

INVESTIGACIÓN

2009

ESTUDIOS

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN MODELO
EXPERIMENTAL PARA ESTUDIOS
BIOMECÁNICOS DE FRACTURAS TIPO B
DE TILE DEL ANILLO PÉLVICO**

FUNDACIÓN MAPFRE

www.fundacionmapfre.com

Investigador Principal

Miguel Ángel Giráldez Sánchez

Dr. en Medicina y Cirugía
Dpto. Cirugía Ortopédica y Traumatología
Hospital Universitario "Virgen del Rocío". Sevilla

Índice

	Página
1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	4
2. INTRODUCCIÓN	5
2.1. Anatomía y Mecánica Pélvica	5
2.1.1. Ejes de inclinación pélvica	6
2.1.2. Diferencias sexuales en la pelvis	6
2.1.3. Articulaciones de la cintura pelviana	6
2.2. Movilidad Articular	8
2.2.1. Articulación Sacroiliaca	8
2.2.2. Sínfisis Púbrica	8
2.2.3. Articulación Coxofemoral	8
2.3. Mecánica Pélvica	8
2.4. Biomecánica de la marcha humana	9
2.4.1. Fases de la marcha humana	9
2.4.2. Cinemática de la marcha humana	10
2.4.3. Cinética de la marcha	10
2.4.4. Fuerzas musculares durante la marcha	11
2.5. Epidemiología de las lesiones del anillo pélvico	12
2.6. Clasificación de las Fracturas de Pelvis	14
2.7. Papel estabilizador de los ligamentos pélvicos en las fracturas pélvicas por compresión anteroposterior	17
2.8. Análisis de materiales	18
3. HIPÓTESIS	19
4. OBJETIVO	19
5. DISEÑO Y METODOLOGÍA	19
6. MATERIAL	19
7. RESULTADOS	26
8. DISCUSIÓN	39
8.1. Discusión Modelo Biomecánico	39
8.2. Discusión Tipo de Apoyo (Monopodal o Bipodal)	47
8.3. Discusión Especímenes de Estudio	48
9. CONCLUSIÓN	49
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49

1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Existen estudios biomecánicos^(1,2,3,4,5) sobre pelvis de cadáver humanos 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. 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.

Simonian y cols.⁽¹⁾ publicaron un estudio para evaluar la estabilidad de diferentes tipos de fijación interna en las fracturas acetabulares en T. Para ello emplearon hemipelvis de cadáver humano congeladas (no embalsamadas) sobre las cuales provocaban este tipo de fractura. No quedó claro el sistema de fijación empleado en cada hemisacro, así como la fijación de ambos fémures a nivel de la máquina hidráulica de análisis de materiales. Se emplearon indicadores de tensión de mercurio líquido de 25 mm de longitud colocados en los 3 planos de la fractura para medir los desplazamientos. El montaje permitía la aplicación de fuerzas de flexión, torsión y compresión en cualquier combinación gracias a un sistema transversal que permitía el desplazamiento en flexión y extensión del fémur durante la aplicación de la carga. Las diferencias en los desplazamientos medidos en los 3 tipos de fijaciones en cada uno de los 3 puntos de la fractura no fueron estadísticamente significativas. Partiendo de ello, habría que valorar el empleo de sistemas de medición más precisos que nos permitan detectar pequeños desplazamientos.

Simonian y cols.⁽²⁾ publicaron un estudio biomecánico sobre 6 pelvis congeladas que pretendía evaluar la eficacia del C-clamp y del fijador externo anterior en el tratamiento de fracturas pélvica tipo C1 de Tile. En este caso las pelvis incluían la 4^o vértebra lumbar y los 2/3 proximales de ambos fémures. Los fémures fueron fijados a 2 cilindros de aluminio con resina. Para la fijación anterior y posterior de la pelvis se emplearon cadenas que pretendían simular las fuerzas musculares que mantienen a la pelvis erecta. La cadena anterior fue fijada a la fosa iliaca y la posterior a la parte superior del hueso iliaco de forma bilateral. Se tensaron manualmente para evitar la rotación de la pelvis durante la carga. La vértebra L4 fue fijada a una pieza fija sobre la que se aplicaría posteriormente la carga. La posición neutral se conseguía aplicando fuerzas de compresión de forma repetida sobre diferentes áreas de esta pieza hasta que no existía movimientos de flexión ni de extensión. Se emplearon 3 indicadores de tensión de mercurio líquido de 25 mm de longitud localizados en ambas articulaciones sacroiliacas anteriores y el tercero a nivel de la rama iliopubiana fracturada. Los 3 indicadores mostraron curvas de tensión similares. Se emplearon inclinómetros fijados a la parte posterior de sacro e ilion para medir la flexión relativa en el plano sagital del sacro con respecto al ilion. Los autores reconocieron que la movilidad a nivel de la rama iliopubiana y de ambas articulaciones sacroiliacas estaba más allá de la capacidad de medición de los indicadores

de tensión por lo que la cuantificación de estas lesiones tan inestables no fue posible.

Babis y cols.⁽³⁾ publicaron un estudio biomecánico que comparaba 2 métodos de fijación de las osteotomías periacetabulares. Por una parte la fijación iliaca con 3 tornillos corticales y por otro la fijación transversal que consistía en el uso de 2 tornillos iliacos y uno transversal suplementario. La pelvis completa fue fijada a través del sacro a una estructura de aluminio conectada a unas barras y cerrojos. El espacio en la unión entre el sacro y esta estructura fueron sellados con polimetilmetacrilato para asegurar la rigidez de la estructura. Esta estructura permitía una correcta orientación de la pelvis en el plano frontal y sagital, de forma que el vector de dirección de la fuerza aplicada sobre la superficie acetabular era lo más próxima posible a la que se ejerce durante el ciclo de la marcha. Se empleó un potenciómetro para medir los desplazamientos entre las superficies de la osteotomía púbica. Este potenciómetro se alineó de forma paralela con el dispositivo de presión y de forma perpendicular al suelo. La pelvis fue colocada boca abajo para permitir la aplicación de cargas por parte de la máquina de servohidráulica. Un segundo potenciómetro lineal fue colocado lateralmente, paralelo al suelo para medir los desplazamientos de la osteotomía isquiática. La rigidez de los dos métodos de osteosíntesis fue valorada en función de la fuerza aplicada por la máquina servohidráulica y los desplazamientos medidos por los potenciómetros.

Zhu y cols.⁽⁴⁾ publicaron un estudio donde determinaron los efectos de la carga cíclica en el desmontaje de los tornillos sacros. El sacro se montó en posición erguida en un cilindro de acero con resina epóxica. Para incrementar la rigidez del montaje se insertaron algunos tornillos en la porción baja del sacro. Posteriormente el espécimen se conectó a la máquina servohidráulica a través de un anclaje rígido conectado a la cabeza del tornillo.

Akesen y cols.⁽⁵⁾ publicaron un estudio que comparó la resistencia a la movilización bajo cargas cíclicas de tornillos iliacos en función de su longitud y grosor. La orientación y posición del hueso iliaco pretende simular la orientación natural de la pelvis humana erguida. Las cargas cíclicas fueron aplicadas de forma vertical. La movilización de los tornillos fue medida a través de un sistema de análisis óptico del movimiento, que también será empleado en nuestro proyecto. La tasa de movilización obtenida indica cómo de rápido se movilizan los tornillos.

Como se refleja anteriormente, existen publicaciones^(1,2,3,4,5) donde se comparan distintas técnicas de osteosíntesis sobre diferentes modelos biomecánicos. 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, hueso 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 servohidráulica.

Los métodos de medición son muy variados, empleándose distintas técnicas de medición y unidades de medida que en ocasiones dificultan la interpretación de los resultados.

Los estudios previos^(1,2,3,4,5), a pesar de su calidad, no muestran todos los datos necesarios para permitir su reproducción. Con el desarrollo de este estudio pretendemos unificar los modelos anteriores, desarrollando un sistema de fijación y estableciendo sistemas de medición homogéneos y eficaces para el desarrollo de estudios biomecánicos en pelvis. De esta forma se obtendría un modelo reproducible para futuros estudios biomecánicos propios. 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⁽⁶⁾.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. Anatomía pélvica^(6,7)

El término pelvis hace referencia al anillo esquelético formado por los dos huesos coxales y el sacro, a la cavidad que esta estructura contiene, y por extensión a la región entera donde se unen el tronco y los miembros inferiores. Está robustamente construida, de acuerdo con su primitiva función de soportar la compresión y otras fuerzas debidas al peso del cuerpo y a la poderosa musculatura que lo rodea.

La pelvis está formada por dos segmentos, la pelvis mayor y menor, también denominadas como pelvis verdadera y pelvis falsa. Están separadas por un plano oblicuo que pasa por el promontorio sacro y por ambas líneas innominadas por delante.

La pelvis mayor y menor se continúan estructuralmente a través de la apertura superior de la pelvis, o estrecho pélvico.

La pelvis mayor está formada por las partes salientes de los huesos coxales situadas por encima de la línea innominada, a cada lado, y por la base del sacro posteriormente. La estructura ósea a lo largo de esta zona de unión es particularmente robusta. La cavidad que contiene forma parte de la cavidad abdominal, y a causa de la inclinación de la pelvis posee una escasa pared anterior en lo que a hueso se refiere.

La pelvis menor es una continuación estrecha de la pelvis mayor, con paredes irregulares, pero más completas que delimitan el canal pélvico. Esta cavidad es la de mayor importancia obstétrica y está limitada por el estrecho superior e inferior de la pelvis.

El estrecho superior está ocupado por las vísceras abdominales que lo atraviesan, es de contorno variable y está estrechado por detrás por el promontorio sacro. Presenta unas dimensiones variables en función de la raza y de los recursos económicos. Las tres dimensiones siguientes se han hecho convencionales:

- Diámetro anteroposterior (conjugado verdadero): Entre los puntos medios del promontorio sacro y el

borde superior de la sínfisis púbica (100 mm en el hombre, 112 en la mujer).

- Diámetro transversal: Distancia máxima que puede encontrarse de los lados opuestos del estrecho pélvico (hombre 125 mm, mujer 131 mm).
- Diámetro oblicuo: Se mide desde la eminencia iliopectínea a la articulación sacroiliaca opuesta (hombre 120 mm, mujer 125 mm).

El estrecho inferior tiene un contorno menos uniforme que el superior, estando estrechado posteriormente por el cóccix y sacro, y a cada lado, por las tuberosidades isquiáticas. Su perímetro presenta tres amplias escotaduras o arcos que convergen en el anterior llamado arco púbico, situado entre las ramas isquiopúbicas que convergen. Entre el sacro y el cóccix, por detrás, y las tuberosidades isquiáticas, a los lados, existen dos grandes escotaduras ciáticas, divididas por los ligamentos sacrociáticos mayor y menor. Teniendo en cuenta estos ligamentos el estrecho inferior es romboidal o en forma de diamante, siendo sus lados anteriores las ramas isquiopúbicas (unidas en la línea media por el ligamento púbico inferior) y sus lados posteriores los ligamentos sacrociáticos mayores, con el cóccix en la línea media. El estrecho inferior no es completamente rígido en su mitad posterior, estando sólo limitado por los ligamentos y por el cóccix, móvil sobre el sacro. La parte anterior del estrecho inferior, isquiopúbica, está en un plano inclinado hacia abajo y atrás, hasta una línea transversal que une los límites inferiores de las tuberosidades isquiáticas. La mitad posterior de la apertura está en un plano que corresponde a los ligamentos sacrociáticos mayores y se dirige oblicuamente hacia abajo y adelante, hacia la misma línea transversal descrita antes. Las dimensiones del estrecho inferior son las siguientes:

- Diámetro anteroposterior: Desde el vértice del cóccix hasta el punto medio del borde inferior de la sínfisis (hombre 80 mm, mujer 125 mm).
- Diámetro transversal: Se mide desde entre tuberosidades isquiáticas. Se denomina diámetro bisquiático (hombre 85 mm, mujer 118 mm).
- Diámetro oblicuo: Se extiende desde el punto medio del ligamento sacrociático mayor hasta la unión de la rama púbica e isquiática del otro lado (hombre 100 mm, mujer 118 mm).

La cavidad de la pelvis menor es corta y curvada, bastante más larga en su pared posterior que en la anterior. Por delante y por debajo está limitada por el cuerpo del pubis y sus ramas y sínfisis, por detrás por la cara anterior, cóncava, del sacro y por el cóccix. A cada lado existe una pequeña área lisa y cuadrangular formada por la cara pélvica de la unión entre ilion e isquion. La región así limitada es la cavidad pélvica propiamente dicha el recto, la vejiga y parte de los órganos reproductores. El recto es el más posterior, la vejiga anterior y el útero tiene una posición intermedia. Los diámetros de la cavidad pélvica son los siguientes:

- Diámetro anteroposterior: Entre los puntos medios del tercer segmento sacro y la cara posterior de la sínfisis del pubis (hombre 105 mm, mujer 130 mm).

- Diámetro transversal: Mayor distancia transversal que puede encontrarse entre las paredes laterales óseas de la cavidad (hombre 120 mm, mujer 125 mm).
- Diámetro oblicuo: Distancia entre el punto más inferior de una articulación sacroiliaca al punto medio de la membrana obturatriz (hombre 110 mm, mujer 131 mm).

2.1.1. Ejes e inclinación pélvica

El eje del estrecho superior de la pelvis pasa por el centro del plano de la abertura y perpendicular al mismo. Está dirigido hacia abajo y atrás y su prolongación pasa por el ombligo y por la mitad del cóccix. El eje se establece de forma similar para la abertura inferior y cuando se prolonga hacia arriba incide en el promontorio sacro. La forma del eje pélvico y la disparidad de altura entre los contornos anterior y posterior de la cavidad son factores importantes durante el mecanismo de paso del feto a lo largo del canal pélvico.

En posición erecta, el canal pélvico se incurva oblicuamente hacia atrás en relación con el tronco y la cavidad abdominal. Toda la pelvis está inclinada hacia delante de modo que el plano del reborde pélvico forma con la horizontal un ángulo de 50-60°. El plano del estrecho inferior está inclinado unos 15° y las partes dorsales de los perímetros de ambos planos se encuentran por encima de las ventrales. La cara pélvica de la sínfisis púbica mira tanto hacia arriba como hacia atrás, y la concavidad del sacro está orientada hacia delante y hacia abajo. La parte anterior de la sínfisis y las espinas iliacas anterosuperiores se encuentran en el mismo plano vertical. En sedestación el peso del cuerpo se transmite por las partes inferomediales de las tuberosidades isquiáticas, interponiéndose una cantidad variable de tejidos blandos. En esta posición, las mismas espinas se hallan en un plano vertical que pasan por los centros de las fosa acetabulares. Así, toda la pelvis se encuentra inclinada hacia atrás y el ángulo lumbosacro está algo disminuido en el promontorio.

2.1.2. Diferencias sexuales en la pelvis

La pelvis proporciona las diferencias esqueléticas más marcadas y típicas entre el hombre y la mujer. Estas diferencias van inevitablemente asociadas a la función. Mientras la función primaria de la pelvis en ambos sexos es de carácter locomotor, en la mujer se encuentra especialmente adaptada a las necesidades del parto. Esta adaptación reproductora afecta particularmente a la pelvis menor, aunque las modificaciones en ella afectan a las proporciones y dimensiones de la pelvis mayor en un grado variable. Ya que el hombre es característicamente más musculado, las dimensiones totales de la pelvis es mayor, las huellas para los ligamentos y músculos son más pronunciadas y la arquitectura en general es más robusta en el hombre. La cresta iliaca es más rugosa y se incurva medialmente en su extremo anterior de una forma más aguda que en la mujer, cuyas crestas son menos

curvas. Las alas iliacas son más verticales en la mujer, y las fosas iliacas son por lo tanto más superficiales. Estas peculiaridades iliacas explican la mayor prominencia de la cadera en la mujer.

La constitución más robusta del hombre por encima de la pelvis produce diferencias características en las articulaciones lumbosacras y de la cadera. La carilla articular de la base del sacro para la 5ª vértebra lumbar ocupa más de un tercio de la articulación en la mujer, y su sacro es también más ancho. De igual forma, en el hombre el acetábulo es mayor que en la mujer. La sínfisis y partes vecinas de pubis e isquion que forman la pared anterior son de menor altura en la mujer lo que está relacionado con la forma triangular del agujero obturador que es más ovoide en los hombres. El ángulo subpúbico es más agudo en el hombre, entre 50-60°. En la mujer es de 80-85°. La separación entre los tubérculos púbicos es mayor en la mujer que en el hombre. Las ramas isquiopúbicas también presentan ciertas diferencias. Son más ligereas en la mujer y se estrechan cerca de la sínfisis púbica. En el hombre, las espinas ciáticas están más próximas entre sí y se dirigen hacia adentro de forma característica. La escotadura ciática mayor es más ancha en la mujer.

El sacro presenta un número considerable de diferencias sexuales. El sacro femenino es menos curvo y su curvatura es más marcada entre el I y II segmentos y entre el III y el V, con una región plana intermedia. El sacro masculino es más uniformemente curvado, más largo y estrecho y frecuentemente formado por más de cinco segmentos por la incorporación de una vértebra lumbar o coccígea. Las superficies articulares son más pequeñas y oblicuas en la mujer.

La cavidad pélvica es más larga y cónica en el hombre, y más corta y cilíndrica en la mujer. Las diferencias son mayores en el estrecho inferior que en el reborde pélvico. La forma del estrecho superior es más androide o antropoide en el hombre y ginecoide o androide en la mujer.

2.1.3. Articulaciones de la cintura pelviana

a) Articulación sacroiliaca

Es una articulación sinovial entre las superficies articulares del sacro y del iliaco. Presenta una superficie irregular con depresiones y elevaciones más acentuadas en el hombre que se acoplan unas a otras para restringir los movimientos y fortalecer la articulación, que transmite el peso del raquis al miembro inferior. La superficie articular del sacro está recubierta por cartilago hialino, que en el iliaco es fibrocartilago. La capsula articular se inserta en los márgenes de las superficies articulares del sacro y del iliaco. Los ligamentos de esta articulación son el sacroiliaco ventral, interóseo y dorsal.

El ligamento sacroiliaco ventral es un engrosamiento de la parte anterior e inferior de la capsula articular. Está más desarrollado en la línea arcuata y a la altura de la espina iliaca posteroinferior donde une la tercera vértebra sacra a al margen lateral del surco preauricular.

El ligamento sacroiliaco interóseo es voluminoso y forma el lazo principal de unión entre los dos huesos. Consta de una parte profunda y una superficial. Lleno el espacio existente por encima y detrás de la articulación y está cubierto por el ligamento sacroiliaco dorsal.

El ligamento sacroiliaco dorsal cubre al ligamento interóseo y está formado por fascículos que surgen por encima de la cresta intermedia y por debajo de la cresta lateral del sacro y discurren hacia la espina iliaca inferoposterior y el labio interno de la parte dorsal de la cresta iliaca. Las fibras caudales van desde la III y IV vértebras sacras hasta la espina iliaca posterosuperior.

Ligamentos pelvicovertebrales y ligamentos profundos del suelo de la pelvis

El ligamento iliolumbar une la apófisis transversa de la V vértebra lumbar mediante un fascículo potente que es el verdadero suspensor de la cresta iliaca. Completa el espacio angular que separa la cresta iliaca de la columna vertebral.

El ligamento sacrociático mayor va desde las espinas iliacas posteriores hasta los tubérculos transversos inferiores del sacro y a su borde lateral e inferior. Sus fibras se dirigen hacia abajo y afuera y forman una estrecha y espesa banda que se ensancha hacia abajo, se insertan en el margen medial de la tuberosidad isquiática y se continúan hacia abajo a lo largo de la rama del isquion bajo el nombre de proceso falciforme.

El ligamento sacrociático menor tiene forma triangular y es delgado. Se fija en la espina ciática y se dirige a los bordes laterales del sacro por delante del ligamento sacrociático mayor.

El ligamento sacrociático mayor y, en menor medida, el menor se oponen a la inclinación hacia arriba de la parte más caudal del sacro, a causa del empuje hacia abajo que se aplica al extremo superior del hueso por el peso del tronco. Estos ligamentos llenan una parte del espacio interpuesto entre los huesos iliacos lateralmente, el borde lateral del sacro y el cóccix medialmente. Transforman las escotaduras ciáticas en agujeros.

El agujero ciático mayor está limitado por delante por la escotadura ciática mayor, por detrás por el ligamento sacrociático mayor y por debajo por el menor y la espina ciática. Está ocupado por el músculo piramidal. Craneal a este músculo surge el paquete vasculonervioso glúteo superior, y por debajo el paquete glúteo inferior, los vasos y nervios pudendos internos, el nervio ciático y cutáneo posterior del muslo, y los nervios del obturador interno y del cuadrado femoral.

El agujero ciático menor está limitado por delante por el cuerpo del isquion, por encima por la espina ciática y el ligamento sacrociático menor y por detrás por el ligamento sacrociático mayor. Por él pasan el tendón del obturador interno y el nervio pudendo interno.

b) Sínfisis púbica

Los huesos púbicos se unen entre sí en el plano medio formando una articulación cartilaginosa, la sínfisis púbica.

Están unidos por los ligamentos púbicos superior y arqueado y por un disco interpúbico de fibrocartilago.

El ligamento púbico superior une los huesos del pubis pasando por encima de la interlínea articular y se extiende hasta las espinas púbicas. Por arriba se continúa en la línea media con la línea blanca abdominal.

El ligamento púbico arqueado es un grueso arco de fibras que unen los bordes caudales de huesos púbicos. Es muy resistente y tiene forma de medialuna. Íntimamente adherido al disco interpúbico por su borde superior.

El ligamento púbico anterior es grueso y ocupa la porción anteroinferior de la sínfisis. Está constituido por fibras profundas transversales que van de un pubis a otro, y por fibras superficiales que sirven de inserción para numerosos músculos como el recto anterior y piramidal del abdomen, oblicuo externo, recto interno y adductores del muslo.

El ligamento púbico posterior es endopelviano, y más delgado que los anteriores.

El disco interpúbico une las superficies adyacentes a los huesos púbicos. Cada una está cubierta por una delgada capa de cartilago hialino. Este fibrocartilago completa exactamente el intervalo que separa ambos huesos púbicos, y se adhiere fuertemente a las dos superficies articulares. Varía de grosor. Es oblicuo abajo y atrás, y más ancho por delante. Presenta una parte periférica más densa y una zona central más delgada, a veces excavada por una pequeña cavidad. Ventralmente está reforzado por varias capas de fibras que se dirigen oblicuamente de un hueso a otro formando un entrecruzamiento con las fibras de la aponeurosis del oblicuo mayor y los tendones mediales de origen de los rectos del abdomen.

c) Articulación coxofemoral

Es una articulación multiaxial de tipo esférico. La cabeza femoral se articula con la cavidad acetabular. Las superficies articulares son curvas recíprocamente, pero no del todo congruentes ni con la misma extensión. La cabeza del fémur está cubierta completamente por cartilago articular, excepto sobre la pequeña fosita en la que se inserta el ligamento redondo. La parte más gruesa del cartilago se encuentra en el centro de la cabeza y es más delgado hacia la periferia. La superficie articular del acetábulo forma un anillo incompleto, cuya máxima anchura se sitúa en la parte superior, que es donde la presión del peso recae en actitud erecta. Está cubierta por cartilago articular, que es más grueso donde la superficie semilunar es más ancha. El fondo de la fosa acetabular está desprovisto de cartilago articular y aloja una masa fibroelástica de grasa cubierta por membrana sinovial. La profundidad del acetábulo está aumentada por un anillo fibrocartilaginoso llamado rodete cotiloideo.

Las estructuras ligamentosas de la articulación son las siguientes: la capsula articular, el rodete cotiloideo y los ligamentos redondo, iliofemoral, isquiofemoral y transverso del acetábulo.

La cápsula articular es fuerte y densa. Forma un manguito que se origina en el hueso coxal a nivel de la ceja

cotiloidea y en la cara lateral del rodete glenoideo, y se inserta en el cuello femoral a nivel de la línea intertrocanterea. Desde su inserción en la cara anterior del cuello femoral, se reflejan muchas fibras formando bandas longitudinales que reciben el nombre de retináculo. Éste contiene vasos sanguíneos que irrigan la cabeza y cuello femoral. La cápsula es más gruesa en la parte anterior y superior de la articulación. Está formada por fibras circulares más profundas llamadas ligamento orbicular, y fibras longitudinales que son más numerosas en la parte anterior y superior, donde están reforzadas por el ligamento iliofemoral. También está reforzada por los ligamentos pubofemoral e isquiofemoral.

El ligamento iliofemoral es robusto y de forma triangular. Está por delante de la articulación, mezclado íntimamente con la cápsula. Su vértice se inserta en la parte inferior de la espina iliaca anteroinferior, y su base en la línea intertrocanterea del fémur. Posee un fascículo superior corto, fuerte y resistente llamado iliopertrocantereo, y otro inferior más delgado que se fija en el trocánter menor llamado iliopertrocantereo. A este ligamento se le denomina frecuentemente como ligamento en Y, por su forma de Y invertida.

