

## Diseño y desarrollo de un modelo experimental para estudios biomecánicos de fracturas tipo B de Tile del anillo pélvico

Design and development of an experimental model for biomechanical studies of Tile type B1 fracture of the pervic ring

Serrano Escalante FJ<sup>1</sup>, Giráldez Sánchez MA<sup>1</sup>, Cano Luis P<sup>1</sup>, García Rodríguez J<sup>2</sup>, Navarro Robles A<sup>2</sup>, Carranza Bencano A<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Traumatología y Cirugía Ortopédica, Hospital Universitario Virgen del Rocío. <sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica. Escuela Superior Ingenieros, Sevilla.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

### Resumen

**Objetivo:** Diseñar un modelo estandarizado y reproducible para la realización de ensayos biomecánicos de fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

**Metodología:** Establecida en dos fases. Fase 1, determinación de requerimientos fundamentales del sistema. Fase 2, diseño, testado y elección de las piezas del modelo experimental. Se empleó una máquina universal de ensayos (MTS- 810), programas de diseño gráfico (Solid Edge Academic), fantomas, rail de carga deslizante y materiales industriales de Fabricación del Sistema de Fijación.

**Resultados:** Se obtuvo un modelo constituido por dos sistemas de anclaje, superior e inferior, que permiten articular la pelvis a la máquina de ensayo tanto proximalmente, a través del sacro y L5, como a nivel distal con ambos fémures. El sistema permitió fijación adecuada de especímenes a máquina de ensayo, mantener la estática postural de bipedestación a la carga y reproducibilidad de lesión B1 de Tile.

**Conclusión:** Es posible diseñar y fabricar un sistema estandarizado de fijación de pelvis humanas a una máquina de análisis de materiales para el estudio biomecánico de las fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

**Palabras clave:**

Pélvis, fracturas pélvicas, ensayos biomecánicos, diseño experimental.

### Abstract

**Objective:** The aim of the study is to design a standardized and reproducible procedure for biomechanical testing of Tile B1 fractures of the pelvic ring.

**Methodology:** The methodology for this study was divided in two phases. In the first phase, the requirements to be covered by the system were determined, and in the second one experimental model pieces were designed and chosen. An Universal Testing Machine (MTS-810), Graphic Design Plans Program Software (Solid Edge Academic), Fantomas, Bearing, Sliding Rail and Manufacturing Material Fixing System were used.

**Results:** A specific loading biomechanic system has been created, consisting on an upper and a lower anchor, which allows pelvis ring fix to the test machine both proximally through the sacrum and the last lumbar vertebra, and in terms of both femurs to the database of the testing machine. The procedure make a correct bone fixation, place the pelvis in a stand position, getting to align the upper and lower anterior iliac spines in the same plane and reproduce Tile B1 fracture.

**Conclusion:** It is possible to design and manufacture a simple standard system for determining human pelvis to a testing machine for biomechanical studies of Tile type B1 pelvic ring fractures.

**Keywords:**

Pelvis, pelvic fracture, biomechanic trials, experimental design

---

**Correspondencia**

F.J. Serrano Escalante  
Esperanza de Triana, 15, 5ºB. 41010 Sevilla.  
doctoresca@hotmail.com

## Introducción

Son pocos los trabajos biomecánicos publicados que analizan las fracturas pélvicas con inestabilidad horizontal de forma específica. La reproducción de sus sistemas de fijación es difícil, al no estar definidos y descritos de una forma exhaustiva. Los grupos de investigación con interés en la patología pélvica precisan del desarrollo de procedimientos propios e individuales que permitan el estudio de un modelo biomecánico específico.

Las fracturas de pelvis tienen un especial significado para el traumatólogo, debido a que son generadas por traumatismos de alta energía y con frecuencia se asocian a lesiones en otros órganos y sistemas. Estas fracturas, por sí mismas, son causa importante de morbilidad y mortalidad por sangrado. Se han desarrollado estudios biomecánicos [1-5] sobre pelvis de cadáver humano en los que se emplean sistemas de fijación muy heterogéneos, y en muchas ocasiones la información es incompleta o sesgada en algún aspecto, lo que compromete la reproducibilidad de dichos estudios. Tanto las características del espécimen empleado (hueso fresco, embalsamado) como las del sistema de fijación varían en función del estudio. Se describen sistemas de fijación con apoyos mono o bipodal, así como fijación a través de sacro, vértebra lumbar, iliaco o tuberosidades isquiáticas. El método de fijación del espécimen también varía. En ocasiones se usa resina, o bien tornillos o barras para proporcionar estabilidad al conjunto una vez conectada con la máquina de ensayos de materiales. Con el desarrollo de un sistema de fijación propio se pretende definir las bases de un modelo biomecánico sobre el cual puedan ser realizados futuros proyectos de investigación biomecánicos sobre pelvis de cadáver humano. A su vez, se aplicaría dicho modelo sobre un patrón lesional de fractura de pelvis (fractura tipo B1 de Tile) que ha sido poco estudiado en la bibliografía [5].

## Diseño y metodología

La metodología seguida para el estudio se dividió en dos fases.

