra de Carbono Curvada:** Esta barra tiene un diámetro de 11 mm y una longitud de 540 mm. Fue suministrada por Synthes (Oberdorf, Suiza). La elección de esta barra de fibra de carbono se basa en sus propiedades excepcionales de rigidez y capacidad de pre-deformación, lo que puede traducirse en una mayor fuerza de compresión. Su naturaleza liviana también contribuye a la comodidad del paciente y facilita el proceso de montaje.
- **Barra de Fibra de Vidrio Curvada:** Esta barra también tiene un diámetro de 11 mm, pero con una longitud de 500 mm. Se identifica con la referencia 00-5202-020-50 del sistema XTRAFIX (Zimmer Biomet Spain S.L.U, Barcelona, España). La barra de fibra de vidrio se seleccionó por su resistencia a la tracción y durabilidad. Sin embargo, la fibra de vidrio puede tener una elasticidad limitada en comparación con otros materiales, lo que podría influir en la cantidad de compresión lograda.

El Área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga llevó a cabo un estudio experimental previo que comparó las propiedades biomecánicas de ambas barras utilizadas en el fijador externo pretensado (Figura 44). En este estudio se obtuvo la curva experimental Fuerza-deformación, de cada barra en las mismas condiciones que las aplicadas con el tensor (Figura 45). Los resultados de este estudio proporcionaron una base sólida para la selección de materiales en el diseño del dispositivo.

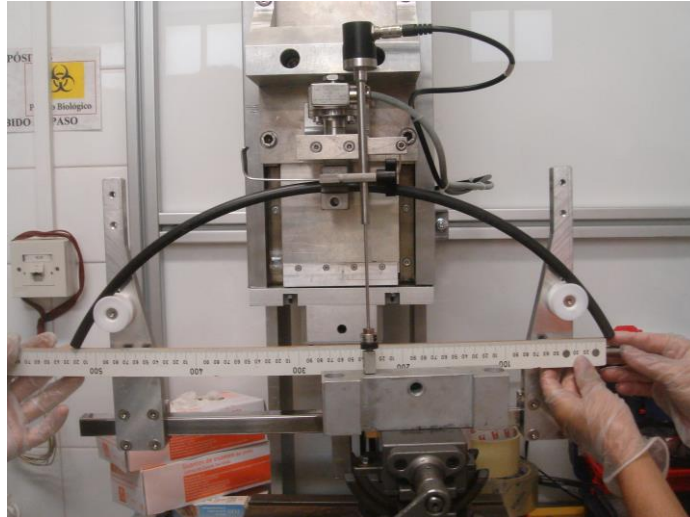


Figura 44. Estudio comparativo de la barra de fibra de carbono y la de fibra de vidrio realizado por el departamento de Ingeniería Biomecánica de la Universidad de Málaga.

Se llegó a la conclusión de que, para una deformación elástica específica, la barra de fibra de carbono necesita la aplicación de una fuerza considerablemente mayor que la barra de fibra de vidrio (Figura 45).

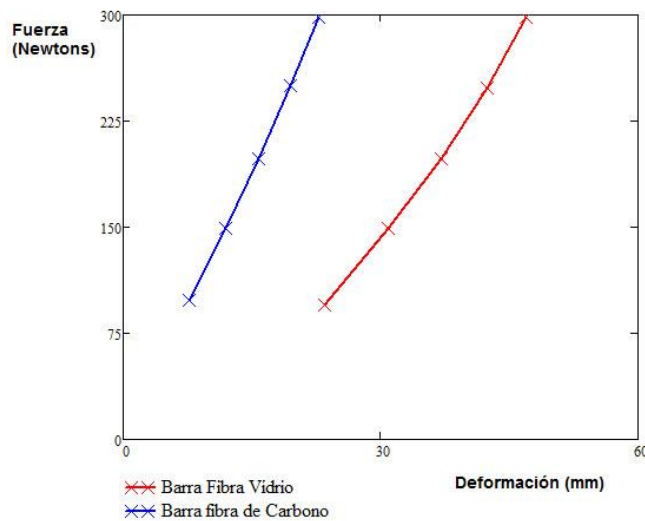


Figura 45. Gráfica comparativa deformación-fuerza de la barra de fibra de carbono y la de fibra de vidrio.

En consecuencia, se espera que la fuerza de compresión generada por recuperación elástica tras liberar la deformación sea superior con la barra de carbono, lo que, de confirmarse podría ser un factor importante para elegirla en el montaje del fijador externo. Para constatar este extremo, se realiza el montaje con ambas barras en los siguientes apartados.

4.2.2 Tipo de rótula.

Al igual que en el caso de la elección del material para la barra, la selección del tipo de rótula es un factor de gran relevancia en el montaje del fijador externo pretensado, debido a que cualquier pérdida en el agarre de la barra y/o el clavo o en la fijación de los elementos que la componen, supondría una pérdida de la fuerza de compresión transmitida por el sistema a la pelvis.

En este apartado, se explorarán las opciones disponibles y su impacto en la efectividad del dispositivo:

- **Rótulas Stryker (4922-1-020) (Stryker Iberia SL, Madrid, España):** Estas rótulas están diseñadas para su uso en traumatismos agudos, ortopedia de control de daños y fijación definitiva. Son conocidas por su versatilidad, ya que son simples, rápidas, precisas y adaptables para muchos tipos de pacientes, independientemente de su tamaño o constitución.

Las piezas de acoplamiento en estas rótulas están diseñadas para encajar en una variedad de barras con diámetros de Ø5, Ø8 u Ø11 mm y clavos de Schanz con diámetros de Ø4, Ø5 o Ø6 mm (Figura 46). Para fijarlas a los diferentes elementos conectados, solo se requiere apretar un único tornillo. Además, las piezas de los acoplamientos están codificadas por colores para facilitar su identificación y uso (gris/verde).



Figura 46. 2 rótulas Stryker (4922-1-020).

- **Rótulas Synthes 393.972 (SYNTHES, Oberdorf, Switzerland):** Estas rótulas, más pequeñas y simples que las anteriores, se caracterizan por

la necesidad de un ajuste manual doble (superior e inferior) para fijarlas a diferentes barras y clavos, lo que implica el apriete de dos tornillos para lograr la configuración adecuada y una adaptación menos conforme a la geometría de los elementos conectados (Figura 47). Son los elementos de conexión que se utilizaron en el sistema pretensado original, por lo que se requiere comprobar si su efectividad ha sido superada con el uso de los nuevos modelos, cuya aplicación es más sencilla.



Figura 47. 2 rótulas Swiss (393,972).

4.2.3 Diámetro del clavo de Schanz.

El diámetro del clavo de Schanz es un elemento crucial en el diseño del fijador externo pretensado, ya que es un elemento implicado directamente en la transmisión de la fuerza de compresión al anillo pélvico, por lo que sus propiedades mecánicas, particularmente su rigidez a flexión y su resistencia a la fluencia, impactan directamente en la estabilidad y resistencia del dispositivo.

En este apartado, se examinarán detalladamente dos variantes de clavos de la misma longitud 250mm (longitud roscada 80mm), ambas suministradas por Synthes (Oberdorf, Switzerland):

- Clavo de Schanz Ø 6.00 mm L 250/80 mm.
- Clavo de Schanz Ø 5.00 mm L 250/80 mm.

Cabe mencionar que, debido a que las piezas diseñadas para simplificar la pelvis llevan mecanizado el orificio de inserción de los clavos, para la realización de este estudio fue necesario fabricar 2 pares de piezas con orificios de distinto diámetro acordes a los clavos a insertar. En la Figura 30 se muestran

las piezas fabricadas para la inserción de clavos de 5mm que, por lo demás, tienen un diseño idéntico a las mostradas en la Figura 48.



Figura 48. Pelvis simplificada con orificio para Clavos de Schanz \varnothing 5.00 mm.

4.2.4 Distancia barra-punto de inserción del clavo de Schanz.

En este apartado, se presentarán tres configuraciones de distancia, 'c', del hueso al punto de inserción del clavo de Schanz en la pelvis: 5 cm, 7 cm y 9 cm. Estas distancias servirán como variables para el posterior análisis de cómo influyen en la fuerza de compresión (Figura 49).

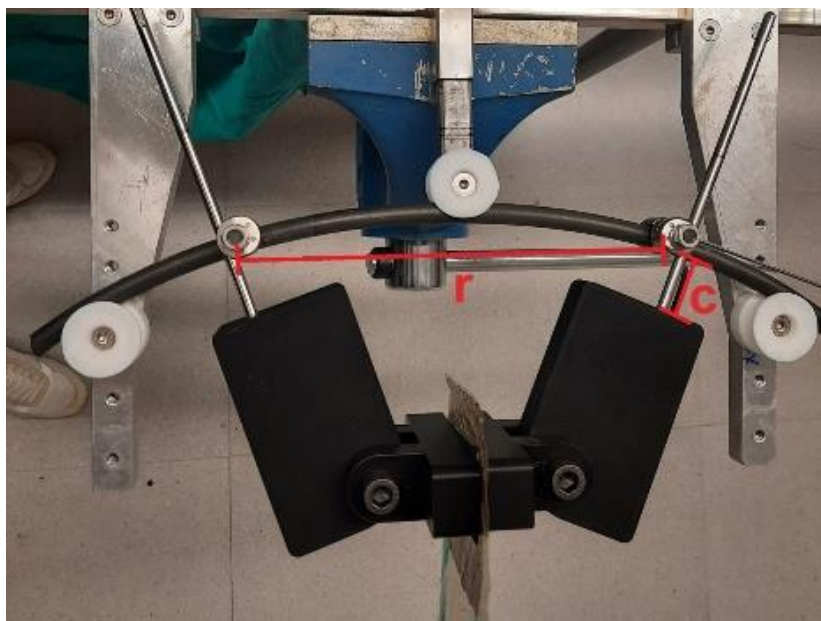


Figura 49. Fijador externo pretensado. 'r': distancia entre rótulas y 'c': distancia inserción del clavo.

4.2.5 Distancia entre rótulas.

En este apartado, se destacará la particularidad de que, en contraste con las situaciones clínicas reales donde la distancia entre las rótulas es una variable

incontrolable que depende de la estructura pélvica única de cada paciente, este estudio permite manipular y ajustar esta distancia de manera precisa.

Se investigará minuciosamente cómo la variación de esta distancia, y por tanto de la anatomía de cada paciente en particular, influye en la fuerza de compresión generada por el fijador externo pretensado, específicamente en distancias de 21, 25 y 29 cm entre las rótulas ('r') (Figura 49).

4.3 Estudio experimental de la influencia en la fuerza de compresión.

En esta sección, se presentan los resultados experimentales obtenidos al variar los factores seleccionados para analizar su influencia en la fuerza de compresión generada durante el montaje del fijador externo pretensado. Los datos recopilados mostrarán si existen diferencias importantes en la fuerza de compresión entre las distintas variantes de cada factor. A través de tablas y gráficos, se ilustrará de manera clara cómo estas variantes afectan a la efectividad del dispositivo. Este análisis permitirá identificar para cada parámetro cuál de las opciones estudiadas produce la fuerza de compresión mayor, lo que es esencial para la futura optimización del diseño del fijador externo y su aplicación en pacientes con fracturas pélvicas complejas.

En el proceso de optimización y rediseño del fijador externo pretensado, para el análisis comparativo se parte de configuración base consistente en el uso de una barra de fibra de carbono, rótulas Stryker, dos clavos de Ø6 mm, una distancia de conexión de la barra al punto de inserción de los clavos en las semipelvis simuladas de 5 cm y una distancia entre rótulas de 25 cm.

En el proceso de análisis, se va variando cada parámetro de forma individual, manteniendo el resto inalterados. De esta forma, se analiza la influencia de cada parámetro de forma aislada, lo que permite identificar su efecto específico sobre la fuerza de compresión generada

Finalmente, se presentan las conclusiones derivadas de este análisis detallado, que permiten tomar decisiones informadas y estratégicas en la optimización del diseño del fijador.

4.3.1 Resultados y discusión.

Los resultados detallados obtenidos en el estudio experimental llevado a cabo se pueden consultar en el ANEXO A. En la Tabla 1 se muestra un resumen de las fuerzas de compresión medias obtenidas en las distintas configuraciones del montaje analizadas:

	Fuerza Compresión (N)								Valor p	
	Configuración	Barra	Rotula	Diametro clavo	Distancia rotula-hueso	Distancia entre rótulas	Media	Desviación estándar	Diferencia de F compresión (%) [§]	Comparación con config. base
Variaciones	Fibra Carbono	Stryker	6mm	5cm	21cm	150,07	2,17			
	Fibra vidrio					134,71	4,08	-10,24	0,036*\$	
		Synthes				101,69	8,47	-32,23	0,021*\$	
			5mm			117,24	8,30	-21,87	0,029*\$	
				7cm		111,63	2,30	-25,61	0,016*\$	0,067*\$
				9cm		97,17	1,19	-35,25	0,001*\$	
					25cm	159,20	7,50	6,09	0,942\$	0,133*\$
				29cm	190,20	6,20	26,74	0,038*\$		

&% respecto a la configuración base.
valores $p < 0.05$ se consideran significativos; * diferencia significativa test t-student; \$ valor p calculado con corrección de Bonferroni para comparaciones entre 3 grupos;

Tabla 1. Comparación de la fuerza de compresión teniendo en cuenta distintas variantes de factores determinantes del fijador externo pretensado.

A continuación, se exponen las observaciones más relevantes referentes a cada parámetro.

4.3.1.1 Análisis del efecto de cada parámetro.

- **Tipo de barra.**

La fuerza de compresión obtenida en los montajes con las barras de fibra de carbono y fibra de vidrio se analizó minuciosamente. Tras realizar tres pruebas de montaje para cada tipo de barra y calcular el promedio de las fuerzas de compresión, se observó que la barra de fibra de carbono logró una fuerza promedio de 150,07 N, mientras que la barra de fibra de vidrio obtuvo una fuerza promedio de 134,70 N (Tabla 1).

Estos resultados concuerdan con las características biomecánicas de ambos materiales. La fibra de carbono se destaca por su excepcional rigidez y capacidad de pre-deformación, lo que permite una mayor fuerza de compresión. Además, su naturaleza liviana contribuye a la comodidad del paciente durante el montaje. Por otro lado, la fibra de vidrio es conocida por su resistencia a la tracción y durabilidad, pero puede presentar una elasticidad limitada en comparación con otros materiales, lo que influye en la cantidad de compresión lograda.

- **Tipo de rótula.**

Los resultados de las pruebas muestran que las rótulas Stryker logran una mayor fuerza de compresión promedio en comparación con las rótulas Swiss (Tabla 1). Este aumento en la fuerza de compresión puede ser atribuido, al menos en parte, a la simplicidad del sistema de las rótulas Stryker, que requiere apretar solo un tornillo para su ajuste, en contraste con las rótulas Swiss que necesitan apretar dos tornillos, dificultando el correcto montaje y traducándose en pérdidas de la compresión por deslizamiento de los elementos conectados y/o giro relativo entre los elementos superiores e inferiores de la rótula.

Además, se ha observado un inconveniente importante con las rótulas Synthes, ya que el diámetro de la pieza de ajuste provista para la barra de Ø11mm era ligeramente inferior, lo que produjo daño por mordida en la barra ante la necesidad de conseguir un buen ajuste por apriete. Este daño afectó a las propiedades de la barra y requirió su sustitución. Este hallazgo subraya la importancia de la elección de componentes compatibles y ajustes precisos en el montaje del fijador externo pretensado.

La evidencia respalda la elección de las rótulas Stryker en lugar de las Synthes para obtener una mayor fuerza de compresión y un proceso de montaje más sencillo.

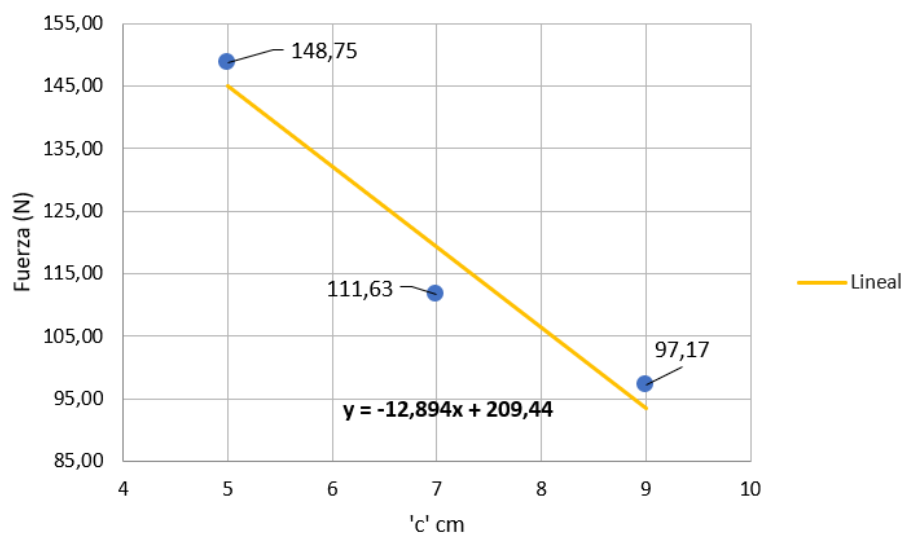
- **Diámetro clavo de Schanz.**

El diámetro del clavo de Schanz influye en la fuerza de compresión, generando mayor fuerza de compresión cuanto mayor es el diámetro. La diferencia en la fuerza de compresión entre los clavos de 6 mm y 5 mm de diámetro está relacionada con sus propiedades mecánicas.

El clavo de 6 mm es más rígido a flexión, lo que contribuye a mantener la estabilidad y generar una mayor fuerza de compresión. Además, tiene una mayor área de contacto con la estructura del fijador. Esto podría permitir una distribución más uniforme de la fuerza, lo que resulta en una mayor fuerza de compresión.

- **Distancia Barra-punto de inserción del clavo de Schanz.**

Uno de los aspectos clave que se han evaluado es la influencia de la distancia de inserción del clavo (representada como 'c') en la fuerza de compresión generada. Este análisis revela una correlación inversa, lo que significa que a medida que 'c' aumenta, la fuerza de compresión disminuye (Gráfica 1). En otras palabras, cuando la distancia entre la barra y el punto de inserción del clavo en el hueso es mayor, la fuerza de compresión disminuye. En definitiva, en montajes del fijador externo pretensado reales, habría que colocar la barra lo más cercana posible al paciente, sin que le cause molestias.

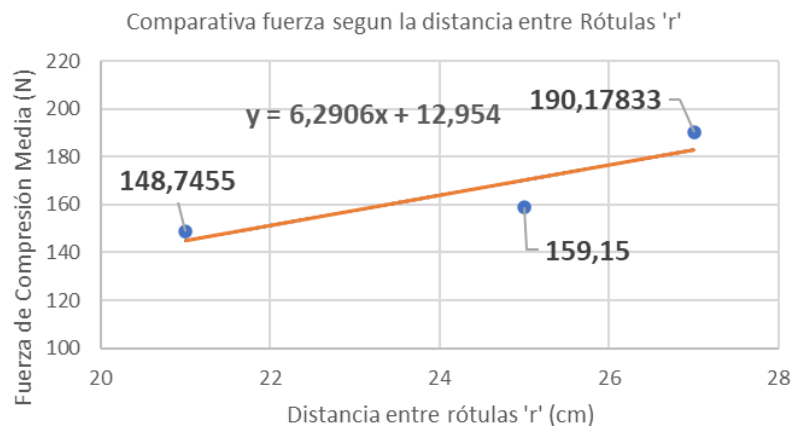


Gráfica 1. Comparativa fuerza de compresión según 'c'.

- **Distancia entre rótulas.**

La relación observada en los resultados entre la fuerza obtenida y la distancia entre rótulas ('r') es directamente proporcional, lo que significa que a medida que aumenta la distancia entre las rótulas, la fuerza de compresión generada también aumenta (Gráfica 2). Esto puede deberse a varios factores biomecánicos:

- **Palanca:** Cuando las rótulas están más separadas (mayor distancia entre rótulas), el efecto de palanca generado por el fijador externo puede ser más eficiente en la generación de fuerza de compresión. La palanca se aprovecha mejor para aplicar una mayor fuerza en el punto de compresión deseado.
- **Ángulo de acción:** Un aumento en la distancia entre rótulas podría estar alterando el ángulo de acción de las fuerzas ejercidas en el sistema. Un ángulo de acción más favorable podría aumentar la fuerza resultante.



Gráfica 2. Comparativa fuerza de compresión según la distancia entre rótulas.

Sin embargo, la distancia entre rótulas no es un factor que pueda modificarse, ya que está intrínsecamente vinculada a la anatomía pélvica específica de cada paciente. La estructura ósea y la morfología de la pelvis son únicas en cada individuo, lo que resulta en una distancia entre rótulas particular y constante para cada persona. Dado que esta distancia está determinada por la geometría y configuración ósea de la pelvis, no puede alterarse mediante intervenciones externas ni procedimientos médicos.

En términos técnicos, esta distancia es una característica anatómica invariable y constituye una propiedad inherente de la pelvis de un paciente. Por lo tanto, cualquier tratamiento o dispositivo médico, como el fijador externo pretensado, debe adaptarse y diseñarse teniendo en cuenta esta distancia entre rótulas preexistente. Esto resalta la importancia de entender y trabajar dentro de las limitaciones anatómicas de cada paciente para lograr los resultados clínicos deseados.