El ligamento pubofemoral es también triangular con su base en el hueso iliaco, donde se inserta en la eminencia iliopectínea, en la rama superior del pubis y en la cresta y membrana obturadoras. Por abajo se confunde con la cápsula y con la banda medial del ligamento iliofemoral por encima del trocánter mayor.

El ligamento isquiofemoral tiene una disposición espiroidea en la parte dorsal de la articulación. Desde su inserción en el isquion se dirige hacia abajo y afuera por la cara posterior del cuello femoral y se inserta en el borde anterior de la fosa trocanterea. Otras fibras se mezclan con la capsula articular constituyendo las fibras isquiocapsulares.

El ligamento redondo se inserta en la cabeza femoral a nivel de la fovea. En el coxal las fibras medias se insertan en el ligamento transversal del acetábulo. Posee un fascículo pubiano que se inserta en la escotadura isquio-pubiana y una inferior más fuerte que se fija a la cavidad cotiloidea.

El rodete cotiloideo es un anillo fibrocartilaginoso, unido al borde acetabular que aumenta su cavidad. Salta la escotadura acetabular constituyendo el ligamento transversal del acetábulo, formando así un círculo completo.

2.2. Movilidad articular

2.2.1. Articulación sacroiliaca

Permite un grado reducido de rotación anteroposterior a lo largo de su eje transversal. Estos movimientos se producen durante la flexión y extensión del tronco, y su amplitud es la misma en el hombre y en la mujer. Al pasar de una posición recostada a una posición de pie se produce el mayor cambio en la posición del sacro respecto a la de los iliacos. El promontorio sacro se mueve hacia delante de 5-6 mm, a medida que el peso del cuerpo va gravitando sobre el sacro.

2.2.2. Sínfisis púbica

Es posible cierto grado de angulación, rotación y desplazamiento, especialmente durante el trabajo de las articulaciones sacroiliacas y de la cadera. Durante la gestación se produce cierta separación de los huesos del pubis, sobre todo, durante el parto.

2.2.3. Articulación coxofemoral

La contención de la cabeza femoral está asegurada por el rodete glenoideo y por la presión atmosférica. Después de la supresión de todos los medios de unión, es necesario ejercer una fuerte tracción para extraer la cabeza femoral del acetábulo. Es una articulación particularmente sólida y estable. Transmite el peso del cuerpo al miembro inferior, y soporta importantes fuerza de presión dirigidas desde el techo del acetábulo hacia la cabeza femoral.

Los movimientos activos pueden sistematizarse en flexión-extensión, aducción-abducción, circunducción y rotación externa e interna. La rotación externa e interna tiene lugar alrededor de un eje vertical que pasa por la cabeza del fémur. Durante la rotación interna, el cóndilo medial del fémur se mueve formando un arco hacia atrás en relación con el cóndilo tibial medial, mientras que el trocánter mayor se mueve hacia delante. Los movimientos de abducción-aducción pasan alrededor del eje anteroposterior que pasa por el centro de la cabeza del fémur. En los movimientos de flexión-extensión la cabeza rota dentro del acetábulo alrededor de un eje aproximadamente transversal.

La cabeza del fémur está íntimamente encajada en la fosa acetabular, y además se encuentra abrazada por el rodete cotiloideo. El ligamento iliofemoral es el más fuerte de la anatomía y se tensa progresivamente cuando la extensión del fémur supera la línea del tronco, como en la posición de pie simétrica. En esta posición los ligamentos pubo e isquiofemoral también se encuentran tensos.

Debido a la estructura de la articulación, no existen movimientos accesorios, con la excepción de un cierto grado de separación que puede producirse por una tracción fuerte.

2.3. Mecánica pélvica

La cintura pélvica soporta y protege las vísceras que contiene y forma la primera parte del miembro inferior. Proporciona superficie para las inserciones musculares de tronco y miembro inferior. Su función mecánica más importante es la de transmisión del peso de la cabeza, tronco y extremidades superiores a las extremidades inferiores. Podríamos dividirla en dos partes por medio de un plano vertical que pase por las cavidades acetabulares. Una parte posterior que está relacionado con la función de transmisión de peso del tronco y que estaría constituido por las tres vértebras sacras craneales y por los dos pilares óseos que van desde la articulaciones sacroiliacas hasta las fosas acetabulares. Y una parte anterior formado por los dos huesos púbicos y sus dos ramas superiores que unen los dos pilares óseos posteriores, y actúan como

travesaño para evitar su separación. También resiste el empuje medial de las dos cabezas femorales.

El sacro forma la cima del arco posterior. El peso del tronco recae directamente sobre él en la articulación lumbosacra, siendo transmitido en dos direcciones. Uno hacia abajo y atrás hacia los huesos iliacos, y otro hacia abajo y adelante hacia la cavidad pélvica. Su movimiento está regulado por su forma e inserciones ligamentarias. Tiene forma de cuña con una base hacia arriba y hacia delante. El primer componente de la fuerza actúa directamente sobre la base de la cuña, y su tendencia es a separar los huesos iliacos, lo que se ve contrarrestado por la acción de los ligamentos sacroiliacos e iliolumbar y por los ligamentos de la sínfisis púbica. La porción articular del sacro puede dividirse en tres segmentos: Un segmento anterior, que afecta a la 1ª vértebra sacra con superficies articulares casi paralelas entre sí. Un segmento medio que con una concavidad ventral en la que se acopla la convexidad correspondiente del hueso iliaco, formando un mecanismo de engranaje que mitiga la fuerza del cuerpo sobre los ligamentos. Un segmento posterior con forma ligeramente cóncava. El segmento medio es el que evita el desplazamiento hacia abajo y adelante al aparecer el segundo componente de la fuerza gracias a su mecanismo de engranaje. Se produce, sin embargo, un movimiento rotatorio por el cual el segmento anterior se inclina abajo y el posterior hacia arriba. El movimiento del segmento anterior está limitado por la forma de cuña del sacro y por los ligamentos sacroiliacos dorsal e interóseo, mientras que el segmento posterior está frenado por los ligamentos sacrociáticos mayor y menor. En todos estos movimientos existe un efecto de resistencia a la separación de los ligamentos sacroiliacos e iliolumbar y los de la sínfisis púbica.

2.4. Biomecánica de la marcha humana

La marcha humana es un fenómeno de extrema complejidad. Se trata de una actividad aprendida, que es así mismo integrada a nivel involuntario. El aprendizaje de la marcha se desarrolla en distintas fases sucesivas. Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta. A los 8 meses de edad, el niño consigue ponerse de pie si se le dan las manos. A los 10 meses, consigue ponerse espontáneamente de pie. Al año comienza a caminar con apoyo, y a los 14-15 meses camina completamente sólo. La descripción de la marcha humana requiere no sólo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo, las fuerzas y momentos articulares, los requerimientos energéticos, los mecanismos de optimización adoptados y la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados. Existen una serie de factores estructu-

rales intrínsecos que no están bajo fiscalidad voluntaria y que limitan los posibles tipos de marcha. Entre estos factores cabe destacar tres: 1) Dimensiones y configuración de los huesos, 2) restricción de los movimientos en las articulaciones, y 3) distribución de la masa de los miembros⁽⁸⁾.

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual, el cuerpo humano en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y, en el periodo de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada, existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo. Al aumentar el individuo su velocidad, dichos periodos de apoyo bipodal se reducen progresivamente, hasta que el sujeto comienza a correr, siendo entonces reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que ambos pies se encuentran en el aire. El principal objetivo de la locomoción es la traslación del cuerpo humano desde una posición a otra por medio del paso bipodal. Una descripción completa de la locomoción incluye tanto aspectos cinemáticos como cinéticos. Sin embargo, es imprescindible integrar todos estos aspectos simultáneamente y considerar la marcha humana como una cadena de acontecimientos, que de manera sincrónica, se moviliza armónicamente y de forma repetida en el tiempo.

La marcha humana es un fenómeno complejo para cuya descripción se requiere no sólo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo, las fuerzas y momentos articulares, los requerimientos energéticos, los mecanismos de optimización adoptados y la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados.

2.4.1. Fases de la marcha humana

El ciclo de la marcha comprende toda la actividad que ocurre entre el contacto del talón de una extremidad y el siguiente contacto del talón de la misma extremidad con el suelo. Durante el ciclo de la marcha, cada extremidad pasa por una fase de apoyo, una fase de balanceo y una fase de apoyo doble (bipodal)^(8,9).

- *Fase de apoyo:* Comienza cuando el talón de la extremidad delantera toca el suelo y, finaliza, cuando los dedos del pie dejan de contactar con el mismo. Ocupa el 60% del ciclo de la marcha y se divide en 5 periodos:
 - Choque o apoyo del talón.
 - Apoyo plantar.
 - Apoyo medio del pie.
 - Despegue del talón.
 - Despegue del antepie.
- *Fase de balanceo:* Comienza en el momento en el que los dedos del pie dejan de tocar el suelo y finaliza cuando el talón vuelve a contactar con el mismo. Ocupa un 40% del ciclo, y se divide en:
 - Oscilación inicial o aceleración.
 - Balanceo medio.
 - Desaceleración.

- *Doble apoyo*: Periodo durante el cual ambas extremidades están en contacto con el suelo simultáneamente. El tiempo de doble apoyo está directamente relacionado con la cadencia (ritmo de paso). A medida que la cadencia disminuye, el tiempo empleado en el doble apoyo aumenta. La ausencia de doble apoyo se utiliza para diferenciar el andar del correr. Representa el 10% del ciclo de la marcha.

2.4.2. Cinemática de la marcha

En la marcha normal el centro de gravedad del cuerpo describe una curva senoide en los planos horizontal y vertical, respectivamente. La amplitud de ambos desplazamientos es de 4-5 cm, con lo que el movimiento del centro de gravedad forma una figura en ocho que ocupa aproximadamente un cuadrado de 5 cm de lado. Dicha trayectoria, se realiza mediante 5 mecanismos distintos, pero coordinados:^(8,9,10,11,12,13,14,15,16,17)

- *Rotación Pélvica*: Durante la marcha, la pelvis gira alternativamente en el plano horizontal hacia delante y hacia atrás. La magnitud de esta rotación es de 4° en uno u otro sentido, es decir de 8° en total. Puesto que la pelvis es una estructura rígida, dicha rotación se produce de manera alternante en cada cadera. El movimiento de flexo-extensión de la cadera además de desplazar el tronco hacia delante, induce un cambio en la altura de la pelvis, tanto mayor cuanto mayor sea el ángulo de flexo-extensión de la cadera. La rotación de la pelvis, adelantando la cadera al tiempo que se produce la flexión, y retrasándola en la extensión, introduce un desplazamiento adicional hacia delante. Para una longitud de paso fija, ello supone una menor flexo-extensión de la cadera y, en consecuencia, una menor oscilación vertical del tronco, al tiempo que suaviza la trayectoria del centro de masas, reduciendo así la dureza del impacto con el suelo.
- *Basculación Pélvica*: En el plano frontal la pelvis sufre una basculación alternante de unos 5°, de tal forma que se inclina hacia el lado de la pierna oscilante. De este modo, las oscilaciones verticales debidas al arco de flexo-extensión de la pierna de apoyo se reducen, en la medida que lo hace la altura de la articulación lumbosacra, centrada en la pelvis. Este mecanismo sería inviable sino fuera acompañado de un acortamiento de la longitud efectiva del miembro oscilante pues, de lo contrario, éste impactaría contra el suelo. Para permitir la basculación pélvica, la rodilla de la pierna que no soporta peso debe flexionarse, y se debe dorsiflexar el tobillo para que los dedos del pie que oscila estén totalmente separados del suelo.

Estos dos movimientos pélvicos, rotación y basculación, permiten reducir en un 50% el desplazamiento vertical del centro de gravedad, consiguiéndose con ello un menor consumo energético.

- *Flexión de la rodilla durante el apoyo monopodal*: La rodilla contribuye a disminuir el desplazamiento

del centro de gravedad al estar en discreta flexión de 15° en el momento en el que el cuerpo pasa por encima de la pierna que apoya. Esta flexión reduce la oscilación vertical de la cadera, acortando la longitud de la pierna.

La combinación de estos tres movimientos permite reducir los arcos de flexión y extensión de la articulación de la cadera durante la marcha. A pesar de ello, si sólo actuasen estos tres movimientos, los desplazamientos del centro de gravedad serían en forma de arcos interrumpidos. Por ello, es necesario otros mecanismos compensadores de la marcha:

- *Mecanismos del pie y de la rodilla*: Cuando el talón entra en contacto con el suelo, el pie está en dorsiflexión y la rodilla completamente extendida, de manera que las inflexiones abruptas del arco del desplazamiento del centro de gravedad se convierten en ondas sinusoides continuas. El contacto mediante el talón representa un alargamiento efectivo del miembro en un instante en que la altura de la cadera es mínima, debido a la flexión de la misma. A continuación ocurre la flexión plantar rápida del pie, y cuando éste está totalmente apoyado en el suelo en la fase de apoyo plantar, desciende el centro de gravedad del tobillo. Después el talón se eleva del suelo, y con ello asciende una vez más el centro de rotación del tobillo. El despegue mediante el antepie incrementa también la longitud de la pierna, en un momento en que la altura de la cadera está disminuyendo, paliando su descenso. Estos movimientos de pie y tobillo alisan la trayectoria del centro de gravedad cuando se combinan con los de la rodilla. Los tres mecanismos descritos suelen considerarse conjuntamente bajo la denominación de “coordinación de los mecanismos de rodilla, tobillo y pie”^(8,14).
- *Desplazamiento lateral de la pelvis*: Para conservar el equilibrio es necesario llevar el eje de gravedad sobre un pie y después sobre el otro. Gracias a la angulación fisiológica femorotibial en valgo, y a la relativa adducción de la cadera la distancia que debe de recorrer el centro de gravedad es menor. Sólo así, y mediante esta doble acomodación de las extremidades inferiores, es posible disminuir el desplazamiento del centro de gravedad en el plano lateral y, al mismo tiempo que éste sea muy similar al desplazamiento que se produce en el plano vertical. La amplitud normal de este movimiento lateral del centro de masas corporal es de 2-5 cm, hacia cada lado.

La suma de estos cinco mecanismos durante la marcha contribuye a dar la forma definitiva de curva sinusoidal en los planos horizontal y vertical, respectivamente.

2.4.3. Cinética de la marcha

Las únicas fuerzas que actúan durante la marcha son las de la gravedad y la ejercida por la acción muscular. Durante la marcha normal, el centro de gravedad del cuerpo se desplaza verticalmente de un lado a otro, aproximada-

mente 45-50 mm. En la fase de doble apoyo el centro de gravedad se sitúa al mismo nivel. En la fase media del apoyo del pie el centro de gravedad se sitúa en el punto más alto, mientras que en el periodo de choque se sitúa en el punto más bajo. La gráfica fuerza/tiempo de la marcha humana normal presenta un patrón constante, donde se reflejan las fuerzas verticales, anteroposteriores y transversales^(18,19,20,21,22).

- *Fuerzas de Reacción Vertical:* Son las de mayor magnitud, presentando dos instantes en los que suelen sobrepasar la fuerza ejercida por el propio cuerpo. Una primera fuerza máxima de impacto que corresponde al apoyo de la porción proximal del pie, y una segunda en relación con el despegue de la porción distal del pie que corresponde al inicio de la fase de traslación. Entre ambas existe una fase de menor apoyo que corresponde con la fase de apoyo de toda la planta del pie sobre el suelo, y al paso del centro de gravedad por su punto más bajo.
- *Fuerza de Reacción Anteroposteriores o Longitudinales:* Corresponden a las fuerzas de frenado y de empuje. En el momento en que el talón contacta con el suelo se produce una fuerza de frenado. En el momento del despegue se produce una fuerza de empuje hacia delante. Ambas son inferiores a las fuerzas verticales.
- *Fuerzas de Reacción Lateral:* Son de baja intensidad y traducen los desplazamientos laterales del centro de gravedad.

El pie ejerce sobre el suelo una fuerza de torsión, que es la traducción del movimiento de rotación de la extremidad inferior durante la marcha. Desde el momento que la extremidad entra en contacto con el suelo realiza un movimiento en rotación interna, mientras que cuando la extremidad se balancea que cuando la extremidad se balancea, se realiza una rotación externa. Ambos movimientos se traducen en fuerzas de torsión interna y externa, respectivamente.

Las características de la marcha cambian con la velocidad. Al aumentar la velocidad disminuye la fase de apoyo y de doble apoyo, a la vez que aumenta la longitud de paso y la cadencia. El incremento progresivo de la velocidad conlleva una disminución cada vez mayor de la fase de doble apoyo hasta que desaparece.

2.4.4. Fuerzas musculares durante la marcha

La mayoría de los grupos musculares de las extremidades inferiores están activos durante todo el ciclo de la marcha, principalmente al principio y final de la fase de apoyo, y principio y final de la fase oscilante. En esos momentos del ciclo es cuando existen momentos de aceleración y desaceleración de las extremidades y transferencias de peso del cuerpo de un pie a otro^(23,24).

Acciones musculares desde el apoyo del talón hasta la fase de apoyo medio

- *Tobillo:* En el momento de apoyo del talón, los músculos dorsiflexores del pie (extensor común de los

dedos, extensor largo del dedo gordo, y tibial anterior) se hallan activos. Después del apoyo, la tibia comienza a rotar sobre el pie fijo y la actividad de los dorsiflexores disminuye. En la fase de apoyo medio están completamente inactivos. Los flexores plantares (gemelos, sóleo, tibial posterior, flexor largo de los dedos, peroneo lateral largo) permanecen inactivos hasta poco antes de la fase de apoyo medio. En este punto es cuando estos músculos comienzan a aumentar gradualmente su actividad, lo que permite controlar la velocidad en la cual la tibia rota sobre el pie fijo antes de alcanzar el apoyo medio.

- *Rodilla:* En el apoyo del talón, el cuádriceps se estira con el fin de controlar la articulación de la rodilla, que se mueve desde la extensión completa hasta una posición de 15°-20° de flexión. Una vez que el pie está apoyado, la actividad del cuádriceps cambia de una contracción excéntrica a una isotónica, en la cual la acción es inversa. Entre el apoyo plantar y el medio, el cuádriceps actúa extendiendo la rodilla. La rodilla flexionada se mueve en dirección a la extensión por la acción inversa del cuádriceps, y por la aceleración hacia delante del centro de rotación, determinada por el arranque de la extremidad opuesta.
- *Cadera:* La acción del glúteo mayor y de los flexores de rodilla (isquiotibiales) resiste el momento de fuerza que tiende a flexionar a la articulación de la cadera, después del apoyo del talón. Los extensores de la columna resisten a su vez la tendencia del tronco a desplazarse en flexión.

Acciones Musculares desde el apoyo medio al arranque de los dedos del pie

- *Tobillo:* El momento de fuerza mecánica generada trata de dorsiflexionar el tobillo y encuentra la resistencia en la fase de apoyo medio por la contracción excéntrica de los músculos de la pantorrilla. En el momento en el que se desarrolla la máxima reacción en dirección a la flexión dorsal, los flexores plantares muestran su máxima actividad eléctrica. Esta máxima actividad muscular corresponde al arranque, y en la que además, existe un patrón secuencial de respuesta de la misma. En el momento en que los dedos del pie dejan el suelo, los flexores plantares se inactivan.
- *Rodilla:* En el apoyo medio, los flexores plantares del tobillo comienzan a mostrar un bajo grado de actividad. Esta actividad aumenta gradualmente hasta el instante siguiente de la elevación del talón. Al iniciarse la elevación del talón, la máxima actividad se registra sobre los gemelos. Sólo después, los restantes flexores plantares muestran su máxima actividad. En el levantamiento del talón, existe un momento de fuerza que actúa en dirección a la extensión. El arranque es iniciado por los gemelos.

Más tarde, la reacción del suelo determina que el momento hacia la flexión generado en la rodilla, aumente en magnitud hasta un poco antes del levantamiento de los dedos. Los músculos crural y recto anterior son activos inmediatamente antes del levantamiento de los dedos.

- *Cadera:* Los flexores primarios de cadera (iliaco y psoas) se activan en el momento del arranque. Su función es actuar de forma contraria a los extensores de cadera para evitar que ésta retroceda. Están inactivos entre el 45-60% del ciclo de la marcha. Los músculos aductores ayudan a estabilizar la cadera en un plano sagital después del arranque.

Análisis de las acciones musculares durante la fase de balanceo

- *Tobillo:* Los flexores de tobillo muestran una actividad continua desde el momento en que los dedos se levantan del suelo hasta después del contacto con el talón. Estos músculos acortan la extremidad para mantener la articulación del tobillo en una posición neutra.
- *Rodilla:* Una vez se han levantado los dedos el cuádriceps tiene dos propósitos: Evitar que el talón se levante demasiado en dirección posterior y ayudar a la iniciación de la oscilación hacia delante de la pierna. Justo antes del contacto con el talón se activan los músculos isquiotibiales para frenar la pierna en su oscilación hacia delante y controlar el pie en el momento del contacto con el talón.
- *Cadera:* Al principio de la fase de oscilación, la cadera está cerca de su posición natural e inicia una flexión hacia los 26° de angulación que se mantiene constante durante toda la fase de oscilación. Los músculos iliaco y psoas deben actuar para mantener esta flexión. Esta actividad cesa en el 75% del ciclo y, sigue con la acción del adductor medio entre el 80-90% del ciclo, para terminar con la acción del adductor mayor al final del ciclo de oscilación, cesando en el momento del contacto talón-suelo.

2.5. Epidemiología de las lesiones del anillo pélvico

Las lesiones traumáticas deben ser consideradas como una enfermedad pandémica, ya que afecta a todas las naciones a lo largo del mundo independientemente de su desarrollo económico, predominancia racial o religiosa o su ideología política. Inicialmente se trata de una patología aguda, pero frecuentemente tiende a cronificarse generando problemas de salud que van más allá de las víctimas individuales. Cualquier persona en el mundo está en riesgo de sufrir una lesión traumática. Las etiologías de estas lesiones son tan variadas como los estilos de vida y condicionamientos socioeconómicos de las víctimas, englobando desde accidentes de tráfico hasta episodios de violencia o terrorismo. Se estima que en el mundo fallecieron 5 millones de personas por causa traumática en el año 2000, con una tasa de mortalidad de 83 por 100.000 ha-

bitantes. Las lesiones traumáticas representan el 9% de las muertes a nivel mundial. Más del 90% de éstas muertes ocurren en naciones con ingresos medios o bajos. Las mayores tasas de mortalidad se dan en países menos ricos como son los de Europa del Este, y las más bajas en países como Estados Unidos de Norteamérica (USA), Europa Occidental, China, Japón y Australia. Globalmente, los accidentes de tráfico producen 1,2 millones de muertes al año, con entre 20-50 millones de lesionados. Representa la onceava causa de muerte en el mundo, siendo responsable del 2,1 % de las muertes. Es con diferencia la causa más frecuente de muerte entre los 15-44 años. En USA en el año 2001, más del 10% de la población sufrieron lesiones no mortales, y la lesión traumática fue la tercera causa de muerte en toda la población, y la más frecuente entre 1-44 años. La muerte de etiología traumática es la causa de la mayor pérdida potencial de años de vida antes de los 75 años. En Europa, las lesiones traumáticas afectan de la misma forma a la población joven⁽²⁵⁾.

Las lesiones accidentales suponen la principal causa del traumatismo en todos los rangos de edad. Las caídas casuales representan la principal causa de lesiones no mortales en todas las edades, a excepción del grupo poblacional entre los 15-24 años. Los accidentes de tráfico representan la principal causa de muerte por traumatismo en todos los grupos de edad, a excepción de niños y ancianos⁽²⁵⁾.

Las lesiones traumáticas representan un enorme coste económico a todos los niveles de la sociedad. Además, llevan asociadas un importante factor emocional debido a la pérdida de vidas humanas. Además de los costes derivados de la atención de los lesionados durante la fase aguda, se generan otros derivados de la cronificación de los procesos traumáticos así como de las secuelas y limitaciones funcionales que generan. La pérdida de años de vida y de trabajo de una población relativamente joven genera costes asociados con la pérdida de productividad laboral, lo que implica un gran impacto económico y social sobre nuestra sociedad. La prevención de la lesión traumática es, sin duda, la mejor forma de reducir estos costes y los esfuerzos públicos y privados deben ir dirigidos en este sentido⁽²⁵⁾.

Las fracturas de pelvis tienen un especial significado para el traumatólogo, debido a que son generados 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.