### Primera Etapa. Determinación de las Necesidades del Modelo

El proyecto requirió la identificación inicial de necesidades fundamentales del modelo. Se estimó que el sistema debía anclar de forma estable el espécimen, y no modificar la estática del espécimen durante la carga. Así mismo, se consideró necesario que dichas estructuras permitieran la reproducción del mecanismo lesional de las fracturas con inestabilidad rotacional. Por tanto, fue preciso obtener instrumentos que permitieran:

- La adaptación del hueso a la máquina de ensayos. Correcta unión entre el hueso (fantomas de pelvis y fémures), el acero del sistema de anclaje y la máquina de ensayos.
- El control de angulaciones y deformidad de la pelvis al aplicar carga en la máquina servohidráulica.
- Los desplazamientos laterales de ambos fémures al aplicar carga axial.
- La corrección de defectos óseos, ante la posibilidad de asimetrías entre las longitudes de los fémures de los especímenes a estudio.

### Segunda Etapa. Diseño del Modelo Experimental (Anclajes y Sistemas Anexos)

Diseño de los planos de las piezas de anclaje y transmisión de carga para la elaboración sistematizada de las mismas. Elección de material anexo necesario para cumplir los objetivos determinados. Fabricación de los prototipos de los sistemas de anclaje, montaje con piezas suplementarias, anclaje a fantomas e inclusión en el banco de pruebas y, finalmente, realización de testado secuenciado de cada pieza. Modificación en los casos que se precise y nueva evaluación.

La máquina universal de ensayo empleada en el proyecto (MTS-810) es una prensa hidráulica con la que es posible someter materiales a ensayos de tracción y compresión para medir sus propiedades. Esta máquina es ampliamente utilizada en la caracterización de nuevos materiales. Del mismo modo, fueron necesarios una serie de elementos mecánicos específicos para generar el sistema. Permite hacer ensayos midiendo durante el proceso la deformación y las diferentes cargas que se puedan aplicar en el material o elemento a ensayar. Este dispositivo trabaja completamente automatizado mediante un *software* que gestiona cada una de las funciones realizables con el equipo. Los diseños de los dispositivos de anclaje del hueso a la máquina de ensayo han sido realizados con el programa de diseño avanzado Solid Edge Academic®. Es un *software* de parametrizado de piezas en 3D que permite el modelado de piezas de distintos materiales, doblado de chapas, ensamblaje de conjuntos, soldadura y funciones de dibujo en plano. Los modelos anatómicos empleados son pelvis artificiales denominadas fantomas que están construidas según parámetros anatómicos humanos y pretenden simular la morfología, consistencia y características mecánicas de la pelvis humana. Están formados por una cubierta rígida de resina que remeda la superficie cortical del hueso biológico relleno por espuma menos rígida que simula al hueso esponjoso trabecular. Estos modelos pueden cortarse y taladrarse de forma más sencilla que otros consti-

tuidos únicamente por hueso cortical artificial. Proporcionan una base uniforme de especímenes con propiedades físicas parecidas al hueso humano. Del mismo modo, fueron necesarios una serie de elementos mecánicos específicos para generar el sistema. Un rodamiento que es un elemento mecánico que reduce la fricción entre un eje y las piezas conectadas a éste, sirve de apoyo y facilita su desplazamiento. Y por último, un tren de deslizamiento, un sistema de recirculación de rodillos capaz de soportar cargas elevadas. Sus características fundamentales son su alta capacidad de carga y su rigidez. Absorbe fuerzas en todas las direcciones, excepto en la dirección del movimiento y momentos alrededor de todos los ejes. El carro y la guía están ajustados entre sí como un sistema estándar con una tolerancia muy reducida a la precarga. Los rodillos cilíndricos están dispuestos en X y soportan fuerzas de compresión, de tracción y fuerzas laterales. Este dispositivo cuenta con un sistema de rigidez graduable que hace posible determinar qué rozamiento se desea, desde el bloqueo total hasta la liberación completa.

## Resultados

El sistema de fijación de la pelvis a la máquina de ensayo que se adoptó, se diseñó teniendo en cuenta consideraciones mecánicas, económicas y estéticas. La carga axial que se genera en la pelvis de un individuo se produce a través de la columna vertebral, que finaliza en el sacro. El sacro a través de los huesos iliacos transmite los esfuerzos a las extremidades inferiores. Fue necesario articular la pelvis a la máquina de ensayo tanto proximalmente (a través del sacro y de la última vértebra lumbar), como a nivel distal (ambos fémures) asegurando una posición de la pelvis similar a la bipedestación. Los fémures fueron conectados a la base de la máquina de ensayos formando el ángulo adecuado con la vertical (10° de valgo y 15° anteversión), consiguiendo alinear las espinas iliacas antero superiores e inferiores en el mismo plano. Para ello fue diseñado un modelo constituido por un anclaje superior y otro inferior.

### A) anclaje superior

Permite la conexión de la máquina de ensayos al hueso sacro y L5 del espécimen. Está compuesto por la (1) pletina, (2) el rodamiento, (3) el vástago, (4) el puente y (5) el vaso.