4.3.1.2 Análisis comparativo de resultados.

Según se observa en la Tabla 1, las desviaciones estándar son muy pequeñas en todos los casos, lo que demuestra la repetibilidad del procedimiento y permite realizar comparaciones a pesar del bajo tamaño de las muestras (n=3 repeticiones).

A excepción de la distancia entre rótulas, que depende del paciente y por tanto no es controlables en el montaje propuesto, se encuentran diferencias significativas entre la configuración base y todos los montajes resultantes de la variación del resto de parámetros seleccionados siendo la configuración base la que obtiene mayor fuerza de compresión. De estos, los parámetros con los que se midieron mayores diferencias fueron el tipo de rótula y la distancia rótula-hueso.

Respecto al tipo de rótula, con un 32.3% de caída de la compresión cuando se selecciona la rótula de Synthes que con la rótula de Stryker. Este parámetro fue además el que causó la mayor dispersión en el valor de la fuerza medida. Este resultado muestra la importancia de seleccionar una rótula que ejerza un buen ajuste de los elementos fijados, con la mayor simplicidad de aplicación posible.

Respecto a la distancia rótula-hueso, se produce una clara disminución de la compresión del anillo pélvico cuando más lejos del hueso se conecta la barra. Este resultado confirma los hallazgos del trabajo anteriormente publicado [33].

El aumento de la compresión encontrado con el aumento de la distancia entre rótulas parece indicar la obtención de una mayor compresión del anillo al aplicar el fijador pretensado a pacientes de mayores dimensiones óseas, típicamente en hombres. No obstante, la falta de diferencias significativas entre la distancia de 25 cm y el resto no permite sacar conclusiones para esta separación, siendo necesario para ello aumentar el número de pruebas realizadas.

4.3.2 Conclusión: Selección de parámetros con mayor influencia.

Una vez analizadas las variaciones de la fuerza de compresión obtenidas con el fijador externo pretensado, asociadas a variaciones de los parámetros preseleccionados, se seleccionaron como más idóneos para su aplicación los siguientes:

- barra de fibra de carbono
- rótulas Stryker (4922-1-020)
- clavos de Schanz con un diámetro de 6 mm
- distancia rótula-hueso 'c' de 5 cm

Estos parámetros, que coinciden con los de la configuración base, han demostrado ser los más efectivos para maximizar la fuerza de compresión generada por el dispositivo. Cada uno de estos elementos ha sido seleccionado cuidadosamente tras un análisis minucioso de los resultados experimentales, y juntos representan la mejor configuración de las testadas para el fijador externo pretensado, lo que resulta en una mayor eficacia en términos biomecánicos para el tratamiento de fracturas pélvicas complejas.

Una vez realizada la selección de parámetros más adecuados, estos se adoptan para todos los montajes de los ensayos experimentales llevados a cabo en los capítulos siguientes. En cuanto a la distancia entre rótulas, si bien no es un parámetro controlable, los resultados obtenidos ponen de manifiesto la necesidad de mantener un control riguroso de este parámetro en la realización de estudios sobre la efectividad de este sistema para el control de la estabilidad del anillo pélvico.

Capítulo 5: Ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento con pelvis simplificada.

Una vez que se han identificado los factores determinantes que influyen en la fuerza de compresión del fijador externo, se llevará a cabo un ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento. El propósito de este ensayo es evaluar cómo reacciona la pelvis simplificada estabilizada con el fijador pretensado utilizando la configuración óptima del Capítulo 4, cuando se somete a una separación cíclica controlada de la superficie de fractura. El protocolo de desplazamiento de la fractura aplicado es representativo de situaciones clínicas comunes, como el movimiento de un paciente hospitalizado para asearlo o para facilitar su cambio de posición. En concreto, se busca determinar si la aplicación repetitiva de desplazamientos normales a las superficies de fractura produce pérdidas en la compresión activa del anillo generada por el fijador pretensado aplicado. Este estudio permitirá comprender mejor la respuesta del conjunto pelvis fracturada-fijador pretensado sometido a desplazamientos cíclicos y ayudará a determinar la seguridad y efectividad del fijador externo en situaciones clínicas prácticas.

5.1 Materiales y equipamiento utilizado.

5.1.1 Configuración de la Pelvis Simplificada.

En el presente ensayo, se implementó la pelvis simplificada utilizada en el estudio del Capítulo 4. El montaje del fijador se hizo siguiendo la configuración idónea resultante tras el Capítulo 4. Esta configuración incluye una barra de fibra de carbono, rótulas Stryker (4922-1-020), dos clavos de Schanz con un diámetro de 6 mm, una distancia 'c' de 5 cm desde la rótula al punto de inserción del clavo de Schanz. En cuanto a la distancia entre rótulas, al no ser una distancia variable y que depende de la anatomía del paciente, se va a escoger una distancia de 25 cm, al ser una medida más estándar y que nos permitirá comparar con posteriores estudios. Al igual que en el resto del trabajo, el pre-tensado del

montaje se realizó aplicando con el tensor un nivel de pre-deformación a la barra de 30mm. El ensayo se repitió en 3 especímenes.

5.1.2 Sistema de Ensayo.

El ensayo se llevó a cabo utilizando la máquina de ensayos MINITEST-10/250-MD2i, cuyas especificaciones técnicas se han detallado previamente en el Capítulo 3. La máquina de ensayos se configuró para obtener un desplazamiento cíclico controlado entre las superficies de la fractura simulada, aplicando tracción entre las piezas diseñadas para modelar las hemipelvis de forma simplificada. Además, la fuerza de compresión entre las superficies de la fractura simulada se registró mediante el uso del sistema I-Scan, que se integró en el sistema de ensayo y se sincronizó con la máquina.

5.1.3 Sistema de Agarre.

Para posibilitar la correcta aplicación de la tracción, se diseñó específicamente una pieza de sujeción de la pelvis simplificada a la mordaza superior de la máquina de ensayos. El diseño de esta pieza, ilustrada en la Figura 50, permitió absorber pequeñas rotaciones de la hemipelvis conectada, asegurando la correcta alineación de esta respecto a la dirección de tracción durante el ensayo, contribuyendo así a la fiabilidad y precisión de los resultados.

5.2 Protocolo de ensayo.

5.2.1 Montaje de la Pelvis en la Máquina de Ensayos.

Antes de comenzar el ensayo, se llevó a cabo un meticuloso proceso de montaje de la pelvis simplificada en la máquina de ensayos (Figura 50). Para garantizar un montaje preciso y repetible, se siguieron las siguientes consideraciones:

- La barra de fibra de carbono se colocó de manera que estuviera vertical, con las rótulas alineadas en la dirección de la carga.

- Se realizó una modificación en la mordaza inferior para asegurar que el centro de la pieza que se conecta al eje de la carga estuviera alineado con este.
- El sensor de presiones I-Scan se fijó con cinta adhesiva para garantizar su estabilidad durante el ensayo.
- Se verificó que, al fijar la pieza de agarre entre las mordazas, no se produjera tracción ni pérdida de fuerza de compresión. En caso de que se detectara una disminución de la fuerza de compresión medida por el sensor de presiones, se ajustó el cabezal de la máquina hasta recuperar la fuerza de compresión obtenida en el montaje inicial.



Figura 50. Fijador externo pretensado con pelvis simplificada colocado en la máquina de ensayos.

5.2.2 Configuración del Ensayo Cíclico de Tracción Uniaxial.

Los ensayos de tracción uniaxial cíclica controlados en desplazamiento básicamente consisten en la aplicación de un desplazamiento variable de forma repetitiva durante un número de ciclos especificados. Cada ciclo de

desplazamiento se definió como una evolución en ondas senoidales entre un valor máximo y un mínimo igual a cero, en este caso (Figura 51).

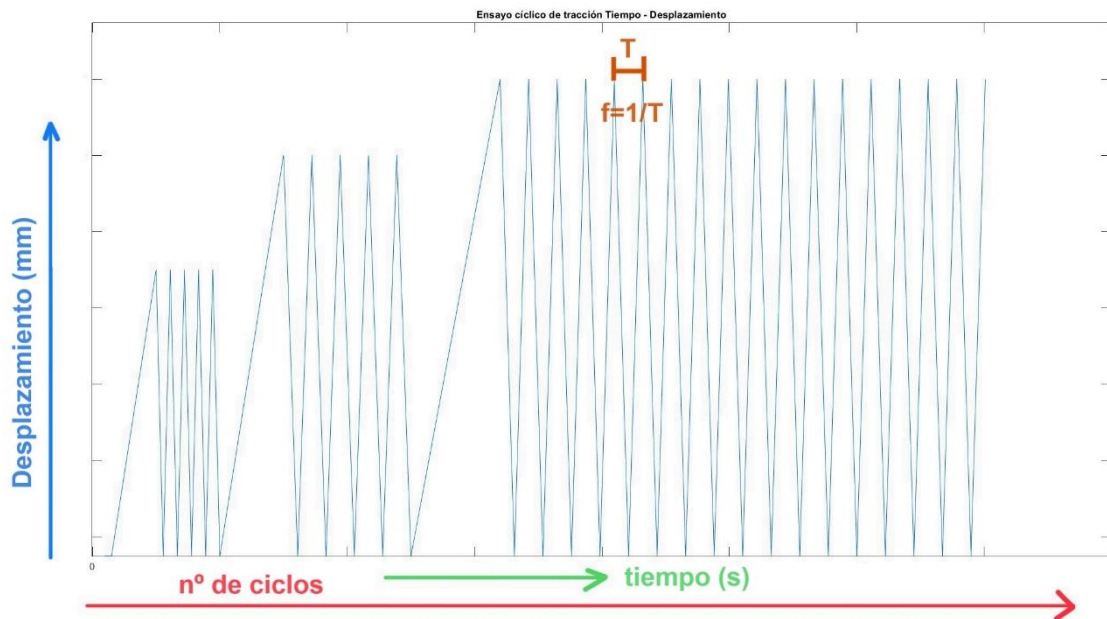


Figura 51. Ensayo cíclico de tracción uniaxial controlado por desplazamiento para el caso de la pelvis simplificada.

Se establecieron cinco tramos de desplazamiento cíclico con amplitudes crecientes en incrementos de 1 mm desde 1 hasta 5mm. Cada tramo de desplazamiento se sometió a 100 ciclos. Se aplicó una frecuencia de 0.1 Hz.

Es importante destacar que todo este proceso se llevó a cabo mediante la programación en el software de la máquina de ensayos. Esto permitió que las superficies de simulación de la fractura del modelo de pelvis se separasen a diferentes distancias y volvieran a acercarse en intervalos predefinidos a lo largo del tiempo, lo que facilitó la obtención de datos precisos y repetibles sobre la respuesta de la pelvis a las cargas cíclicas.

5.2.3 Registro de la fuerza de compresión mediante sensor I-Scan.

Antes de iniciar el ensayo, se configuró el sensor I-Scan de acuerdo con las especificaciones necesarias para registrar la fuerza de compresión. Esto incluyó el acondicionamiento y calibración del sensor y la ubicación precisa de su colocación en la pelvis simplificada. El sistema recoge la señal en todos los

puntos de medida del sensor, que posteriormente se integra para obtener la fuerza de compresión. Por tanto, la medida de un instante específico se recoge en forma de fotograma.

La grabación de la fuerza de compresión se llevó a cabo en tiempo real a medida que la máquina de ensayos aplicaba la tensión a la pelvis simplificada. El proceso de registro comenzó con la pelvis totalmente unida, sometida a la fuerza de compresión transmitida inicialmente por la recuperación elásticas de la barra.

Dadas las limitaciones del sistema de adquisición de datos del equipo que acompaña al sensor I-Scan, este se programó para registrar datos a una frecuencia de 4 fotogramas por segundo, lo que equivale a un periodo de 0.25 segundos. Tras varias pruebas, esta configuración se consideró suficiente para captar la evolución de la fuerza de compresión. Debido a que la separación de las superficies anulaba la señal del sensor durante gran parte del ciclo de desplazamiento, hasta que estas volvían a tomar contacto, y debido a limitaciones en la capacidad de almacenamiento, se estableció un trigger de grabación de datos del sensor que disparase la grabación en cada ciclo cuando la presión dejase de ser nula en algún punto del sensor, y desde ese instante se estableció la grabación de un número fijo de 32 fotogramas.

5.3 Resultados y discusión.

A continuación, se presenta un resumen de los valores máximos de fuerza calculados para cada nivel de separación cíclica al inicio, punto medio y final de los 100 ciclos de aplicación correspondientes. Por un lado, las fuerzas de tracción aplicadas por la máquina, necesarias para obtener los niveles de desplazamiento máximo en cada ciclo. Por otro lado, las fuerzas de compresión medidas por el sensor en la recuperación del sistema al retirar el desplazamiento y volver a la posición inicial en cada ciclo.

El procedimiento seguido para obtener los resultados mostrados es el siguiente:

1. Filtrar la señal de la célula de carga de la máquina aplicando un filtro de ventana de ancho igual a 10.

2. Obtener las fuerzas máximas en cada ciclo de desplazamiento aplicado a partir de la señal filtrada en 1.

3. Calcular la media de las fuerzas máximas obtenidas en 2. para 10 ciclos entorno a los instantes inicial, medio y final del ensayo correspondiente a cada nivel de separación aplicado.

Se realizaron 3 pruebas con la misma disposición. La Tabla 2 y la Tabla 3 recogen los valores medios y desviaciones estándar de las dichas fuerzas para cada nivel de desplazamiento, medidos con la máquina de ensayos y con el sistema I-Scan.

Los resultados detallados pueden consultarse en el AXEXO B: Resultados Capítulo 5.

		Máquina de Ensayos MINITEST-10/250-MD2i					
		Fuerza Máxima (N)					
		Ciclos ∈ [1,10]		Ciclos ∈ [45,55]		Ciclos ∈ [90-100]	
		Media	Desviación estandar	Media	Desviación estandar	Media	Desviación estandar
Desplazamiento (mm)	1	129,22	3,82	127,69	2,87	128,39	3,59
	2	136,26	3,91	135,82	4,07	136,37	4,22
	3	143,29	4,61	142,67	4,70	143,25	4,74
	4	149,83	4,87	149,15	4,95	149,70	5,07
	5	156,35	5,18	155,55	5,26	155,32	5,30

Tabla 2. Fuerza de tracción máxima en la pelvis simplificada medida con la máquina de ensayos para cada desplazamiento y a lo largo de los ciclos.

En la Tabla 2 y la Gráfica 3, podemos observar cómo se comporta la fuerza tracción obtenida por máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y a medida que transcurren los ciclos.

- La fuerza de tracción es cada vez mayor a medida que aumenta la amplitud de desplazamiento. Esto se debe a que cuanto más se separan la pelvis, más esfuerzo tiene que realizar la máquina por la oposición del

fijador. El mayor aumento de fuerza lo encontramos entre cambio de 2 mm a 3 mm, con un porcentaje de 5,13%.

- A lo largo del ensayo de cada amplitud de desplazamiento, las variaciones de las fuerzas de tracción de la máquina son mínimas, es decir, no se producen pérdidas considerables. El mayor aumento de fuerza se encuentra en el desplazamiento de 2 mm con un porcentaje de 0,073%.

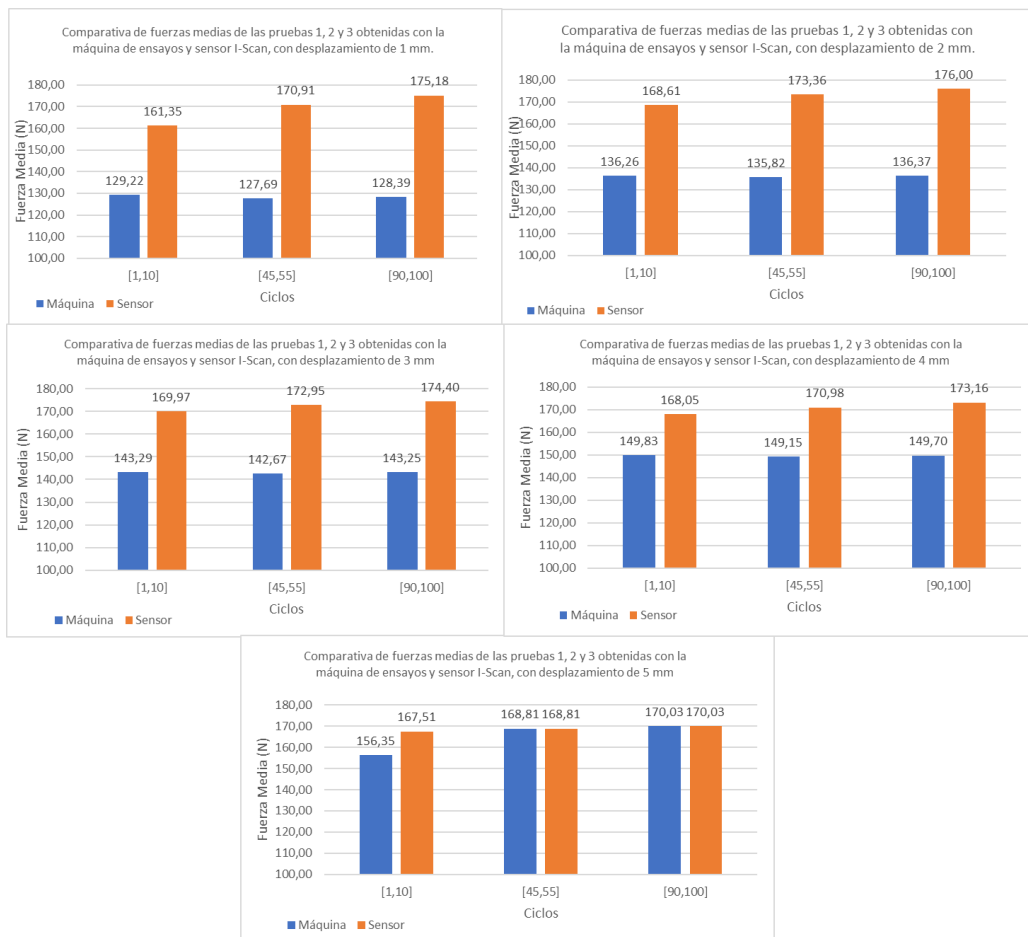
		Sensor I-Scan					
		Fuerza Máxima (N)					
		Ciclos ∈ [1,10]		Ciclos ∈ [45,55]		Ciclos ∈ [90-100]	
		Media	Desviación estandar	Media	Desviación estandar	Media	Desviación estandar
Desplazamiento (mm)	1	161,35	16,61	170,91	16,38	175,18	20,10
	2	168,61	18,52	173,36	19,55	176,00	19,25
	3	169,97	16,68	172,95	17,66	174,40	16,72
	4	168,05	16,99	170,98	16,84	173,16	17,02
	5	167,51	16,60	168,81	15,55	170,03	15,00

Tabla 3. Fuerza de compresión máxima en la pelvis simplificada medida con el sistema I - Scan para cada desplazamiento y a lo largo de los ciclos.

En la Tabla 3 y la Gráfica 3, podemos observar cómo se comporta la fuerza compresión obtenida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y a medida que transcurren los ciclos:

- La fuerza de compresión al inicio de cada nivel de desplazamiento cíclico es prácticamente igual para todas las separaciones aplicadas excepto para el inicio del ensayo (separación de 1 mm), donde el valor máximo de compresión es entorno a un 4-5% inferior. La diferencia puede explicarse por qué en algún espécimen se observó que, tras la primera aplicación de la carga, la fuerza de la máquina para el desplazamiento mínimo fue de compresión, lo que produjo una compresión adicional en la superficie de la fractura simulada. Este efecto se achaca a un desajuste inicial de los elementos del sistema de fijación externa, rótulas y clavos, que pudo producir una ligera variación instantánea respecto a la configuración inicial, pero que a partir de ese instante se mantuvo constante el resto del ensayo (Gráfica 5).

- La fuerza de compresión máxima al inicio de la aplicación de cada nivel de separación es prácticamente constante para todos los niveles, lo que pone de manifiesto la recuperación elástica de todos los elementos del sistema de fijación externa.
- Se produce un ligero aumento del valor medio de la fuerza de compresión máxima a lo largo de los ciclos para todas las amplitudes de desplazamiento. Excluyendo el valor al inicio del ensayo que resultó inferior por los motivos indicado anteriormente, el aumento con la progresión del ensayo fue inferior al 3% en todos los casos y es achacable al comportamiento viscoelástico de las finas almohadillas elásticas colocadas en las superficies de fractura para evitar la saturación del sensor.



Gráfica 3. Evolución de la fuerza máxima medida con la máquina de ensayos y el sistema I-Scan para cada desplazamiento y en cada intervalo de ciclos.

En conclusión, se ha demostrado que la aplicación del fijador externo pretensado en su disposición con los parámetros seleccionados como idóneos, mantiene sin pérdidas la compresión activa en los elementos posteriores del anillo pélvico simulado, cuando se le somete a una apertura cíclica de la fractura con niveles de separación de las superficies de hasta 5mm.

Capítulo 6: Ensayo cíclico uniaxial a tracción con control de desplazamiento con pelvis sintética.