Las fracturas de pelvis son lesiones poco frecuentes que afectan aproximadamente a 20-37 de cada 100.000 habitantes⁽²⁶⁾. Representan aproximadamente el 3% de todas las lesiones esqueléticas pudiendo aparecer entre un 4-18 % en pacientes politraumatizados^(27,28). Su frecuencia está aumentando debido al avance de la tecnología que permite la fabricación de vehículos más rápidos y deportivos, lo que aumento la energía del impacto. El aumento de los impactos laterales en los accidentes de tráfico también se ha asociado a un aumento en su frecuencia⁽²⁸⁾.

Gänsslen y cols.⁽²⁹⁾ realizaron un estudio multicéntrico retrospectivo que pretendía analizar un amplio grupo de pacientes con lesiones del anillo pélvico en términos epidemiológicos, clasificación del tipo lesional, tratamiento y seguimiento clínico entre 1972-1993. De un grupo de 2551 pacientes con lesiones del anillo pélvico el 61,7% eran politraumatizados, 1156 pacientes sufrieron lesiones pélvicas inestables. La distribución por edad mostró una mayor incidencia en los grupos de edad entre 15-30 años (37%) y los de 50-70 años. El paciente más joven tenía 3 años y el de mayor edad 99 años. Se recogieron 149 casos de fracturas de pelvis en edad pediátrica (por debajo de 14 años). Su frecuencia era ligeramente superior en el sexo masculino (56,7%).

Los mecanismos lesionales más frecuente fueron los accidentes de tráfico (59,7%) seguidos por las caídas casuales (25%). En función del mecanismo lesional, se dividieron a los pacientes en 3 grupos. En un 85,9% el traumatismo fue debido a un impacto (directo o indirecto). Un mecanismo de compresión continua se detectó en un 10,1%, y el 4% restante se debió a atropellos. Tras analizar el vector de fuerza el 37,7% de los casos fue debido a un mecanismo de compresión antero-posterior, un 41,1% a un mecanismo de compresión lateral y un 4,3% a un mecanismo de compresión axial. El 72,2% fue trasladado a un centro especializado de traumatología. Un 59,7% fue trasladado en ambulancia o helicóptero. El resto fue derivado a un centro de atención primaria y posteriormente a un centro de traumatología. La lesión única más frecuente fue la fractura de ramas isquiopúbicas, seguida por las lesiones de la articulación sacroiliaca y por las fracturas sacras. Un 21,6% de los pacientes requirieron estabilización quirúrgica.

Las lesiones asociadas aparecen en un alto porcentaje de los casos. Un 69,4% sufrió fractura de cráneo. Un 65,7% eran pacientes politraumatizados. Sólo un 30,2% presentaron lesiones únicas. En 321 pacientes se apreciaron lesiones pélvicas. En este grupo, la mayoría presentaba lesiones urogenitales con afectación vesical o uretral (62,9%). En un 23,1% se apreciaron lesiones de grandes vasos, lesiones intestinales en un 20,2%, lesiones nerviosas en un 24,3% y en un 18,1% lesiones de partes blandas.

La mortalidad global fue del 13,4%. En fracturas complejas ascendió hasta un 31,1%. En fracturas aisladas sin lesiones concomitantes fue del 10,8%.

Las fracturas abiertas de pelvis representan del 2-4% de las lesiones del anillo pélvico. La incidencia de fracturas abiertas en niños es mayor (12,9%). Se asocian a traumatismos de alta energía, y son más frecuentes en varones jóvenes politraumatizados. Los accidentes de tráfico son la principal causa de las fracturas abiertas de pelvis. Constituyen una de las lesiones más devastadoras que se puede encontrar dentro del ámbito del trauma musculoesquelético. Se producen cuando hay un contacto directo entre una herida en piel, recto o vagina, y la fractura. Se asocia a lesiones en extremidades, columna vertebral y abdomen. Su tasa de mortalidad es alta (18%), aunque se

está reduciendo gracias al empleo de protocolos multidisciplinarios que defienden un tratamiento precoz y agresivo de la fractura y una derivación intestinal selectiva^(30,31).

Demetriades y cols.⁽³²⁾ realizaron un estudio epidemiológico de las fracturas de pelvis con el objetivo de identificar unos factores de riesgo asociados a fracturas graves del anillo pélvico, así como los asociados a lesiones abdominales, de aorta torácica, mayor pérdida hemática, necesidad de angiografía y supervivencia. En un grupo de 16.630 pacientes con lesiones traumáticas, 1.545 pacientes presentaron fracturas de pelvis, lo que supone una incidencia de 9,3%. El 60,6% fueron hombres y la edad media fue de 37 años. Los accidentes de motocicleta fueron considerados como el principal factor de riesgo para sufrir una fractura pélvica severa, seguido de los atropellos, caída de altura y ocupantes de vehículos. 255 pacientes (16,5%) presentaron lesiones intraabdominales o urogenitales. El órgano más frecuentemente dañado fue el hígado (6,1%), seguido de la vejiga, uretra y bazo. Los factores de riesgo más importantes asociados a lesiones hepáticas fueron el mecanismo lesional y la severidad de la lesión. Los principales predictores de lesión uretral o vesical fueron la severidad de la lesión pélvica y el sexo masculino. A mayor gravedad de la lesión pélvica, mayor frecuencia de aparición de este tipo de lesiones. 21 pacientes presentaron rotura de aorta torácica (1,4%). La edad superior a 55 años fue el único factor de riesgo asociado a la rotura aórtica en los pacientes con fractura de pelvis. El 38,5% de los pacientes requirieron transfusión sanguínea, con una media de 954 ml. Un 16,6% requirieron transfusiones de más de dos litros. Se procedió a la realización de una angiografía en el 4,7% de los pacientes. Sólo la mitad de los pacientes que fueron sometidos a angiografía fueron embolizados. La mortalidad global fue del 13,5%.

Balogh y cols.⁽³³⁾ realizaron un estudio prospectivo de base poblacional que registró la incidencia de fracturas del anillo pélvico en un año en una población control de 600.000 habitantes. La incidencia de fracturas de anillo pélvico fue de 23 por cada 100.000 habitantes (138 fracturas). Las fracturas por alta energía ocurrían predominantemente en varones jóvenes que, además, asociaban mayor severidad de las lesiones con menor presión sanguínea al ingreso hospitalario. La mortalidad global de la cohorte fue del 23%. La mortalidad asociada a la fractura pélvica fue del 7%. En lesiones por baja energía fue del 2%, siempre asociada al sangrado. La incidencia de lesión pélvica asociada a sangrado arterial demostrado fue de 1,3 por cada 100.000 habitantes y año. Concluyeron que la mayor parte de las muertes por fractura de pelvis ocurren prehospitalariamente (33%), y que el sangrado constituye la principal causa de muerte por fractura pélvica en todos los grupos.

Gillila y cols.⁽³⁴⁾ estudiaron los factores que más influyen en la muerte de pacientes con lesiones pélvicas. La mortalidad estaría asociada principalmente a la severidad de la lesión, a la presencia de un traumatismo craneoencefálico, la presión sanguínea al ingreso hospitalario, el

valor de hemoglobina al ingreso y los requerimientos de sangre y derivados sanguíneos. Demostraron que los pacientes con lesiones pélvicas posteriores requieren mayores transfusiones sanguíneas, tienen menor presión sanguínea al ingreso y cursan con una mayor mortalidad.

2.6. Clasificación de las fracturas de pelvis

Los avances en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de pelvis con el desarrollo de nuevas técnicas e implantes exigen la toma de decisiones acertadas en cada momento. Para ello es necesario realizar un análisis cuidadoso de la lesión y la clasificación de las mismas. Los sistemas de clasificación deben de facilitar la comunicación entre observadores, así como permitir comparar tratamientos y resultados.

Pennal y cols.⁽³⁵⁾ en la década de los cincuenta, desarrollaron una clasificación mecánica de las fracturas pélvicas describiendo fuerzas de compresión anteroposteriores, laterales y, finalmente reconociendo que la pelvis podía sufrir lesiones por cizallamiento. Describieron tres categorías lesionales del anillo pélvico, incluyendo la compresión anteroposterior, la compresión lateral y el cizallamiento vertical. En 1981, Bucholz⁽³⁶⁾ propuso una clasificación basada en el grado de lesión del anillo pélvico posterior. Indicó que las lesiones ocultas del anillo posterior son frecuentes y describió tres categorías lesionales en función de que la lesión fuera anterior o posterior.

En 1980, Pennal y Tile⁽³⁷⁾ propusieron un nuevo sistema de clasificación de las fracturas pélvicas basado en la correlación morfológica de la lesión con el mecanismo lesional. Posteriormente, Tile⁽³⁸⁾ modificó la clasificación de Pennal ya que consideraba que existían fracturas con patrones lesionales que no encajaban en las tres principales categorías lesionales. Tile reconoció que la clasificación de Pennal permitía la introducción del vector de fuerza de la fractura, y que el tratamiento de estas fracturas estaba en función del grado y dirección de la inestabilidad resultante. Las modificaciones que realizó permitió determinar en qué categoría encajaban mejor algunos pacientes.

La *Clasificación de Tile* se emplea con mucha frecuencia. Realiza una modificación al sistema de Pennal para convertirlo en un sistema alfanumérico basado en el concepto de estabilidad de la pelvis.

Tipo A: Estables (arco posterior intacto). Las fracturas tipo A son estables y se dividen en 3 grupos:

- *Tipo A1:* No afectan la continuidad del anillo pélvico, como la avulsión de las espinas ilíacas o de la tuberosidad isquiática y las fracturas aisladas de las alas del iliaco.
 - A 1.1: Espina iliaca anterosuperior.
 - A 1.2: Espina iliaca anteroinferior.
 - A 1.3: Tuberosidad isquiática.
- *Tipo A2:* Son fracturas estables con mínimo desplazamiento, como sucede en las caídas de los ancianos (trauma de baja energía).
 - A 2.1: Fracturas del ala del iliaco.

A 2.2: Fracturas aisladas del arco posterior.

A 2.3: Fracturas estables, no desplazadas o mínimamente desplazadas del anillo pélvico.

- *Tipo A3:* Son las fracturas transversas del sacro o del cóccix.

A 3.1: Fracturas no desplazadas del sacro.

A 3.2: Fracturas desplazadas del sacro.

A 3.3: Fracturas del cóccix.

Tipo B: Parcialmente estables (rotura incompleta del arco posterior).

- *Tipo B 1:* Lesión en libro abierto (inestables en la rotación externa).

B 1.1: Menos de 2,5 cm de desplazamiento (diástasis).

B 1.2: Más de 2,5 cm de desplazamiento.

B 1.3: Lesión bilateral que se comporta como B 3.

- *Tipo B 2:* Lesión por compresión lateral (inestables en la rotación interna). El tipo de fracturas B 2 son las lesiones por compresión lateral en que la pelvis rota internamente. Tile describe 2 grupos para esta lesión: las B 2.1 donde la fuerza de compresión lateral (rotación interna) produce el colapso de la hemipelvis y las lesiones son homolaterales anteriores y posteriores y las B 2.2 que son contralaterales.

B 2.1: Lesiones homolaterales anteriores y posteriores.

B 2.2: Lesiones contralaterales (asa de cubo).

- *Tipo B3:* La lesión es bilateral. En estos casos se mantiene una estabilidad parcial por el suelo de la pelvis intacto y la compresión posterior del sacro.

Tipo C: Inestables tanto verticalmente como en la rotación (rotura completa del arco posterior). Incluyen las lesiones verticales por cizallamiento y las lesiones por compresión anterior con rotura del complejo ligamentoso posterior. La fuerza de cizallamiento (de traslación) rompe la sínfisis, el suelo de la pelvis y las estructuras posteriores, lo que hace la hemipelvis completamente inestables.

- *Tipo C.1:* Lesiones unilaterales del complejo anterior y posterior.

C.1.1: Fractura a través del iliaco.

C.1.2: Luxación o fractura-luxación sacroiliaca.

C.1.3: Fractura del sacro.

- *Tipo C.2:* Lesión bilateral con un lado rotacionalmente inestable (tipo B) y un lado vertical y rotacionalmente inestable (tipo C).

- *Tipo C.3:* Bilateral (tipo C).

Burguess y cols.⁽³⁹⁾ modificaron la clasificación de Pennal introduciendo tres subcategorías para las lesiones por compresión anteroposterior, y otras tres para las lesiones por compresión lateral. Afirmaron que no todas las fracturas del anillo pélvico tienen un mecanismo lesional claro. Englobaron este tipo de lesiones dentro de una categoría a la que denominó "lesiones por mecanismos combinados". Demostraron que cualquiera de los tres mecanismos lesionales puede provocar inestabilidad. En 1990, Young y Burgess⁽⁴⁰⁾ propusieron un nuevo sistema de clasificación basado en el vector de fuerza y en la cuanti-

ficación de la disrupción que éste provoca, bien sea por compresión lateral, compresión anteroposterior, cizallamiento vertical o mecanismo combinado. Consta de cuatro tipos.

- Tipo APC (*Compresión Anteroposterior*) que a su vez se subdivide en tres subtipos:
 - Subtipo I: Lesión ligamentos sacroiliacos anteriores con elongación de ligamentossacrotuberosos y sacroespinosos.
 - Subtipo II: Lesión de ligamentos sacroiliacos anteriores y lesión de ligamentossacrotuberosos y sacroespinosos.
 - Subtipo III: Lesión de ligamentos sacroiliacos posteriores.
- Tipo LC (*Compresión Lateral*).
- Tipo VS (*Cizallamiento Vertical*).
- Tipo MC (*Mecanismo Combinado*).

Esta clasificación, cuenta a su vez con subtipos que permiten conocer la fuerza de la lesión y una combinación de sus mecanismos que describe el grado de lesión ligamentaria, sobre del anillo pélvico posterior. Ayuda a predecir lesiones asociadas locales o a distancia y permite establecer un manejo inmediato. Los tipos APC, subtipos II y III, LC subtipo III, y VS constituyen mecanismos de lesión combinados indicativos de lesión ligamentaria severa.

Las lesiones AP III son severamente inestables desde el punto de vista ligamentario y hemodinámico, por lo que requieren con mayor frecuencia transfusiones sanguíneas, seguidas de la tipo VS y LC III.

Young y Burgess⁽⁴⁰⁾ estudiaron 210 pacientes con fracturas de pelvis por un mecanismo de alta energía. De estos 210 pacientes: 126 fueron trasladados directamente desde el lugar del accidente, 110 sufrieron la lesión pélvica por un accidente de tráfico, 25 de ellos ingresaron en shock hemorrágico, la media en la escala de Glasgow del coma fue de 13, 2, y el valor medio del ISS (Injury Severity Score) fue de 25,8. En el tratamiento de las fracturas de pelvis se incluyeron de forma aislada o combina la fijación externa (28%), la reducción abierta y fijación interna (13,5%), la embolización arterial (7%) y el reposo en cama (42%). Se transfundieron de media 5,9 concentrados de hemáties. La mortalidad global fue del 8,6%. (Compresión lateral: 7%; Compresión anteroposterior: 20%; Mecanismo combinado: 18%, Cizallamiento vertical: 0%). La causa de la muerte fue asociada al trauma pélvico en menos del 50% de las ocasiones. Ningún paciente con una lesión aislada del anillo pélvico falleció. Concluyeron que su sistema de clasificación tiene valor predictivo con respecto al pronóstico de estos pacientes, y que sus protocolos terapéuticos basados en su clasificación reducen la morbilidad y mortalidad de las lesiones del anillo pélvico.

Más recientemente, el *grupo de trabajo AO/ASIF*⁽⁴¹⁾ ha desarrollado una clasificación de las fracturas de pelvis basado en la morfología radiológica de la lesión, y en segundo lugar, en algunas deducciones tomadas a partir de las características patomecánicas de la lesión. Proponen incorporar los principios de Tile y Pennal que relacionan el

mecanismo lesional con las características morfológicas de la lesión, dentro de una clasificación comprensible de las lesiones del anillo pélvico, y de acuerdo con las guías de principios de clasificación de la AO/ASIF. Este sistema de clasificación está basado en la integridad de las estructuras sacroiliacas posteriores que están compuestas por la porción posterior del hueso iliaco, el sacro, la articulación sacroiliaca junto con los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos. La función del segmento posterior del anillo pélvico consiste en transmitir las fuerzas desde la columna vertebral hasta las extremidades inferiores. La pérdida de estabilidad se asocia a pérdida de función, y por lo tanto influye de forma directa en múltiples aspectos clínicos. El pronóstico clínico depende de la inestabilidad del anillo pélvico posterior, y en última instancia, va a determinar la necesidad de estabilización quirúrgica. Esta clasificación describe tres tipos de lesión del anillo pélvico posterior:

- *Tipo A*: Preserva estabilidad posterior.
- *Tipo B*: Preserva estabilidad posterior de forma parcial.
- *Tipo C*: Pérdida completa de estabilidad posterior.

Las lesiones traumáticas que afectan al anillo pélvico posterior raramente aparecen sin que haya afectación concomitante del anillo pélvico anterior (sífnisis púbica, agujero obturador, acetábulo). Las lesiones del anillo pélvico anterior pueden clasificarse en subgrupos, y cada una de ellas asociarse de forma independiente con las lesiones del anillo posterior.

Lesiones Tipo A

Son lesiones del marco pélvico o del anillo pélvico que no producen pérdida de estabilidad o simetría.

- *Grupo A1*: Lesiones del marco pélvico.
 - A.1.1: Lesiones por avulsión en inserciones musculares. Las más frecuentes son las de la espina iliaca anteroinferior y anterosuperior.
 - A.1.2: Fracturas del ala iliaca.
 - A.1.3: Fracturas del isquion.
- *Grupo A2*: Lesiones mínimas del anillo pélvico.
 - A.2.1: Fractura aislada de rama púbica.
 - A.2.2: Lesión por compresión lateral sin o con mínimo desplazamiento del anillo pélvico anterior y mínima fractura por compresión del ala sacra, que no provoca pérdida de simetría.
 - A.2.3: Lesión por compresión lateral con o sin mínimo desplazamiento del anillo pélvico anterior con una fractura incompleta o no desplazada del iliaco a nivel posterior. No existe pérdida de simetría pélvica.
- *Grupo A3*: Fracturas transversa aisladas del sacro y del cóccix.
 - A.3.1: Fracturas del cóccix.
 - A.3.2: Fracturas transversas del sacro por debajo del cuerpo de S2.
 - A.3.3: Fracturas transversas de la porción superior del sacro. Posibles lesiones neurológicas asociadas. De forma aislada no afectan a la simetría y estabilidad pélvica.

Lesiones Tipo B

Son lesiones producidas por un vector de fuerza rotacional que afecta a una hemipelvis. Puede provocar una desestabilización parcial del anillo pélvico posterior, con desplazamiento rotacional de la hemipelvis afecta, y por lo tanto con asimetría pélvica. No existe desplazamiento en sentido vertical. Estas lesiones pueden ser desde prácticamente estables, hasta casi totalmente inestables en el plano vertical. Generalmente es suficiente con la reducción y fijación del anillo pélvico anterior.

- *Grupo B1:* Lesiones en rotación interna por compresión lateral del anillo pélvico.
 - B.1.1: Fracturas por compresión de la porción anterior del ala sacra. Afecta a la unión del ala sacra con el cuerpo del sacro en las proximidades de los agujeros foraminales de S1 y S2. Son lesiones estables.
 - B.1.2: Rotación interna masiva que lesiona el hueso esponjoso del ala sacra y genera un descenso en la estabilidad del anillo pélvico posterior.
 - B.1.3: Rotación interna asociada a desplazamiento en flexión o extensión de la hemipelvis afecta. Produce asimetría pélvica y el grado de estabilidad depende del grado de impactación. Son las típicas lesiones en “asa de cubo” descritas por Pennal⁽³⁷⁾.
- *Grupo B2:* Lesiones en rotación externa.
 - B.2.1: Rotación externa de la hemipelvis afecta con apertura de la articulación sacroiliaca en sentido anteroposterior. Afectación del anillo pélvico anterior, generalmente diástasis púbica inferior a 2,5 cm.
 - B.2.2: Mayor apertura de la articulación sacroiliaca con afectación de los ligamentos interóseos, y diástasis púbica mayor de 2,5 cm.
 - B.2.3: Además de rotación externa existe un componente rotacional en flexión o extensión que atraviesa transversalmente a la articulación sacroiliaca. Afectación parcial de los ligamentos sacroiliacos posteriores.
- *Grupo B3:* Lesiones bilaterales posteriores de tipo B.
 - B.3.1: Compresión bilateral del sacro.
 - B.3.2: Rotación externa bilateral con lesión incompleta de la articulación sacroiliaca.
 - B.3.3: Fractura por compresión del sacro en un lado, con lesión por rotación externa en el otro que asocia lesión incompleta de la articulación sacroiliaca.

Lesiones Tipo C

Son lesiones provocadas por fuerzas de cizallamiento que afectan a una hemipelvis. Producen una inestabilidad pélvica total por lesión completa de las estructuras óseas o ligamentosas del anillo pélvico posterior. Producen inestabilidad en sentido vertical con pérdida de la simetría pélvica. Las fuerzas por cizallamiento pueden provocar la desestabilización completa del anillo pélvico. De la misma

forma, las lesiones por compresión anteroposterior y lateral pueden generar inestabilidad vertical si su vector de fuerza es lo suficientemente grande como para lesionar los ligamentos interóseos y sacroiliacos posteriores, así como la porción posterior del sacro y del hueso iliaco.

Las lesiones del anillo pélvico posterior provocadas por cizallamiento son la fractura vertical del iliaco, la fractura-luxación de la articulación sacroiliaca, la luxación sacroiliaca y las fracturas verticales del sacro. Pueden asociar avulsiones de la espina ciática mayor, del borde libre del sacro y de las apófisis transversa de L5 por tracción de los ligamentos sacroespinosos, sacrotuberosos e ilio-lumbares. Requieren de forma obligatoria la fijación del anillo pélvico anterior y posterior.

- *Grupo C1:* Lesiones tipo C unilaterales.
 - C.1.1: Fracturas verticales del iliaco o fracturas-luxaciones de la articulación sacroiliaca en las que varias porciones del hueso iliaco mantienen su relación normal con la articulación sacroiliaca a través de unos ligamentos sacroiliacos posteriores intactos o lesionados de forma parcial.
 - C.1.2: Lesión completa de los ligamentos de la articulación sacroiliaca.
 - C.1.3: Fractura vertical del sacro. La frecuencia de lesiones neurológicas depende del trayecto de la línea de fractura con respecto a los agujeros sacros. Dennis y cols. (42) clasificaron estas fracturas en extraforaminales (Zona I: Trazo de fractura lateral a los forámenes), transforaminales (Zona II: Atraviesa los forámenes), con afectación del canal vertebral (Zona III: Medial a los forámenes).
- *Grupo C2:* Lesiones posteriores bilaterales combinadas. Incluyen la combinación de lesiones tipo C en un lado con lesiones tipo B en el otro.
 - C.2.1.: Combinación de fractura vertical del iliaco o fractura-luxación sacroiliaca en un lado, con lesiones en rotación externa en el otro.
 - C.2.2: Combinación de lesión ligamentaria completa de la articulación sacroiliaca en un lado, con lesión en rotación externa o interna en el otro.
 - C.2.3: Combinación de fractura vertical de sacro con lesión por rotación externa o interna en el otro.
- *Grupo C3:* Lesiones bilaterales posteriores tipo C.
 - C.3.1: Combinación de lesiones C.1.1/C.1.1 con sacro y articulación sacroiliaca intactas.
 - C.3.2: Combinación de C.1.1/C.1.2 ó C.1.2/C.1.2, manteniéndose el sacro intacto.
 - C.3.3: El sacro está lesionado. Combinación de C.1.3 con las anteriores.

Como norma general, las lesiones del anillo pélvico posterior siempre se asocian a lesiones del anillo pélvico anterior. Las lesiones del anillo pélvico anterior se pueden subdividir en 3 subgrupos.

- Interrupción simple del anillo anterior por fractura vertical única del anillo obturador o a través de la sínfisis púbica.

- Múltiples interrupciones del anillo pélvico anterior.
- Interrupción del anillo pélvico anterior con afectación acetabular.

La principal dificultad a la hora de clasificar las lesiones del anillo pélvico es la gran variedad de lesiones posibles dentro de esta compleja estructura osteoligamentosa. Esta clasificación permite una separación estricta de las lesiones anteriores y posteriores. La morfología radiológica de la lesión se constituye como el principal criterio para definir a la lesión, mientras que los factores mecánicos permanecen en un segundo plano.

Para facilitar el manejo clínico de las lesiones pélvicas podemos simplificarlas en dos grandes grupos: Lesiones anteriores y posteriores.

Lesiones anteriores:

- Fractura del marco obturador.
- Fractura de los cuatro pilares.
- Luxación de la sínfisis púbica.
- Pinzamiento de la sínfisis púbica (Sínfisis trabada).

Lesiones Posteriores:

- Luxación sacroiliaca.
- Fractura-luxación sacroiliaca.
- Fractura del iliaco.
- Fractura de sacro.