La pletina constituye el nexo de unión del anclaje superior al espécimen. Se optó por un diseño sencillo y de bajo coste. Se elaboraron diversos prototipos de esta pieza. Inicialmente la pletina fue diseñada con 90° de angulación. Constituida por un brazo vertical con orificios en línea para anclaje de varillas roscadas a nivel del sacro, y un brazo horizontal con dos hileras de orificios para introducir torni-

llos en el cuerpo de L5 y promontorio. Tras fabricación y testado se confirmó que el sistema establecido era rígido y compacto, aunque con la angulación 90° no permitía una correcta colocación de la pelvis en el espacio. Por esta razón, se rediseñó una nueva pletina con angulación a 130° (Prototipo 2), que consiguió mantener alineadas las espinas iliacas anterosuperior e inferior, quedando el brazo horizontal en un eje paralelo al suelo. Se observó que los orificios establecidos en el brazo largo de la pletina dificultaban el anclaje de las varillas al interferir con las espinosas del sacro. Por ello se diseñaron tres orificios alargados que unificaban los anteriores y permitían escoger el punto de entrada de las varillas. (Prototipo 3) Posteriormente, se diseñó una pieza que desciende desde el rodamiento hacia la pletina que hacía de nexo de unión con ésta, a la que se denominó Puente. Esta pieza debía ser anclada a la pletina de forma reversible para que el material fungible no reutilizable fuera el menor posible para reducir al mínimo los costes del sistema. Para el anclaje del puente se elaboraron muecas laterales en el brazo corto de la pletina (Prototipo 4) para colocación de tornillos con tuerca. Para dar mayor sencillez de manejo y comodidad al sistema, se eliminaron las muecas laterales y se diseñaron en su lugar orificios roscados (Prototipo 5). La maniobrabilidad del montaje mejoró introduciendo unos pequeños agujeros laterales en el brazo largo de la pletina, de forma que la pletina pudiera posicionarse de forma correcta con agujas de Kirschner, sin precisar de colaboradores, quedando en una posición adecuada, e impidiendo que se moviera durante los taladros (Prototipo 6) (Figura 1).

Se probaron distintos tipos cementos industriales para el relleno del espacio entre la región posterior de sacro y la pletina: cemento de PMMA quirúrgico, cementos industriales de fraguado rápido de dos componentes y resinas de dos componentes. Se consideró que una masa rígida en dicha zo-



Fig. 1. Imagen del Prototipo 6 de la Pletina.

na proporcionaría mayor rigidez al sistema, evitando el efecto parabrisas de las varillas al aire y fenómenos de aflojamiento de las tuercas. Todos los cementos empleados conseguían este objetivo, aunque los cementos industriales de dos componentes (Fast-Fix®) y el PMMA, fueron los seleccionados por sus características de manipulación y tiempo de fraguado. Tras evaluar la relación coste-eficacia de los dos tipos de cementos, se eligió al cemento industrial de fraguado rápido como el idóneo para realizar la fijación adicional de la pletina al componente sacro del fantoma.

Proximalmente a este sistema fue necesario utilizar varias piezas, que se describen a continuación.

## 2. Rodamiento

El sistema debía estar dotado de un dispositivo que permitiera la adaptación del montaje en una posición de bipedestación. Para ello, las espinas ilíacas anterosuperior y anteroinferior deben quedar alineadas en el mismo plano vertical. Se eligió un sistema de rodamiento rígido de bolas que proporcionaba la versatilidad necesaria (Figura 2). Tras angular el sistema hasta la posición deseada, el rodamiento era fijado a través de tornillos quedando el sistema estabilizado con los ejes alineados. De esta forma, se consiguió corregir los errores en el posicionamiento de la pelvis en el plano vertical.

## 3. Vástago

La unión del rodamiento al puente se realizó a través de un vástago cilíndrico que encajaba en el orificio de la esfera del rodamiento.

## 4. Puente

La unión del vástago cilíndrico a la pletina planteó varias opciones: Crear pletinas con vástagos soldados, anclar los vástagos a la pletina mediante un orificio-tornillo o emplear un nexo de unión entre ambos. Las piezas pletinas-vástagos podían encarecer mucho el coste económico del sistema de fijación, ya que serían materiales no reutilizable tras cada prueba. El anclaje de los vástagos a la pletina mediante



Fig. 2. Rodamiento multidireccional bloqueable.

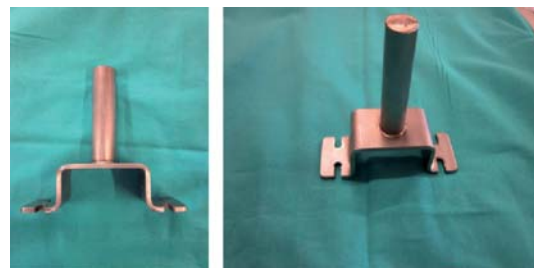


Fig. 3. Imágenes de pieza Puente con Vástago.

un orificio-tornillo implicaría una dificultad de anclaje entre las piezas, asociada a estrés biomecánico adicional por unión de tornillo. Se optó por crear un nexo de unión entre el vástago cilíndrico y la pletina. La pieza de unión diseñada se denominó «Puente» (Figura 3). Esta pieza tenía forma de U con el objetivo de evitar problemas de acoplamiento en la zona central, y permitir unión en los extremos a la pletina a través de cuatro ranuras, dos en cada lado, lo que facilitaban el montaje. Disponía de un eje cilíndrico soldado en su parte superior (Vástago) que era fijado internamente al rodamiento. La unión del rodamiento a la máquina de ensayo requirió el diseño de un soporte que tuviera en un lado una base circular con orificios para anclarse al rodamiento, y por otro, un vástago para unirse a la mordaza superior de la máquina de ensayos. A esta pieza se la denominó «Vaso» (Figura 4).

A modo de síntesis, el anclaje proximal del sistema de fijación (Figura 5) quedó formado finalmente por las siguientes piezas: Pletina, Material de Anclaje de la pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), el Puente, el Vástago, el Rodamiento y el Vaso.