En este capítulo, se da un paso más hacia la comprensión de cómo los fijadores externos se comportan en condiciones clínicas. Se pasa de la pelvis simplificada utilizada con anterioridad al uso de una pelvis sintética diseñada para reproducir de manera más precisa las características anatómicas y biomecánicas de una pelvis humana real. Este cambio representa un avance significativo en la investigación, ya que permite una evaluación más precisa y aplicable de la respuesta del fijador externo en entornos similares a situaciones clínicas reales.

Se llevará a cabo un ensayo cíclico uniaxial con control de desplazamiento, con el propósito de evaluar la evolución de la fuerza de compresión en fracturas de tipo C1 al someterlas a separaciones repetitivas como las que pueden darse en la manipulación o durante las primeras fases de recuperación de los pacientes afectados por este tipo de traumatismos.

6.1 Materiales y Equipamiento utilizado.

6.1.1 Configuración de la pelvis sintética.

Para llevar a cabo este estudio, se utilizaron tres pelvis artificiales sintéticas (modelo 1301-96, Sawbones Europe AB, Suecia) con disrupción de la sínfisis y dislocación unilateral de la articulación sacroilíaca, simulando una fractura de tipo C1 del anillo pélvico con inestabilidad vertical. La elección de este tipo de fractura C1 es relevante, ya que se asemeja a situaciones clínicas en las que se requiere la estabilización anterior y posterior de la pelvis fracturada.

El fijador externo se aplicó con los parámetros de montaje seleccionados como idóneos en el Capítulo 4 del presente trabajo. Estos incluyeron una barra de fibra de carbono, rótulas Stryker (4922-1-020), dos clavos de Schanz de

diámetro de 6 mm y una distancia rótula-hueso 'c' de 5 cm. La distancia entre rótulas en este caso dependió del espécimen, no siendo un factor variable. Durante este proceso, se aplicó un nivel de pre-deformación a la barra de 30 mm.

6.1.2 Sistema de Ensayo.

El ensayo se llevó a cabo utilizando la máquina de ensayos MINITEST 10/250-MD2i, cuyas especificaciones técnicas se han detallado previamente en el Capítulo 3. La máquina de ensayos se configuró para obtener un desplazamiento cíclico controlado entre las superficies de fractura.

El sistema de sensor I-Scan desempeñó un papel esencial en la medición de las fuerzas de compresión en las fracturas de tipo C1 en este estudio. Con el objetivo de evaluar la respuesta de los elementos anteriores y posteriores fracturados del anillo pélvico ante la aplicación del fijador externo pretensado, se emplearon dos sensores, colocados de manera específica en la región de interés de cada fractura (Figura 52).



Figura 52. Sistema electrónico I-Scan y dos sensores

También es relevante mencionar, que en este caso fue imprescindible el uso de almohadillas en las zonas de fractura para evitar la saturación y el daño

del sensor. Estas almohadillas se fijaron a las superficies óseas articulares con cinta adhesiva (Figura 53).



Figura 53. Pelvis con almohadillas en las fracturas.

En este caso, es importante destacar que el laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga disponía de una sola unidad del sistema de adquisición de datos del equipo de medida de presiones (parte electrónica). Debido a esta limitación, las mediciones de las fuerzas de compresión en las dos zonas de fractura no pudieron realizarse de forma simultánea. En su lugar, se realizó un proceso secuencial alternante para la toma de medidas en las 2 fracturas.

A pesar de esta limitación, se garantizó la consistencia y precisión de las mediciones a través de la calibración adecuada de los sensores en cada fase del ensayo.

6.1.3 Sistema de agarre.

El sistema de agarre empleado del espécimen al cabezal de la máquina en este estudio se distinguió por su complejidad en comparación con la configuración presentada en el Capítulo 4. Se diseñó una pieza específica, como se muestra en la Figura 54.a, para lograr una fijación segura del conjunto pelvis sintética con sistema del fijador externo a la mordaza superior de la máquina de ensayos. Esta pieza incorporó un tornillo roscado que perforaba la parte de la cresta de la pelvis sintética. La colocación de este tornillo se realizó de manera cuidadosa para garantizar su alineación vertical, paralela la dirección de carga de la máquina de ensayos. Para lograrlo, se taladró el orificio con ayuda de una

guía quirúrgica, como se muestra en la Figura 54.b La utilización de la guía y la colocación estratégica del tornillo roscado contribuyeron a la seguridad y la eficacia del sistema de agarre.

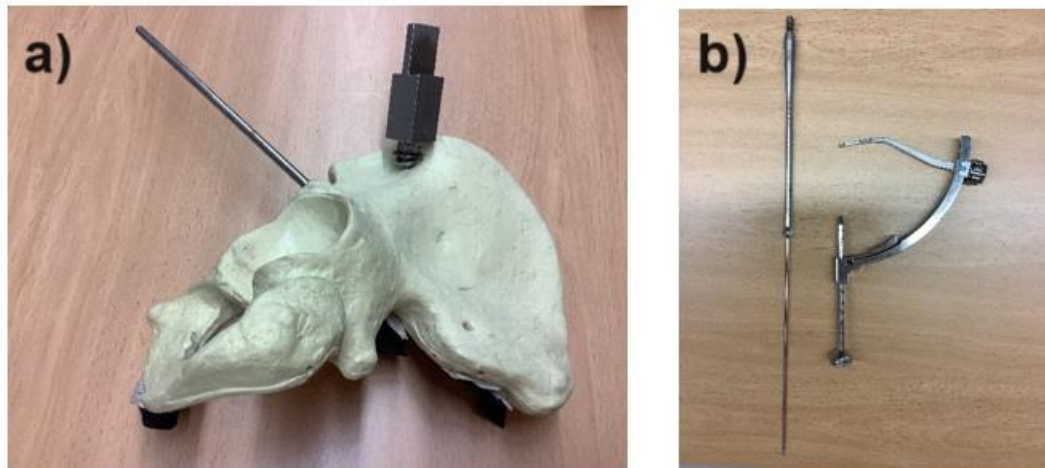


Figura 54. a) Sistema de agarre pelvis sintética a la mordaza superior de la máquina de ensayos. b) Guía para realizar la perforación de la pelvis.

6.2 Protocolo de Ensayo.

6.2.1 Montaje de la pelvis en la máquina de ensayos.

El protocolo de ensayo en este capítulo es similar al comentado en el Capítulo 5, aunque con consideraciones específicas para la pelvis sintética. En esencia, el proceso de montaje se centró en garantizar una fijación precisa y repetible en la máquina de ensayos. Se prestaron cuidadosa atención a detalles como la alineación de la barra de fibra de carbono, las rótulas, y la fijación segura del sensor de presiones I-Scan (Figura 55).

En cuanto a la sujeción inferior del espécimen en la máquina de ensayos, la pelvis se fijó por la pala ilíaca del lado no fracturado a la garra de la máquina cubriendo la cresta iliaca con una esponjilla para evitar dañar la pelvis, que se orientó con ayuda de aron los 3 ejes de giro disponibles (Figura 55).

A diferencia del ensayo descrito en el Capítulo 4, en este montaje fue necesario ajustar la mordaza inferior para evitar cualquier interferencia de la

pelvis con alguna parte de la máquina de ensayo, ya que esta tiene dimensiones mayores que la pelvis simplificada.

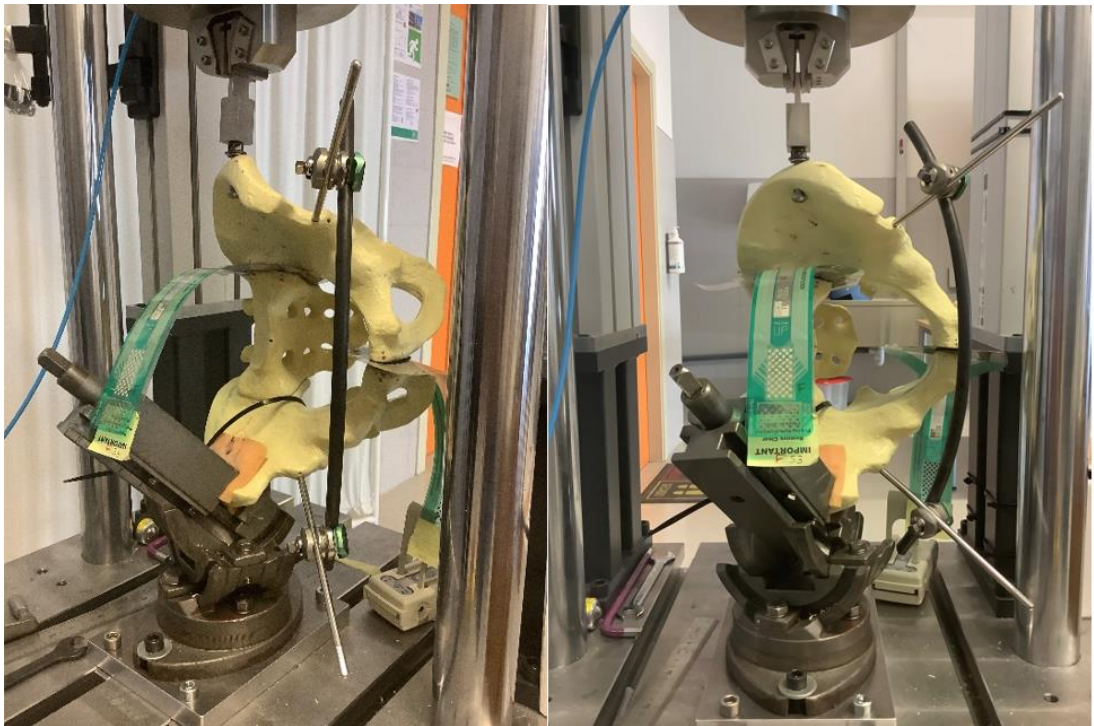


Figura 55. Fijador externo pretensado con pelvis sintética colocado en la máquina de ensayos.

6.2.2 Configuración de Ensayo Cíclico de Tracción Uniaxial.

Se realizaron dos ensayos con aplicación de diferente amplitud de desplazamiento: uno de 3 mm y otro de 6 mm, ambos con una frecuencia de 0.1 Hz. Gracias al diseño experimental de este ensayo, el desplazamiento aplicado se transmitió directamente a la fractura posterior, la de la articulación sacroilíaca, mientras que los desplazamientos provocados en la sínfisis no se midieron específicamente.

Debido a la limitación de disponer de un único aparato de medida del sistema I-Scan, fue necesario disponer un tiempo de pausa entre ciclos de aplicación del desplazamiento para cambiar el aparato de sensor entre fracturas. Esto complicó la secuencia del ensayo, que queda descrita de la siguiente manera:

1. Se aplican inicialmente 5 ciclos de desplazamiento entre 0 y el valor máximo, de acuerdo con el valor de amplitud específico.

2. Luego, se aplica una onda cuadrada de altura 'h' 0.25 mm y se mantiene estacionaria durante un periodo equivalente a 5 ciclos. Esto proporciona el tiempo necesario para realizar el cambio en la medición sin introducir perturbaciones en el sistema.

3. Se aplican 90 ciclos de onda senoidal de igual amplitud que en 1.

4. Se introduce un nuevo período de pausa igual al descrito en 3

5. Finalmente, se aplican 5 ciclos finales de igual amplitud que en 1.

Las fuerzas aplicadas por la máquina se registraron de forma continua a una velocidad de 4 datos por segundo. El análisis se centra en las fuerzas registradas en cuatro tramos específicos, cada uno compuesto por 5 ciclos (Figura 56). La comparación de las fuerzas registradas en estos tramos permite comprobar si existen pérdidas de compresión el anillo pélvico achacables al sistema de fijación externa aplicado.

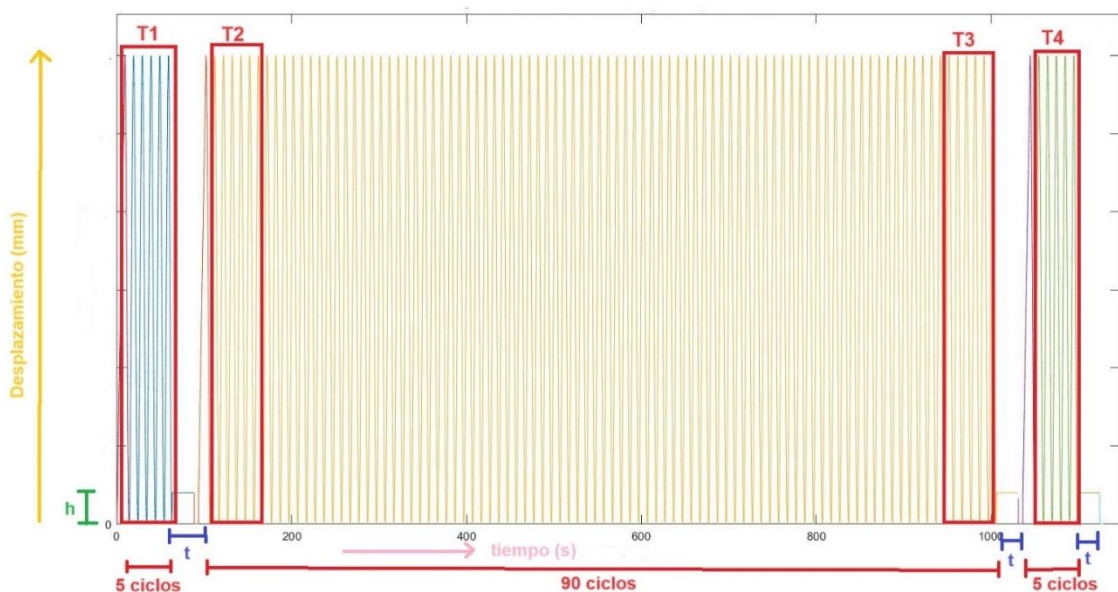


Figura 56. Ensayo cíclico de tracción uniaxial del fijador externo pretensado para pelvis sintética.

6.2.3 Registro de la fuerza de compresión mediante sensor I-Scan.

La estrategia de medida consistió en registrar la fuerza de compresión en tramos específicos del ensayo representativos del inicio y del final de la aplicación de 100 ciclos de desplazamiento. Específicamente el protocolo de medición consistió en el registro de 5 ciclos completos en cada superficie de fractura según el esquema siguiente:

- Tramo 1: Inicio del Ensayo en la articulación Sacroilíaca - ciclos 1 a 5.
- Tramo 2: Inicio del Ensayo en la sínfisis - ciclos 5 a 10.
- Tramo 3: Final del Ensayo en la sínfisis - ciclos 90 a 95.
- Tramo 4: Final del Ensayo en la articulación Sacroilíaca - ciclos 95-100.

En la Figura 57, se puede observar cómo se ven ambas fracturas de la pelvis sintética una vez insertado el sensor, con el sistema I-Scan.

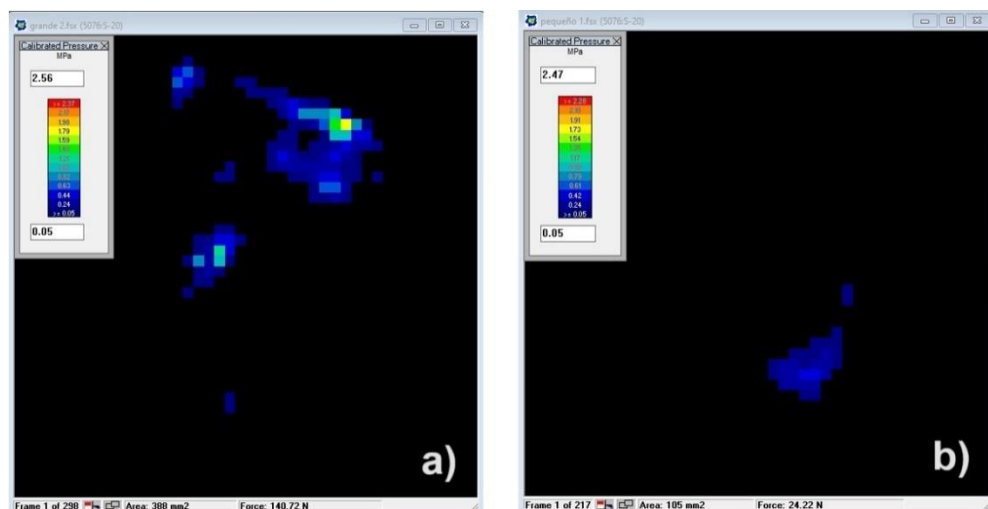


Figura 57. Imágenes captadas por sistema I-Scan de las fracturas. a) articulación sacroilíaca. b) Sínfisis.

Esta estrategia de medición fue adoptada para poder realizar una comparación directa entre el comportamiento de las dos zonas de fractura en momentos clave del ensayo, asumiendo que una diferencia de 5 ciclos en las mediciones produciría una variación mínima en la fuerza de compresión.

En resumen, la elección de limitar las mediciones de fuerza de compresión al inicio y al final del ensayo es una estrategia prudente para abordar las limitaciones del equipo y garantizar la calidad de los datos recopilados. Esto permite una comparación directa y significativa entre las dos zonas de fractura, lo que enriquece la interpretación de los resultados del ensayo.

6.3 Resultados y discusión.

Los resultados detallados pueden consultarse en el ANEXO C.

En la Tabla 4 se recogen los resultados medios para los 3 especímenes de los valores máximos representativos del inicio y el final del ensayo cíclico para cada amplitud de desplazamiento seleccionada. Para cada espécimen, estos valores representativos se calcularon como media de los máximos de máximos medios de 5 ciclos consecutivos coincidentes con los descritos en el protocolo de medida de las fuerzas de compresión.

		Máquina de Ensayos MINITEST-10/250-MD2i							
		Fuerza Máxima (N)							
		Inicio				Final			
		Tramo 1		Tramo 2		Tramo 3		Tramo 4	
		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Desplazamiento (mm)	3	106,51	15,78	105,07	15,51	102,25	13,89	102,53	14,44
	6	215,45	23,34	212,73	23,77	204,80	21,13	204,20	21,66

Tabla 4. Fuerza de tracción máxima en la pelvis sintética medida con la máquina de ensayos para cada desplazamiento y a lo largo del tiempo.

En la tabla Tabla 4, se observa cómo se comporta la fuerza a tracción obtenida por la máquina de ensayos en cada desplazamiento y a medida que transcurre el ensayo.

- La fuerza de tracción es mayor al aumentar la amplitud de desplazamiento. Esto se debe a que cuanto más se separa la pelvis, más

esfuerzo tiene que realizar la máquina. Al pasar de 3 mm a 6 mm de desplazamiento, la fuerza de tracción aumenta prácticamente el doble.

- A lo largo del ensayo para cada amplitud de desplazamiento, las variaciones que presenta la fuerza de tracción son mínimas, no se producen pérdidas de gran valor que puedan afectar al sistema. La mayor variación de fuerza es ligera una disminución del 3,72 % entre el inicio y el final del ensayo de amplitud 6mm (tramos 2 y 3).

		Sistema I-Scan							
		Fuerza Máxima (N)							
		Articulación sacroilíaca				Sífnfis			
		Inicio		Final		Inicio		Final	
		Media	Desviación	Media	Desviación	Media	Desviación	Media	Desviación
Desplazamiento (mm)	3	124,69	18,81	118,32	28,40	25,91	4,35	27,78	3,80
	6	138,25	14,75	124,42	13,50	51,49	3,47	42,44	4,64

Tabla 5. Fuerza de compresión máxima en la pelvis sintética mediante el sistema I-Scan para desplazamiento y a lo largo de los ciclos.

En la Tabla 5, podemos observar cómo se comporta la fuerza compresión obtenida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y a medida que transcurren los ciclos.

- Las diferencias en la fuerza de compresión inicial de cada articulación entre ensayos con diferente amplitud no son atribuibles a la amplitud del desplazamiento aplicado debido a que los ensayos se hicieron de forma totalmente independiente, repitiéndose el montaje antes de cada prueba. Por tanto, la diferencia es debida a variaciones en los montajes realizados.
- A cada amplitud de desplazamiento cíclico, para cada zona de fractura la fuerza de compresión es mayor al inicio del ensayo que al final. Este resultado indica la existencia de pérdidas durante el ensayo, aunque las pérdidas son poco relevantes ya que la mayor caída de tensión se experimenta cuando se tiene desplazamiento de 6 mm, en la zona de la articulación sacroilíaca, que presenta una caída del 10.1%.

En conclusión, la fuerza necesaria para generar desplazamientos entre las superficies de fractura aumenta con la amplitud de la separación, siendo necesarias fuerzas del orden de 200 N para generar separaciones de 6mm. Con este nivel de separación máxima, la fuerza de compresión generada por el fijador es recuperable en su mayoría tras 100 ciclos de aplicación de la carga, con pérdidas que alcanzan un valor máximo del 10%.

Capítulo 7: Evaluación de la Eficacia de la Tensión en el Fijador Externo para el Cierre del Anillo Pélvico.

El presente apartado describe el procedimiento utilizado para evaluar la fuerza de compresión en pelvis sintéticas mediante un fijador externo sin aplicar tensión a la barra. Esta metodología fue esencial para comprender el comportamiento del sistema en condiciones de no deformación y brindar un punto de referencia fundamental para la evaluación posterior de la eficacia de la tensión en el cierre del anillo pélvico.