Es de gran importancia conocer la asociación de las fracturas pélvicas con las fracturas acetabulares. Cano y cols.⁽⁴³⁾ propusieron un sistema de clasificación de las fracturas del anillo pélvico asociadas a fracturas acetabulares junto con unas pautas de tratamiento quirúrgico conjunto y en un solo tiempo de ambas lesiones. Añadieron la letra D a la clasificación de Tile diferenciando dos grupos: D1: para lesiones unilaterales, y D2 para lesiones bilaterales, que a su vez fueron subdivididas en 4 subgrupos para las diferentes posibilidades de las lesiones bilaterales:

- D.2.1: Fractura de pelvis en un lado y de acetábulo en el otro.
- D.2.2: Fractura de pelvis y acetábulo en un lado, y de pelvis en el otro.
- D.2.3: Fractura de pelvis y acetábulo en un lado, y de acetábulo en el otro.
- D.2.4: Fractura de pelvis y acetábulo en ambos lados.

2.7. Papel estabilizador de los ligamentos pélvicos en fracturas pélvicas por compresión anteroposterior

Las fracturas por compresión anteroposterior (fracturas en libro abierto) producen un patrón lesional típico con diástasis púbica y un grado variable de lesión en una o ambas articulaciones sacroiliacas. El nivel de afectación a nivel sacroiliaco depende de la energía del agente lesional, y también podría implicar a los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos. Las lesiones del anillo pélvico por mecanismo de compresión anteroposterior se consideran estables en un plano vertical, e inestables en un plano rotacio-

nal, cuando el complejo ligamentario sacroiliaco posterior permanece intacto. En estos casos sólo requieren estabilización anterior^(44,45,46,47,48,49). A pesar de ello, en ocasiones se aprecia malos resultados sólo con la fijación anterior, con la aparición de dolor sacroiliaco crónico o fracaso de los implantes. Simonian y cols.⁽⁶⁾ desarrollaron un estudio específico para valorar la movilidad pélvica en diferentes estados lesionales. Valoraron la apertura sinfisaria y de la articulación sacroiliaca, así como los movimientos de flexión y rotación del sacro. Los especímenes pélvicos intactos presentaron un mínimo desplazamiento a nivel de las articulaciones sacroiliacas y sínfisis del pubis, así como en la angulación sacra al someterlos a cargas axiales de 400 N. En comparación con este estado intacto, el desplazamiento sinfisario incrementó de forma significativa con la sección de los ligamentos sinfisarios, aunque los desplazamientos detectados fueran pequeños (media de 1,224 mm). Los desplazamientos de la sínfisis púbica no incrementaron al seccionar de forma progresiva los ligamentos sacroiliacos anteriores, ni con la lesión de los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos. De forma similar, la movilidad a nivel de la articulación sacroiliaca no se vió afectada con la sección de los ligamentos sinfisarios. A pesar de ello, se detectaron incrementos en la movilidad de la articulación sacroiliaca con mayor desplazamiento y flexión del sacro al seccionar los ligamentos sacroiliacos anteriores e interóseo, aunque los desplazamientos detectados también fueran pequeños (media: 0,434 mm). La sección de los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos no incrementó la movilidad en la articulación sacroiliaca. Los autores concluyeron que la sección de los ligamentos sinfisarios incrementaba la movilidad de la sínfisis púbica, pero no así la de la articulación sacroiliaca. Seccionando los ligamentos sacroiliacos anteriores e interóseo incrementaba la movilidad sacroiliaca, pero no la sinfisaria. La sección de los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos tenía escasa influencia en la movilidad sacroiliaca y sinfisaria. Lesionando los ligamentos sinfisarios, los sacroiliacos anteriores, interóseo, sacrotuberosos y sacroespinosos manteniendo intactos los sacroiliacos posteriores se incrementaba la movilidad sinfisaria y sacroiliaca en comparación con los especímenes intactos. A pesar de ello, los incrementos detectados fueron pequeños. La fijación de la sínfisis púbica reducía su movilidad, pero no así la de la articulación sacroiliaca. De forma similar, la fijación sacroiliaca reducía su movilidad pero no la sinfisaria.

Los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos han sido considerados clásicamente como estabilizadores mecánicos primarios del anillo pélvico contra fuerzas rotacionales en los planos sagital y horizontal. A pesar de ello, Varga y cols. (50) defendieron la función propioceptiva de estos ligamentos sobre una función estabilizadora. Para ello desarrollaron un estudio biomecánico sobre 8 pelvis humanas no embalsamadas con estos ligamentos intactos. Estos especímenes fueron colocados en posición bipodal con las espinas iliacas anterosuperiores y los tubérculos púbicos alineados en el plano coronal. Cada pelvis fue colocada en una máquina de análisis de mate-

riales y sometidas a carga a través de un balón de carga libremente articulado sobre un dispositivo de aluminio ajustado a 45° sobre la superficie proximal del sacro con 4 tornillos de esponjosa de 6,5 mm en sentido axial y otro en sentido sagital. Cada acetábulo estaba articulado sobre una prótesis bipolar cuyos vástagos fueron fijados en cilindros de resina de bajo punto de fundición, para permitir la rotación libre de estos cilindros sin modificar el centro de rotación de las caderas. Cada uno de estos cilindros fue colocado sobre una placa de carga que permitir los desplazamientos en el plano coronal, con muy baja fricción, para minimizar los errores de estabilidad extrínseca del montaje. Estas placas de carga impedían los desplazamientos en sentido anteroposterior. Los desplazamientos durante los ciclos de carga bilateral fueron medidos con transductores de alta resolución tipo LVDT. Se emplearon un número de cuatro colocados en la zona superior e inferior de la sínfisis púbica, en la articulación sacroiliaca, y en la mitad del recorrido de los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos. Cada pelvis fue cargada hasta un máximo de 500 N, y crearon tres grupos de pelvis: intactas, con lesión de un ligamento (sacrotuberoso o sacroespinoso) y con ambos ligamentos lesionados. Añadieron a este estudio biomecánico, un estudio histológico de estos ligamentos para detectar elementos neurales. Los autores concluyeron que la función estabilizadora de estos ligamentos es muy escasa, ya que la lesión parcial o completa de los mismos produjo mínimos cambios en la estabilidad pélvica. No se detectaron diferencias entre las distintas localizaciones en las que se realizaron las mediciones. La fuerza tensil de estos ligamentos fue sólo de 80 N. Estos hallazgos, junto con la detección de terminaciones nerviosas en los estudios histológicos practicados sobre estos especímenes indicaron que estos ligamentos tienen una función propioceptiva fundamental, proporcionando información sobre la posición de la pelvis en cada momento, y que la función mecánica estabilizadora y estructural era menor de lo asumido.

Conza y cols.⁽⁶¹⁾ desarrollaron un modelo biodinámica del comportamiento de la pelvis humana empleando pelvis congeladas en fresco con todos los elementos óseos y capsuloligamentosos intactos a los que se les sometía a una prueba de vibración. En esta prueba se medía la respuesta del sistema pélvico a estas vibraciones en distintos puntos de la estructura. Las vibraciones oscilaban entre 10 y 340 Hz. Inicialmente se les sometía a esta prueba a especímenes intactos con todas las estructuras capsuloligamentosas íntegras. Posteriormente se les sometió a dos pruebas más tras la sección de los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinosos, y posteriormente tras la sección de los ligamentos iliolumbares. Se comparó la respuesta del sistema en estos tres casos obteniendo información del papel de cada uno de estos ligamentos en la dinámica pélvica, y de la relevancia en este modelo biodinámica. Los resultados mostraron que los ligamentos sacroespinosos, sacrotuberosos e iliolumbares no contribuyen a la respuesta dinámica de la pelvis humana en el rango de frecuencia aplicado.

2.8. Análisis de materiales

La resistencia de materiales clásica es una disciplina de la ingeniería mecánica y la ingeniería estructural que estudia los sólidos deformables mediante modelos simplificados. La resistencia de un elemento se define como su capacidad para resistir esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse, adquirir deformaciones permanentes o deteriorarse de algún modo.

Un modelo de resistencia de materiales establece una relación entre las fuerzas aplicadas, también llamadas cargas o acciones, y los esfuerzos y desplazamientos inducidos por ellas. Típicamente las simplificaciones geométricas y las restricciones impuestas sobre el modo de aplicación de las cargas hacen que el campo de deformaciones y tensiones sean sencillos de calcular.

Para el diseño mecánico de elementos con geometrías complicadas la resistencia de materiales suele ser insuficiente y es necesario usar técnicas basadas en la teoría de la elasticidad o la mecánica de sólidos deformables más generales. Esos problemas planteados en términos de tensiones y deformaciones pueden entonces ser resueltos de forma muy aproximada con métodos numéricos como el análisis por elementos finitos.

El diseño mecánico de piezas requiere:

- Conocimiento de las tensiones, para verificar si éstas sobrepasan los límites resistentes del material.
- Conocimiento de los desplazamientos, para verificar si éstos sobrepasan los límites de rigidez que garanticen la funcionalidad del elemento diseñado.

En general el cálculo de tensiones puede abordarse con toda generalidad desde la teoría de la elasticidad, sin embargo cuando la geometría de los elementos es suficientemente simple (como sucede en el caso de elementos lineales o bidimensionales) las tensiones y desplazamientos pueden ser calculados de manera mucho más simple mediante los métodos de la resistencia de materiales, que directamente a partir del planteamiento general del problema elástico.

En ingeniería y, en especial, en ciencia de materiales, la fatiga de materiales se refiere a un fenómeno por el cual la rotura de los materiales bajo cargas dinámicas cíclicas se produce más fácilmente que con cargas estáticas. Un ejemplo de ello se tiene en un alambre: flexionándolo repetidamente se rompe con facilidad. La fatiga es una forma de rotura que ocurre en estructuras sometidas a tensiones dinámicas y fluctuantes (puentes, aviones, etc.). Puede ocurrir a una tensión menor que la resistencia a tracción o el límite elástico para una carga estática. Es muy importante ya que es la primera causa de rotura de los materiales metálicos (aproximadamente el 90%), aunque también ocurre en polímeros y cerámicas.

La rotura por fatiga tiene aspecto frágil aun en metales dúctiles, puesto que no hay apenas deformación plástica asociada a la rotura. El proceso consiste en un inicio, y posterior propagación, de fisuras. La superficie de fractura es perpendicular a la dirección del esfuerzo. Aunque es conocido desde antiguo, este comportamiento no fue de

interés para los ingenieros hasta mediados del siglo XIX, momento en el cual comenzaron a producirse roturas en los ejes de las ruedas de los trenes que pugnaban, por aquel entonces, por imponerse como medio de locomoción al amparo de la incipiente revolución industrial.

3. HIPÓTESIS

Es posible el diseño y reproducción de un sistema de fijación que permita un anclaje correcto de pelvis humanas para la realización de estudios biomecánicos de fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

4. OBJETIVOS

Desarrollar un sistema de anclaje y unión de pelvis humana a una máquina de análisis de materiales para el estudio biomecánico de fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

5. DISEÑO Y METODOLOGÍA

La metodología seguida para el estudio se dividió en dos fases. Una primera donde se determinaron las necesidades que debe cubrir el sistema, y una segunda fase donde se realizó el diseño y elección de las piezas del modelo experimental. Se realizó un análisis bibliográfico referente a:

- 1) Anatomía y Biomecánica de Pelvis y Raquis Lumbosacro. Análisis de la Estática Postural.
- 2) Estudios biomecánicos de pelvis y de los sistemas de anclaje empleados.

Primera Etapa.- Determinación de las Necesidades del Modelo

El proyecto requirió la resolución de una serie de problemas de diseño necesarios para la consecución de los objetivos marcados. Fue necesario que el sistema permitiera anclar de forma estable el espécimen, y que no se modificara la estática del cadáver durante la carga. Así mismo, se consideró necesario que dichas estructuras permitieran la reproducción del mecanismo lesional en las fracturas con inestabilidad rotacional. Fue preciso obtener instrumentos que permitieran:

- La adaptación del hueso a la máquina de ensayos que permitieran una 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.
- Un sistema de corrección de defectos óseos, debido a la falta de uniformidad entre las longitudes de los fémures de los especímenes a estudio.

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

2ºA) Diseño de los planos de las piezas de anclaje y transmisión de carga para elaboración sistematizada de las mismas, y elección de material anexo necesario para cumplir los objetivos determinados.

2ºB) Fabricación de prototipo de los sistemas de anclaje, montaje con piezas suplementarias, anclaje de fantomas e inclusión en el banco de pruebas.

6. MATERIAL

- a) Máquina Universal de Ensayos
- b) Programa de Diseño Gráfico de Planos.
- c) Fantomas.
- d) Rodamiento.
- e) Tren de Deslizamiento.
- f) Material de Fabricación del Sistema de Fijación. (Elementos metálicos, Cementos y resinas).

a) Máquina universal de ensayos

La máquina universal de ensayo (Fig. 1) es un dispositivo semejante a una prensa con la que es posible someter materiales a ensayos de tracción y compresión para medir sus propiedades. La presión se logra mediante placas o mandíbulas accionadas por tornillos o un sistema hidráulico. Esta máquina es ampliamente utilizada en la caracterización de nuevos materiales. Permite hacer ensayos a compresión y a tracción, midiendo durante el proceso la deformación y las diferentes cargas que se puedan aplicar en el material o elemento a ensayar. Esta máquina trabaja completamente automatizada mediante un programa que gestiona todas y cada una de las funciones realizables con este equipo, desde las rampas de aplicación de carga o de deformación, las velocidades y los límites de alarma, hasta el almacenamiento en disco de los resultados de ensayo. También presenta las lecturas de fuerza y posición en tiempo real mediante una gráfica que se asemeja a las utilizadas en los módulos de control clásicos.

El programa permite realizar también procedimientos de preparación del material a ensayar, o de fatiga, mediante la puesta en práctica de un número predefinible de ciclos de aplicación de carga o de deformación entre unos límites programables; así como llevar un control de cada ensayo realizado, mediante la adición a este de una serie de datos complementarios que identifiquen claramente la muestra y las condiciones de ensayo. Se dispone además de una serie de ensayos tipo predefinidos, o sea ya programados mediante los estándares de laboratorio internacionales más recientes, lo que permite la realización de estas pruebas con una sola operación, colocando las velocidades, límites, ceros y memorias, de modo automático, a sus valores preestablecidos por la correspondiente norma. A este grupo de ensayos, puede añadirse aquellos que vaya definiendo el operador de la máquina de ensayos, para la realización de las pruebas de utilización frecuente.

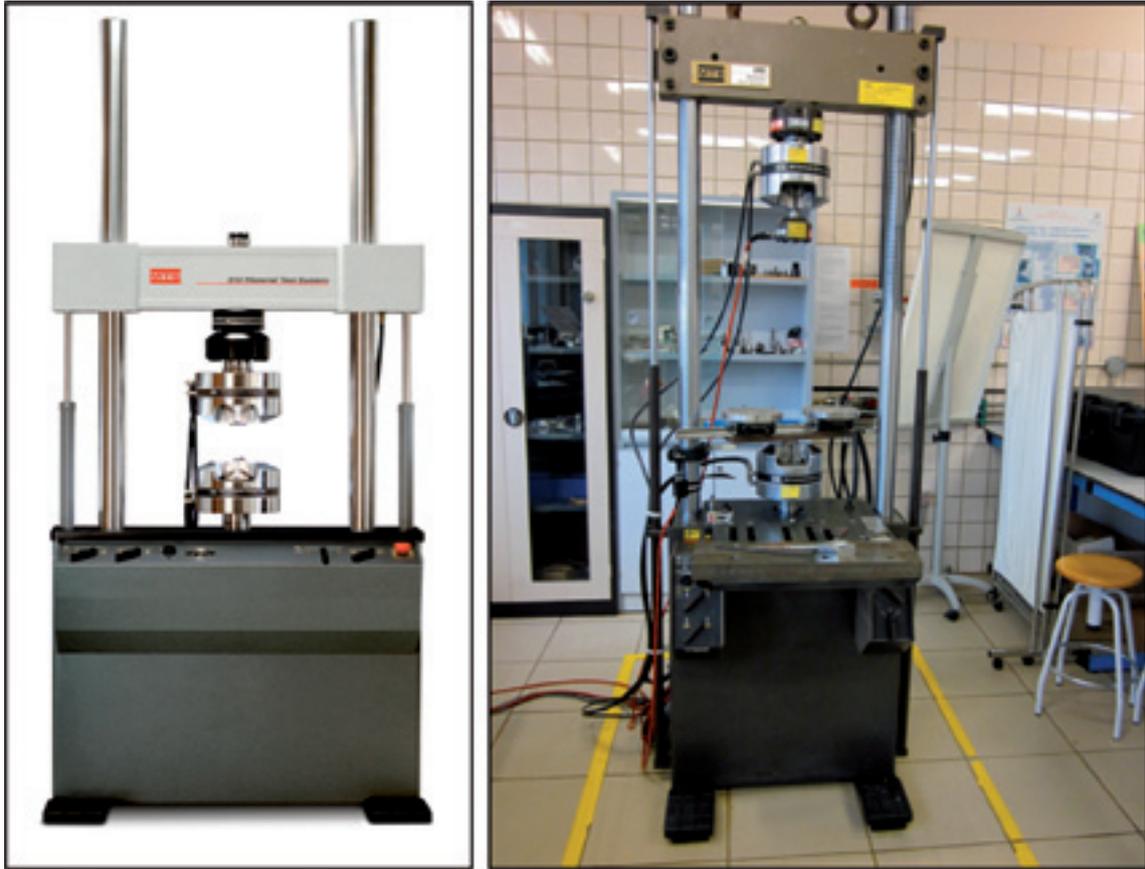


Figura 1. Máquina Universal de Ensayos.

La Célula de Carga (Fig.2) es la parte de la máquina de ensayo que se encarga de medir la carga a la que se está sometiendo el montaje. En su parte inferior existe un orificio roscado para su integración en el conjunto.

b) Programa de diseño gráfico de planos

El diseño de los dispositivos de anclaje del hueso a la máquina de ensayo han sido diseñados empleando un

programa de diseño avanzado llamado Solid Edge Academic®.

Solid Edge Academic® es un programa de parametrizado de piezas en 3D basado en un software de sistema de diseño asistido por ordenador (CAD). Permite el modelado de piezas de distintos materiales, doblado de chapas, ensamblaje de conjuntos, soldadura y funciones de dibujo en plano para ingenieros. Este programa permite



Figura 2. Célula de carga.

incrementar la velocidad del diseño hasta 100 veces, gracias a la supresión de elementos innecesarios. Además, consigue reducir hasta 8 veces el tamaño de los archivos, por lo que agiliza su funcionamiento y reduce el espacio en los servidores y tráfico de red. Es el único programa capaz de trabajar sin ningún tipo de problema con proyectos realizados con diferentes programas de diseño mecánico de CAD. De esta forma no se pierde tiempo en rehacer proyectos de otros fabricantes ya que la compatibilidad con todos es real y eficaz. Permite editar de forma rápida geometría 2D ó 3D de cualquier software, por lo que el lanzamiento de los diseños es realmente rápido. Con esta tecnología queda derogada el orden de generación de las operaciones, lo que quiere decir que no importa el orden en que se han creado las operaciones, recalcula sólo las geometrías necesarias, y con la introducción de la rueda direccional, podemos dinámicamente modificar los sólidos sin modificar el boceto.

Característica del Programa de Diseño Solid Edge Academic®

- Máxima rapidez con el nuevo diseño interactivo.
- Nuevas herramientas para obtener resultados más rápido.
- Diseña con cotas en 3D.
- Toda la flexibilidad que requieres en tu trabajo.
- Reconoce y mantiene la intención del diseño con Reglas Activas.
- Edita operaciones sin regeneración.
- Edita la geometría sin importar el orden de la creación.
- Edita información CAD externa más rápido que en el lenguaje nativo.
- Selecciona automáticamente geometría basada en operaciones.
- Utiliza las herramientas que realizan ediciones a cualquier modelo como si fuera su lenguaje propio.
- Aprovecha el poder de 3D con la simplicidad de 2D.

c) Fantomas

Los modelos anatómicos artificiales son pelvis artificiales denominadas fantomas que están construidas según los parámetros anatómicos normales del ser humano, y pretenden simular su consistencia y características mecánicas. Están formados por una cubierta rígida de goma 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 a otros que están constituidos únicamente por hueso cortical artificial. Estos modelos anatómicos pueden emplearse para distintos estudios y aprendizajes como son las sustituciones articulares, la fijación interna, el estudio de patrones de fractura y lesiones patológicas y en general para estudios experimentales en cirugía ortopédica. Proporcionan una base uniforme de especímenes con las mismas propiedades físicas que el hueso humano. Sus características biomecánicas de estos

modelos artificiales hacen que sean válidos a la hora de realizar estudios experimentales extrapolables al cuerpo humano.

Estos modelos se emplean en pruebas biomecánicas como alternativa al hueso humano presentando las siguientes ventajas:

- Proporciona una base resultados más homogéneos que los obtenidos con especímenes humanos.
- Menor variabilidad en las pruebas biomecánicas en cualquier régimen de carga.
- No requieren ningún cuidado especial, ni manipulación ni preservación.

En nuestro modelo experimental empleamos fantomas de tercera generación de pelvis completas que incluyen al sacro y ambos huesos iliacos articulados con gomas adhesivas a nivel de las articulaciones sacroiliacas y sínfisis púbica. Para completar el modelo se emplearon dos fémures de cuarta generación articulados con la pelvis a través de la articulación coxofemoral. Estos fémures se fijarán a la pelvis con un sistema de gomas elásticas cilíndricas de alta resistencia y discos metálicos de sostén que pasarán a través de un orificio taladrado en el cuello femoral y el fondo de la región acetabular.

d) Rodamiento

Un rodamiento es un elemento mecánico que reduce la *fricción* entre un eje y las piezas conectadas a éste, que le sirve de apoyo y facilita su desplazamiento. De acuerdo con el tipo de contacto que exista entre las piezas, el rodamiento puede ser *deslizante* o lineal y *rotativo*.

El elemento rotativo que puede emplearse en la fabricación del rodamiento, pueden ser: *bolas*, *rodillos* o *agujas*.

Los rodamientos de movimiento rotativo, en función del el sentido de la fuerza que soportan pueden clasificarse en: axiales, radiales y axiales-radiales.

Un rodamiento radial es el que soporta esfuerzos radiales, que son fuerzas de dirección normal a la dirección que pasa por el centro de su eje, como por ejemplo una rueda, es axial si soporta fuerzas en la dirección de su eje, y axial-radial si los puede soportar en los dos, de forma alternativa o combinada.

Tipos de Rodamientos

Cada clase de rodamientos muestra propiedades características, que dependen de su diseño y que lo hace más o menos apropiado para una aplicación dada. Los rodamientos rígidos de bolas pueden soportar cargas radiales moderadas así como cargas axiales pequeñas. Tienen baja fricción y pueden ser producidos con gran precisión. Por lo tanto, son preferidos para motores eléctricos de medio y pequeño tamaño. Los rodamientos de rodillos esféricos pueden soportar cargas radiales muy pesadas y son oscilantes, lo que les permite asumir flexiones del eje, y pequeñas desalineaciones entre dos rodamientos, que soportan un mismo eje. Estas propiedades los hacen muy populares para aplicaciones en ingeniería pesada, donde las cargas

son fuertes, así como las deformaciones producidas por las cargas, en máquinas grandes es también habitual cierta desalineación entre apoyos de los rodamientos.

Rodamientos rígidos de bolas (Fig.3)

Son usados en una gran variedad de aplicaciones. Son fáciles de diseñar, no separables, capaces de operar en altas e incluso muy altas velocidades y requieren poca atención o mantenimiento en servicio. Estas características, unidas a su ventaja de precio, hacen a estos rodamientos los más populares de todos los rodamientos.

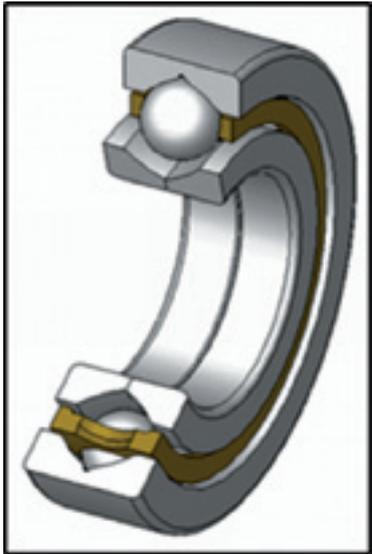


Figura 3. Rodamientos rígidos de bolas.

Rodamientos de una hilera de bolas con contacto angular

El rodamiento de una hilera de bolas con contacto angular tiene dispuestos sus caminos de rodadura de forma que la presión ejercida por las bolas es aplicada oblicuamente con respecto al eje. Como consecuencia de esta disposición, el rodamiento es especialmente apropiado para soportar no solamente cargas radiales, sino también grandes cargas axiales, debiendo montarse el mismo en contraposición con otro rodamiento que pueda recibir carga axial en sentido contrario. Este rodamiento no es desmontable.