## B) Anclaje inferior

El anclaje inferior está compuesto por los siguientes elementos: (1) Bases de los fémures, (2) Resina o material de fijación de los fémures a las bases (3) Sistema carro-perfil (4) Discos, (5) Suplementos y (6) Base de conexión a la máquina.

El diseño de las bases de los fémures debería permitir hacer una fijación rápida del hueso, facilitar el anclaje a la máquina de ensayos, tener capacidad de estabilizar de forma correcta los fémures en una posición adecuada de 15° anteversión y 10° de valgo, y permitir cierto grado de rotación una vez fijados los fémures por si se hubieran producido defectos de rotación durante su anclaje. Para ello se optó por un diseño simple de anclaje femoral donde la sujeción de los fémures se realizaba a través de cilindros que fueron rellenos con un material que permitía la fijación entre el hueso y el metal. Este cilindro fue colocado en

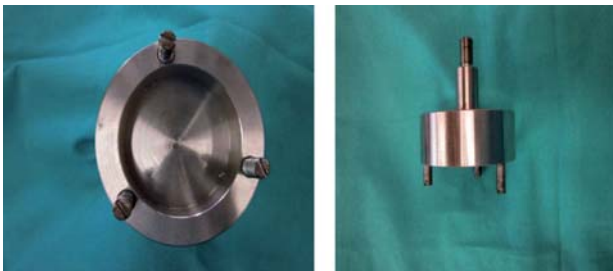


Fig. 4. Imágenes del Vaso.



Fig. 5. Esquema Tridimensional del Conjunto Anclaje Superior.

posición vertical y soldado en el centro de una lámina metálica, constituyendo la Base del Fémur. Posteriormente esta lámina metálica fue unida al resto de elementos de anclaje inferior. El primer prototipo fue constituido por un cilindro de 60 mm de diámetro y 100 mm de longitud y una base cuadrangular de 4 mm de grosor y 200 mm de lado. Tras la fabricación del primer prototipo, y su testado con fantoma de fémur y resina de fraguado lento, se comprobó que el sistema permitía un anclaje óptimo del fémur en posición vertical, pero el grosor y tamaño de la pletina de la base era excesivo para permitir su ensamblaje en la máquina de ensayos.

En el prototipo 2 se mantuvieron las dimensiones del cilindro reduciéndose el tamaño y grosor de la base cuadrangular a 2 mm de grosor y 180 mm de lado. Se confirmó la capacidad de equilibrio al incluir el fémur, y la ausencia de problemas de espacio al introducirla en la máquina de ensayos.

Tras realizar estas correcciones, fue necesario plantear nuevos diseños que permitieran la conexión de la Base de los Fémures al resto de elementos del anclaje inferior. En el prototipo 3 se añadieron orificios en la base horizontal, que permitían el paso de los tornillos de anclaje a la pieza inferior. Los orificios se taladraron con una forma curva para

permitir la rotación de las placas, y realizar correcciones angulares en la rotación de los fémures tras su fijación.

La prueba del prototipo 3 mostró que el anclaje con tornillos era óptimo, pero que el tamaño de la base era excesivo, ya que la rotación de las mismas quedaba bloqueada por exceso de contacto. En el Prototipo 4 se redujo el tamaño de la Base a 170 mm, para evitar este contacto. A pesar de ello las pruebas mostraron que las correcciones en rotación seguían siendo mínimas, generando choque entre aristas. Por esta razón se planteó un cambio de diseño de la pletina base, y se optó por un diseño circular (Prototipo 5) (Fig. 6), con lo que solucionó el problema de choque.

Con este prototipo 5 se alcanzó el diseño óptimo para las Bases de los Fémures, que constaba de dos cuerpos. Por un lado un cilindro hueco, en el que se aloja el fémur, y que es posteriormente rellenado con resina. Y por otro una base circular a la que se le practicaron 4 orificios con morfología específica, para permitir girar y desplazar la base del fémur sobre la pieza inferior antes de ser fijado mediante tuercas, consiguiendo colocar el fémur en la posición correcta con respecto a la pelvis.

## 2. Material de fijación fémur – base de fémur

El anclaje entre el fémur y la base metálica correspondiente fue analizado con dos productos industriales, resina de poliéster y resina epóxica. La resina de poliéster presentó problemas relacionados con el fraguado lento como la fuga del componente a través de poros entre puntos de soldadura y la difícil colocación del fémur en la base sin que se produjeran movimientos aberrantes, que redujeran la calidad de la fijación. La resina epóxica fue seleccionada al presentar menor tiempo de fraguado, mayor viscosidad y mejor aplicabilidad.

El disco es el elemento de enlace entre los carros y las bases de los fémures. Es una pieza circular con 4 orificios pasantes para la fijación del disco al carro con tornillos, y otros 4 orificios roscados para atornillar a ellos sendas va-



Fig. 6. Imagen del prototipo 5 de la Base del Fémur.

rillas roscadas. En estas varillas irían colocadas la base de los fémures, fijadas mediante arandelas y tuercas. Para la corrección de posibles disimetrías entre fémures fueron diseñados unos suplementos que se sitúan entre los discos y el carro. Estos suplementos eran placas metálicas rectangulares de varios grosores con orificios que coincidían con los del disco. Estos dispositivos fueron incluidos debido a la variabilidad en las dimensiones de los fémures de los fantasmas y especímenes de futuros estudios. Diferencias en las longitudes de los fémures antes de su fijación a las bases se podrían corregir cortándolos y dejándolos al mismo nivel. Sin embargo, estas correcciones serían imposibles de realizar si se determinan una vez fijados los fémures.