Para llevar a cabo las mediciones, se utilizaron tres modelos de pelvis sintéticas. Cada uno de estos modelos presentaba roturas simuladas en la sínfisis y la articulación sacroilíaca unilateral, reproduciendo una fractura verticalmente inestable de tipo Tile C1. Se utilizó el modelo de fijador externo pretensado de Queipo de Llano y col, pero sin aplicar pretensión a la barra durante esta fase del procedimiento.

Una vez configurado el sistema, se procedió a medir la fuerza de compresión introduciendo sensores de presión piezoresistivos en las superficies de fractura de la pelvis. La medición se realizó con el fijador externo sin aplicar tensión a la barra. Esta condición representó el estado inicial de las pruebas y permitió establecer un punto de referencia en el que no se ejercía fuerza de compresión adicional sobre las fracturas.

Las pruebas realizadas con la barra sin tensar revelaron una fuerza media de compresión prácticamente igual a 0 Newtons en la sínfisis y de aproximadamente 6 Newtons en la articulación sacroilíaca unilateral. Esta falta de compresión explica la falta de eficacia de los fijadores externos convencionales para producir y mantener el cierre eficaz del anillo pélvico. Comparando estos resultados con los obtenidos en los capítulos anteriores, se demuestra que la aplicación de pre-tensión en la barra del fijador externo junto con la configuración y el diseño idóneo del sistema, son factores esenciales para

generar la fuerza de compresión necesaria para mantener el cierre del anillo pélvico y mejorar su estabilidad en casos de fracturas verticales inestables. Estos descubrimientos respaldan la eficacia y la utilidad del fijador externo propuesto por Queipo de Llano y colaboradores (referencia) en comparación con los sistemas convencionales de fijación externa en casos de fracturas de pelvis de tipo C1.

Capítulo 8: Conclusiones y líneas futuras.

El empleo de un pre-tensado previo en una barra semi-circular antes de su conexión a dos tornillos supraacetabulares para la fijación externa de fracturas de pelvis representa un método simple y eficaz para mejorar la aplicación estándar de barras no pre-tensadas. Este método modificado genera y mantiene una compresión activa simultánea a través de la articulación sacroilíaca y la sínfisis de la pelvis.

Se han analizado distintos factores del montaje propuesto con objeto de mejorar la eficacia del sistema respecto al efecto de compresión generado. Dichos factores fueron el tipo de barra, tipo de rótula, diámetro del clavo de Schanz y distancia rótula hueso ('c'). Tras su estudio, se seleccionaron los más idóneos para su aplicación y fueron:

- barra de fibra de carbono.
- rótulas Stryker (4922-1-020).
- clavos de Schanz con un diámetro de 6 mm.
- distancia rótula-hueso 'c' de 5 cm.

Desde una perspectiva clínica, este método propuesto puede ser de gran utilidad para mejorar el control del sangrado y la estabilización primaria de fracturas de pelvis de tipo C1. Se ha demostrado que el nivel de fuerza de compresión depende en gran medida de factores determinantes como el tipo de barra, tipo de rótula, diámetro del clavo de Schanz o distancia de la barra al punto de inserción del clavo en el hueso. Nuestros ensayos cíclicos han demostrado que la fuerza de compresión se mantiene de manera efectiva, y las pérdidas son mínimas. Esto respalda la eficacia del fijador externo diseñado por Queipo de Llano para el tratamiento de este tipo de fracturas.

Este estudio sienta las bases para investigaciones futuras en el campo de la fijación externa de fracturas de pelvis. Algunas posibles líneas de investigación incluyen:

1. Análisis del Centro de Presiones: El análisis detallado del desplazamiento del centro de presiones a partir de la distribución registrada durante los ensayos para cada nivel de desplazamiento a lo largo de los ciclos, proporcionaría una comprensión más profunda de cómo se distribuye la carga en la pelvis durante la compresión, lo que podría redundar en la mejora del sistema para disminuir el peligro de dislocaciones en la articulación al someterla a altas fuerzas de compresión
2. Uso de Doble Barra: La implementación de un fijador externo con dos barras en lugar de una es una dirección prometedora para la investigación futura. Esta configuración podría ofrecer ventajas adicionales en términos de mejora de la estabilidad a torsión y flexión vertical de la pelvis con fractura verticalmente inestable.
3. Análisis de la posición relativa de la barra respecto a los clavos de Schanz: No se ha investigado si un cambio en la posición de la barra podría afectar a la distribución de presiones en las articulaciones fracturadas, ni su posible beneficio en la estabilidad del anillo pélvico tratado con el fijador externo pretensado.

En resumen, este estudio no solo valida la eficacia del fijador externo diseñado por Queipo de Llano para fracturas de pelvis de tipo C1, sino que también establece un punto de partida para investigaciones adicionales que pueden mejorar aún más los métodos y enfoques en el tratamiento de estas fracturas. Estas investigaciones futuras tienen el potencial de contribuir significativamente a la práctica clínica y la atención al paciente.

Bibliografía

- [1] Paul. (2003). The history of external fixation. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 20(1), 1–8. [https://doi.org/10.1016/S0891-8422\(02\)00050-2](https://doi.org/10.1016/S0891-8422(02)00050-2).
- [2] Ball, D. D. (2008, October). Biomecánica de la pelvis. *Medigraphics*, 228-233. <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2008/ot084d.pdf>
- [3] García Pérez. (2006). M. Schüke E. schulte U. Schumacher M. Voll K. Wesker Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Anatomía general y aparato locomotor. Tomo I 2005 Editorial Médica Panamericana S.A Madrid 539 págs. *Rehabilitación (Madrid)*, 40(3), 171–171. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(06\)74886-1](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(06)74886-1)
- [4] Articulaciones de la pelvis. (n.d.). <https://www.ortoweb.com/blogortopedia/osteopatia-de-pubis-o-pubalgia>
- [5] Kellam, J., & Mayo, K. (2003). *Pelvic Ring Disruption* (3rd ed., Vol. 1). Philadelphia: Saunders.
- [6] Peña Ramos, T. F. (2013). *Anatomía Pelvis y Cadera*. Monterrey, Nuevo León, México: UANL.
- [7] Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2009). *Anatomía con Orientación Clínica*. Ed. Médica Panamericana.
- [8] Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología Articular* (Vol. II). Madrid: Medica Panamericana.
- [9] Palastanga, N., & Soames, R. (2012). *Anatomy and Human Movement: Structure and Function* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- [10] Ward, D. A., & Bircher, M. D. (1996). The early management of pelvic and acetabular fractures: Pelvic ring injuries. *Injury*, 27, 24-28.
- [11] Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. (2008). *Revista española de cirugía ortopédica y traumatología*. 52 (3).

- [12] Wolinsky, P. (1997). Assessment and management of pelvic fracture. *Orthopedic Clinics of North America*, 28(3), 321-329. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(05\)70291-1](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(05)70291-1).
- [13] Kobziff, L. (2006). *Orthopaedic Nursing* (Vol. 25). Baltimore, Maryland: University of Maryland.
- [14] Tile. (1996). Acute Pelvic Fractures: I. Causation and Classification. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 4(3), 143–151. <https://doi.org/10.5435/00124635-199605000-00004>
- [15] Gandolfo, P.(2008). Tratamiento de Lesiones del Anillo Pélvico. In *SOCIEDAD PERUANA DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA*, 20. https://www.spotrauma.org/sites/default/files/revista_spot2.pdf
- [16] Young, J., Burgess, A., Brumback, R., & Poka, A. (1986). Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology*, 160, 445-451. <https://doi.org/10.1148/radiology.160.2.3726125>
- [17] Glick, Y., & Hacking, C. (2017, November 26). Young and Burgess classification of pelvic ring fractures. *Radiopaedia*. <https://radiopaedia.org/articles/young-and-burgess-classification-of-pelvic-ring-fractures?lang=u>
- [18] Padilla, G. R. (2013). Cuándo fijación externa, cuándo interna y cuándo percutánea en fracturas inestables de pelvis. *Ortho-tips*, 9(1), 21-31. <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2013/ot131d.pdf>
- [19] Gallardo, G. G. (2006). Fijación interna de las fracturas de pelvis. *Ortho-tips*, 2(1), 28-34. <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2006/ot061d.pdf>
- [20] Murcia Asensio, A. (2017). Tratamiento quirúrgico de las fracturas mediante reducción abierta y fijación interna. *Top Doctors*. Retrieved from <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/tratamiento-quirurgico-de-las-fracturas-mediante-reduccion-abierta-y-fijacion-interna#>
- [21] Illán. S., & Martínez J. (n. d.) *Osteosíntesis en el tratamiento de las fracturas: el fijador externo*. Colegio de Estudios Científicos y Tecnológicos del Estado de Oaxaca. https://unitia.secot.es/web/manual_residente/CAPITULO%2020.pdf

- [22] DRAIJER, EGBERS, H.-J., & HAVEMANN, D. (1997). Quality of life after pelvic ring injuries: follow-up results of a prospective study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 116(1-2), 22–26. <https://doi.org/10.1007/BF00434095>
- [23] Gänsslen, A., et al. (2006). Fijador externo supraacetabular para el tratamiento de las fracturas de anillo pélvico. *Técnicas Quirúrgicas en Ortopedia y Traumatología*, 15(2), 90-102. <https://www.elsevier.es/es-revista-tecnicas-quirurgicas-ortopedia-traumatologia-41-articulo-fijador-externo-supraacetabular-el-tratamiento-13089178>
- [24] Penning, D., & Renzi-Brivio, L. (n.d) Aplicaciones pélvicas: Fracturas Disrupciones del Anillo Pélvic. *MBA Surgical Empowerment*.
- [25] Innomed Innovaciones Médicas (n.d.) Fijación externa. https://www.innomedsa.com/linea_fijacion_externa.html
- [26] Zambrano, E., et al (2013). Internal anterior fixator for pelvic ring injury treatment: experiment study; preliminary results presentation. *Revista Venezolana de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 45(1), 13-20, <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/08/1281645/art-3.pdf>
- [27] Pericchi, M. (2015) Fijación externa. La herramienta alternativa perfecta. *Revista Dominicana de Ortopedia y traumatología*, 11(1), 26-33, <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2015/ot151e.pdf>
- [28] Vigdorichik, J. M., et al. (2012). Biomechanical stability of a supra-acetabular pedicle screw internal fixation device (INFIX) vs external fixation and plates for vertically unstable pelvic fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/1749-799x-7-31>
- [29] Bartlett, Asprinio, D., Louis, S., & Helfet, D. (1997). Intrapelvic Dislocation of the Left Hemipelvis as a Complication of the Pelvic “C” Clamp: A Case Report and Review. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 11(7), 540–542. <https://doi.org/10.1097/00005131-199710000-00014>
- [30] Orthofix. (2022). Pelvic Fixator. <https://orthofix.com/>

- [31] Gardner, & Nork, S. E. (2007). Stabilization of Unstable Pelvic Fractures With Supraacetabular Compression External Fixation. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 21(4), 269–273. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e318030e3e4>.
- [32] Sellei, Schandelmaier, P., Kobbe, P., Knobe, M., & Pape, H.-C. (2013). Can a Modified Anterior External Fixator Provide Posterior Compression of AP Compression Type III Pelvic Injuries? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 471(9), 2862–2868. <https://doi.org/10.1007/s11999-013-2993-8>
- [33] Queipo-de-Llano, Perez-Blanca, A., Ezquerro, F., & Luna-González, F. (2013). Simultaneous anterior and posterior compression of the pelvic ring with external fixation using a pre-tensed curved bar: A biomechanical study. *Injury*, 44(12), 1787–1792. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2013.08.016>
- [34] Tile, Helfet, D. L., & Kellam, J. F. (2003). Fractures of the Pelvis and Acetabulum (3rd ed.). Wolters Kluwer Health.
- [35] Wu, J. Z., et al. (1998). Effects of inserting a pressensor film into articular joints on the actual contact mechanics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(5), 655–659. <https://doi.org/10.1115/1.2834758>
- [36] Harris, M. L., et al. (1999). An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji Film. *Journal of Biomechanics*, 32(9), 951–958. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00072-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00072-X)
- [37] Martinelli, L., et al. (2006). Comparison of capacitive versus resistive joint contact stress sensors. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 447(447), 214–220. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000218730.59838.6a>
- [38] Agins, Harder, V. S., Lautenschlager, E. P., & Kudrna, J. C. (2003). Effects of sterilization on the Tekscan digital pressure sensor. *Medical Engineering & Physics*, 25(9), 775–780. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00119-X](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00119-X)
- [39] Bachus, DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., & Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications:

Using Fuji Film and TekScan systems. *Medical Engineering & Physics*, 28(5), 483–488. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.07.022>

[40] Alonso, Germán. (2022). Modelado numérico mediante el MEF y validación experimental de un sistema de fijación externa para fracturas inestables del anillo pélvico. Universidad de Málaga.

ANEXOS

ANEXO A. Resultados Capítulo 4.

Se presentan los resultados que se obtienen de fuerza de compresión con cada una de las variables de factores que pueden influir al usar el fijador externo pretensado.

A.1 Tipo de barra.

A.1.1 Barra de fibra de carbono.

Barra Fibra de Carbono			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	153,10	150,07	2,67
2	149,05		
3	148,07		

Tabla 6. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con barra de fibra de carbono.

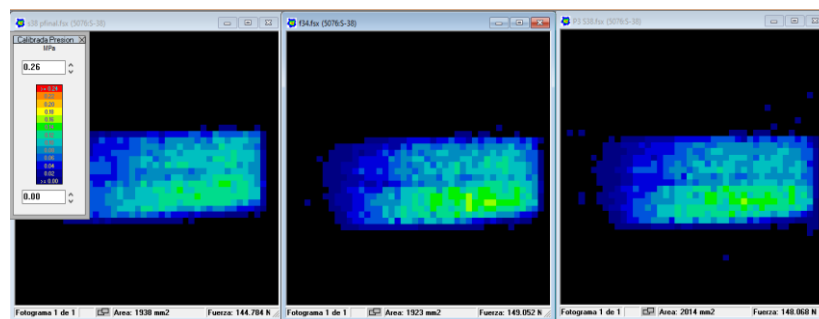


Figura 58. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con barra de fibra de carbono.

A.1.2 Barra de fibra de vidrio.

Barra Fibra de Vidrio			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	139,71	134,71	5,00
2	129,71		
3	134,71		

Tabla 7. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con barra de fibra de vidrio.

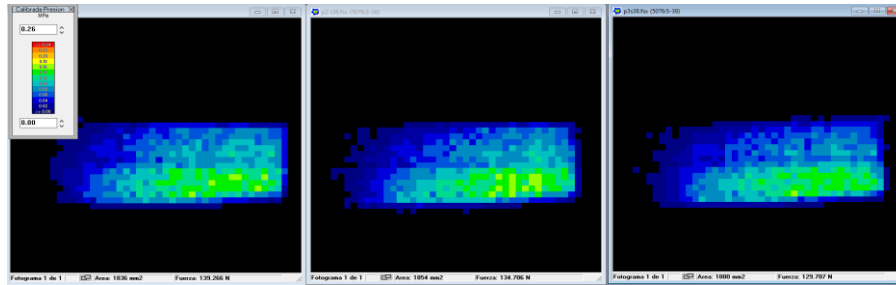


Figura 59. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con barra de vidrio.

A.2 Tipo de rótula.

A.2.1 Rótulas Stryker (4922-1-020).

Rótulas Stryker (4922-1-020)			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estandar
1	153,10	150,07	2,67
2	149,05		
3	148,07		

Tabla 8. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con Rótulas Stryker (4922-1-020).

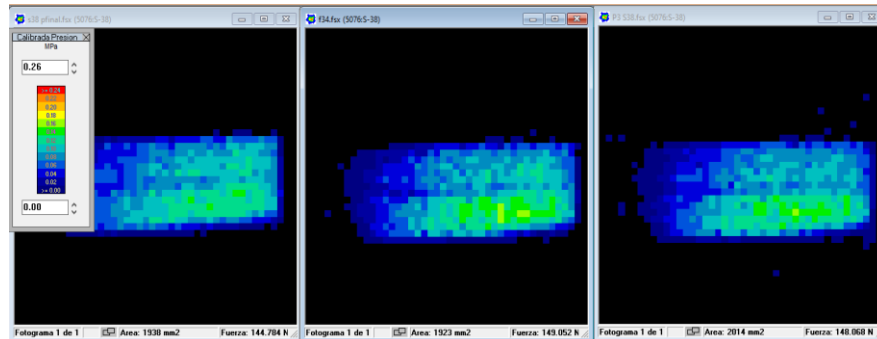


Figura 60. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Rótulas Stryker (4922-1-020).

A.2.2 Rótulas Synthes (393,972).

Rótulas Synthes (393,972)			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	112,21	101,69	10,37
2	101,41		
3	91,47		

Tabla 9. Resultados Experimentales Fuerza de compresión con rótulas Swiss (393,972).

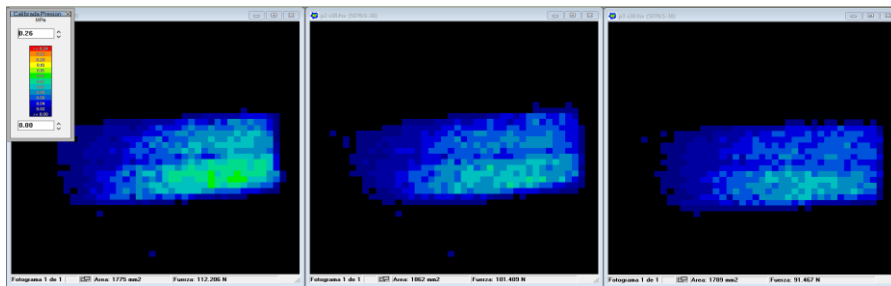


Figura 61. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Rótulas Swiss (392,972).

A.3 Diámetro del clavo de Schanz.

A.3.1 Ø 6.00 mm.

Ø6 mm Clavo de Schanz			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	153,10	150,07	2,67
2	149,05		
3	148,07		

Tabla 10. Resultados Experimentales Fuerza de compresión Clavo de Schanz Ø 6.00 mm.

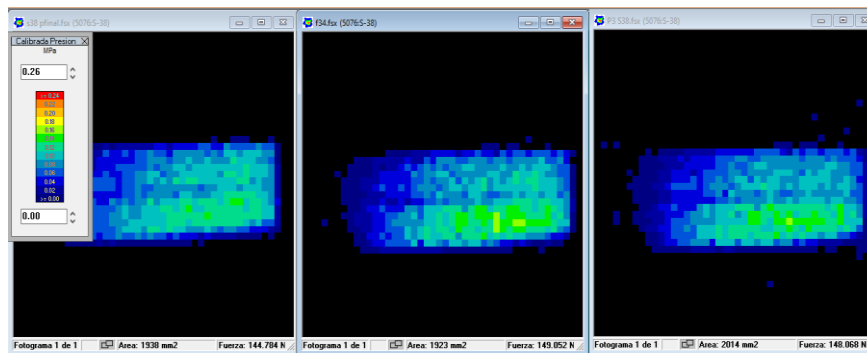


Figura 62. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Clavo de Schanz Ø 6.00 mm.

A.3.2 Ø 5.00 mm.

Ø5 mm Clavo de Schanz			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	105,55	117,24	10,17
2	124,00		
3	122,19		

Tabla 11. Resultados Experimentales Fuerza de compresión Clavo de Schanz Ø 5.00 mm.

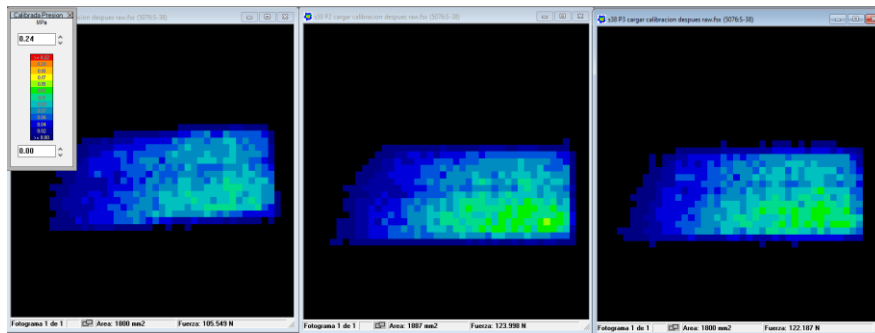


Figura 63. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con Clavo de Schanz Ø 5.00 mm.

A.4 Distancia de inserción del clavo de Schanz ‘c’.

A.4.1 ‘c’ = 5 cm.

Distancia inserción clavo 'c' = 5 cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	153,10	150,07	2,67
2	149,05		
3	148,07		

Tabla 12. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 5 cm.

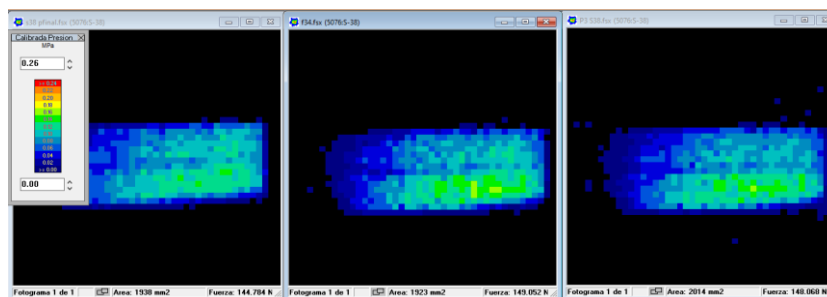


Figura 64. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 5 cm.