Rodamientos de agujas

Son rodamientos con rodillos cilíndricos muy delgados y largos en relación con su menor diámetro. A pesar de su pequeña sección, estos rodamientos tienen una gran capacidad de carga y son eminentemente apropiados para las aplicaciones donde el espacio radial es limitado.

Rodamientos de rodillos cónicos

El rodamiento de rodillos cónicos, debido a la posición oblicua de los rodillos y caminos de rodadura, es especialmente adecuado para resistir cargas radiales y axiales simultáneas. Para casos en que la carga axial es muy importante hay una serie de rodamientos cuyo ángulo es muy abierto. Este rodamiento debe montarse en oposición con otro rodamiento capaz de soportar los esfuerzos axiales en sentido contrario.

El rodamiento es desmontable; el aro interior con sus rodillos y el aro exterior se montan cada uno separadamente.

Rodamientos de rodillos cilíndricos de empuje

Son apropiados para aplicaciones que deben soportar pesadas cargas axiales. Además, son insensibles a los choques, son fuertes y requieren poco espacio axial. Son rodamientos de una sola dirección y solamente pueden aceptar cargas axiales en una dirección. Su uso principal es en aplicaciones donde la capacidad de carga de los rodamientos de bolas de empuje es inadecuada.

Rodamiento axial (Fig. 4)

El rodamiento axial de rodillos a rótula tiene una hilera de rodillos situados oblicuamente, los cuales, guiados por una pestaña del aro fijo al eje, giran sobre la superficie esférica del aro apoyado en el soporte. En consecuencia, el rodamiento posee una gran capacidad de carga y es de alineación automática. Debido a la especial ejecución de la superficie de apoyo de los rodillos en la pestaña de guía, los rodillos giran separados de la pestaña por una fina capa de aceite. El rodamiento puede, por lo mismo, girar a una gran velocidad, aun soportando elevada carga. Contrariamente a los otros rodamientos axiales, éste puede resistir también cargas radiales.



Figura 4. Rodamientos axiales de rodillos a rótula.

Rodamiento de bolas a rótula (Fig.5)

Los rodamientos de bolas a rótula tienen dos hileras de bolas que apoyan sobre un camino de rodadura esférico en el aro exterior, permitiendo desalineaciones angulares del eje respecto al soporte. Son utilizados en aplicaciones donde pueden producirse desalineaciones considerables, por ejemplo, por efecto de las dilataciones, de flexiones en el eje o por el modo de construcción. De esta forma, liberan dos grados de libertad correspondientes al giro del aro interior respecto a los dos ejes geométricos perpendiculares al eje del aro exterior.

Este tipo de rodamientos tienen menor fricción que otros tipos de rodamientos, por lo que se calientan menos en las mismas condiciones de carga y velocidad, siendo aptos para mayores velocidades.

Rodamiento de rodillos cilíndricos del tipo NUP (Fig. 6)

Un rodamiento de rodillos cilíndricos normalmente tiene una hilera de rodillos. Estos rodillos son guiados por pestañas de uno de los aros, mientras que el otro aro puede tener pestañas o no.

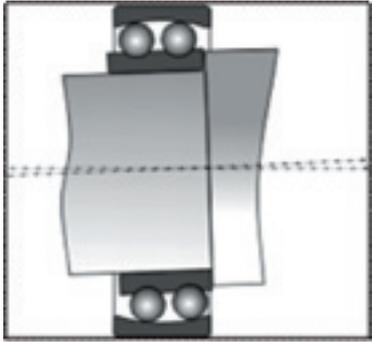


Figura 5. Rodamientos de bolas a rótula.



Figura 6. Rodamientos de rodillos cilíndricos.

Según sea la disposición de las pestañas, hay varios tipos de rodamientos de rodillos cilíndricos:

- Tipo NU: con dos pestañas en el aro exterior y sin pestañas en el aro interior. Sólo admiten cargas radiales, son desmontables y permiten desplazamientos axiales relativos del alojamiento y eje en ambos sentidos.
- Tipo N: con dos pestañas en el aro interior y sin pestañas en el aro exterior. Sus características similares al anterior tipo.
- Tipo NJ: con dos pestañas en el aro exterior y una pestaña en el aro interior. Puede utilizarse para la fijación axial del eje en un sentido.
- Tipo NUP: con dos pestañas integrales en el aro exterior y con una pestaña integral y dos pestañas en el aro interior. Una de las pestañas del aro interior no es integral, es decir, es similar a una arandela para permitir el montaje y el desmontaje. Se utilizan para fijar axialmente un eje en ambos sentidos.

Los rodamientos de rodillos son más rígidos que los de bolas y se utilizan para cargas pesadas y ejes de gran diámetro.

Rodamientos de rodillos a rótula

El rodamiento de rodillos a rótula tiene dos hileras de rodillos con camino esférico común en el aro exterior siendo, por lo tanto, de alineación automática. El número y tamaño de sus rodillos le dan una capacidad de carga muy grande. La mayoría de las series puede soportar no solamente fuertes cargas radiales sino también cargas axiales considerables en ambas direcciones. Pueden ser reemplazados por cojinetes de la misma designación que se dará por medio de letras y números según corresponda a la normalización determinada.

Rodamientos axiales de bolas de simple efecto

El rodamiento axial de bolas de simple efecto consta de una hilera de bolas entre dos aros, uno de los cuales, el aro fijo al eje, es de asiento plano, mientras que el otro, el aro apoyado en el soporte, puede tener asiento plano o esférico. En este último caso, el rodamiento se apoya en una contraplaca. Los rodamientos con asiento plano deberían, sin duda, preferirse para la mayoría de las aplicaciones, pero los de asiento esférico son muy útiles en ciertos casos, para compensar pequeñas inexactitudes de fabricación de los soportes. El rodamiento está destinado a resistir solamente carga axial en una dirección.

Rodamientos de aguja de empuje

Pueden soportar pesadas cargas axiales, son insensibles a las cargas de choque y proveen aplicaciones de rodamientos duros requiriendo un mínimo de espacio axial.

e) Tren de deslizamiento (Fig. 7 a, b, c, d, e, f)

El tren de deslizamiento es un sistema de recirculación de rodillos sin separadores que es capaz de soportar cargas muy elevadas. Su característica fundamental es su alta capacidad de carga y su rigidez. Son unidades constructivas que constan de:

- a) Un carro RWU.E con una rodadura sin separadores.
- b) Un carril guía TSX.E.
- c) Rascadores elásticos integrados en las caras frontales del carro.
- d) Obturaciones longitudinales superiores e inferiores dobles.
- e) Tapones de protección de plástico.

Es un sistema que absorbe fuerzas en todas las direcciones, excepto en la dirección del movimiento, y momentos alrededor de todos los ejes. El carro y el carril 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.

Dicho dispositivo cuenta con un sistema de rigidez graduable donde es posible determinar qué rozamiento se desea, desde el bloqueo total hasta la liberación completa.

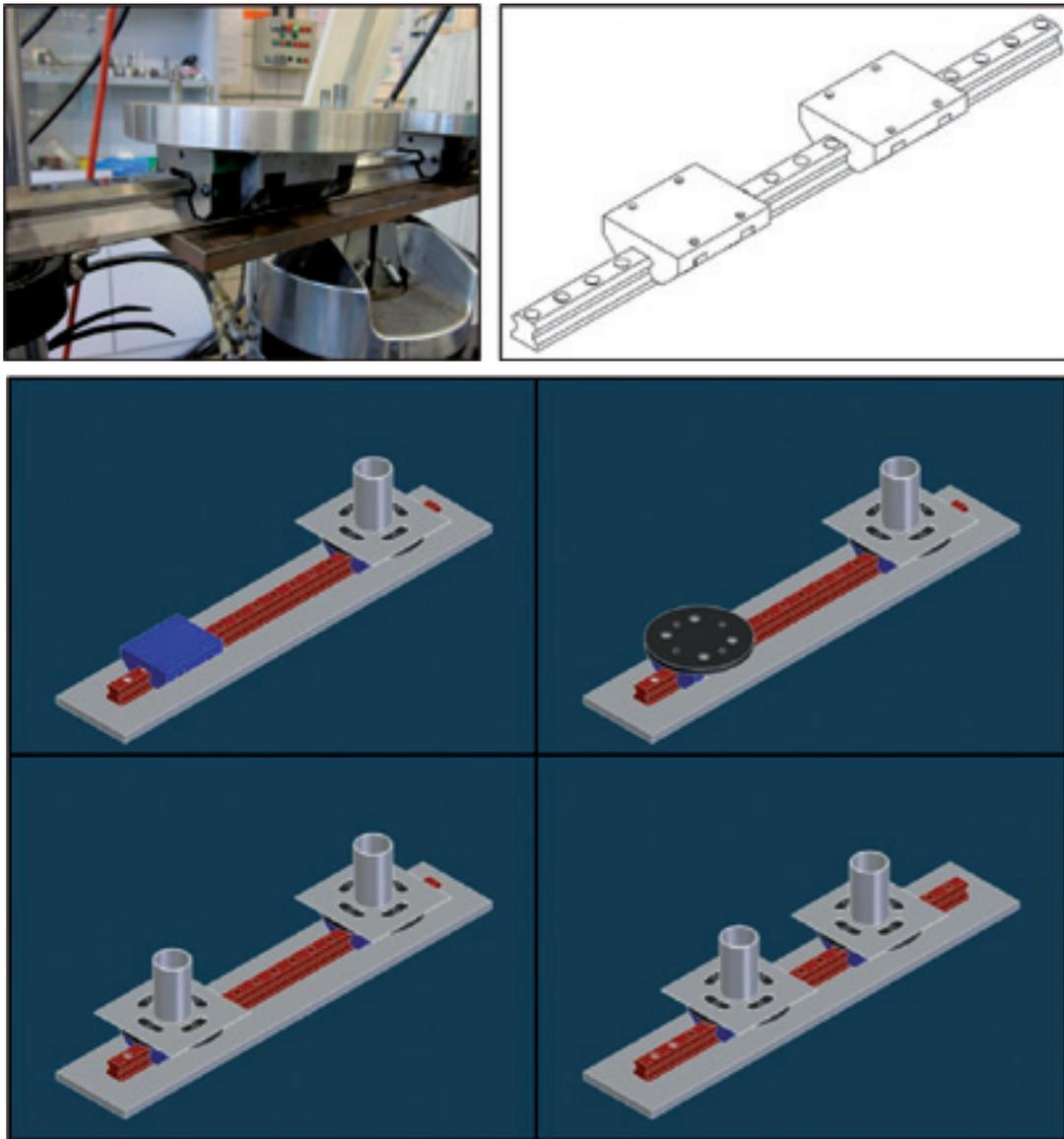


Figura 7 a y 7 b. Sistema Carro Perfil.

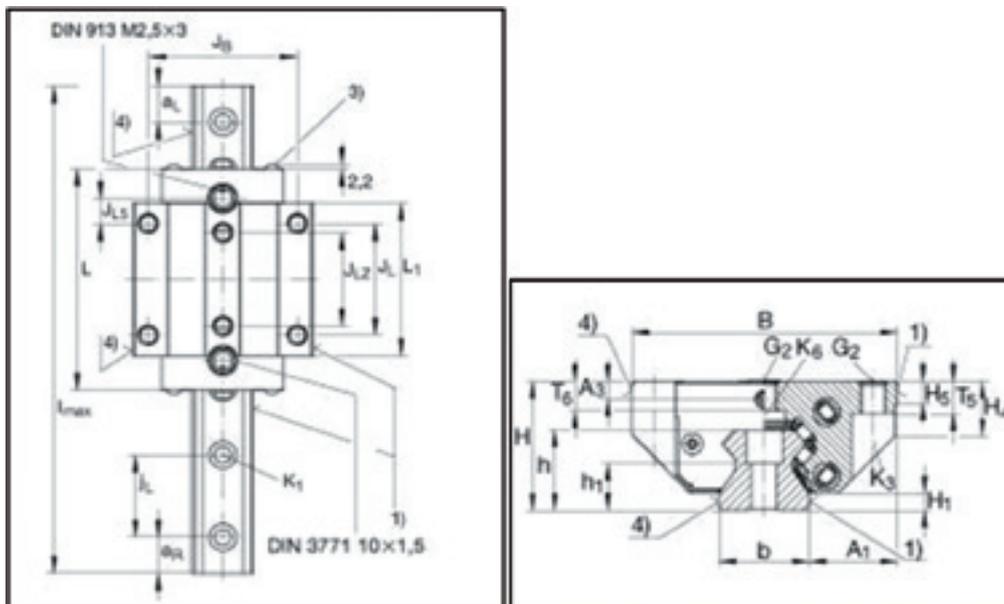


Figura 7c. Planos del tren de deslizamiento.

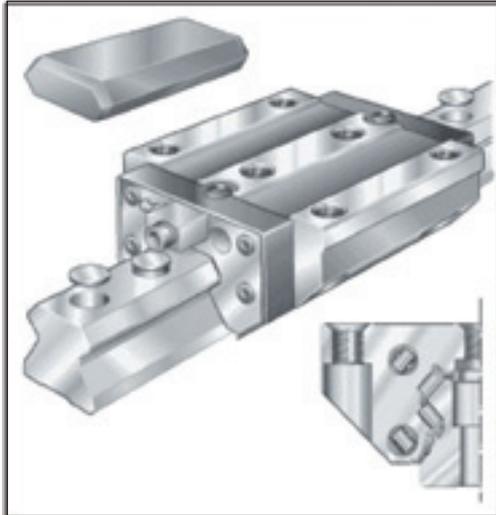


Figura 7d. Sistema de recirculación de rodillos.

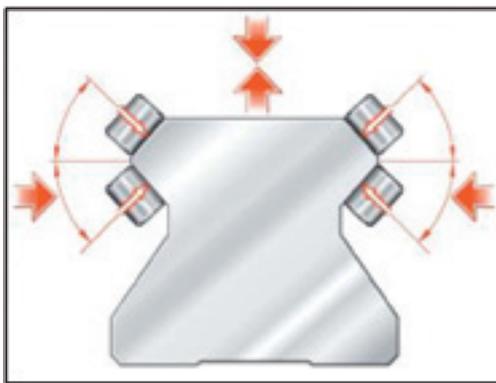


Figura 7e. Ángulos de contacto de las hileras de rodillos cilíndricos.

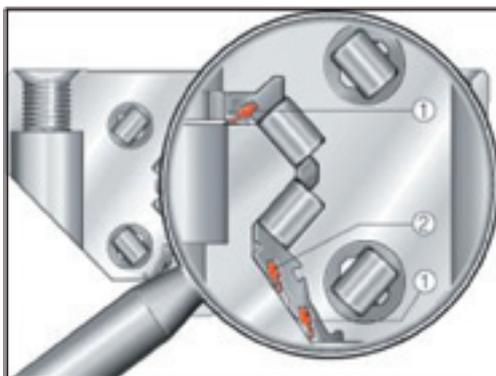


Figura 7f. Obturaciones longitudinales estándar (1) y rascadores elásticos de doble labio en las caras frontales (2).

f) Material de fabricación del sistema de fijación

f.1 Elementos Metálicos empleados en la fabricación del sistema

- *Pletinas de acero:* De 100, 120 mm, 160 y 200 mm de longitud y 4 mm de grosor.
- *Pletinas de acero:* De 1, 3, 5 y 10 mm de grosor.
- *Planchas de acero:* Con forma cuadrangular de 170, 180 y 200 mm de longitud de lado, y de 2 y 4

mm de grosor. Con forma rectangular de 120x30mm y 60 x 30 mm

- *Cilindros de acero:* De 100 mm de alto y 60 y 63 mm de diámetro.
- *Tubos de acero:* De 20 mm de diámetro y 100 mm de longitud.
- *Tornillos:* de 5 mm de grosor.
- *Tuercas de acero:* para tornillos de 5 mm de grosor.
- *Varillas roscadas:* De 4 mm de grosor.
- *Agujas Kirchner:* De 2 mm de grosor.

f.2 Cementos y Resinas

f.2.1) Cemento de Polimetilmetacrilato (PMMA) Quirúrgico:

Es un compuesto utilizado ampliamente en la práctica médica para fijar prótesis metálicas o poliméricas al hueso vivo. Se presenta en dos componentes por separado: uno líquido, compuesto principalmente por metilmetacrilato, y otro en polvo, en su mayoría polimetilmetacrilato. Ambos componentes, son mezclados formando una pasta que se endurece a través de una reacción exotérmica. Los tiempos característicos son los siguientes:

- Mezclado 35 segundos.
- Espera 35 segundos.
- Trabajo 330 segundos.
- Fraguado 100 segundos.
- TOTAL 500 segundos/ 8 min 20 seg.

f.2.2) Resina Epóxica:

Es un poliuretano rápido bicomponente que endurece a temperatura ambiente. El producto se compone de una resina (poliol) incolora y de un endurecedor (isocianato) de color amarillento. El mezclado de ambos debe hacerse a partes iguales y en un recipiente que impida la filtración de la mezcla, ya que se trata de componentes líquidos. El tiempo de trabajo es de aproximadamente 80 segundos.

f.2.3) Resina de Poliéster:

Resina de fraguado lento bicomponente constituido por metacrilato de metilo y acrilato de n-butilo que requiere de un catalizador (peróxido) para su constitución. La mezcla se realiza en función de una escala de graduación grabada en el envase de peróxido. Hay que ser muy cuidadosos con la cantidad mezclada, ya que quedarse en defecto del catalizador provoca que la resina no se endurezca, o lo haga pero quede pegajoso al tacto. El excederse en la mezcla hará que se fragüe más rápido pero que la resina final no sea tan dura como con la mezcla recomendada por el fabricante.

f.2.4) Cemento Acrílico:

El FastFix® es un compuesto polimérico de alta resistencia y fraguado rápido, que se emplea como barra de conexión en montajes de fijadores externos en animales. Cada unidad contiene porciones pre-calculadas del activador y de la base. No es necesario realizar mediciones de los componentes o emplear herramientas de mezcla. Al mezclar los componentes, el polímero adopta un solo color para indicar que la mezcla está completa. Su consistencia es similar a

la plastilina. No existen riesgos de goteo al aplicarlo, y permite moldear el material antes de usarlo. El polímero Fast-Fix® no contiene disolventes ni elementos volátiles. No es inflamable y no libera gases tóxicos. La parte no utilizada se puede mantener fresca para su uso futuro manteniéndose en su envase original. Es de difícil manipulación y bajo coste. En resumen, es un compuesto que se endurece de forma inmediata proporcionando un anclaje seguro y firme.

7. RESULTADOS

El diseño del sistema de fijación de la pelvis a la máquina de ensayo que se ha adoptado se ha realizado teniendo en cuenta consideraciones de tipo mecánico, económico y estéticos. La carga axial que se genera en la pelvis de un individuo se produce través de la columna vertebral, que finaliza en el sacro. Éste, a través de los huesos ilíacos transmite los esfuerzos a las extremidades inferiores. Es necesario articular la pelvis a la máquina de ensayo tanto proximalmente, a través del sacro y de la última vértebra lumbar, asegurando que la posición de la pelvis sea correcta, como a nivel de ambos fémures a la base de la máquina de ensayos formando el ángulo adecuado con la vertical (10-15°), consiguiendo alinear las espinas ilíacas 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

Constituye todo el montaje desde la mordaza superior de la máquina hasta el hueso del sacro del espécimen en cuestión. Está compuesto por la célula de carga, el vaso, el rodamiento, el puente, el vástago y la pletina.

1) Pletina

A nivel del anclaje superior de la pelvis a la máquina de ensayos, se optó por un modelo con anclaje simple del

hueso, denominado Pletina, que sirviera de nexo de unión al resto de piezas necesarias, y fuera más sencilla y barata su fabricación.

Se elaboraron diversos prototipos de esta pieza. Inicialmente la pletina fue diseñada con 90° de angulación. Estaba 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 lanzar tornillos a L5 y promontorio. Se realizaron los planos y se fabricó el primer prototipo (Fig. 8).

Con este tipo de pletina se confirmó que el sistema establecido era rígido y compacto, aunque cuando se ancló a la pelvis no se consiguió un buen eje de verticalidad pélvica. Por esta razón, se planteó una nueva pletina con angulación a 130°. (Prototipo 2) (Fig. 9 a y b).

Con la pletina a 130° se consiguió mantener alineadas las espinas ilíacas 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 en ocasiones dificulta el anclaje de las varillas por coincidir en las espinosas del sacro. Por ello se diseñan tres orificios alargados que unifican los anteriores y que permiten escoger el punto de entrada de las varillas. (Prototipo 3) (Fig.10).

Posteriormente, se diseñó una pieza que desciende desde el rodamiento hacia la pletina, y que hacía de nexo de unión con ésta, a la que se denominó el *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 unas muescas laterales en el brazo corto de la pletina (Prototipo 4) (Fig.11 a) donde se colocaron cuatro tornillos con tuerca. (Fig. 11 b).

Tras varias pruebas sobre fantasmas se observó que el anclaje mediante tornillos-tuercas laterales del puente-pletina era dificultoso. La manipulación de pequeños tornillos y tuercas en un espacio reducido hacía complicada su colocación. Por ello, para dar mayor sencillez de ma-

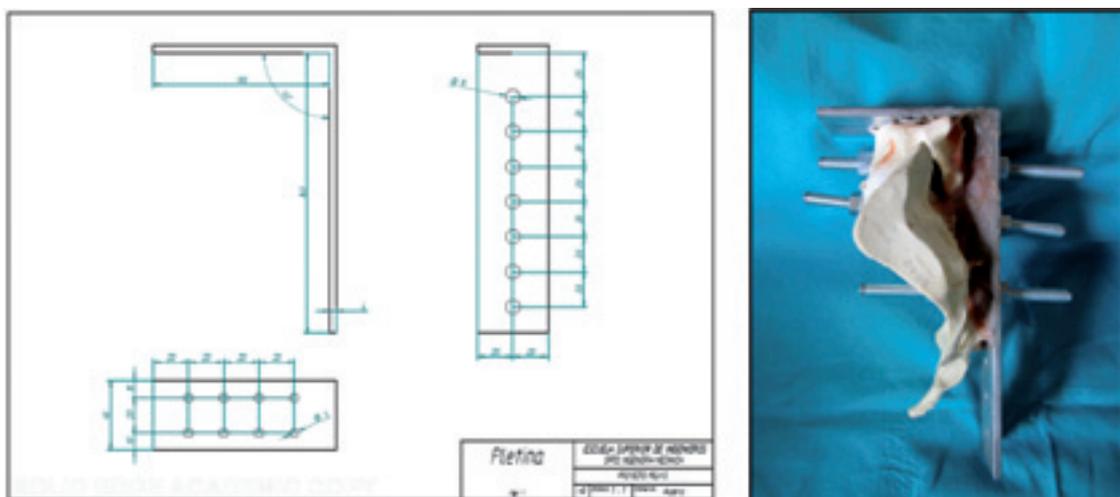


Figura 8. Planos del prototipo 1 e imagen del prototipo 1 fijando un fantoma de sacro.

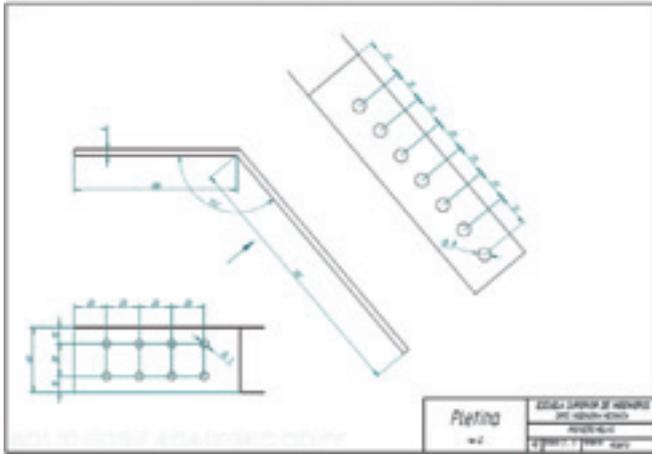


Figura 9a. Planos del Prototipo 2. Plano de pletina a 130°.

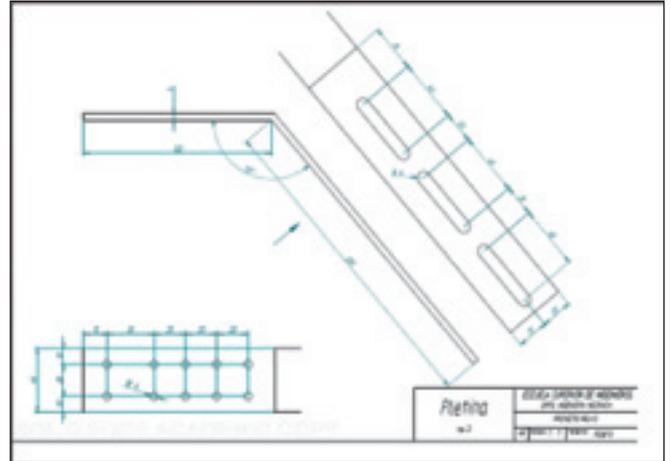


Figura 10. Planos del Prototipo 3. Plano de pletina a 130° con orificios conjuntos.