Fue diseñado un sistema carro-perfil (Figura 7) para permitir la apertura de la sínfisis al ser sometida la pelvis a la carga de ensayo. Se incorporó al montaje un sistema de guiado, que permitía el deslizamiento de dos carros a lo largo de una guía en forma de cola de milano, que restringía el desplazamiento de los mismos a una sola dirección. Mediante la inclusión o no de unos limitadores se consigue variar el coeficiente de rozamiento de las vagonetas y por tanto el grado de apertura.

La pieza base constituía una superficie horizontal rectangular de conexión entre el anclaje inferior y la mordaza de la máquina de ensayos a través de un eje cilíndrico inferior. A lo largo de su eje central presenta cuatro orificios pasantes para su fijación al sistema carro-perfil.

El sistema final de montaje pelvis-máquina ensayo (Figura 8) se realizó con un anclaje superior (Figura 9): Pletina, Material de Anclaje de pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), Puente con vástago, Rodamiento y Vaso con vástago y un anclaje Inferior (Figura 10): Bases, Poliuretano, Disco, Suplementos, Sistema Carro-Perfil, y la Base del fémur.

## I Discusión

Son pocos los estudios biomecánicos orientados al análisis biomecánico de lesiones pélvicas con inestabilidad horizontal. Kim y cols. [6] publicaron un ensayo biomecánico sobre 5 pelvis no embalsamadas de cadáver humano donde compararon la estabilidad de dos métodos de fijación externa en las fracturas de pelvis Tile B1 y C. Se comparó un montaje supracetabular con un montaje anterosuperior a nivel de la cresta iliaca. Cada espécimen fue montado en una máquina servohidráulica de análisis de materiales en posición de bipedestación bilateral. En cada una de las pelvis se simuló fracturas B1, como es el caso de objeto de este trabajo. Emplearon un sistema rígido de apoyo bipodal en el que los fémures quedaban fijados en dispositivos cilíndricos. No se

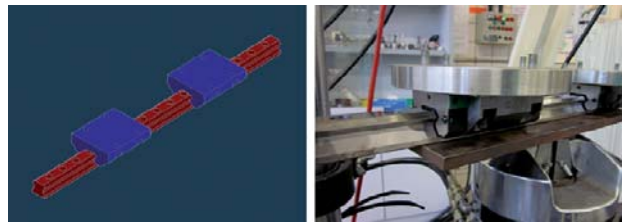


Fig. 7. Diseño e imagen del Sistema Carro-Perfil.

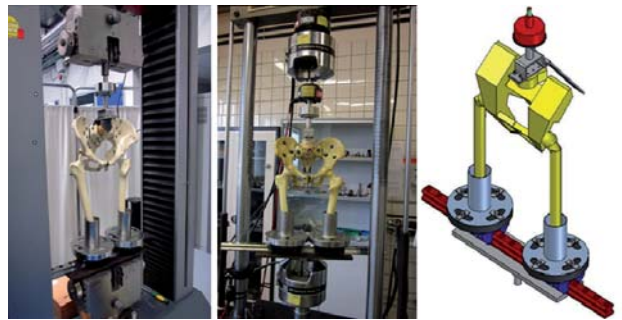


Fig. 8. Sistema de fijación pelvis-fémures a máquina de ensayo.

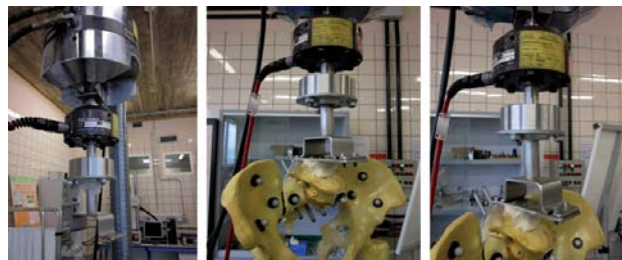


Fig. 9. Anclaje Superior.



Fig. 10. Anclaje Inferior.

menciona el método de fijación de ambos fémures a la máquina de análisis de materiales, ni si estos estaban situados en un plano fijo o móvil. Tampoco la dimensión de los cilindros ni la posición de los fémures. La máquina de análisis de materiales ejercía presión sobre una plataforma similar a la del diseño que aquí se desarrolla, aunque no se especifican sus medidas ni el método de fijación al espécimen. MacAvoy et al [7] publicaron un modelo biomecánico de apoyo monopodal para la realización de pruebas de estabilidad sobre:

pelvis intactas, lesionadas con una fractura en libro abierto (fractura B1 de Tile) y fijadas con material de osteosíntesis (una placa superior o doble placa superior y anterior). El apoyo monopodal fue simulado aplicando fuerzas musculares y carga equivalente a la masa corporal sobre pelvis de cadáveres humanos. Este modelo monopodal generaría mayores cargas nocivas sobre el espécimen al aplicar las cargas axiales. No especifica qué métodos de fijación emplearon para conectar la máquina de ensayos a la vértebra L3, ni la fijación del fémur a la base. Se emplearon 3 cables metálicos ajustables para simular la musculatura abductora, y la flexión y extensión de la cadera, y así mantener al espécimen en una posición anatómica. En el modelo que se ha diseñado en este proyecto, el diseño de los sistemas de anclajes proximal y distal permite mantener a los especímenes de estudio en posición anatómica sin necesidad de emplear estos sistemas de fijación (cables) adicionales. La longitud de cada cable fue ajustada antes de colocar a cada pelvis en la máquina de análisis de materiales. No se especifica la tensión aplicada a cada cable, ni la longitud y grosor de los mismos, así como los sistemas de fijación de estos cables al modelo. La vértebra L3 y las diáfisis femorales fueron fijados con resina epóxica. La resina es similar a la empleada en este proyecto. Dujardin et al [8] publicaron un análisis biomecánico sobre pelvis de cadáveres humanos en las que midió la movilidad de la articulación sacroilíaca cuando se generan diferentes lesiones ligamentarias con el objetivo de simular distintos grados de lesión pélvica por compresión anteroposterior. Diseñaron un dispositivo para generar cargas y medir la movilidad de la articulación. Las pelvis fueron conectadas a este dispositivo a través de un soporte estable localizado en la 4<sup>o</sup> vértebra lumbar y a dos tornillos que atravesaban la 4<sup>o</sup> vértebra lumbar y la 1<sup>o</sup> sacra. De forma esquemática mostraban este dispositivo que consistía en una doble pletina que formaba un ángulo de 90°, a través de la cual se introducían los tornillos en L4 y S1. Para incrementar la estabilidad del montaje emplearon cemento óseo de la misma forma que se ha empleado en el modelo presentado, aunque no especificaron qué tipo de cemento emplearon ni sus características. Este diseño es similar al prototipo 1 de la pletina del anclaje proximal de este trabajo. El diseño con angulación de 130° de la pletina que se ha establecido en este estudio proporciona una mejor estabilidad al sistema y permite una colocación más fisiológica del espécimen. La aplicación de cargas a nivel de las tuberosidades isquiáticas no permite extrapolar sus resultados a un sistema de apoyos mono o bipodal, por lo que sus resultados son difícilmente extrapolables a la práctica clínica habitual. Simonian et al [9] publicaron un estudio biomecánico donde

se simulaban las lesiones generadas en el anillo pélvico por un mecanismo de compresión anteroposterior. Para la preparación de la prueba biomecánica, los fémures fueron asegurados en un cilindro de aluminio con una resina adhesiva. La pelvis quedaba libre para rotar a nivel de las articulaciones conservadas, por lo que se requirió el empleo de cadenas para conseguir la estabilización de la pelvis en un plano anteroposterior. Los autores refieren que las cadenas simulaban las fuerzas musculares que in vivo mantienen a la pelvis en posición erguida contrarrestando el momento de fuerza aplicada en sentido vertical a través de la espina lumbar. Fueron fijadas a nivel anterior en la fosa iliaca, y a nivel posterior en la cresta glútea del ilion en ambos lados. Fueron tensadas de forma manual con el espécimen no sometido a cargas axiales. El tensado manual de las cadenas introduce un factor aleatorizante a la hora de reproducir las pruebas con este modelo experimental, ya que la resultante final de esta tensión variará en función de la tensión aplicada por el investigador. En el modelo aquí diseñado la estabilidad se consigue mediante los sistemas de anclajes proximal y distal. El modelo de Simonian et al [9] fue diseñado para simular una posición erguida en bipedestación, aunque los autores reconocen que fue imposible simular todas las fuerzas implicadas. Al estar fijados ambos fémures la capacidad para la sínfisis púbica para abrirse disminuía. A pesar de ello, el modelo permitía cierto desplazamiento en sentido vertical. Varga y cols. [10] publicaron un estudio donde probaron diferentes métodos de fijación empleados en el tratamiento de la disrupción sinfisaria, en comparación con la biomecánica de la sínfisis púbica intacta. Estos autores emplearon el modelo de carga monopodal. Cada pelvis fue montada sobre una superficie de carga de una máquina de análisis de materiales. Las cargas fueron aplicadas a través de un balón de carga que se articulaba libremente con un dispositivo hemisférico ajustable, fijado a 45° sobre la superficie proximal del sacro con cuatro tornillos esponjosos axiales y uno sagital. Distalmente, cada superficie acetabular se articuló con una prótesis de cadera bipolar, permitiendo de esta forma el apoyo bipodal. Cada vástago modular fue fijado en un cilindro con una resina sintética con bajo punto de fusión, permitiéndose la libre rotación de estos cilindros sin cambios en la posición del centro de rotación de la cadera. Estos cilindros fueron colocados sobre unas placas de carga deslizantes, que impedían el desplazamiento anteroposterior, pero permitía el movimiento libre y con muy bajo coeficiente de fricción de los vástagos en un plano coronal. De esta forma pretendían eliminar cualquier tipo de estabilidad extrínseca que pudiera añadirse al montaje pélvico. Sin embargo, al eliminar la estabilidad generada

por estructuras capsulares de la articulación coxofemoral, así como la generada por ambos fémures en bipedestación, se alejan de una situación óptima próxima a la estática humana normal. En el modelo expuesto, los desplazamientos de ambos fémures en el plano coronal son posibles, aunque quedan limitados por el tren de deslizamiento, intentando simular la biomecánica lesional de estos patrones.