A.4.2 ‘c’ = 7 cm.

Distancia inserción clavo 'c' = 7 cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	114,77	111,63	2,81
2	110,79		
3	109,34		

Tabla 13. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 7 cm.

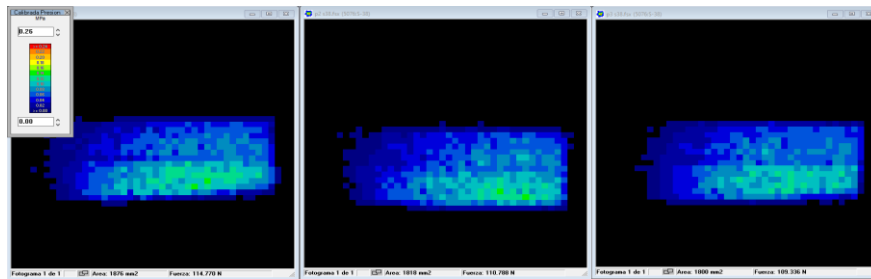


Figura 65. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 7 cm.

A.4.3 'c' = 9 cm.

Distancia inserción clavo 'c' = 9 cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	96,64	96,34	1,46
2	96,05		
3	98,82		

Tabla 14. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'c'= 9 cm.

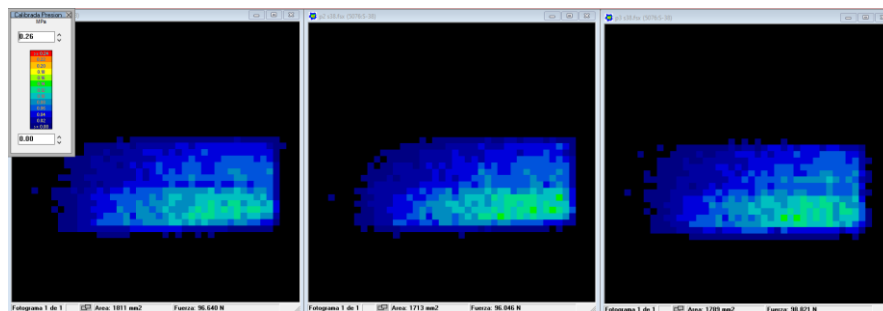


Figura 66. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con 'c' = 9 cm.

A.5 Distancia entre rótulas 'r'.

A.5.1 'r'= 21 cm.

Distancia entre rótulas 'r' = 21 cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	153,10	151,08	2,67
2	149,05		
3	148,07		

Tabla 15. Resultados Experimentales Fuerza de compresión 'r'= 21 cm.

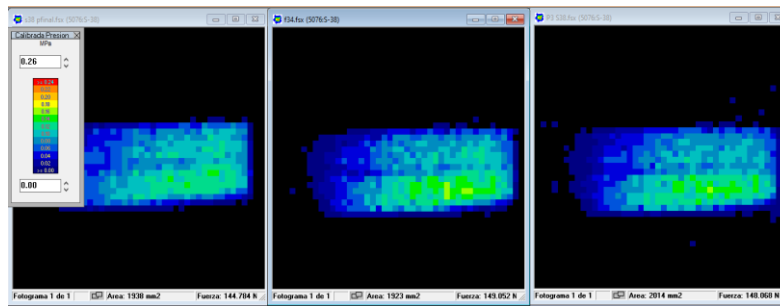


Figura 67. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con $r' = 21$ cm.

A.5.2 $r' = 25$ cm.

Distancia entre rótulas $r' = 25$ cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	163,58	164,42	9,16
2	165,25		
3	148,62		

Tabla 16. Resultados Experimentales Fuerza de compresión $r' = 25$ cm.

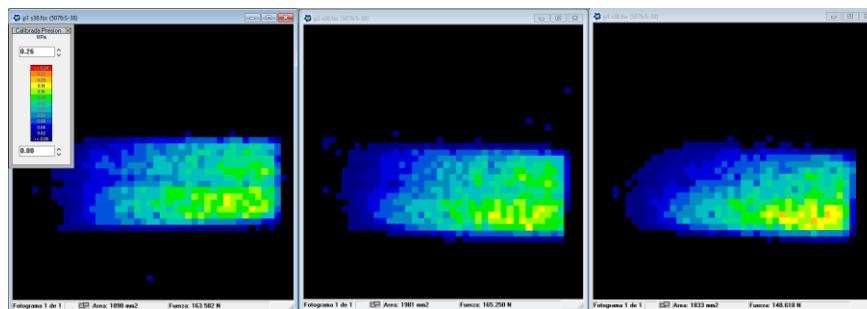


Figura 68. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con $r' = 25$ cm.

A.5.3 $r' = 29$ cm.

Distancia entre rótulas $r' = 29$ cm			
Nº de Pruebas	Fuerza (N)	Media (N)	Desviación estándar
1	198,22	190,71	7,56
2	183,21		
3	189,11		

Tabla 17. Resultados Experimentales Fuerza de compresión $r' = 29$ cm.

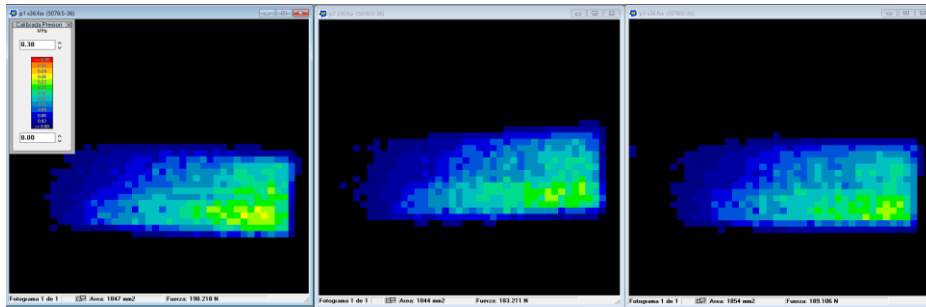


Figura 69. Fuerza de compresión con sensor I-Scan (Tekscan 2006) con ' r ' = 29 cm.

AXEXO B: Resultados Capítulo 5.

B.1 Resultados Experimentales obtenidos con la Máquina de Ensayos.

En esta sección, se presentan los resultados experimentales obtenidos con la máquina de ensayos. Los datos se organizan en función de los diferentes desplazamientos establecidos durante el ensayo. Para facilitar la comprensión de los resultados, se muestra inicialmente un conjunto de dos gráficas: una que representa el desplazamiento en función del tiempo y otra que muestra la fuerza en función del tiempo.

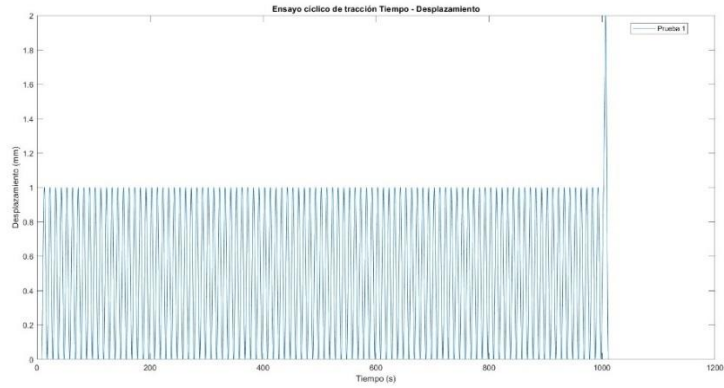
Con objeto de facilitar la detección de los valores pico de fuerza en la señal cíclica registrada por la célula de carga, el ruido inherente a la misma se suavizó aplicando un filtro de ventana de tamaño 10

De la señal cíclica filtrada, se extrajeron los valores máximos de fuerza en función del tiempo. Estos máximos coinciden con los de los ciclos de desplazamiento.

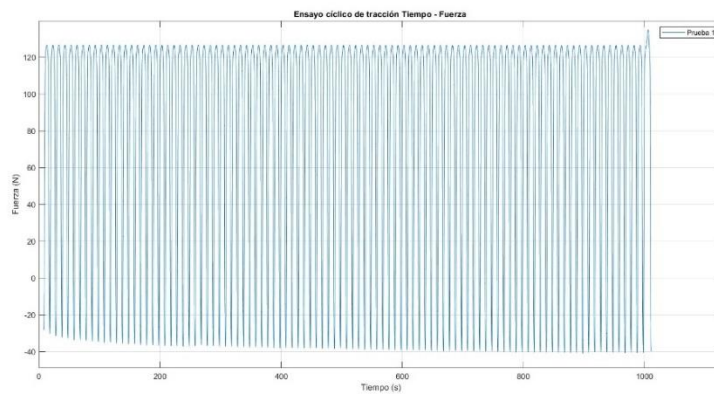
Finalmente, se realizó un ajuste lineal de la fuerza máxima en cada ciclo de desplazamiento. Este análisis permite detectar el comportamiento de la fuerza máxima con el tiempo, proporcionando información clave sobre la respuesta de la pelvis a las cargas cíclicas, para detectar posibles pérdidas de la compresión del anillo pélvico.

Se realizaron 3 pruebas, pero dado que todas presentan un comportamiento similar, solo se muestran las gráficas obtenidas con los datos de la primera muestra.

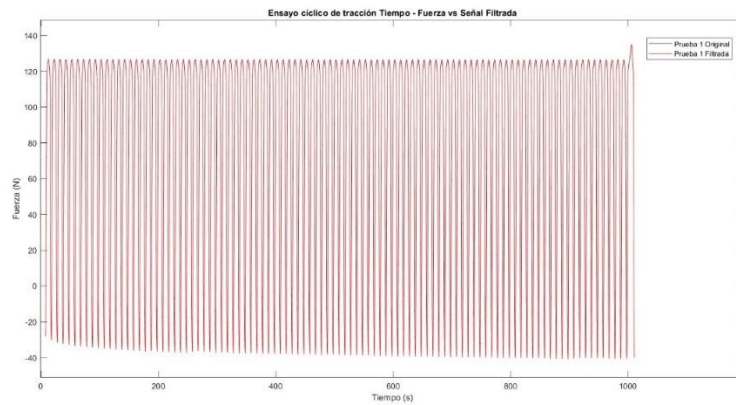
- Desplazamiento de 1 milímetro.



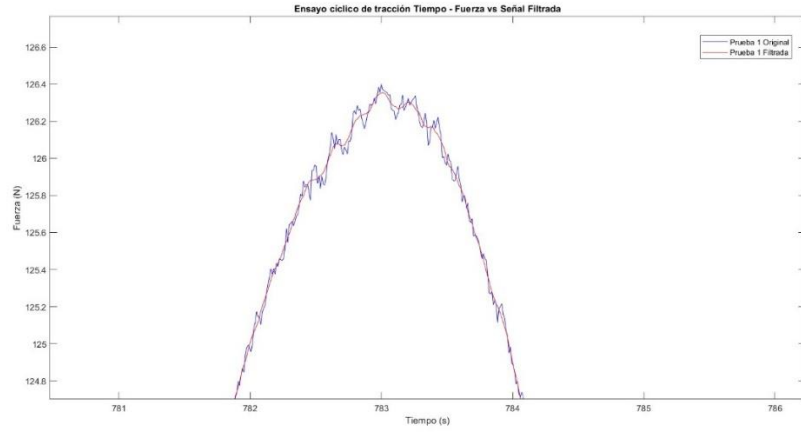
Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).



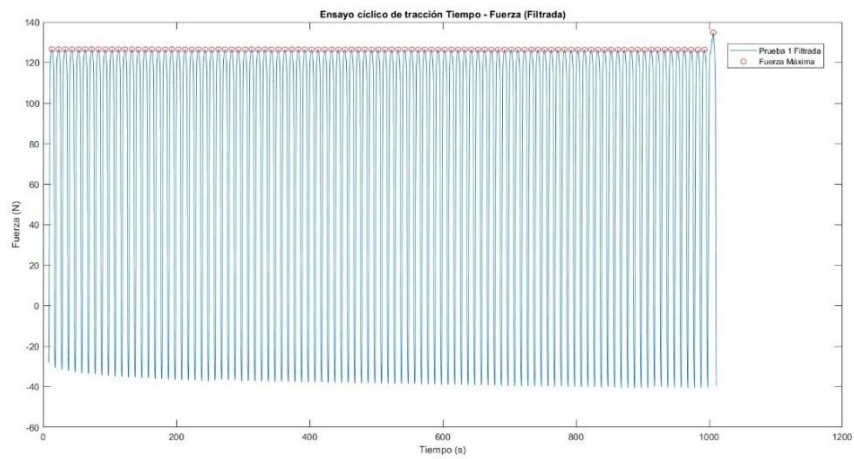
Gráfica 5. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).



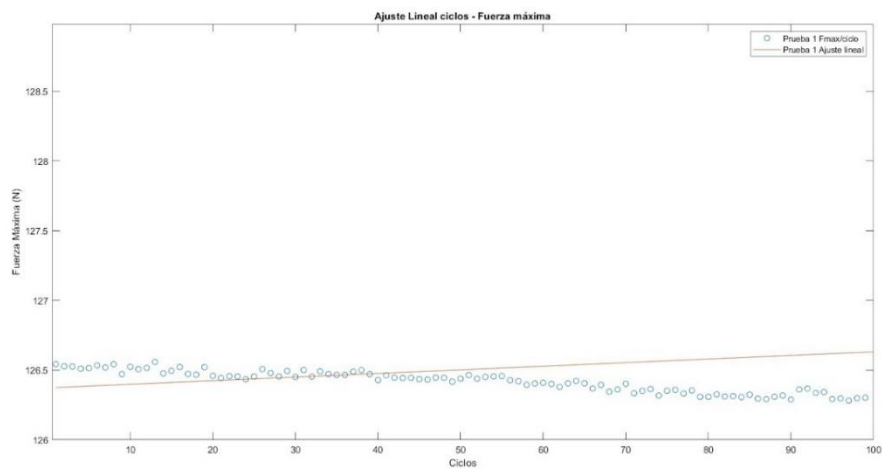
Gráfica 6. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (1 mm).



Gráfica 7. Zoom señal filtrada vs señal original (1mm).

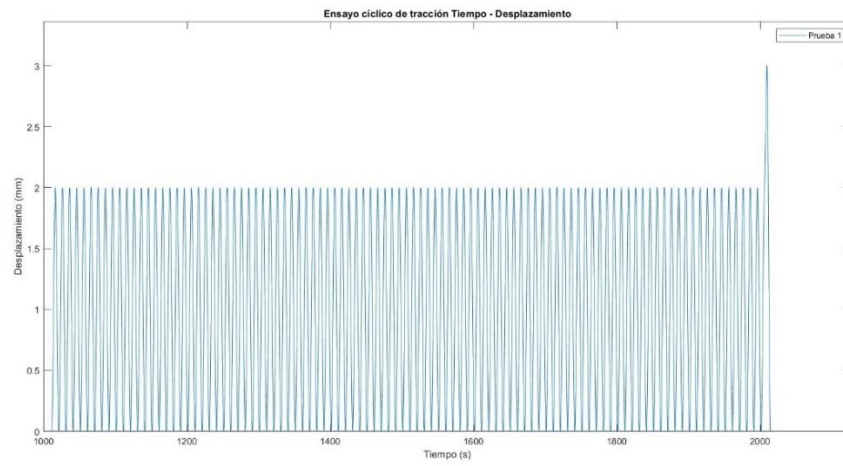


Gráfica 8. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplificada y máquina de ensayos (1 mm).

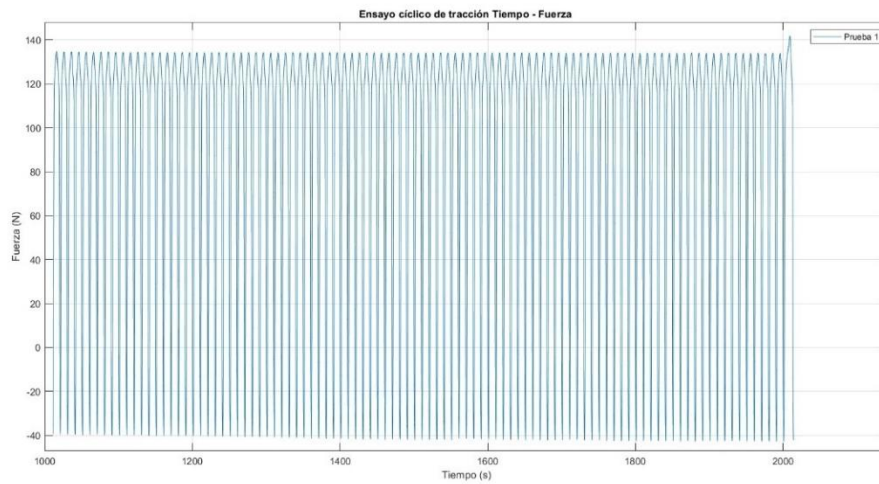


Gráfica 9. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (1 mm).

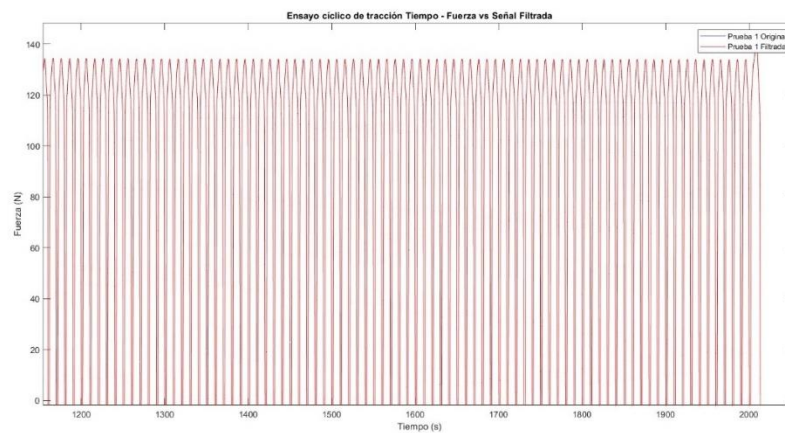
- Desplazamiento de 2 mm.



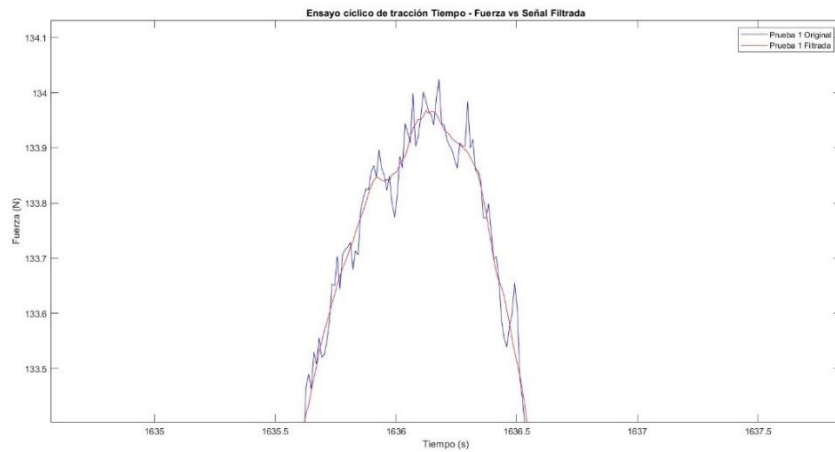
Gráfica 10. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).



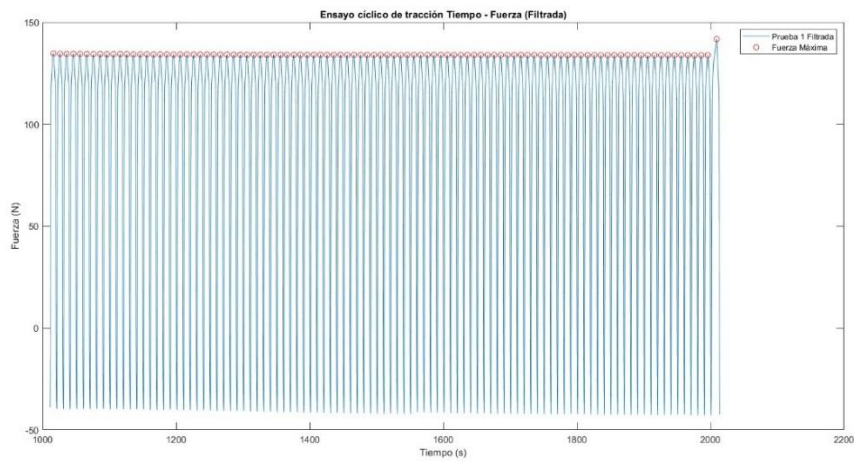
Gráfica 11. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).