Figura 9b. Imágenes del Prototipo 2.

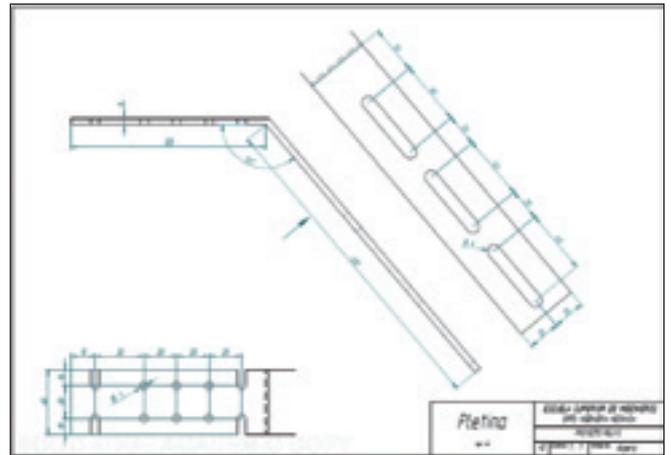


Figura 11a. Planos del Prototipo 4. Planos de Pletina a 130°, con orificios alargados en brazo largo y muescas laterales en el brazo corto para alojar tornillos de anclaje al puente.

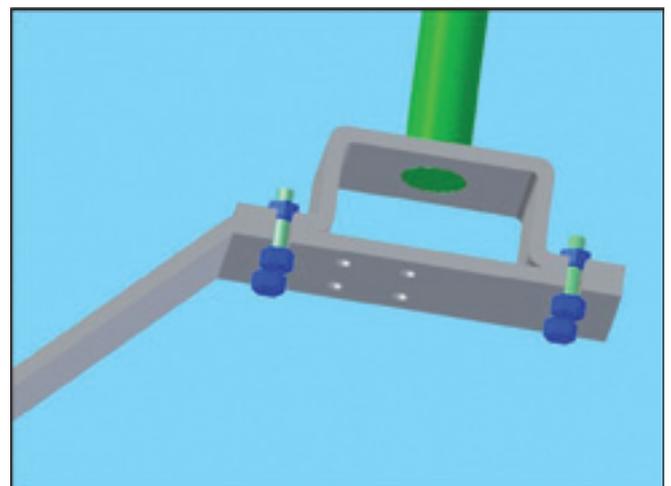


Figura 11b. Detalle tridimensional del sistema de anclaje de tornillos laterales.

nejo y comodidad al sistema, se eliminaron las muescas laterales y se diseñaron en su lugar orificios roscados (Prototipo 5) (Fig. 12). Los tornillos que fijaban el puente a la pletina se colocaron desde un acceso vertical, siendo más sencilla su inserción.

Durante la curva de comprobación de los materiales fabricados y su implantación en los huesos se apreció que la realización de los orificios de la pletina al sacro no era sencilla ya que debía hacerse a mano alzada, y precisaba de varios colaboradores para sostener tanto la pletina como el hueso. Para dar más maniobrabilidad se diseñaron 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 la posición adecuada, e impidiendo que se moviera con los taladros (Prototipo 6) (Fig. 13 y 14).

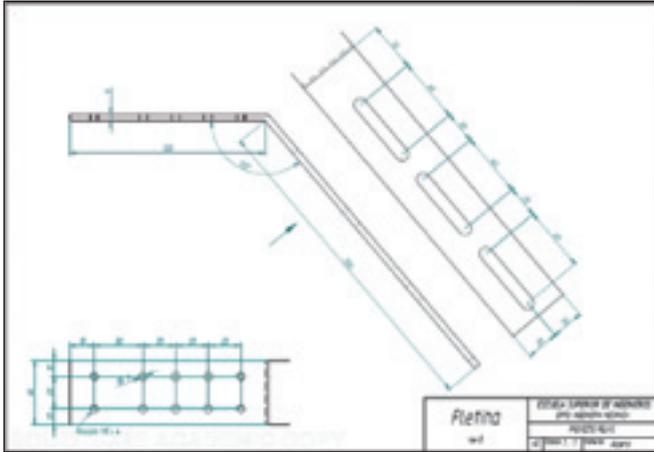


Figura 12. Planos del Prototipo 5. Planos de Pletina a 130°, con orificios alargados en brazo largo y orificios roscados en el brazo corto para alojar tornillos de anclaje al puente.

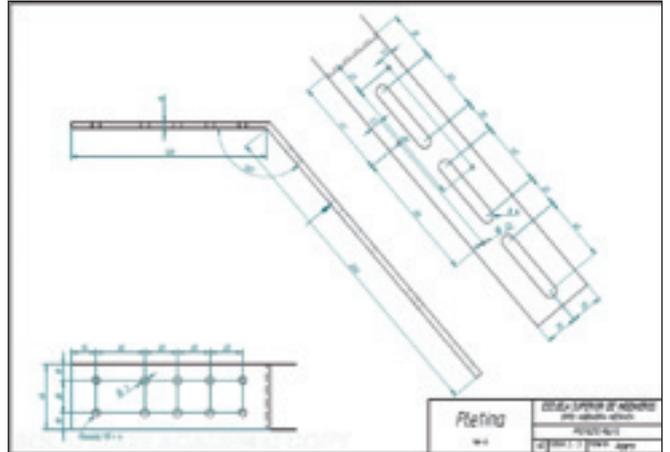


Figura 13. Planos del Prototipo 6. Planos de Pletina a 130°, con orificios alargados en brazo largo, orificios roscados en el brazo corto (para alojar tornillos de anclaje al puente), y orificios pequeños laterales en el brazo largo para fijar previamente la pletina antes de realizar los taladros.

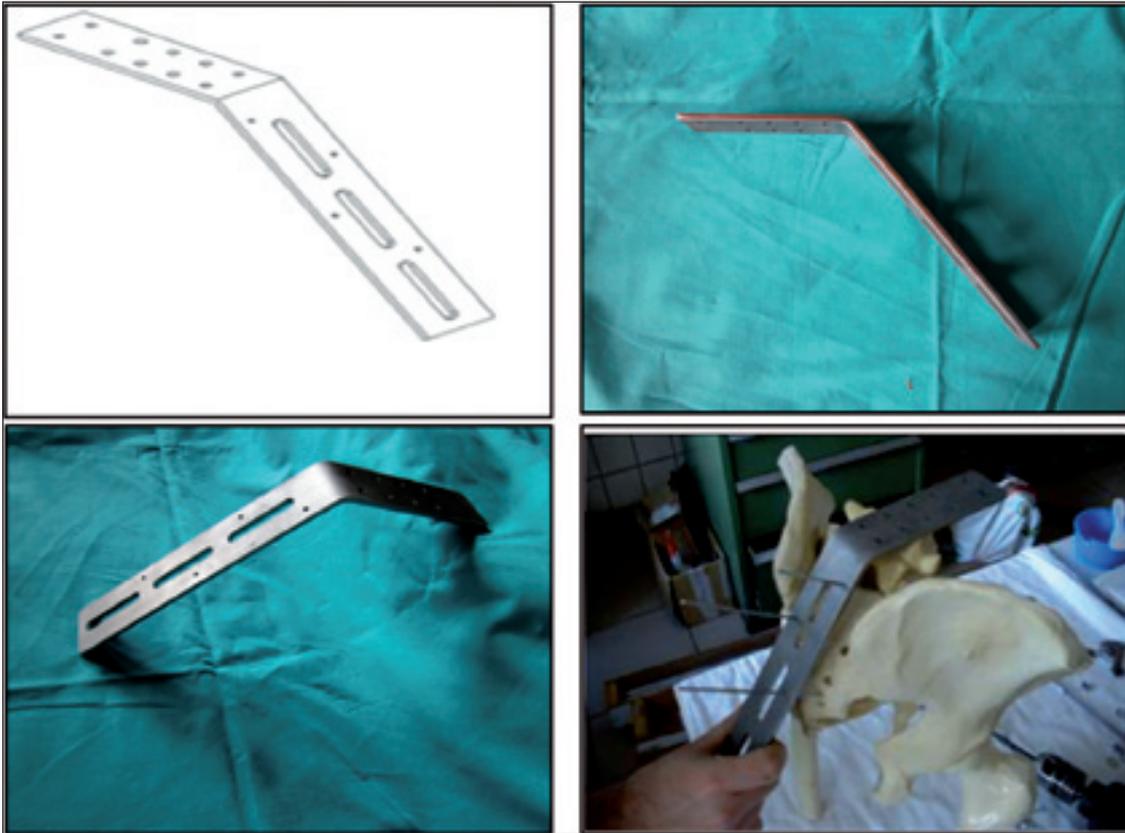


Figura 14. Prototipo 6. Detalle de la fijación a priori con agujas de kirschner. Imágenes del prototipo 6.

Se probaron distintos tipos cementos industriales para el relleno del espacio entre la región posterior de sacro y la pletina: cemento de PMMA similar al quirúrgico, cementos industriales de fraguado rápido de dos componentes, resinas epóxicas de dos componentes. Se consideró que una masa rígida en dicha zona sirve para dar mayor rigidez al sistema, evitando el efecto parabrisas de las varillas al aire, y evitando fenómenos de aflojamiento de las tuercas (Fig. 15).

Tras anclar varias pletinas a sacros artificiales con los diferentes tipos de cementos, se determinó que todos los cementos empleados conseguían el objetivo, aunque por sus características de manipulación y tiempo de fraguado, fueron los cementos industriales de dos componentes (Fast-Fix®) y los de PMMA, los más cómodos e idóneos para este trabajo. (Fig. 16) Tras evaluar la relación coste-beneficio de los dos tipos de cementos (10 veces más económico el cemento industrial con respecto al PMMA),

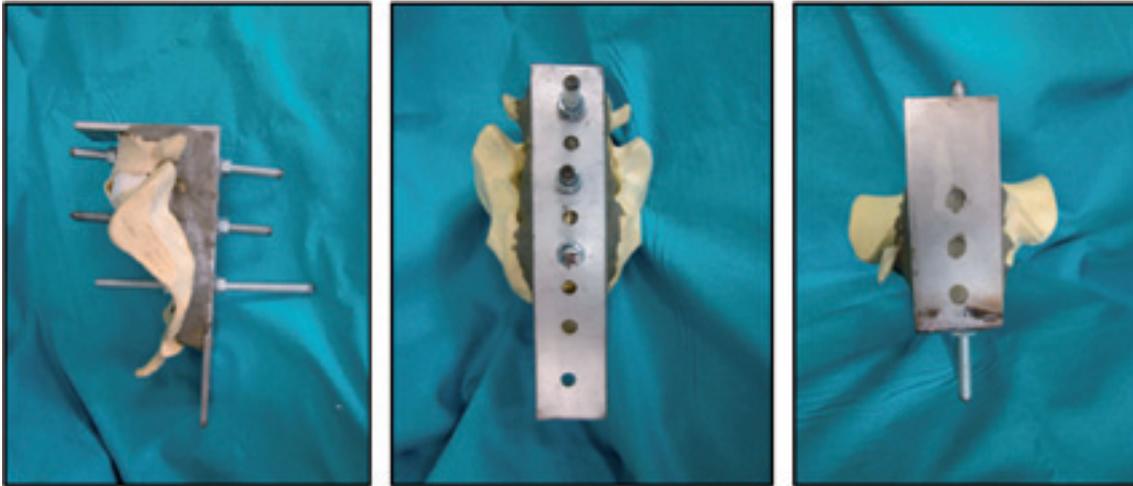


Figura 15. Piezas fabricadas y ancladas con las varillas roscadas y tornillos, en este caso se empleó un cemento industrial de fraguado rápido de dos componentes.

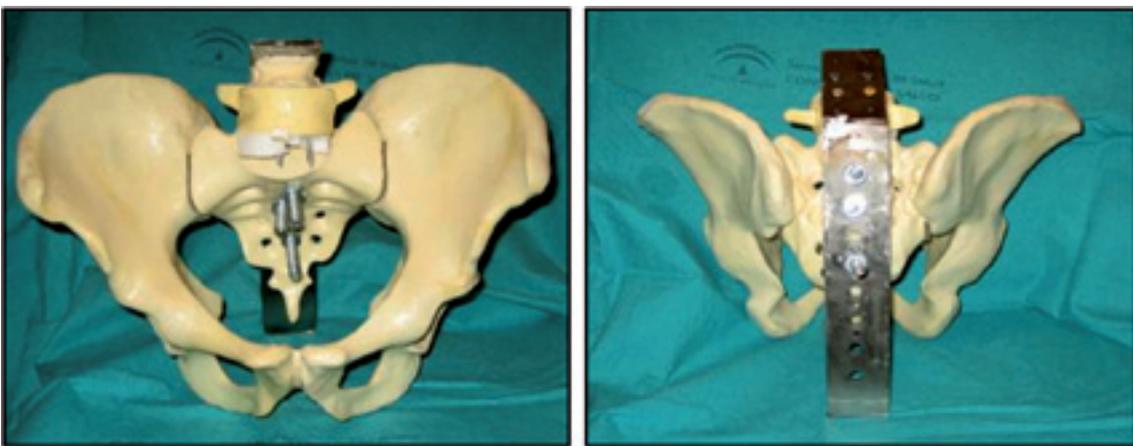


Figura 16. Resultado tras colocación con varillas, tornillos y cemento de PMMA con una pletina de 130°.

se seleccionó al cemento industrial de fraguado rápido como el idóneo para realizar la fijación adicional de la pletina al componente sacro del fantoma.

Una vez asegurada la forma y sistema de orificios de la pletina, se procedió a evaluar el método de anclaje al resto de aparatos. 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 adecuada, en la que las espinas iliacas anterosuperior y anteroinferior quedaran alineadas en el mismo plano vertical. La fijación superior de la pelvis a la pletina fue de gran dificultad si pretendíamos asegurar la correcta verticalidad de la misma, por lo que fue necesario disponer de este sistema de rodamiento que la mantuviera en la posición adecuada. Existen muchos tipos de rodamientos, cilíndricos, planos, esféricos. Se eligió un sistema de rodamiento rígido de bolas (Fig. 3) con una variación que consiste en unas extensiones en los extremos para poder fijarlo al eje

con dos tornillos prisioneros desfasados a 120° (Fig 17). Se eligió este sistema de rodamiento autoalineable-soporte (Fig. 18,19) ya que proporcionaba la versatilidad que era necesaria en este caso. Al ser el contacto entre ambos esférico, el rodamiento podía rotar dentro del soporte

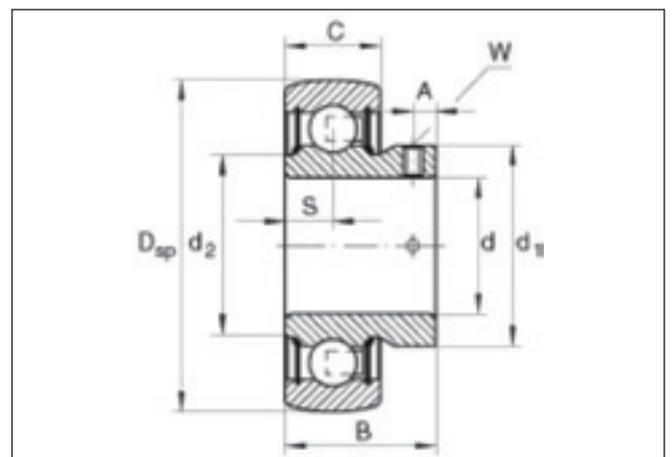


Figura 17. Planos del rodamiento.

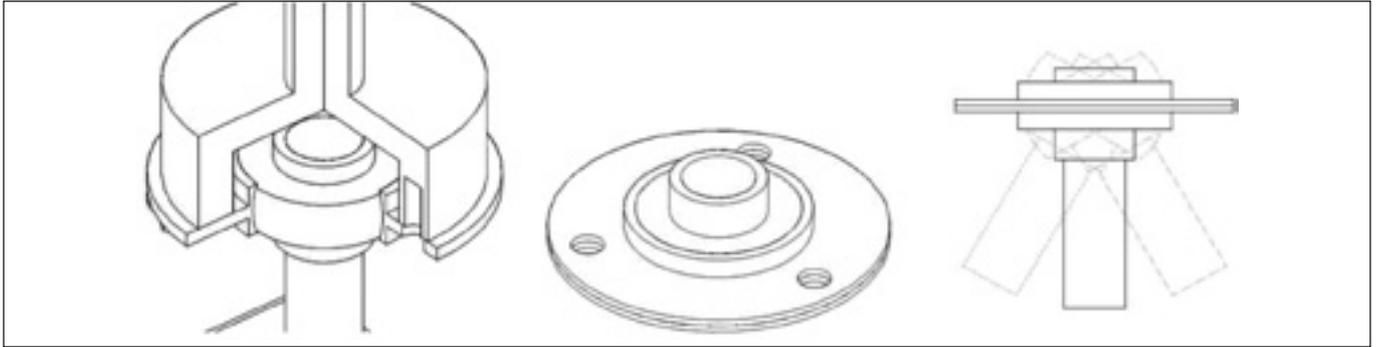


Figura 18. Imagen tridimensional del Rodamiento y Soporte.

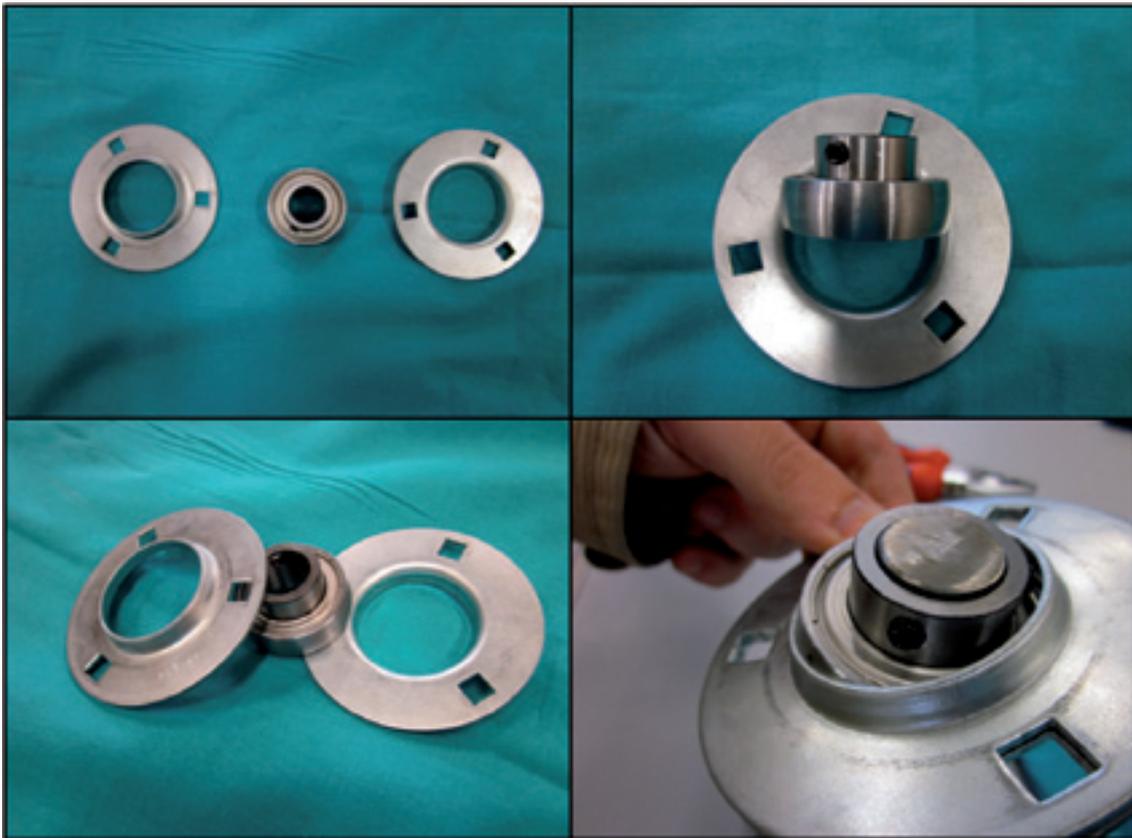


Figura 19. Imágenes del rodamiento.

como lo haría una bola dentro de una cápsula esférica. Una vez alcanzada la posición deseada, el rodamiento era fijado apretando unos tornillos en las dos partes del soporte, de modo que el sistema quedaba como un bloque con ejes alineados. Con ésto, se consiguió corregir los errores en la verticalidad del plano de la pelvis.

3) Vástago

La unión del rodamiento a la pletina se realizó a través de un vástago cilíndrico que encajaba en el orificio de la esfera del rodamiento y que se unía a la pletina. (Fig. 20).

4) Puente

La unión del vástago cilíndrico a la pletina planteó varias opciones: Crear pletinas con vástagos soldados,

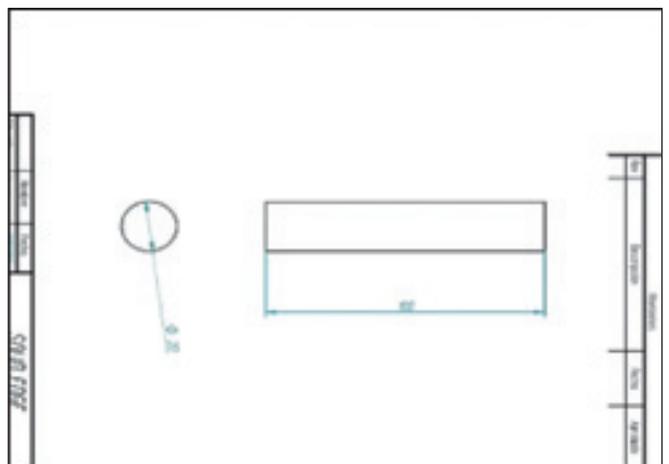


Figura 20. Planos del cilindro de unión rodamiento-pletina.

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 un orificio-tornillo implicaría una dificultad de anclaje entre las piezas, asociada a un estrés adicional si se uniera con un tor-



Figura 21. Foto del sistema puente-pletina con orificios laterales fabricados.

nillo. Se optó crear con nexo de unión entre el vástago cilíndrico y la pletina (Fig. 21). La pieza de unión diseñada se denominó "Puente", que ya ha sido descrita previamente, y que tenía forma de U para que no hubiera problemas de acoplamiento en la zona central y se uniera en los extremos a la pletina. (Fig. 22, 23) Para ello disponía de cuatro ranuras, dos en cada lado, que facilitaban el montaje y desmontaje del puente con la pletina. Además, disponía de un eje soldado en su parte superior que era fijado internamente al rodamiento. (Fig. 24).

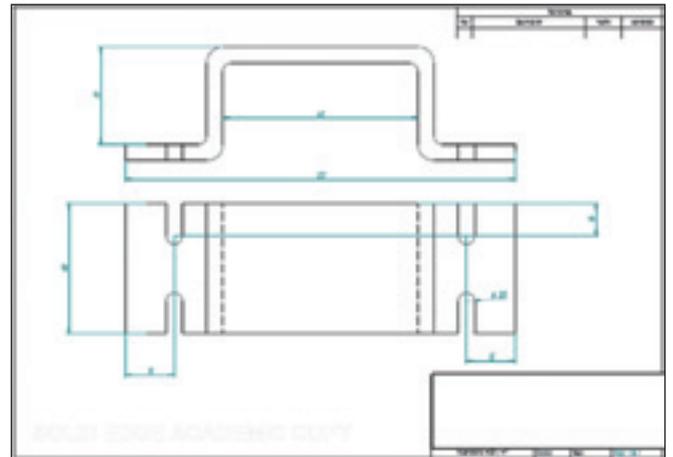


Figura 22. Planos del puente.

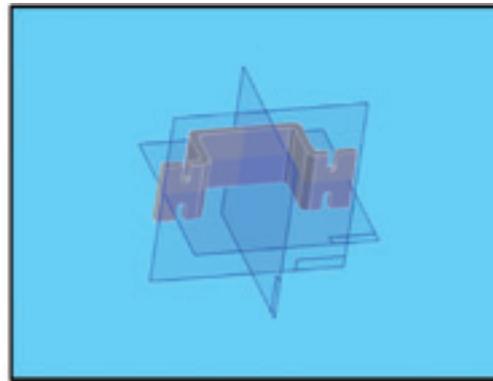
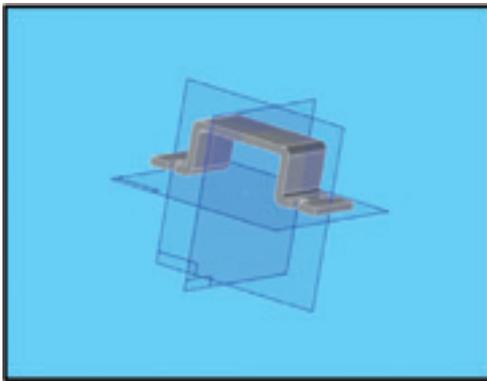


Figura 23. Imágenes tridimensionales del puente.