Existen modelos biomecánicos que han sido diseñados para el estudio de otros patrones lesionales de la pelvis como las lesiones pélvicas inestables en el plano vertical [11-17][20]. Ponsen et al [11] realizaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de distintos montajes de fijación externa en una fractura de pelvis tipo C de Tile. Yinger et al [12] publicaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de 9 métodos de fijación diferentes del anillo pélvico posterior en 6 pelvis de plástico conectadas a un sistema de carga monopodal. Comstock et al [13] publicaron un estudio biomecánico que valoraba la rigidez de 4 métodos de fijación de la articulación sacroiliaca en una fractura de pelvis inestable en el plano vertical. La columna lumbar y las diáfisis femorales fueron fijadas con resina de poliéster para conectarlos posteriormente a los dispositivos de prueba. Los fémures fueron colocados con las caderas en extensión completa para simular la posición de bipedestación. Los autores no especificaron las características de los distintos dispositivos empleados para la fijación de los especímenes, ni de qué formas se conectaron a la máquina de ensayos. Sagi et al [14] examinaron los efectos de varias configuraciones de tornillos iliacosacros con y sin placa anterior en la sínfisis púbica en la movilidad y estabilidad de un modelo pélvico humano con una fractura inestable de pelvis. Cada pelvis fue fijada a través de la hemipelvis inestable con resina de poliéster a un dispositivo con forma de U, que era conectado a la célula de carga de la máquina de análisis de materiales. Van Zwiene et al [15] publicaron un estudio comparativo randomizado sobre pelvis humanas embalsamadas para determinar la rigidez y fuerza de distintos sistemas de fijación con tornillos iliacosacros. Para permitir la aplicación de cargas, el sacro fue fijado con 2 placas y tornillos junto con resina de polimetilmetacrilato. Todo ello fue montado sobre un armazón, del que no se exponían sus características básicas. Gorczyca et al [16] compararon la fuerza relativa de los tornillos iliacosacros y las barras transiliacas en la fijación de una fractura de pelvis inestable en el plano vertical con fractura sacra. Emplearon dos hemiartroplastias de cadera como soporte de la pelvis, simulando un apoyo bipodal, sin limitación en el desplazamiento lateral. Cada hemiartroplastia estaba conectada a través de un sistema de cilindros a dos bases independientes que permiti-

an cierto desplazamiento en el plano lateral, aunque el grado de movimiento no quedaba especificado. La conexión de la máquina de ensayos con la vértebra L5 de cada espécimen no fue descrita. Tampoco quedaban definidos los grados de movilidad ni de rotación de las hemiartroplastias. Berber et al [17] compararon un método de fijación lumbopélvica con distintos métodos de fijación del anillo pélvico posterior empleados en el tratamiento de las fracturas tipo C de Tile [18] con lesión sacra transforaminal (Denis tipo 2) [19]. Emplearon un modelo pélvico sintético sometido a cargas cíclicas monopodales. La articulación coxofemoral fue sustituida por una prótesis semiconstreñida de cadera. Las cargas fueron aplicadas sobre el cuerpo de S1. El aparato abductor fue simulado empleando cables de acero tensados desde la cresta iliaca y la prótesis (zona de trocánter) hasta el cilindro base en el que quedaba fijada la prótesis. Este cilindro fue conectado a una plataforma horizontal que permitía el desplazamiento en el plano transversal (anteroposterior y medio lateral), de forma que todas las cargas verticales pasaran a través del sacro. Esta superficie de deslizamiento es similar al sistema carro-perfil del modelo presentado, aunque no se introduce un sistema de control del desplazamiento ni se especifican las características del mismo. Doro et al. [20] publicaron un estudio biomecánico para establecer la relación entre el grado de diástasis púbica y lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores en las fracturas de pelvis por compresión anteroposterior. Clásicamente diástasis de más de 2,5 cm se han asociado a lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores (Lesión Tipo II de la Clasificación de Young-Burgess [21] que requieren de estabilización quirúrgica. Emplearon un modelo biomecánico de carga transversal que generaba fuerzas de compresión anteroposterior sobre pelvis humanas congeladas en fresco. Dispusieron de una máquina servohidráulica de compresión biaxial. Midiendo los desplazamientos sinfisarios y la aparición de lesiones ligamentarias. Concluyeron que 2,2 cm de diástasis púbica fue el valor medio a partir del cual existe lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores. Detectaron que no siempre que se lesionan estos ligamentos, existe lesión del suelo pélvico (ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos).

Existen otras líneas de ensayo biomecánico en las que la pelvis forma parte activa de su análisis como los trabajos sobre fracturas acetabulares [22-25], aunque debido a sus características específicas los modelos difieren sustancialmente a los ya comentados. Shazar et al [22] diseñaron un modelo de apoyo monopodal, sobre una hemipelvis conectado a una hemiartroplastia sobre la que se generaba una fractura transversa de acetábulo. Chang et al [23] publica-



ron un estudio biomecánico con modelos de hemipelvis fijadas a bloques de polimetilmetacrilato en la cresta iliaca y en la tuberosidad isquiática. Hak et al [24] fijaron las diáfisis de los fémures a unos soportes de aluminio con polimetilmetacrilato. Emplearon un sistema de poleas fijados a los soportes de los fémures para simular la inserción de la musculatura abductora, tratando de simular un apoyo monopodal. Levine et al [25] publicaron un estudio biomecánico sobre un modelo de hemipelvis con apoyo monopodal. Las pelvis fueron fijadas con 2 tornillos y polimetilmetacrilato a través de la articulación sacroiliaca. El bloque de polimetilmetacrilato fue fijado a un dispositivo que permitía la movilidad en tres planos y la sínfisis fue fijada con un tornillo conectado a la máquina de análisis de materiales.