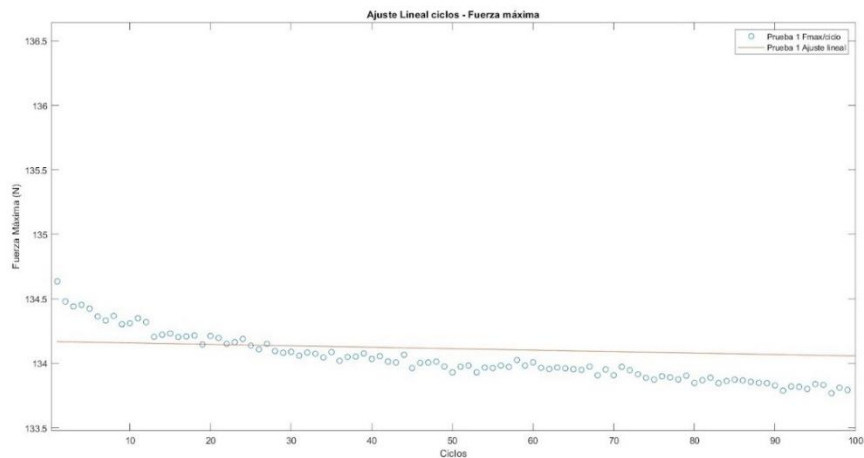
Gráfica 12. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (2 mm).



Gráfica 13. Zoom señal filtrada vs señal original (2 mm).

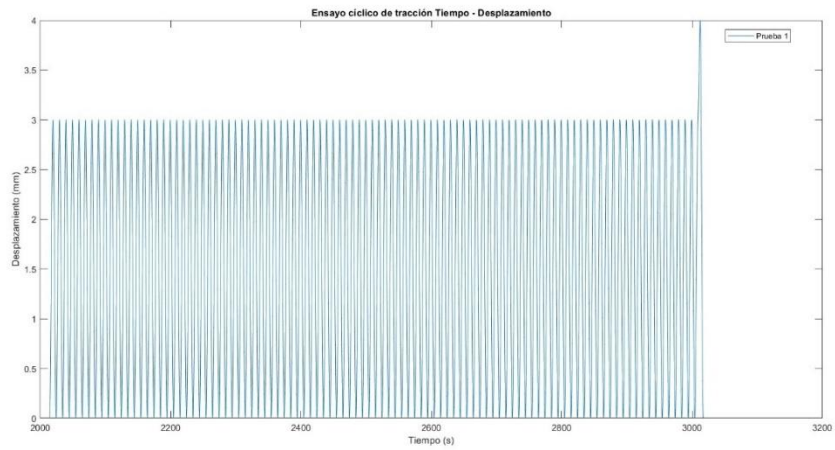


Gráfica 14. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplificada y máquina de ensayos (2 mm).

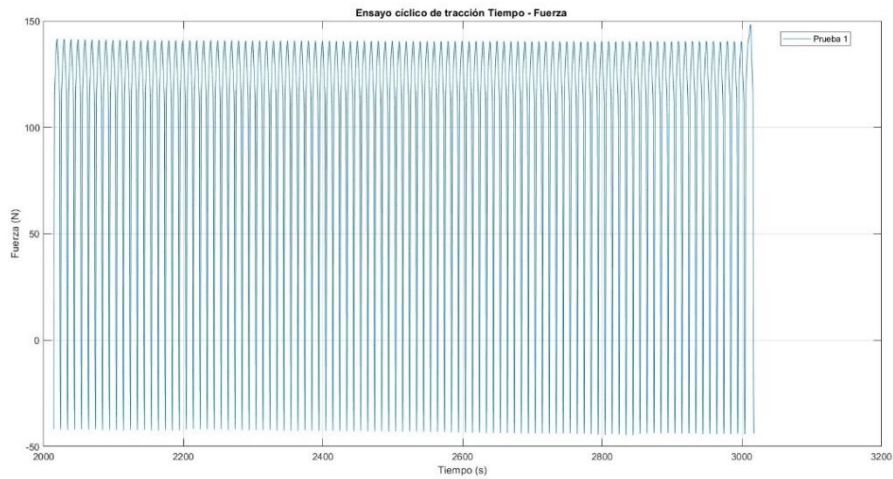


Gráfica 15. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (2 mm).

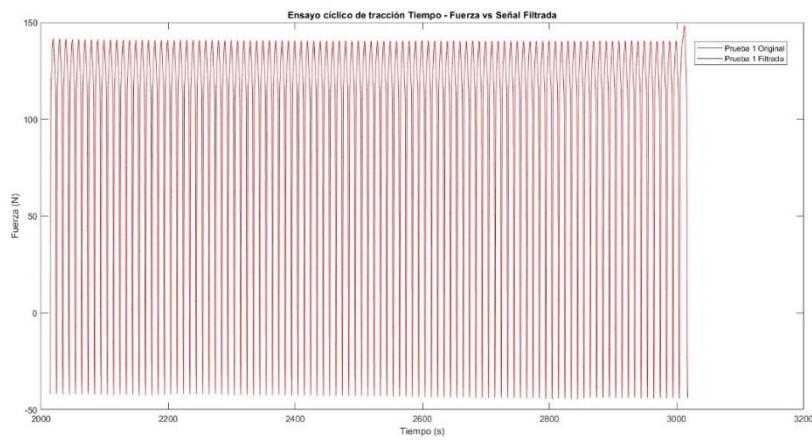
- Desplazamiento de 3 mm.



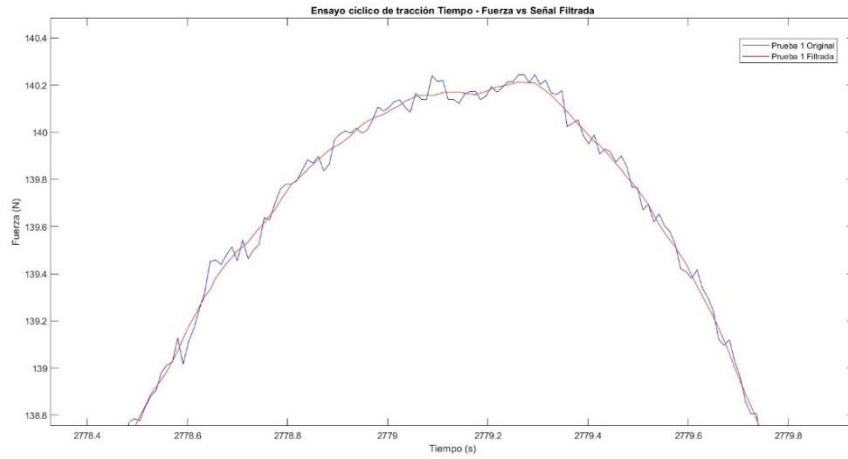
Gráfica 16. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).



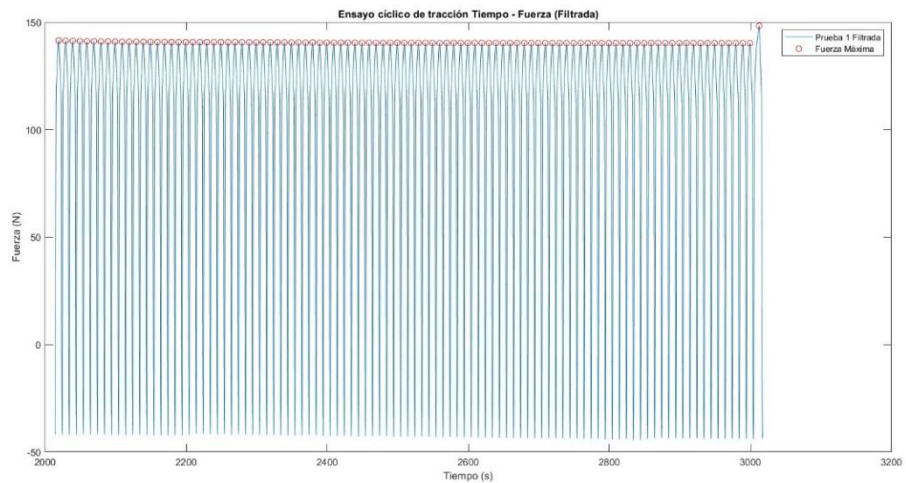
Gráfica 17. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).



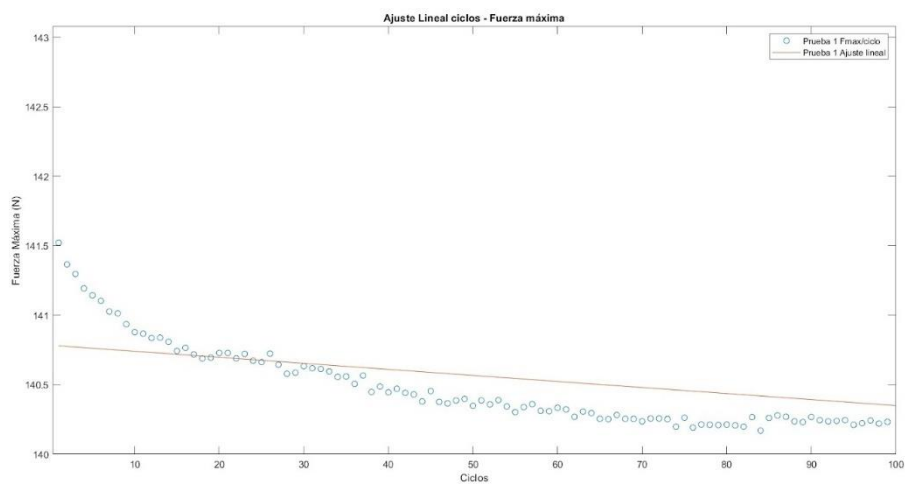
Gráfica 18. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (3 mm).



Gráfica 19. Zoom señal filtrada vs señal original (3 mm).

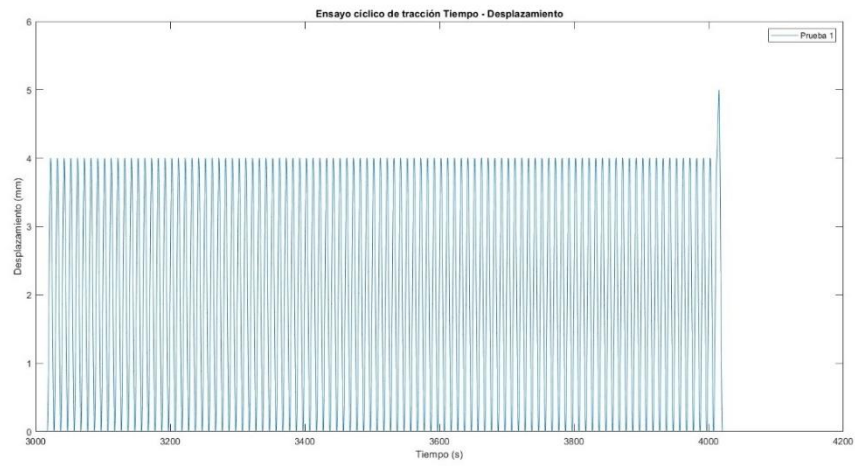


Gráfica 20. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplificada y máquina de ensayos (3 mm).

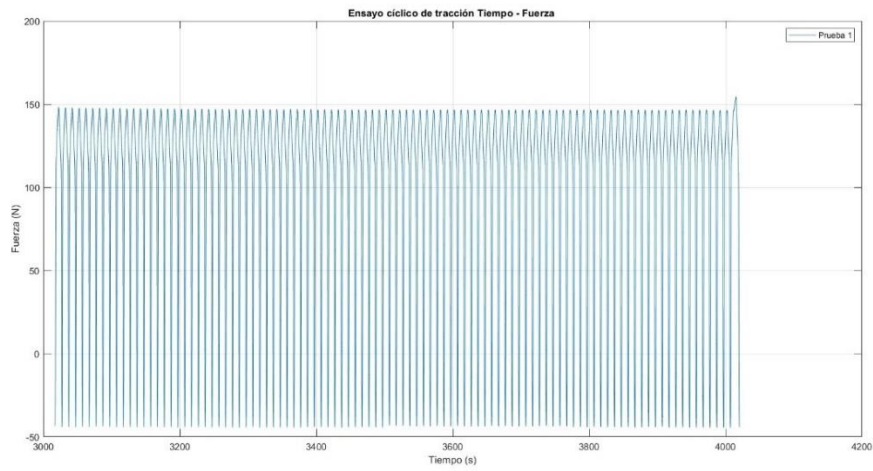


Gráfica 21. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (3 mm).

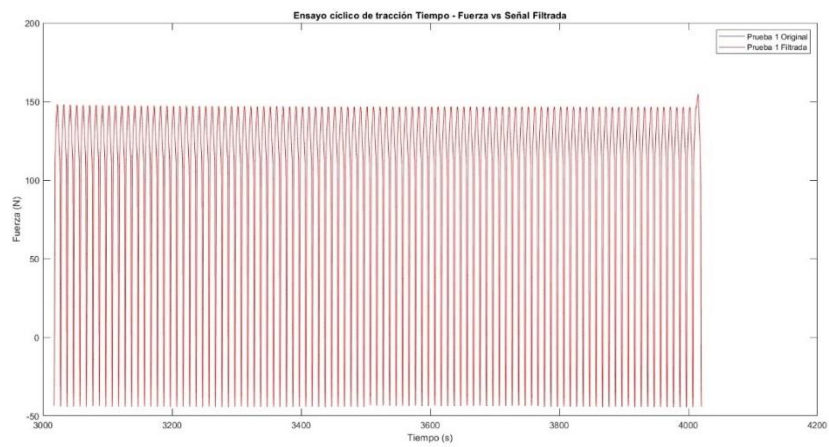
- Desplazamiento de 4 mm.



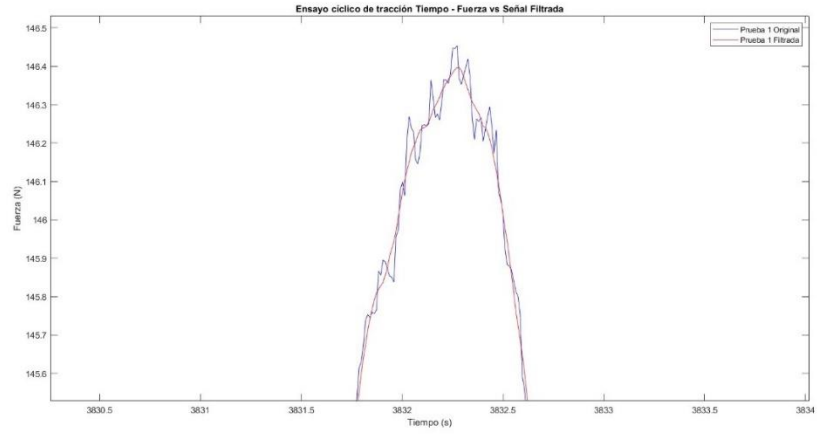
Gráfica 22. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).



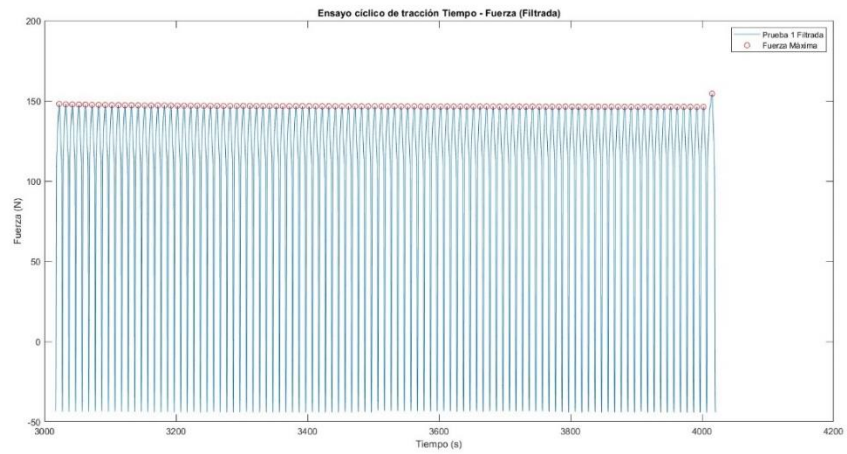
Gráfica 23. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).



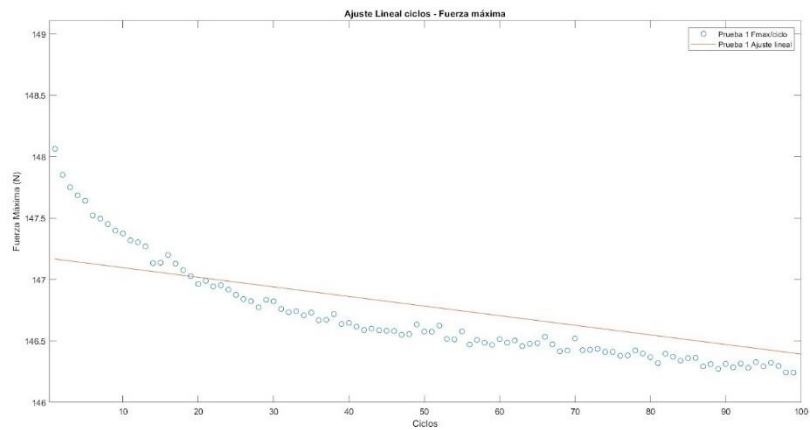
Gráfica 24. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (4 mm).



Gráfica 25. Zoom señal filtrada vs señal original (4 mm).

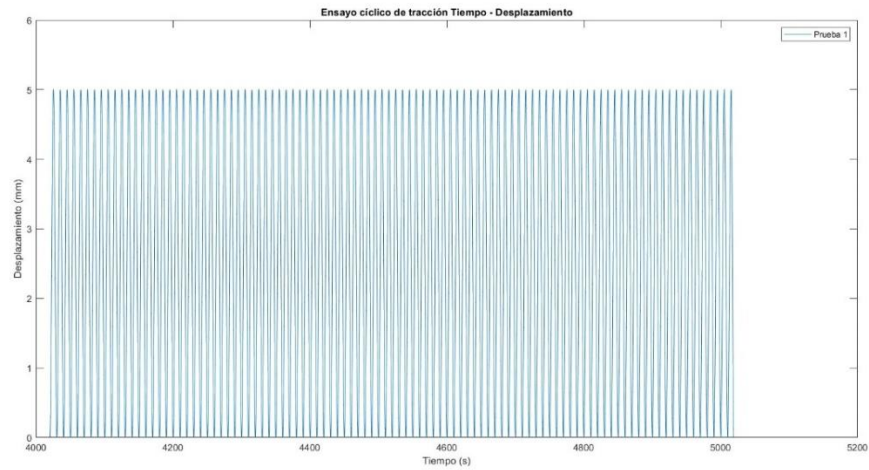


Gráfica 26. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplificada y máquina de ensayos (4 mm).

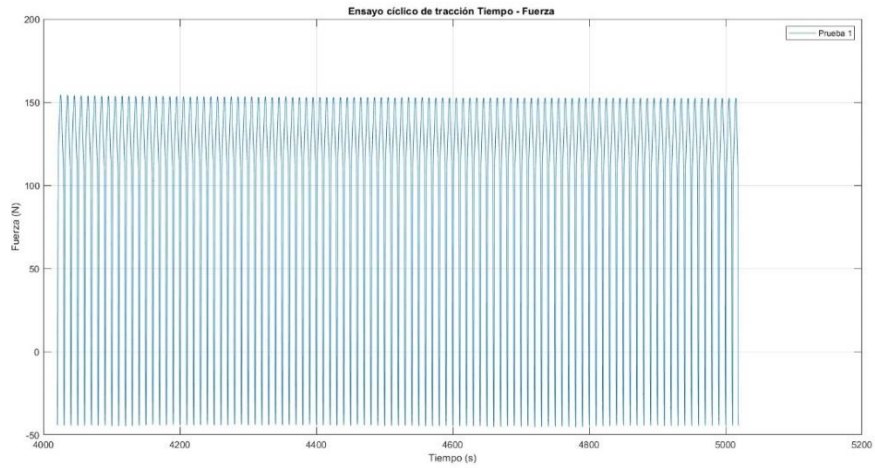


Gráfica 27. Ajuste lineal Fmax - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (4 mm).

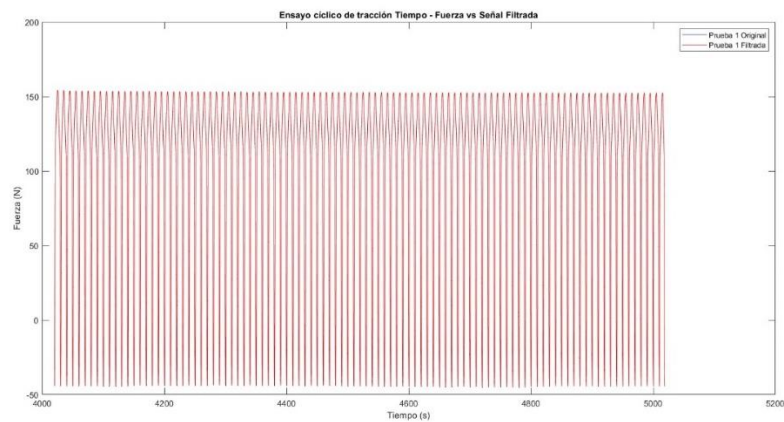
- Desplazamiento de 5 mm.