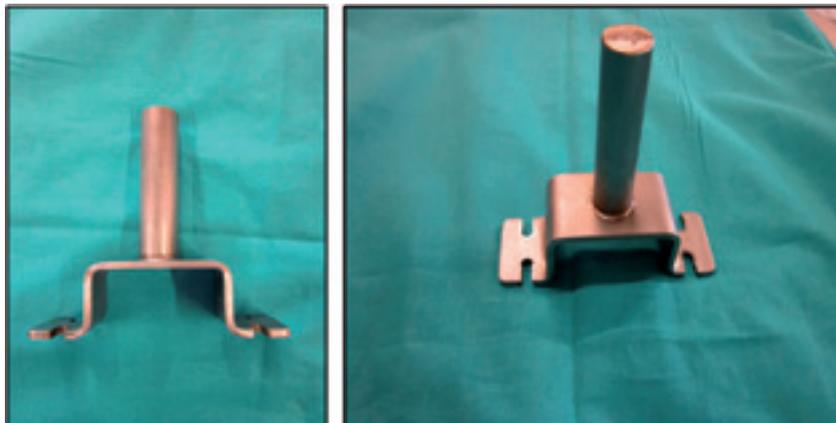


Figura 24. Puente con cilindro.

5) Vaso

La unión del rodamiento a la mordaza de 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. A esta pieza se la denominó "Vaso" (Fig. 25, 26, 27). Se trataba de una pieza diseñada con el fin de fijar el soporte del rodamiento y articularlo a la máquina de ensayo. En la pared cilíndrica de este vaso se taladraron tres orificios roscados con el fin de fijar el soporte mediante tornillos. El vaso tenía en su parte superior un eje que iría roscado a la célula de carga.

A modo de síntesis, el anclaje proximal del sistema de fijación estaba formado finalmente por las siguientes piezas: Pletina, Material de Anclaje de la pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), el Puente, el Rodamiento, el cilindro de unión de rodamiento y pletina, y el Vaso con el cilindro (Fig. 28).

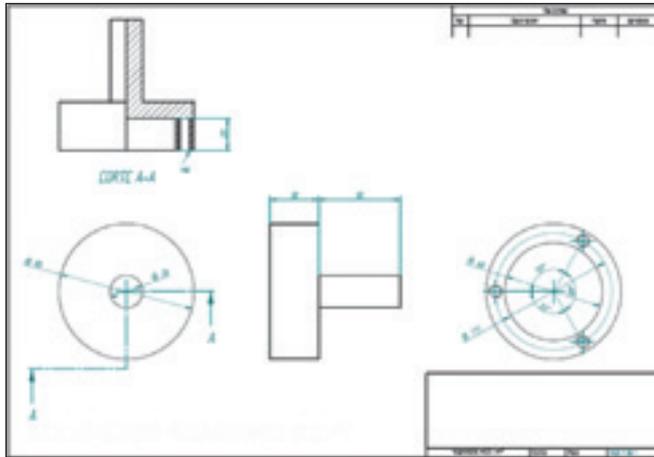


Figura 25. Planos del Vaso.

B) Anclaje inferior

El anclaje inferior estaba compuesto por las bases donde fueron fijadas los fémures de los fantasmas, por un sistema que permitía discretos desplazamientos laterales (sistema carro-perfil), unos discos para unir las bases al sistema de

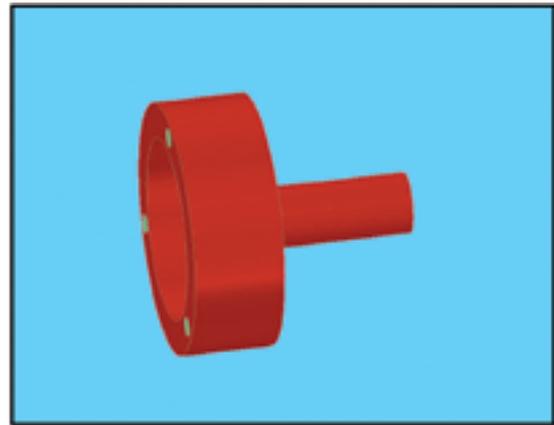
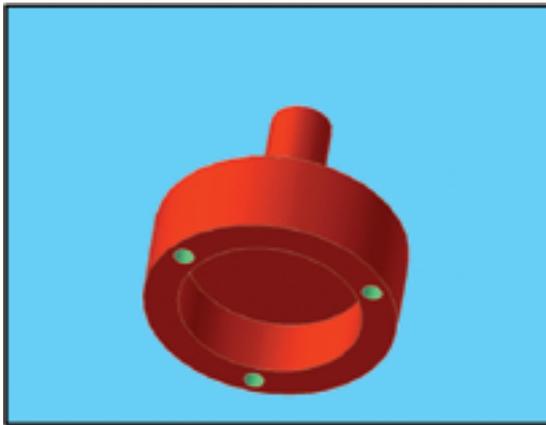


Figura 26. Imágenes tridimensionales del Vaso.

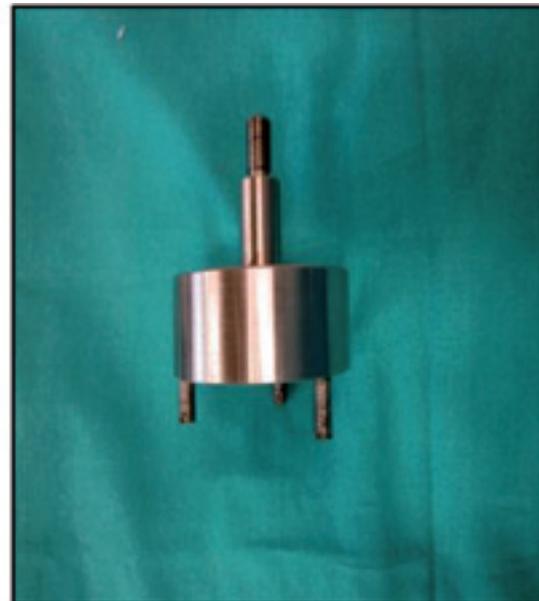
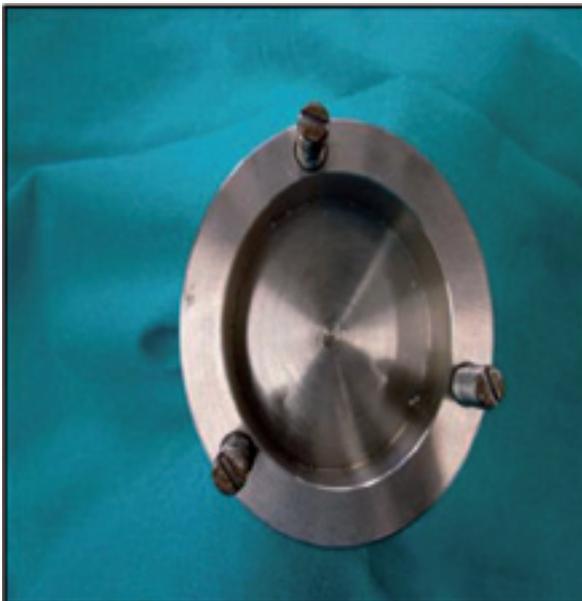


Figura 27. Fotos del "Vaso" fabricado.

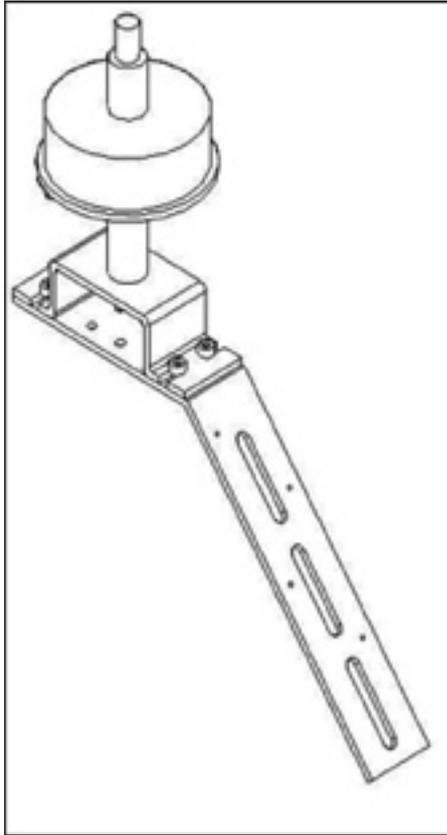


Figura 28. Anclaje Proximal: Rodamiento, Pletina, Puente y Vaso.

desplazamiento, unas planchas para la corrección de asimetrías de longitud en los fémures (suplementos), una base que conectaba todos los componentes anteriores a la base de la máquina y por la resina o material de fijación de los fémures a las bases.

1) Bases de los fémures

El diseño de las bases debe permitir:

- Hacer una fijación rápida del hueso.
- Facilitar el anclaje a la maquinaria de ensayos.
- Tener capacidad de estabilizar de forma correcta los fémures en anteversión.
- Permitir cierto grado de rotación una vez fijados los fémures por si se han 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 unos cilindros que fueron rellenos con un material que permitía la fijación entre el hueso y el metal. Dicha base estaba compuesta por un cilindro en posición vertical que fue soldado en el centro de una lámina metálica. Posteriormente esta lámina metálica fue unida al resto de elementos de anclaje inferior.

Para el desarrollo de la base femoral se siguió la misma sistemática que para el diseño de la pletina de sacro.

Se realizó el plano del prototipo 1 (Fig. 29a y 29b) con cilindro de 60 mm de diámetro y 100 mm de longitud y base cuadrangular de 4 mm de grosor y 200 mm de lado.

Tras la fabricación del primer prototipo, y su prueba 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 de la pletina de la base era excesivo. También se comprobó que era necesario disminuir el tamaño de la chapa base cuadrangular para permitir su ensamblaje en la máquina de ensayos.

Para ello se diseña el prototipo 2 (Fig. 30), con cilindro de 60 mm de diámetro y 100 mm de longitud y, base cuadrangular de 2 mm de grosor y 180 mm de lado.

Se procedió a la fabricación y análisis de la misma. Se confirmó la capacitación 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 un nuevo diseño donde se taladraron unos orificios en la base horizontal, que permitieran el paso de los tornillos de anclaje a la pieza inferior. En el prototipo 3 (Fig. 31a, 31b y 31c) se incorporaron dichos orificios. Se fabricó un diseño con forma curva, con el objetivo de permitir la rotación de las placas, ante la posibilidad de que fueran necesarias 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. Por ello se diseñó un nuevo plano con cota de lado de placa base de 170mm en lugar de 180 mm. (Prototipo 4) (Fig. 32).

En este caso, al realizar las pruebas se observó que a pesar de permitir ciertas correcciones en rotación, éstas seguían siendo mínimas, generando un choque de las aristas. Por esta razón se planteó un cambio en el diseño de la pletina base. En lugar de ser cuadrangular, se decidió que fuera circular (Prototipo 5) (Fig. 33a y 33b), con lo que quedaba salvado el problema de choque de aristas. Se realizaron los planos y se fabricó la pieza correspondiente.

Con este prototipo 5 se alcanzó el diseño óptimo para las bases de los fémures, que constaba de dos cuerpos.

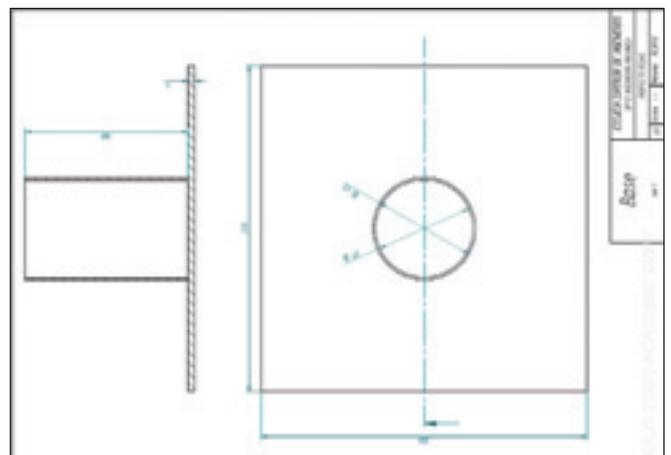


Figura 29a. Plano del prototipo 1. Base cuadrangular con tubo cilíndrico central ciego.

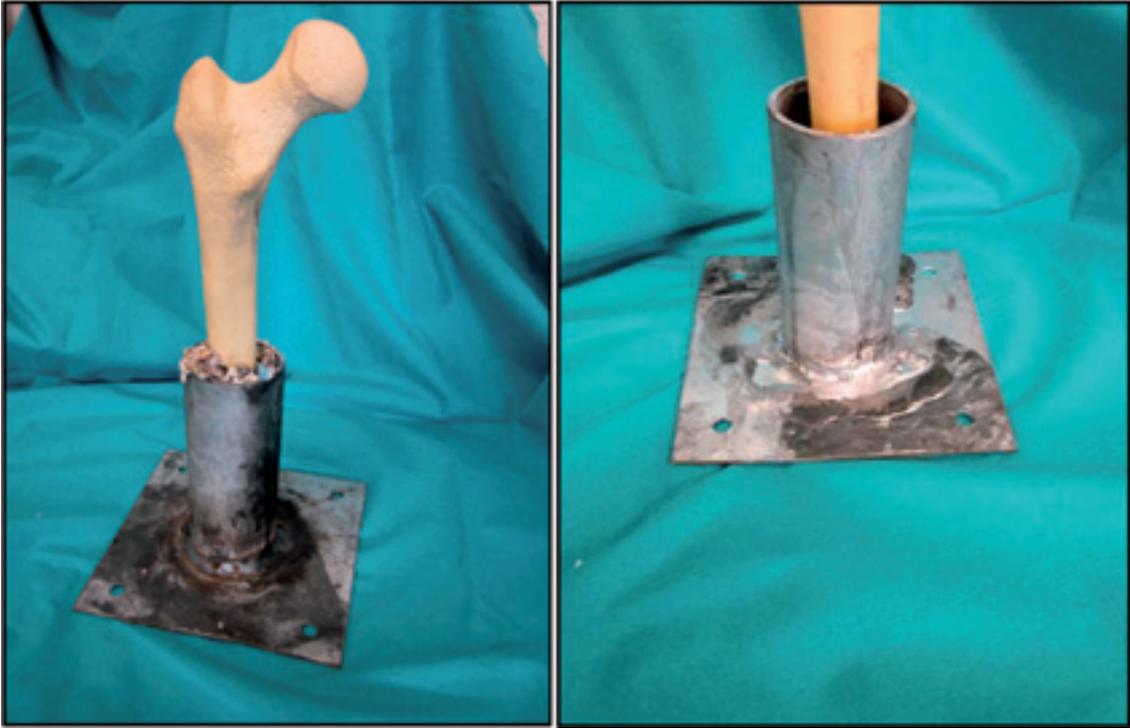


Figura 29b. Primer testado con Resina de Poliéster. Se confirma buena rigidez del sistema.

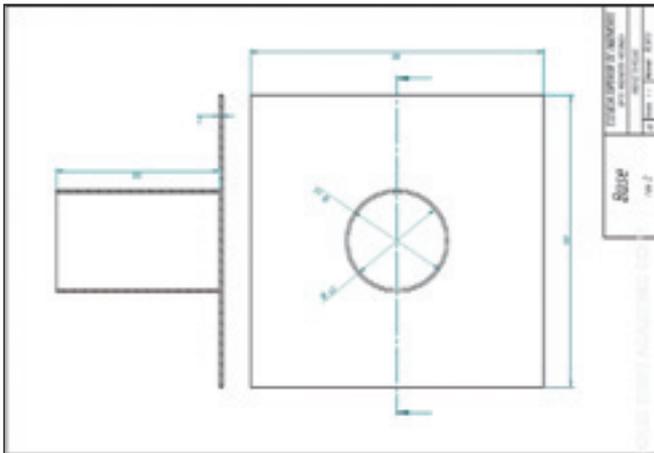


Figura 30. Se redujo el espesor de la plancha base a 2mm y el lado de la misma a 180mm.



Figura 31b. Imagen del prototipo 3.

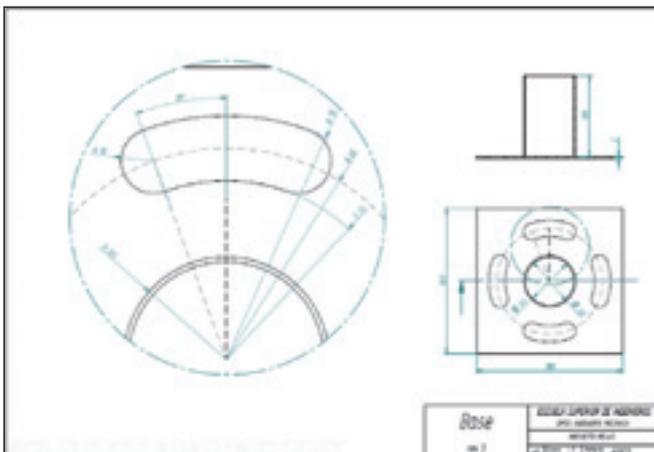


Figura 31a. Plano de la pieza base. Se incluyeron los orificios para anclaje, con tornillería, al sistema inferior.

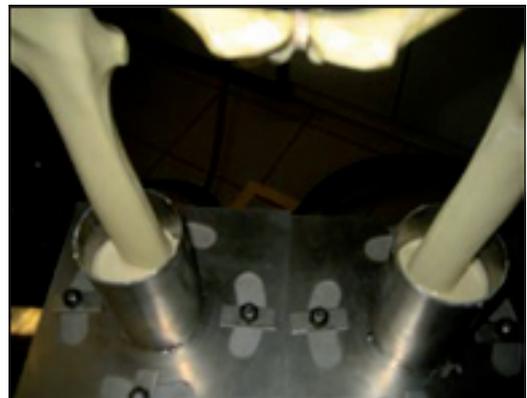


Figura 31c. Detalle de las bases al montarlas en la máquina de ensayos. No existe separación alguna que permitiera rangos de movilidad en rotación.

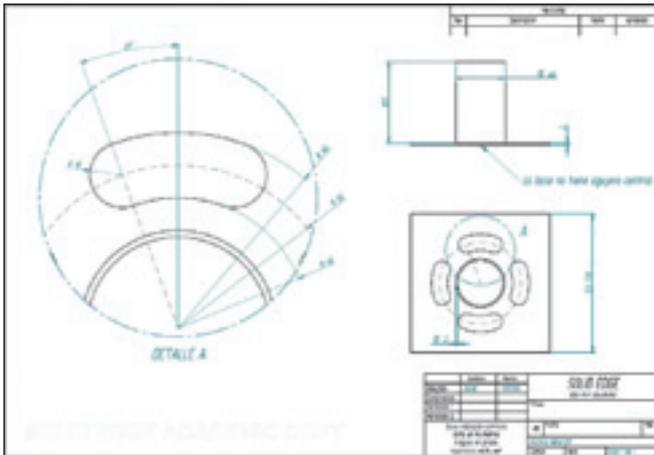


Figura 32. Planos del prototipo 4. Disminución del tamaño del cuadrado base a 170mm de lado.

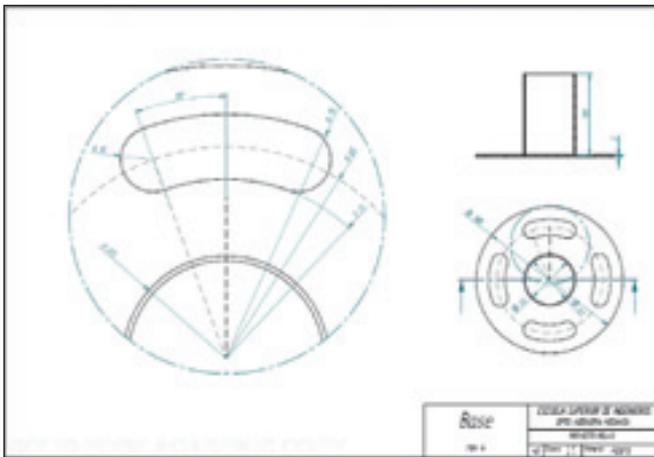


Figura 33a. Planos del prototipo 5.



Figura 33b. Imagen del prototipo 5.

Por un lado un cilindro hueco, en el que iría alojado el fémur, y que sería posteriormente rellenado con resina. Y por otro una base circular a la que se le practicaron 4 orificios. Éstos tenían una morfología específica, de orejeta, para poder girar y desplazar la base del fémur sobre la pieza inferior antes de ser fijado mediante tuercas, con-

siguiendo colocar el fémur en la posición correcta con respecto a la pelvis.

2) Disco (Fig. 34a y b)

Servía de enlace entre los carros y las bases de los fémures. Para ello se ha diseñado una pieza circular que contiene 4 orificios pasantes para la fijación del disco al carro con tornillos, y otros 4 orificios roscados para atornillar a ellos sendas varillas roscadas. En estas varillas irían colocadas posteriormente la base de los fémures, fijadas mediante arandelas y tuercas (Fig. 35).

3) Material de fijación fémur-base de fémur

Se probó el anclaje entre el fémur y la base metálica correspondiente con dos productos industriales, resina de poliéster y resina epóxica. La resina de poliéster (Fig. 36a)

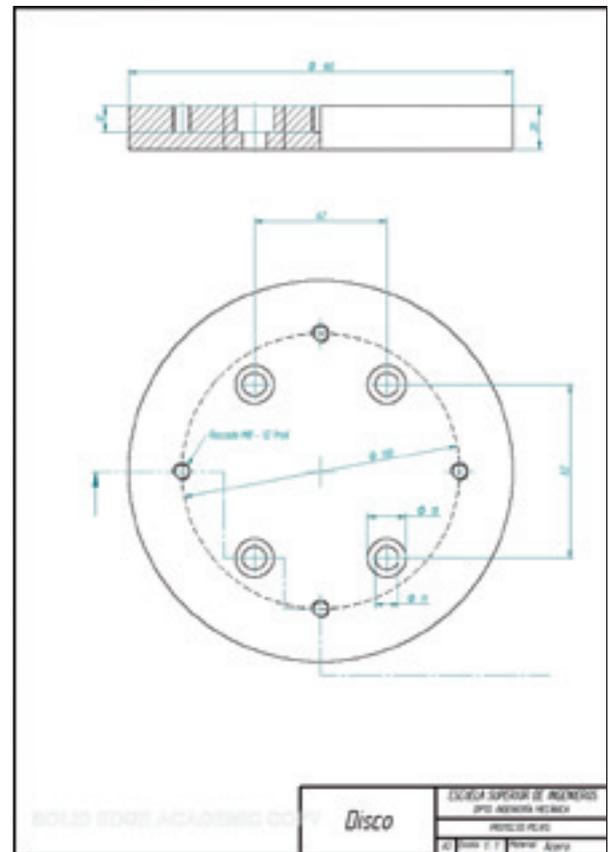


Figura 34a. Planos del disco.

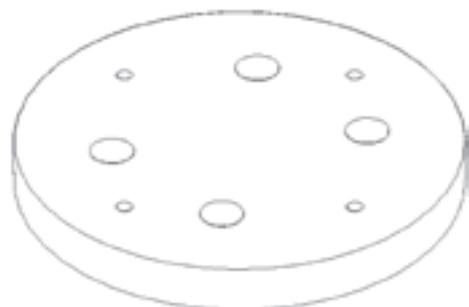


Figura 34b. Imagen tridimensional del disco.



Figura 35. Imágenes de la pieza "Vaso". Imagen del disco con la base del fémur.

presentó los problemas de fraguado lento, fuga del componente a través de poros entre los 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 (Fig. 36b) fue finalmente seleccionada al presentar menor tiempo de fraguado, mayor viscosidad y mejor aplicabilidad.

4) Suplementos (Fig. 37a y b)

Entre los discos y el carro fue necesario incluir unos suplementos para poder disponer de distintos niveles que per-

mitieran la corrección de disimetrías entre los dos fémures. Estos suplementos eran placas metálicas rectangulares de varios grosores con orificios que coincidían con los del disco. Se fabricaron 4 de 1 mm, 2 de 3 mm, 2 de 5 mm y 2 de 10 mm. Con ellas se pudo conseguir en ambos lados cualquier suplemento entre 1 y 20 mm. 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 una vez fijados los fémures. Con los suplementos se obtuvo un recurso eficaz para corregir disimetrías una vez estabilizado todo el sistema.

5) Base (Fig. 38)

La máquina de ensayo poseía dos mordazas (una superior y otra inferior) para el agarre de las piezas a ensayar. La inferior agarraba un pequeño eje que se roscaba a una llanta y constituía la base del sistema. Esta base presentaba a lo largo de su eje central cuatro orificios pasantes para la fijación del sistema carro-perfil.