No existe ningún modelo de referencia para la realización de ensayos biomecánicos de las fracturas tipo B1 de Tile de pelvis. Son pocos los trabajos que versan sobre este campo y existe gran heterogeneidad de dispositivos. Los autores no suelen declarar de forma explícita las características específicas de sus montajes y en términos generales son pocos los modelos que consiguen condiciones de carga similares a las fisiológicas como el que se presenta en este trabajo.

Es posible diseñar un dispositivo, reproducible, para ensayos biomecánicos sobre fracturas de pelvis con inestabilidad rotacional. En el presente trabajo se ha obtenido un modelo experimental óptimo que permite un anclaje adecuado de huesos a una máquina de ensayos, tanto proximal como distalmente, y que mantiene la estática corporal fisiológica durante los test. Se ha capacitado con elementos que permiten eliminar disimetrías óseas de carácter unipodal y presenta un anclaje dinámico distal con posibilidad de movilidad en el eje transversal de los elementos óseos. Este sistema de soportes servirá de base para cualquier trabajo de análisis sobre fracturas de pelvis tipo B1, tanto para análisis de técnicas de osteosíntesis como del comportamiento del anillo pélvico en situaciones de carga. ■

### Agradecimientos

Agradecemos la confianza que FUNDACION MAPFRE ha depositado en este grupo de investigación para desarrollar el presente trabajo. Este proyecto ha sido realizado gracias a la concesión de la Beca FUNDACION MAPFRE 2008.

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Tencer AF. The acetabular T type fracture. A biomechanical evaluation of internal fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1995; 314:234-40.
2. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Tencer AF. Anterior versus posterior provisional fixation in the unstable pelvis. A biomechanical comparison. *Clin Orthop Rel Res* 1995; 310:245-51.
3. Babis GC, Trousdale RT, Jenkyn TR, Kaufman K. Comparison of two methods of screw fixation in periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Rel Res* 2002; 403:221-7.
4. Zhu Q, Lu WW, Holmes A, Zheng Y. The Effects of Cyclic Loading on Pull-Out Strength of Sacral Screw Fixation. An In Vitro Biomechanical Study. *Spine* 2000; 25:1065-9.
5. Akesen B, Wu C, Mehdob A, Sokolowski M, Transfeldt E. Revision of Loosened Iliac Screws. A Biomechanical Study of Longer and Bigger Screws. *Spine* 2008; 33:1423-8.
6. Kim WY, Eran TC, Seleem O, Mahalingam E, Stephen D, Tile M. Effect of pin location on stability of pelvis external fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1999; 361:237-44.
7. MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen W, van der Muellen M. Stability of open book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. *J Orthop Trauma* 1997; 11: 590-3.
8. Dujardin FH, Roussignol X, Hossenbaccus M, Thomine JM. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. *J Orthop Trauma* 2002; 2:99-103.
9. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Mayo KA, Tencer AF. Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1994; 309:245-56.
10. Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M. Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 1995; 26:75-80.
11. Ponsen KJ, Joosse P, van Dijke GA, Snijders CJ. External fixation of the pelvic ring. An experimental study on the role of pin diameter, pin position, and parasymphyseal fixator pins. *Acta Orthop Scan* 2007; 78:648-53.
12. Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma* 2003; 17:481-7.
13. Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB. Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures. *J Orthop Trauma* 1996; 10:517-22.
14. Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T. Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. *J Orthop Trauma* 2004; 18:138-43.
15. van Zwiene, van den Bosch, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma* 2004; 18:589-95.

16. Gorczyca JT, Varga E, Woodside T, Powell J, Tile M. The strength of iliosacral lag screws and transiliac bars in the fixation of vertically unstable pelvic injuries with sacral fractures. *Injury* 1996; 22:561-4.
17. Berber O, Amis A, Day A. Biomechanical testing of a concept of posterior pelvic reconstruction in rotationally and vertically unstable fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 2011; 93-B:237-44.
18. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J Bone Joint Surg (Br)* 1988; 70-B:1-12.
19. Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: an important problem: retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop Rel Res* 1988; 227:67-81.
20. Doro C, Forward D, Kim H, Nascone J, Sciadini M, Hsieh A, et al. Does 2,5 cm of symphyseal widening differentiate anteroposterior compression I from anteroposterior compression II pelvic ring injuries? *J Orthop Trauma* 2010; 24: 610-5.
21. Young JW, Burgess AR, Brumback RJ, Poka A. Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology* 1986; 160: 445-51.
22. Shazar N, Brumback RJ, Novak VP, Belkoff SM. Biomechanical evaluation of transverse acetabular fracture fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1998; 352:215-22.
23. Chang JK, Gill SS, Zura RD, Krause WR, Wang GJ. Comparative strength of three methods of fixation of transverse acetabular fractures. *Clin Orthop Rel Res* 2001; 392:433-41.
24. Hak DJ, Hamel AJ, Bay BK, Sharkey NA, Olson SA. Consequences of transverse acetabular fracture malreduction on load transmission across the hip. *J Orthop Trauma* 1998; 12:90-100.
25. Levine GL, Behrens FF, Tornetta III P. Biomechanical consequences of secondary congruence after both-column acetabular fracture. *J Orthop Trauma* 2002; 16:87-91.

---

#### Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.