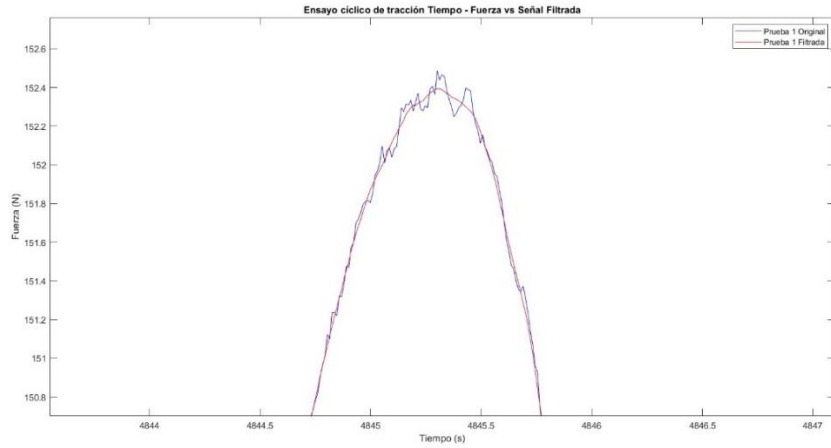
Gráfica 28. Gráfica 4. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Desplazamiento, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).



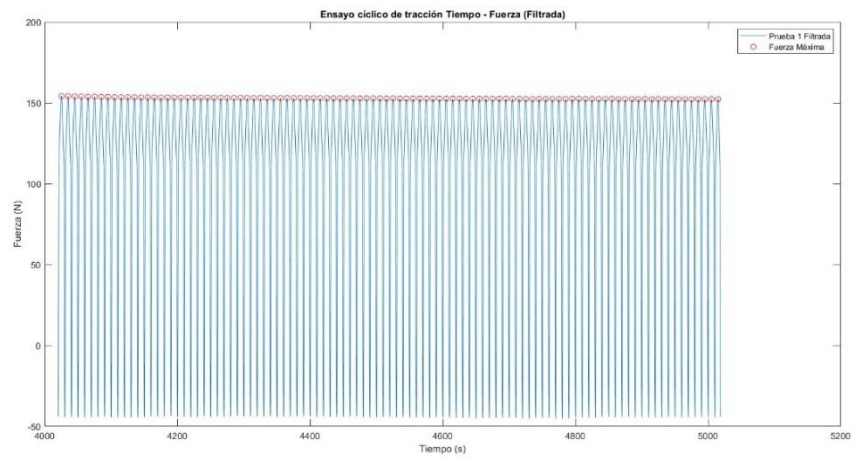
Gráfica 29. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).



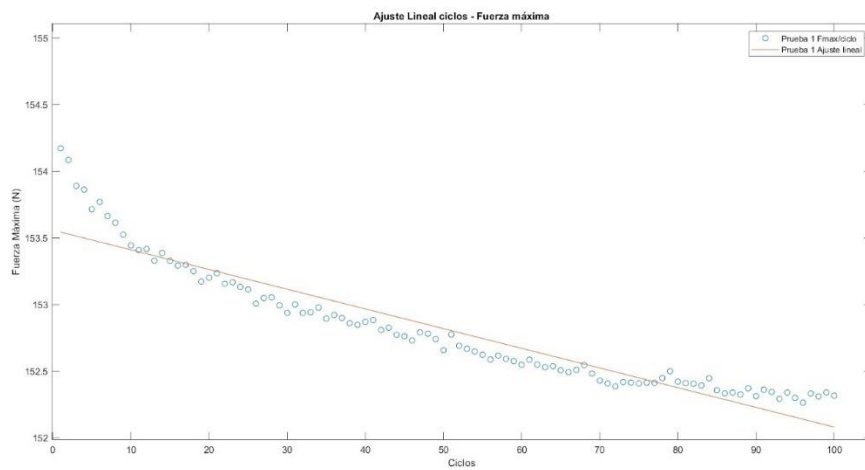
Gráfica 30. Señal filtrada ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con máquina de Ensayos (5 mm).



Gráfica 31. Zoom señal filtrada vs señal original (5 mm).



Gráfica 32. Máximos de fuerza del ensayo cíclico con pelvis simplificada y máquina de ensayos (5 mm).



Gráfica 33. Ajuste lineal F_{max} - Ciclos, ensayo cíclico de la pelvis simplificada con la máquina de ensayos (5 mm).

La información más importante que se obtiene de estas gráficas es la fuerza máxima en cada ciclo. Se procede a agrupar la fuerza máxima en intervalos de 10 ciclos, al principio, mitad y final para cada uno de los desplazamientos. La información detallada se puede ver en Tabla 18, Tabla 19 y Tabla 20.

PRUEBA 1 - MINITEST-10/250-MD2i					
Fuerza Máxima (N)	1 mm		Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90-100]
		\bar{X}	126,52	126,44	127,09
	σ	0,02	0,01	2,56	
	2 mm	\bar{X}	134,41	133,97	134,53
		σ	0,10	0,03	2,38
	3 mm	\bar{X}	141,15	140,37	140,97
		σ	0,20	0,04	2,43
	4 mm	\bar{X}	147,62	146,57	147,04
σ		0,22	0,04	2,47	
5 mm	\bar{X}	153,77	152,72	152,32	
	σ	0,23	0,06	0,0277	

Tabla 18. Prueba 1: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

PRUEBA 2 - MINITEST-10/250-MD2i					
Fuerza Máxima (N)	1 mm		Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90,100]
		\bar{X}	125,66	124,97	125,64
	σ	0,08	0,02	2,82	
	2 mm	\bar{X}	133,63	133,00	133,39
		σ	0,14	0,04	2,30
	3 mm	\bar{X}	140,13	139,56	140,09
		σ	0,13	0,03	2,24
	4 mm	\bar{X}	146,46	146,02	146,51
σ		0,15	0,03	2,27	
5 mm	\bar{X}	152,95	152,33	152,19	
	σ	0,15	0,04	0,02	

Tabla 19. Prueba 2: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

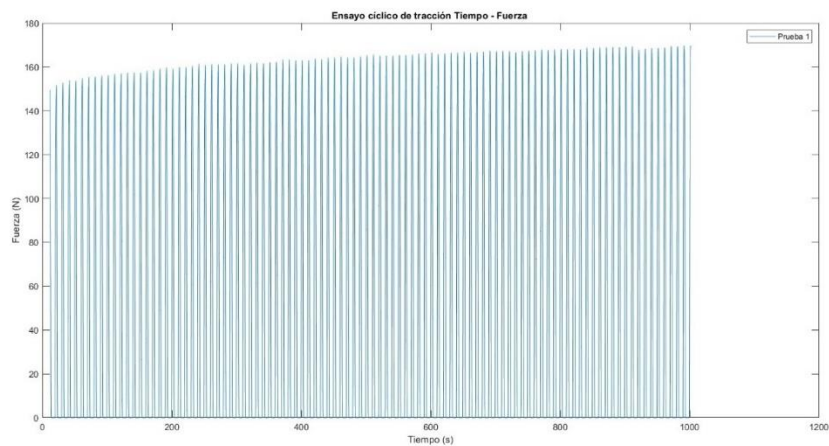
PRUEBA 3 - MINITEST-10/250-MD2i					
Fuerza Máxima (N)	1 mm		Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90,100]
		\bar{X}	131,93	131,66	132,45
	σ	0,04	0,02	2,90	
	2 mm	\bar{X}	140,76	140,49	141,21
		σ	0,06	0,04	2,61
	3 mm	\bar{X}	148,57	148,08	148,70
		σ	0,14	0,04	2,39
	4 mm	\bar{X}	155,42	154,86	155,54
σ		0,15	0,04	2,42	
5 mm	\bar{X}	162,31	161,62	161,44	
	σ	0,16	0,04	0,03	

Tabla 20. Prueba 3: Fuerza máxima de tracción de la máquina de ensayos en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

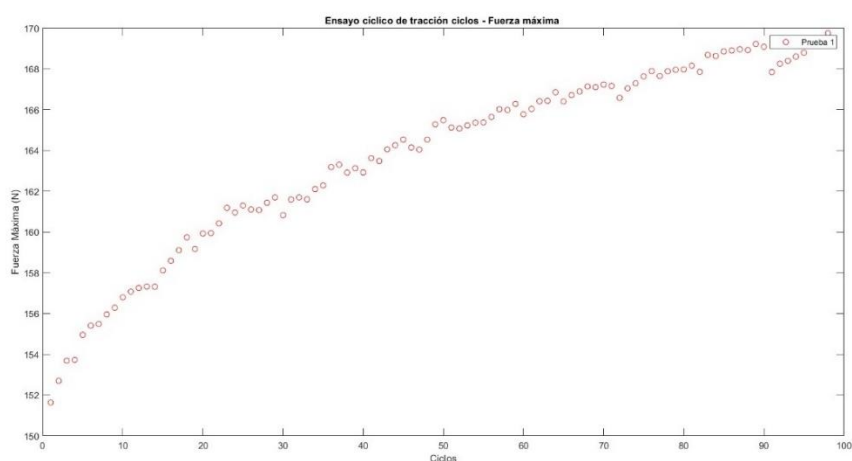
B.2 Resultados Experimentales obtenidos con sistema I-Scan.

En este apartado se muestran los resultados de fuerza de compresión obtenidos con el sistema I-Scan para los distintos desplazamientos ya previamente definidos. En primer lugar, destacamos una gráfica de la fuerza en función del tiempo. Posteriormente, se obtiene una gráfica que relaciona el número de ciclos con su fuerza máxima correspondiente. Solo se muestran las gráficas obtenidas de los datos recopilados de la primera prueba, ya que todos se comportan de manera parecida.

- Desplazamiento de 1 mm.

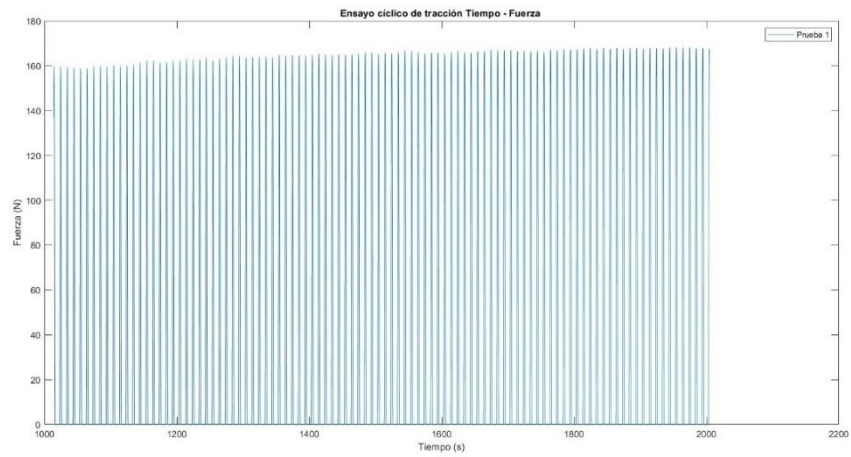


Gráfica 34. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (1 mm).

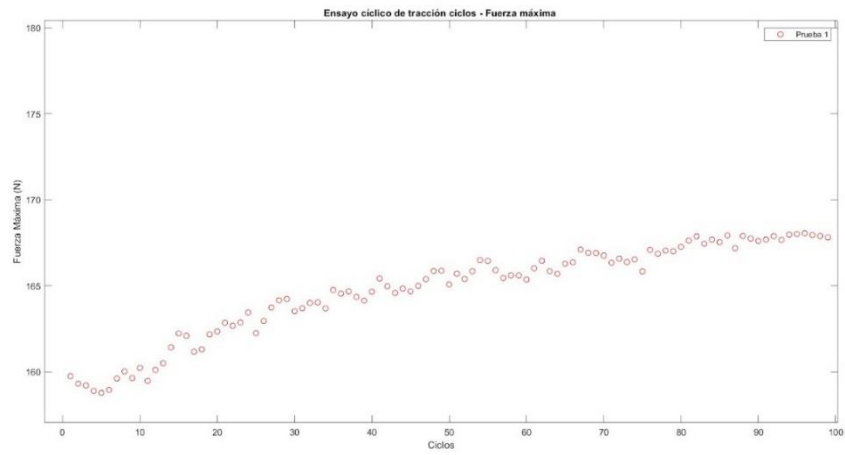


Gráfica 35. F_{max} - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (1 mm).

- Desplazamiento de 2 mm.

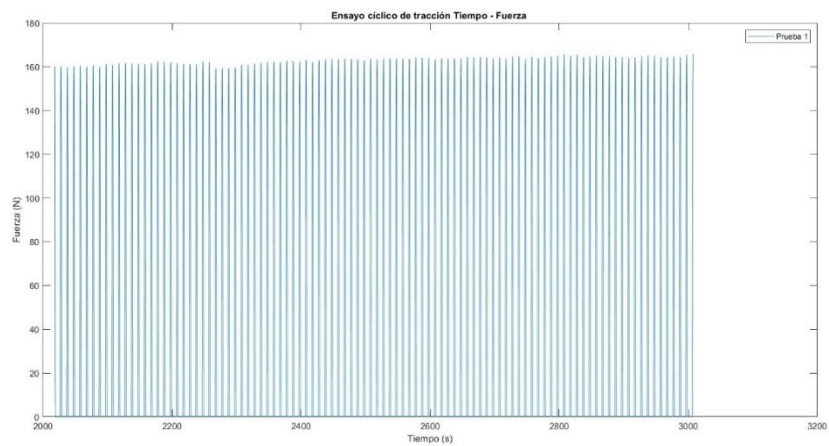


Gráfica 36. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (2 mm).

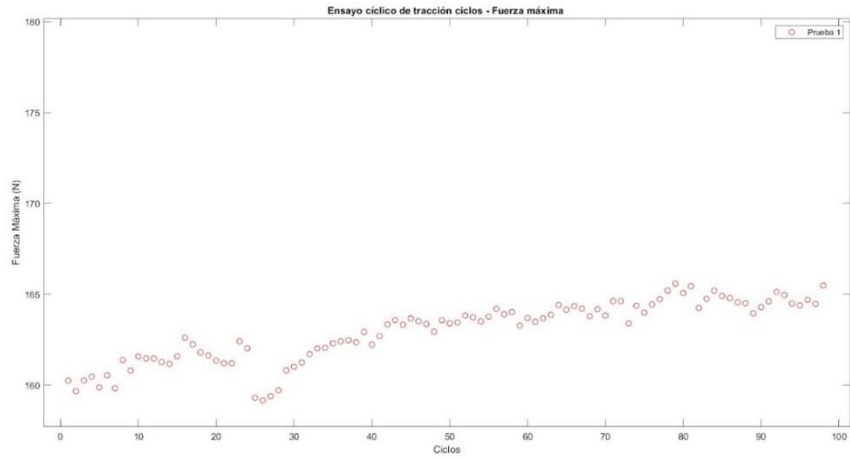


Gráfica 37. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (2 mm).

- Desplazamiento de 3 mm.

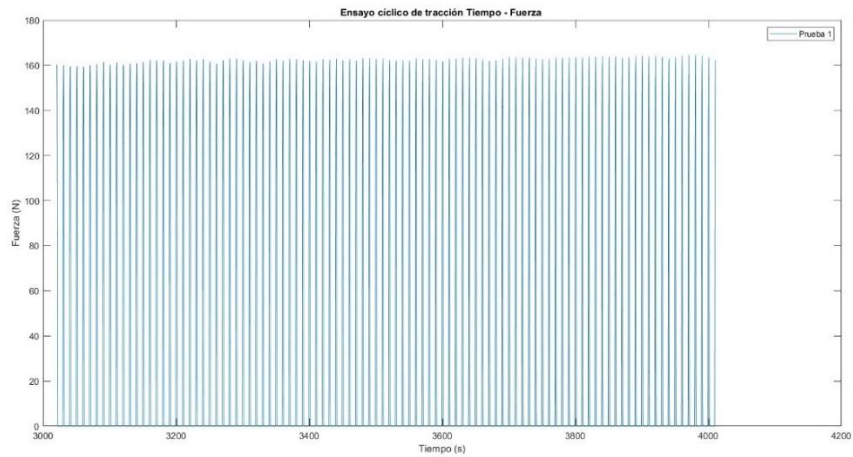


Gráfica 38. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (3 mm).

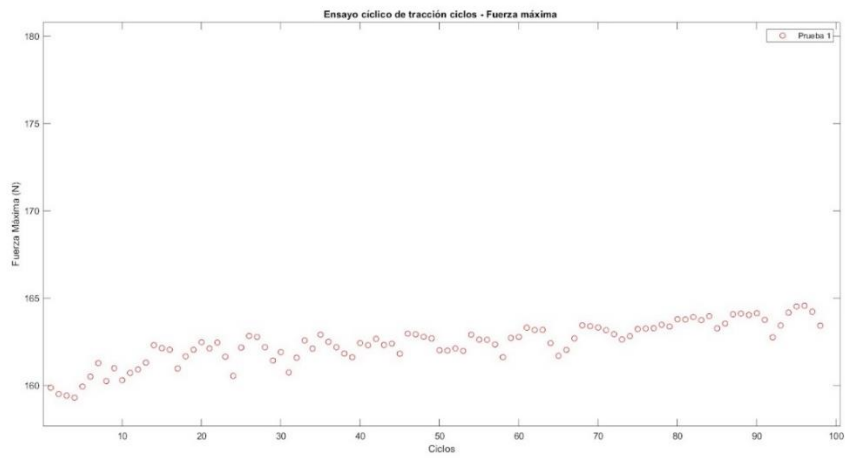


Gráfica 39. F_{max} - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (3 mm).

- Desplazamiento de 4 mm.

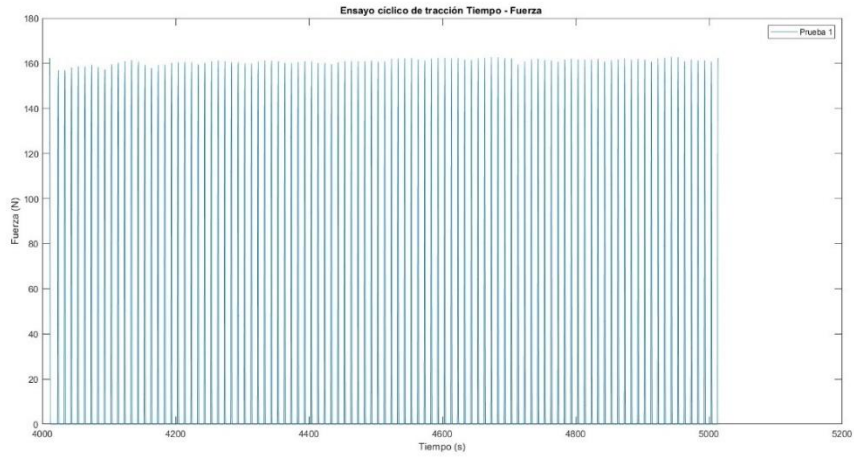


Gráfica 40. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (4 mm).

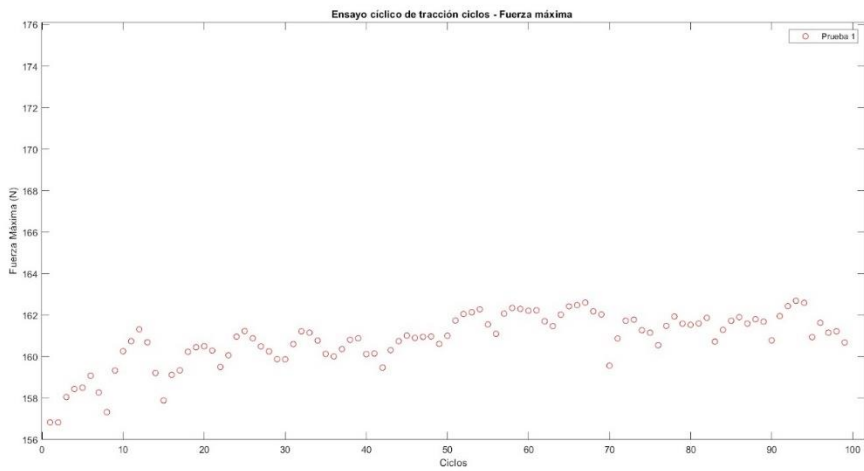


Gráfica 41. F_{max} - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (4 mm).

- Desplazamiento de 5 mm.



Gráfica 42. Ensayo cíclico de tracción Tiempo - Fuerza, para pelvis simplificada con sistema I-Scan (5 mm).



Gráfica 43. Fmax - ciclos en ensayo cíclico de la pelvis simplificada con el sistema I-Scan (5 mm).

La información más importante que se obtiene de estas gráficas es la fuerza máxima en cada ciclo. Se procede a agrupar la fuerza máxima en intervalos de 10 ciclos, al principio, mitad y final para cada uno de los desplazamientos. La información más detallada se puede ver en la Tabla 21, Tabla 22 y Tabla 23.

		PRUEBA 1 - SISTEMA I-SCAN			
			Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90-100]
Fuerza Máxima (N)	1 mm	\bar{X}	154,67	164,83	168,89
		σ	1,67	0,53	0,57
	2 mm	\bar{X}	159,43	165,61	167,84
		σ	0,49	0,58	0,15
	3 mm	\bar{X}	160,45	163,47	164,63
		σ	0,64	0,24	0,42
	4 mm	\bar{X}	160,12	162,40	163,91
		σ	0,66	0,45	0,54
	5 mm	\bar{X}	158,29	161,38	161,61
		σ	1,10	0,59	0,73

Tabla 21. Prueba 1: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

		PRUEBA 2 - SISTEMA I-SCAN			
			Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90,100]
Fuerza Máxima (N)	1 mm	\bar{X}	149,13	154,59	158,98
		σ	1,31,49	0,53	0,50
	2 mm	\bar{X}	156,48	158,87	162,17
		σ	1,27	0,92	0,38
	3 mm	\bar{X}	160,23	162,06	164,86
		σ	0,95	0,34	0,37
	4 mm	\bar{X}	156,47	160,16	162,77
		σ	1,01	0,80	0,65
	5 mm	\bar{X}	157,58	158,36	161,13
		σ	1,06	0,92	0,96

Tabla 22. Prueba 2: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

		PRUEBA 3 - SISTEMA I-SCAN			
			Ciclos € [1,10]	Ciclos € [45,55]	Ciclos € [90,100]
Fuerza Máxima (N)	1 mm	\bar{X}	180,26	193,31	197,68
		σ	2,23	0,77	0,60
	2 mm	\bar{X}	189,92	195,59	197,98
		σ	0,75	0,31	0,29
	3 mm	\bar{X}	189,23	193,32	193,70
		σ	0,56	0,84	0,39
	4 mm	\bar{X}	187,55	190,39	192,80
		σ	101,78	0,65	0,46
	5 mm	\bar{X}	186,68	186,68	187,34
		σ	1,02	0,61	0,90

Tabla 23. Prueba 3: Fuerza máxima de compresión medida por el sistema I-Scan en cada uno de los desplazamientos y en los tres intervalos de ciclos.

ANEXO C: Resultados Capítulo 6.

C.1 Resultados Experimentales obtenidos con la Máquina de Ensayos.

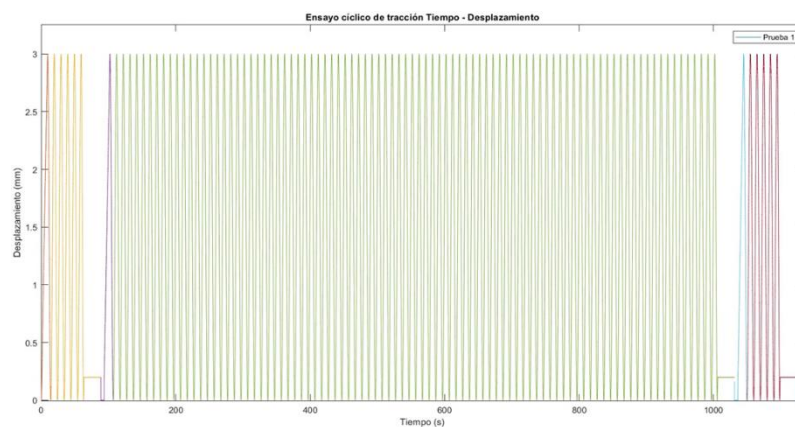
En esta sección, se presentan los resultados experimentales obtenidos con la máquina de ensayos. Los datos se organizan en función de los diferentes desplazamientos establecidos durante el ensayo. Para facilitar la comprensión de los resultados, se muestra inicialmente un conjunto de dos gráficas: una que representa el desplazamiento en función del tiempo y otra que muestra la fuerza en función del tiempo.

En este caso no fue necesario aplicar un filtro de ventana ya que las señales de fuerza en función del tiempo no presentaban tanto ruido como las obtenidas en el Capítulo 5.

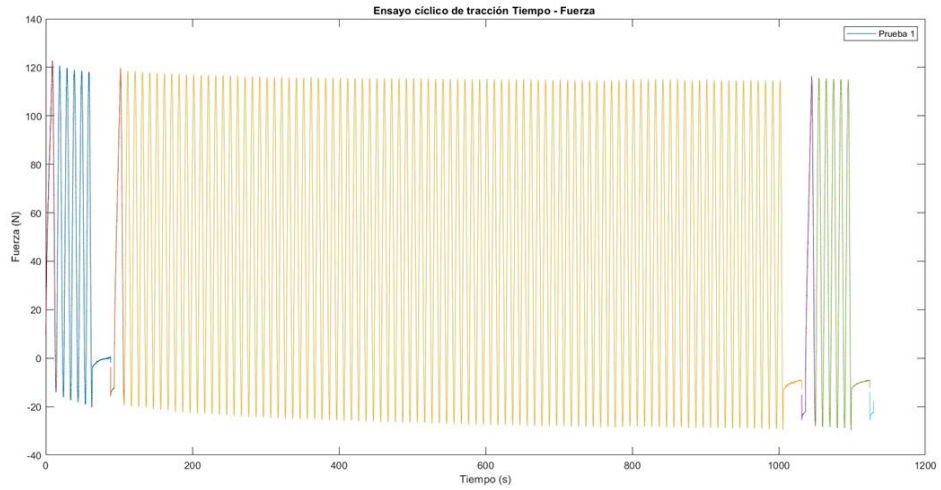
Se extrajeron los valores máximos de fuerza en función del tiempo para cada tramo establecido de interés. Estos máximos coinciden con los de los ciclos de desplazamiento.

Se realizaron 3 pruebas, pero dado que todas presentan un comportamiento similar, solo se muestran las gráficas obtenidas con los datos de la primera muestra.

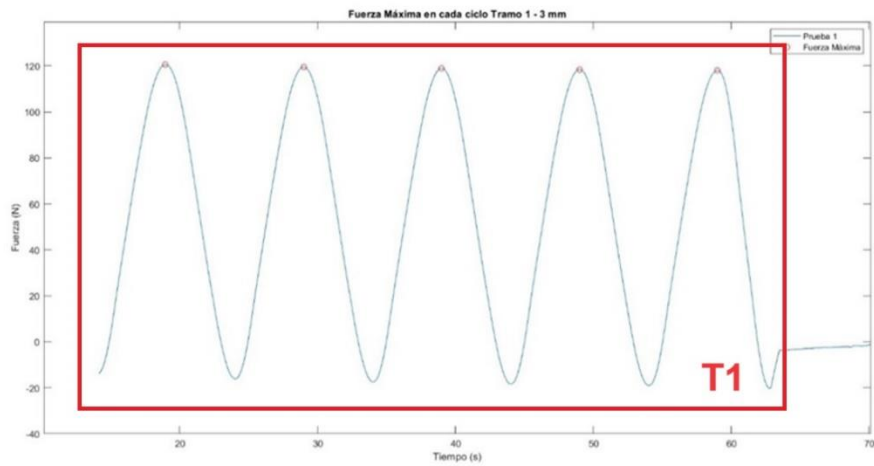
- Desplazamiento de 3 milímetros.



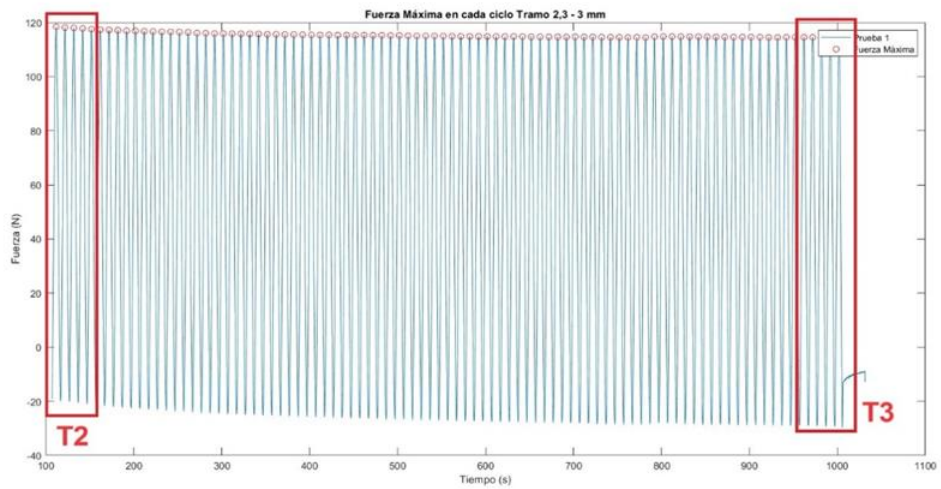
Gráfica 44. Ensayo cíclico de tracción tiempo – desplazamiento para pelvis sintética con máquina de ensayos (3 mm).



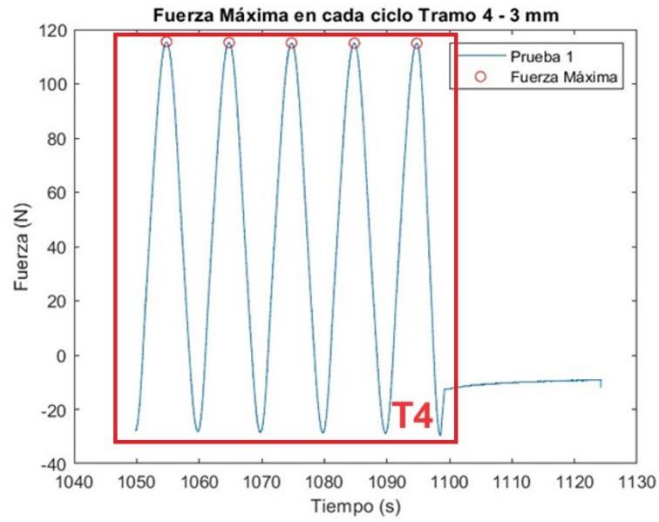
Gráfica 45. Ensayo cíclico de tracción fuerza - tiempo para pelvis sintética con máquina de ensayos (3 mm).



Gráfica 46. Máximos de fuerza en tramo 1 para 3 mm.

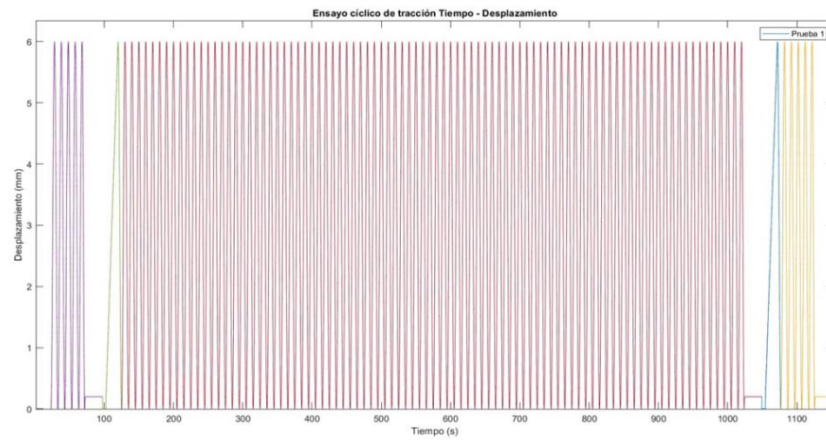


Gráfica 47. Máximos de fuerza para tramo 3 y 4 para 3 mm.

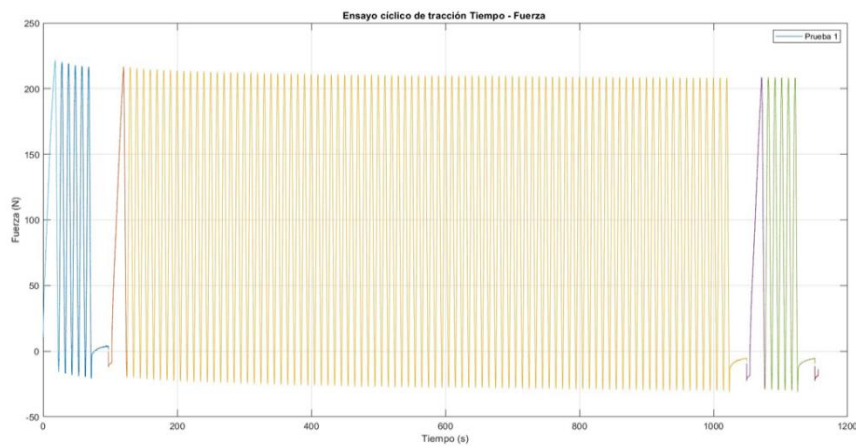


Gráfica 48. Máximos de fuerza en el tramo 4 para 3 mm.

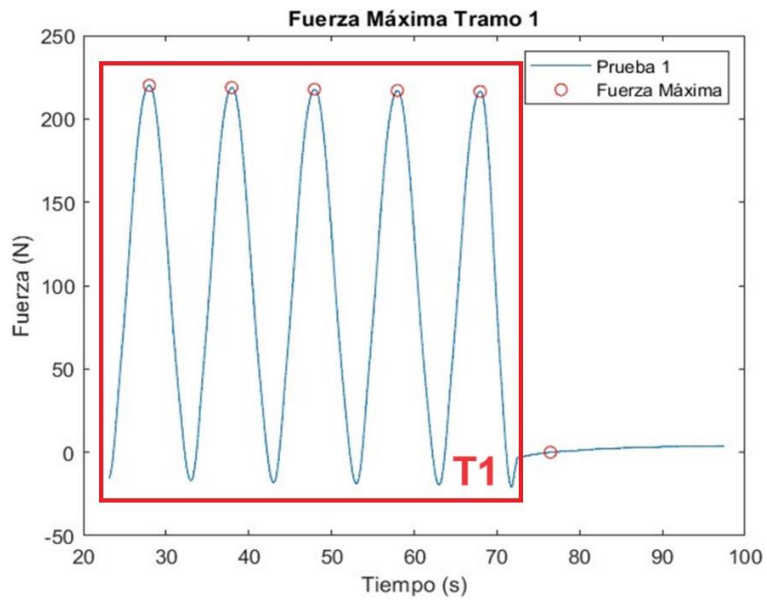
- Desplazamiento de 6 milímetros.



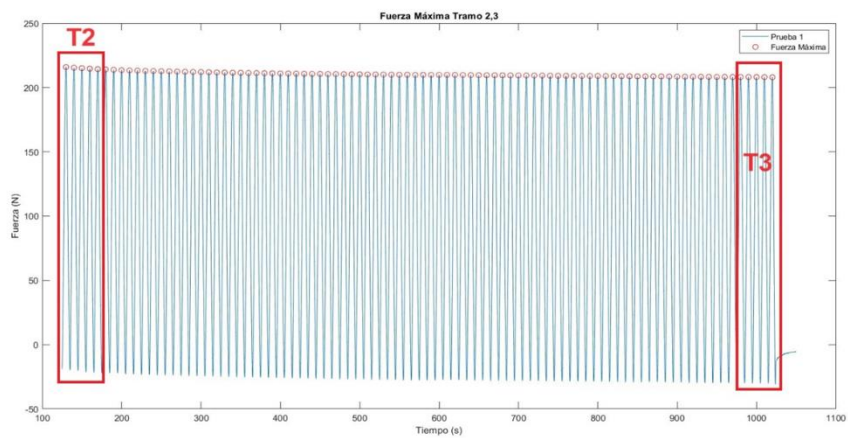
Gráfica 49. Ensayo cíclico de tracción tiempo – desplazamiento para pelvis sintética con máquina de ensayos (6 mm).



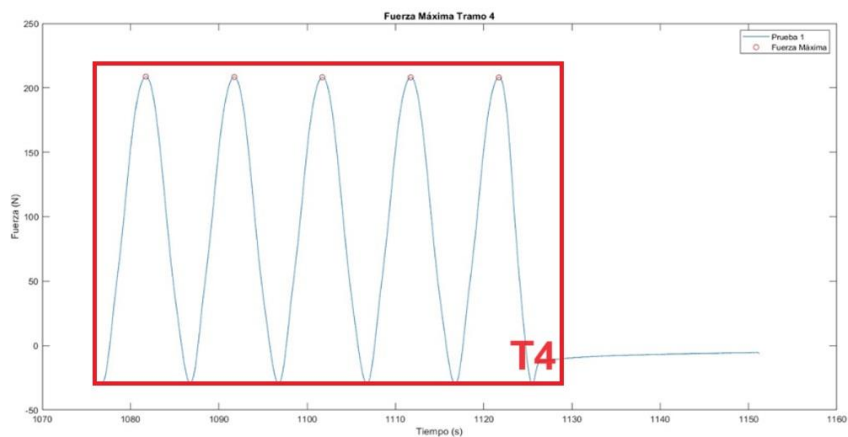
Gráfica 50. Ensayo cíclico de tracción fuerza - tiempo para pelvis sintética con máquina de ensayos (6 mm).



Gráfica 51. Máximo de fuerza en el tramo 1 para 6 mm.



Gráfica 52. Máximos de fuerza para tramo 3 y 4 para 6 mm.



Gráfica 53. Máximos de fuerza para tramo 4 para 6 mm.

La información más importante que se obtiene de estas gráficas son los valores de fuerza máxima en cada uno de los tramos establecidos. Cada tramo de interés, como ya se mencionó anteriormente consta de 5 ciclos y sirven para analizar la evolución de la fuerza de tracción a lo largo del ensayo predefinido.

Los valores de fuerza máxima medios de cada tramo y en función del desplazamiento, para cada una de las 3 pruebas realizadas se muestran en la Tabla 24, la Tabla 25 y la Tabla 26.

- Prueba 1:

PRUEBA 1 - 3 mm - MINITEST-10/250-MD2i			PRUEBA 1 - 6 mm - MINITEST-10/250-MD2i		
Fuerza Máxima (N)			Fuerza Máxima (N)		
a)	Media	Desviación estándar	b)	Media	Desviación estándar
Tramo 1	119,09	1,00	Tramo 1	218,01	1,47
Tramo 2	117,98	0,33	Tramo 2	215,04	0,66
Tramo 3	114,52	0,04	Tramo 3	208,09	0,08
Tramo 4	115,14	0,22	Tramo 4	208,30	0,23

Tabla 24. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 1).

- Prueba 2:

PRUEBA 2 - 3 mm - MINITEST-10/250-MD2i			PRUEBA 2 - 6 mm - MINITEST-10/250-MD2i		
Fuerza Máxima (N)			Fuerza Máxima (N)		
a)	Media	Desviación estándar	b)	Media	Desviación estándar
Tramo 1	88,81	0,69	Tramo 1	190,94	1,29
Tramo 2	87,86	0,81	Tramo 2	187,89	0,59
Tramo 3	87,17	0,01	Tramo 3	182,22	0,10
Tramo 4	86,78	0,18	Tramo 4	180,79	0,24

Tabla 25. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 2).

- Prueba 3:

PRUEBA 3 - 3 mm - MINITEST-10/250-MD2i			PRUEBA 3 - 6 mm - MINITEST-10/250-MD2i		
Fuerza Máxima (N)			Fuerza Máxima (N)		
a)	Media	Desviación estándar	b)	Media	Desviación estándar
Tramo 1	111,63	1,15	Tramo 1	237,41	0,72
Tramo 2	109,38	0,59	Tramo 2	235,27	0,96
Tramo 3	105,06	0,05	Tramo 3	224,09	0,13
Tramo 4	105,69	0,27	Tramo 4	223,51	0,21

Tabla 26. Fuerza Media en cada tramo medida con la máquina de ensayos para a) 3 mm b) 6 mm (PRUEBA 3).

C.2 Resultados Experimentales obtenidos con sistema I-Scan.

En este apartado se muestran los resultados de fuerza de compresión media obtenidos con el sistema I-Scan para los distintos desplazamientos en cada una de las zonas de fractura. En la Tabla 27, Tabla 28 y Tabla 29 se muestran los resultados para las 3 pruebas realizadas.

- Prueba 1:

		PRUEBA 1 - 3 mm - Sistema I-Scan						PRUEBA 1 - 6 mm - Sistema I-Scan			
		Fuerza Máxima (N)						Fuerza Máxima (N)			
		Inicio		Fin				Inicio		Fin	
a)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	b)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Articulación sacroilíaca		138,84	1,90	141,11	0,43	Articulación sacroilíaca		140,90	0,93	128,61	1,00
Sínfisis		29,53	0,09	31,08	0,10	Sínfisis		55,36	0,15	43,88	0,19

Tabla 27. Fuerza Máxima Prueba 1 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.

- Prueba 2:

		PRUEBA 2 - 3 mm - Sistema I-Scan						PRUEBA 2 - 6 mm - Sistema I-Scan			
		Fuerza Máxima (N)						Fuerza Máxima (N)			
		Inicio		Fin				Inicio		Fin	
a)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	b)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Articulación sacroilíaca		103,35	0,06	86,51	42,47	Articulación sacroilíaca		122,35	0,07	37,24	0,10
Sínfisis		21,08	0,04	23,63	0,03	Sínfisis		48,66	0,05	109,33	0,09

Tabla 28. Fuerza Máxima Prueba 2 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.

- Prueba 3:

		PRUEBA 3 - 3 mm - Sistema I-Scan						PRUEBA 3 - 6 mm - Sistema I-Scan			
		Fuerza Máxima (N)						Fuerza Máxima (N)			
		Inicio		Fin				Inicio		Fin	
a)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	b)		Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Articulación sacroilíaca		131,89	0,06	127,35	0,06	Articulación sacroilíaca		151,49	0,04	135,33	0,08
Sínfisis		27,11	0,08	28,62	0,05	Sínfisis		50,44	0,03	46,18	0,02

Tabla 29. Fuerza Máxima Prueba 3 en la articulación sacroilíaca y sínfisis para un desplazamiento de a) 3 mm b) 6 mm.