6) Sistema carro-perfil (Fig. 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, de forma que restringía el desplazamiento de los mismos a una sola dirección. Estos carros venían provistos de unos rascadores que mantenían limpia la zona de deslizamiento. Mediante la inclusión o no de estos rascadores se conseguía variar el coeficiente de rozamiento y por tanto el grado de apertura.

El anclaje distal queda ensamblado con la unión de los componentes anteriores. (Fig. 39).



Figura 36a. Fotos de las bases con los fémures fijados con resina de poliéster.

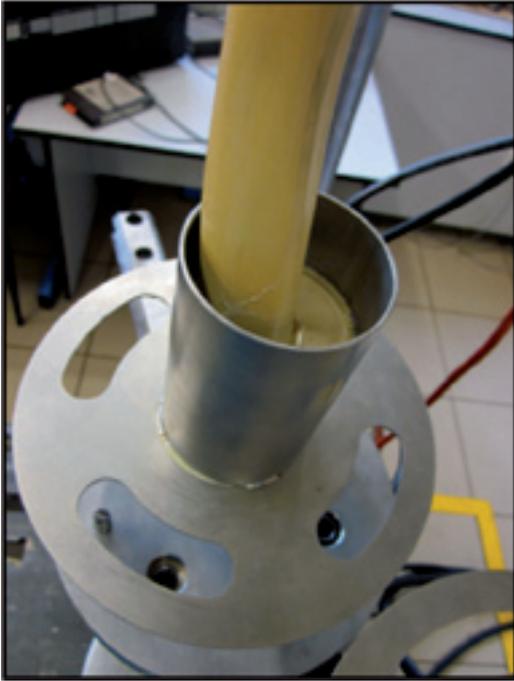


Figura 36b. Fotos de las bases y los fémures fijados con resina epóxica.

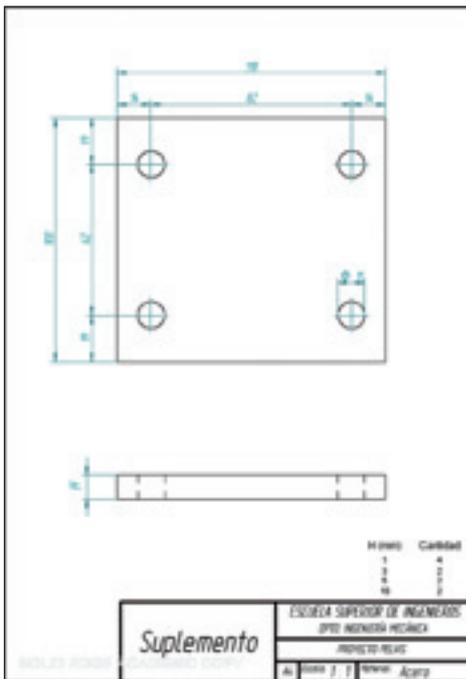


Figura 37a. Planos del suplemento.



Figura 38. Imagen de la Base.

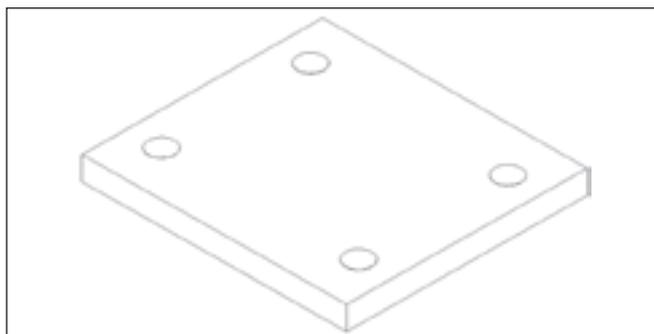


Figura 37b. Imagen tridimensional del suplemento.

Sistema de montaje pelvis-máquina ensayo (Fig. 41)

- *Anclaje Superior:* Pletina, Material de Anclaje de la pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), el Puente, el Rodamiento y el Vaso con el cilindro.(Fig. 40a).
- *Anclaje Inferior:* Bases, Poliuretano, Suplementos, Sistema Carro-Perfil, el Disco y la Base del fémur. (Fig. 40b).

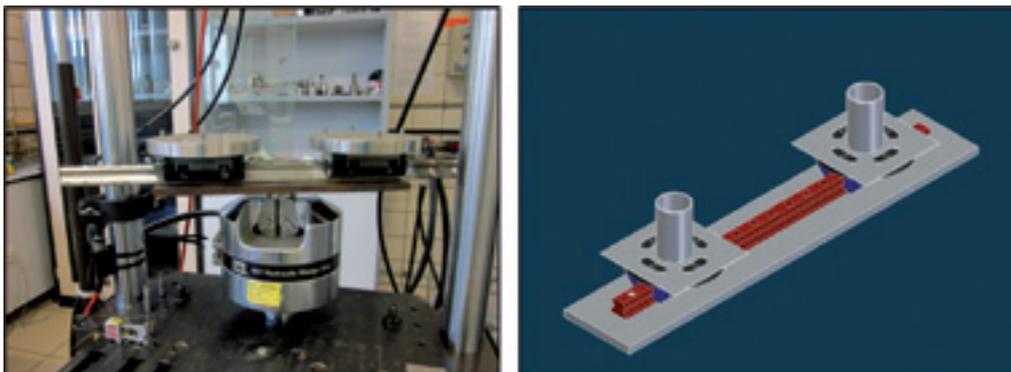


Figura 39. Anclaje Distal ensamblado.

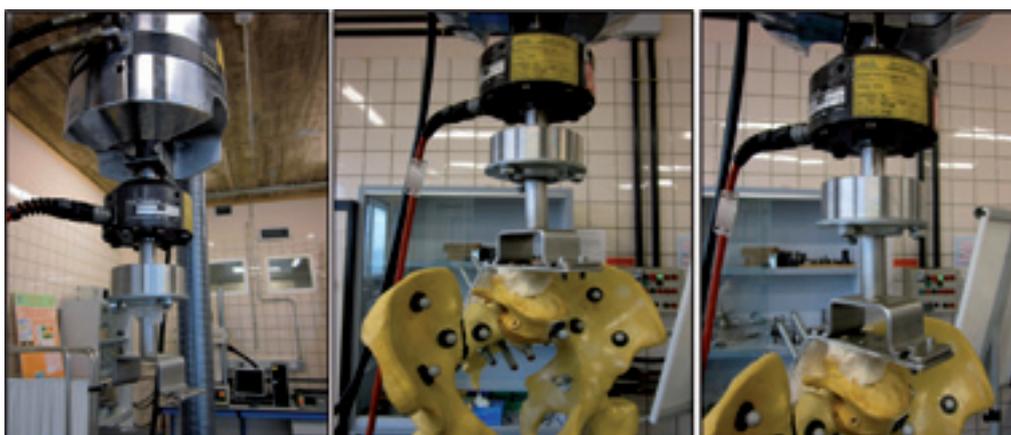


Figura 40a. Anclaje superior.



Figura 40b. Anclaje inferior.

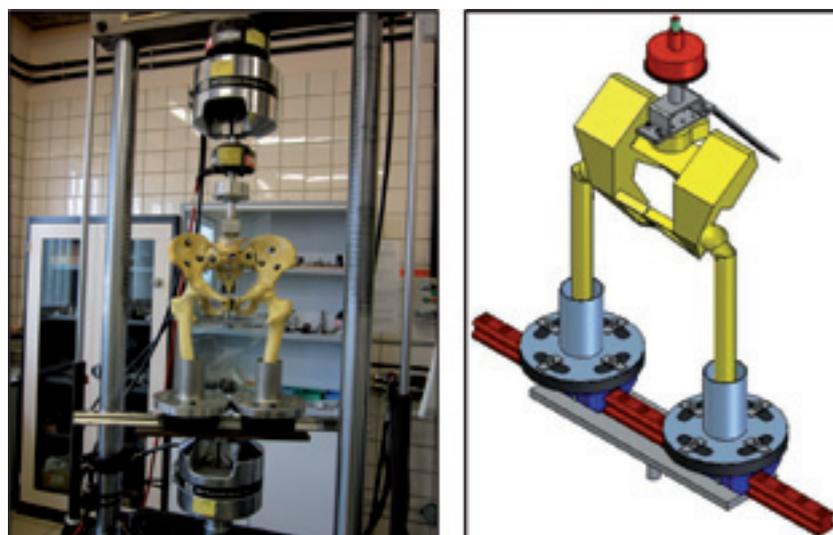


Figura 41. Sistema de fijación de pelvis-fémures a la máquina de ensayo.

8. DISCUSIÓN

8.1. Discusión modelo biomecánico

Existen estudios biomecánicos donde se presentan distintos modelos experimentales para el estudio de lesiones pélvicas y de las diferentes técnicas de osteosíntesis empleadas en su fijación. Estos modelos experimentales no suelen estar definidos y descritos de forma exhaustiva, de modo que son difícilmente reproducibles.

El modelo experimental presentado ha sido diseñado para realizar estudios biomecánicos sobre pelvis con lesiones tipo B1 de Tile. Se ha obtenido un sistema capaz de anclar de forma efectiva hueso de cadáver a soportes metálicos con pletinas desechables y cementos de bajo coste (maleables y de fraguado rápido). Se han diseñado y construido piezas modulares que establecen conexiones entre estos soportes de hueso y un sistema de corrección de angulaciones (rodamiento esférico). El rodamiento consiste en una esfera que permite alinear el eje de carga. Una vez establecido este eje, permitiría su fijación completa para evitar aberraciones angulares durante los ensayos. Dado que la máquina de ensayos poseía una garra específica, fue necesario el diseño de nuevas piezas para anclar todo este soporte superior de la pelvis a la máquina. Con ello se consiguieron los objetivos fundamentales del soporte proximal, que eran:

- 1) un anclaje fiable y rígido que impidiera aflojamientos de la pelvis ósea respecto a las estructuras de los soportes metálicos.
- 2) alinear y mantener el eje correcto de carga de la pelvis y una fijación óptima a mordazas de la máquina de ensayos.

A nivel distal los requerimientos fueron diferentes. Las piezas óseas eran porciones de fémures, es decir, se trataba de dos estructuras tubulares alargadas perpendiculares al plano horizontal. Para su diseño se construyeron piezas fungibles de bajo coste. Los fémures fueron introducidos en estas piezas y fijados mediante resinas de poliéster de fraguado rápido. Estas piezas poseían bases circulares perforadas por dos motivos: el poder servir de nexo con el resto del montaje inferior y permitir giros que sitúen los fémures en la anteversión correspondiente. Una estructura carro-perfil permitió de forma controlada los desplazamientos en el eje transversal de la pelvis. Para conectar dicho tren de deslizamiento a nivel proximal con los soportes femorales se diseñaron unas piezas con morfología circular perforada. A su vez, fue necesaria una pieza en T para anclar todo el sistema inferior a la mordaza inferior de la prensa hidráulica. En última instancia, y ante la posibilidad de defectos asimétricos de longitud en los fémures se diseñaron y fabricaron unas planchas de distintos grosores para que fueran colocados a modo de alza unilateral, si fueran necesarios.

Son pocos los estudios biomecánicos orientados al análisis biomecánico de lesiones pélvicas con inestabilidad horizontal. Kim y cols.⁽⁵²⁾ publicaron un estudio biomecánico sobre 5 pelvis no embalsamadas de cadáver hu-

mano 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 tipo B1 de pelvis, como es el caso de nuestro estudio. Emplearon un sistema rígido de apoyo bipodal, en el que los fémures quedaban fijados en unos dispositivos cilíndricos sin tren de deslizamiento, y por lo tanto sin la posibilidad de generar algún desplazamiento al generar cargas axiales, como sí ocurre en el modelo expuesto. No se 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 de nuestro diseño, aunque no se especifican sus medidas ni el método de fijación al espécimen.

MacAvoy y cols.⁽⁵³⁾ 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. Emplearon 9 pelvis humanas embalsamadas sin ningún defecto estructural evidente. Cada espécimen incluía la columna lumbar desde la vértebra L3 y el tercio proximal del fémur. No especifican qué métodos de fijación emplearon para conectar la máquina de ensayos a la vértebra L3, ni la fijación del fémur a la base. Fueron colocadas alineando la espina iliaca anterosuperior y la sínfisis púbica en un plano coronal, las tuberosidades isquiáticas en un plano horizontal y las diáfisis femorales en un plano coronal. 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 nuestro modelo 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 a un dispositivo que posteriormente fue conectado a la máquina de análisis de material. Esta resina de poliéster es similar a la empleada en nuestro modelo.

Dujardin y cols.⁽⁵⁴⁾ publicaron un estudio biomecánico sobre pelvis de cadáveres humanos en el que midió la movilidad de la articulación sacroiliaca cuando se generan

diferentes lesiones ligamentarias con el objetivo de simular distintos grados de lesión pélvica por compresión anteroposterior. Emplearon seis articulaciones sacroiliacas, en especímenes que incluían la 4^o y 5^o vértebra lumbar con los ligamentos iliolumbares, y el pubis y la articulación sacroiliaca con los ligamentos sacrotuberosos y sacroespinos intactos. Diseñaron un dispositivo para generar cargas y medir la movilidad de la articulación. Las cargas aplicadas fueron controladas por ordenadores conectados a una válvula de presión y a un cilindro hidráulico. Las pelvis fueron conectadas a este dispositivo a través de un soporte estable localizado en la 4^o vértebra lumbar y a dos tornillos que atravesaban la 4^o vértebra lumbar y la 1^o 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. Este diseño es similar al empleado en las primeras fases de diseño de la pletina del anclaje proximal en nuestro modelo. Consideramos que la angulación de 130° de nuestra pletina proporciona una mejor estabilidad al sistema y permite una colocación más fisiológica del espécimen. No especificaron qué tipo de cemento emplearon ni sus características. Las cargas fueron aplicadas a través de un balón de carga en el sistema de las tuberosidades isquiáticas. Con este sistema fue posible probar sucesivamente cada pelvis, y separar cada articulación sacroiliaca. 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 y cols.⁽⁵⁵⁾ publicaron un estudio biomecánico donde se simulaban las lesiones generadas en el anillo pélvico por un mecanismo de compresión anteroposterior. Dispusieron de 7 pelvis humanas conservadas en fresco. 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. Estas 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 variara en función de la tensión aplicada por el investigador. Estas cadenas evitarían la rotación de la pelvis sobre el fémur en la carga axial. En nuestro modelo esta estabilidad se consigue mediante los sistemas de anclajes proximal y distal. La vértebra L4 fue fijada a una estructura diseñada para permitir la aplicación de cargas axiales compresivas. El modelo

fue diseñado para simular una posición erguida en bipedestación, aunque los autores reconocen que fue imposible simular todas las fuerzas implicadas. Las cargas aplicadas simulaban la compresión axial generada por el peso del cuerpo. Estas cargas eran aplicadas a través de un balón de transferencia de cargas situado al final de la máquina de análisis de materiales. Este balón permitía un desplazamiento libre en el plano horizontal sobre la placa de carga fijada al cuerpo de L4. Los autores no especifican si dicha pieza podía ser bloqueada una vez conseguido el ángulo de ataque, por lo que se entiende que ese fue el motivo por el que emplearon sistemas de cadenas para estabilizarla en el eje anteroposterior. De esta forma se permitía un desplazamiento natural del diseño que simularía el desplazamiento del centro del cuerpo vertebral durante movimientos de flexión. La superficie de esta placa fijada al cuerpo de L4 fue de 100x130 mm. La determinación de una posición neutral de carga se consiguió tras la aplicación de fuerzas de compresión de forma repetida sobre diferentes zonas de esta placa de carga. Cuando se consiguió esta posición, las cargas axiales se convirtieron en fuerzas de compresión sin movimientos de flexión/extensión ni desplazamientos laterales. Este sistema guarda similitudes con el sistema de rodamiento empleado en el modelo presentado. El modelo fue diseñado para poder comparar cada estado lesional con la pelvis intacta, y cada método de fijación con la articulación no lesionada, pero no permitía la comparación entre estados lesionales y métodos de fijación. El modelo bipodal empleado simulaba tensiones musculares pero restringía muchos de los movimientos lesionales. Al estar fijados ambos fémures la capacidad para la sínfisis púbica para abrirse disminuía, limitación que consideramos salvada en este trabajo con el empleo del sistema carro-perfil. A pesar de ello, el modelo permitía cierto desplazamiento en sentido vertical. En definitiva, este modelo experimental remedaba una posición erguida, bipodal, pero con ambos fémures fijos.

Varga y cols.⁽⁵⁶⁾ 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. Para conseguir dicho apoyo situaron las espinas iliacas anterosuperiores y los tubérculos púbicos alineados en un plano vertical. Este modelo biomecánico generó una red de tensión a través de la sínfisis púbica y proporcionó un modelo experimental válido para valorar diferentes métodos de fijación de la sínfisis púbica. 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, de igual forma al referido por Simonian y cols.⁽⁵⁵⁾. 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 humana normal. Los autores reconocieron ciertas limitaciones en este estudio. Sólo se estudió el apoyo monopodal, para que se generaran fuerzas tensionales en la sínfisis púbica, lo cual no cumple con las condiciones fisiológicas de estática de la pelvis. Las diferencias observadas entre los distintos métodos de fijación no son necesariamente extrapolables a otros modelos experimentales que someten a la sínfisis púbica a otras demandas mecánicas.

Otros modelos biomecánicos han sido diseñados para el estudio de otros patrones lesionales de la pelvis como son las lesiones pélvicas inestables en un plano vertical. Al no existir un número suficiente de modelos de experimentación para fracturas tipo B, es conveniente también analizar otros sistemas de fijación que muestren al menos un objetivo común, con el modelo presentado, como es el anclaje de la pelvis ósea a una máquina de ensayos biomecánicos.

Ponsen y cols.⁽⁵⁷⁾ realizaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de distintos montajes de fijación externa en pelvis, así como diámetro de los pins y posición de los mismos en un modelo experimental sobre el que se generaba una fractura tipo C de Tile de pelvis. Desarrollaron un modelo pélvico artificial fabricado en aluminio y perspex que reproducía la geometría pélvica normal, y sobre el que se aplicaron los distintos montajes de fijación externa. Este modelo pretendía simular la morfología pélvica anular, aunque presentaba una geometría rígida y cuadrangular, muy distante de la forma ósea normal de la pelvis humana. El modelo pélvico era montado en un aparato de carga sin especificar modelo ni características. La hemipelvis lesionada era conectada a una base rígida del aparato de carga, mientras una fuerza de empuje vertical era aplicada en un punto ventral a L5 y 15 mm lateral a la línea media de la hemipelvis no lesionada. Esta posición pretendía simular la carga corporal que soporta la pierna de la hemipelvis lesionada. En este caso el espécimen empleado se trataba de una estructura sintética simplificada por lo que es difícilmente reproducible, ya que se no se describían las medidas ni composición, y además no se aproximaba a una estructura ósea normal. Sólo se tiene en cuenta el apoyo monopodal, sin quedar claro de qué

forma se simula la situación en bipedestación del modelo. Antes de realizar las pruebas biomecánicas la pelvis artificial era de nuevo colocada en la máquina de ensayo. Cada hemipelvis quedaba fijada de forma rígida a través de un dispositivo metálico que pretendía garantizar una misma posición de partida en cada prueba. Este dispositivo se retiraba una vez que se colocaban los pins, pero no quedaba especificado sus dimensiones ni características básicas.

Yinger y cols.⁽⁵⁸⁾ publicaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de 9 métodos de fijación diferentes del anillo pélvico posterior en 6 pelvis de plástico duro conectadas a un sistema de carga monopodal. La articulación sacroilaca izquierda estaba estabilizada con resina epóxica y tornillos. La articulación sacroiliaca derecha y la sínfisis púbica quedaban libres. La sínfisis era fijada con una placa de 6 orificios de 3,5 mm de diámetro en todos los casos, y sobre la articulación sacroiliaca derecha eran aplicados los distintos métodos de fijación testados. En cada una de estas pruebas la pelvis era centrada a través del sacro (vértebra S1) con una inclinación vertical normal de la espina iliaca anterosuperior y de la sínfisis púbica. El montaje era fijado a través del sacro a una máquina de análisis de materiales. El montaje a nivel del sacro quedaba libre para pivotar en el plano coronal para reducir el desarrollo de artefactos de carga. El modelo simulaba un apoyo monopodal. La musculatura adductora de la cadera derecha era simulada usando un sistema de cables y poleas, con tres poleas desplegadas a lo largo del ilion para distribuir la carga. El fémur fue colocado en una posición de 15° de adducción para simular el apoyo monopodal, a través de un cable de acero taladrado en el ala iliaca y enhebrado a una polea, y una polea doble fijada al trocánter mayor del fémur derecho se aplicaba carga por parte de un motor industrial. La cabeza femoral se articulaba con el acetábulo derecho, y el fémur distal era fijado a una plataforma horizontal de carga, que permitía un movimiento libre en el plano horizontal para reducir artefactos de carga. En este caso el montaje sobre la plataforma horizontal móvil es similar al empleado en el modelo expuesto, pero no tiene en cuenta la acción de las estructuras capsuloligamentosas al tratarse de un modelo artificial ni tampoco contempla el apoyo bipodal normal del cuerpo humano durante la bipedestación, como en el modelo presentado. No se especifican los métodos de fijación empleados entre el sacro y el sistema, el fémur y la plataforma horizontal, ni entre el fémur y el acetábulo. El empleo de cables es necesario en los modelos de apoyo monopodal para mantener estable el sistema. Consideramos que en el modelo expuesto no son necesarios, ya que esta estabilidad nos la proporcionan los anclajes proximal y distal, así como el apoyo bipodal del espécimen.

Comstock y cols.⁽⁵⁹⁾ 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. Para ello dispuso de 6 pelvis humanas embalsamadas (que incluían el tercio proximal de cada fémur y las vértebras L4 y L5) donde se recreaba la

lesión con una luxación de articulación sacroiliaca y una osteotomía vertical de la rama púbica ipsilateral. 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. Indicaron que la posición anatómica normal se consiguió al extender los fémures, aunque no explicaron de qué forma fueron colocados o fijados a la superficie que sirviera de base (móvil o fija).

Sagi y cols.⁽⁶⁰⁾ 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. Dispusieron de 5 pelvis congeladas de cadáver humanos para este estudio. 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. La fuerza fue aplicada a través de bola de carga localizada en la parte superior del platillo de la primera vértebra sacra, no se especifica modelo ni dimensiones al igual que otros autores^(55,56). La fijación proximal era precaria según la describen, aunque probablemente emplearon tornillos o barras que permitirían una mejor fijación del espécimen a la máquina de ensayo. Sólo el empuje de la resina de poliéster sería insuficiente para mantener estable todo el sistema. Este modelo se basa en una posición de sedestación de la pelvis (apoyos a través de las tuberosidades isquiáticas). En este estudio no se tienen en cuenta la carga a través de los fémures en posición de bipedestación, ni los elementos estabilizadores de la cadera. Según los autores, al estar el acetábulo lateralizado con respecto a las tuberosidades isquiáticas, los vectores de fuerza resultantes sobre la hemipelvis a estudio quedarían alterados, y no podrían recrear lo que ocurre en la práctica habitual, que es permitir sólo la bipedestación y mantener al paciente en descarga después de la intervención quirúrgica.

Van Zwienen y cols.⁽⁶¹⁾ publicaron un estudio comparativo randomizado sobre pelvis humanas embalsamadas para determinar la rigidez y fuerza de distintos sistemas de fijación con tornillos sacroiliacos. La musculatura abductora, flexora y extensora de la cadera fue eliminada para evitar la interferencia de momentos de fuerza de difícil control en las mediciones. Para permitir la aplicación de cargas, el sacro fue fijado con 2 placas y tornillos junto con resina de polimetilmetacrilato. Y todo ello montado sobre un armazón, del que no se exponían sus características básicas. La pelvis fue orientada con las espinas iliacas anterosuperiores y la sínfisis púbica en un plano frontal, lo que se aproxima a la posición fisiológica en bipedestación. Se aplicaron cargas al ilion a través de una plataforma con un dispositivo de extensión, que generaba

una presión cuya línea de acción atravesaba de forma vertical la línea de fractura. Los autores no aclararon la conexión de este dispositivo con la máquina generadora de cargas axiales, ni si las fuerzas generadas eran iguales a las que aparecen en una pelvis humana normal en bipedestación o con la deambulación. No intentaron simular unas condiciones fisiológicas en apoyo mono o bipodal, sino generar un modelo abstracto en el que se aplica la carga en una dirección craneal pura sin la inclinación fisiológica normal de la pelvis humana. Por ello, no puede extrapolarse sus resultados a un ámbito clínico y fisiológico.

Gorczyca y cols.⁽⁶²⁾ 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. Dispusieron de diez pelvis de especímenes humanos congeladas en fresco. 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 permitían 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 definidas los grados de movilidad ni de rotación de las hemiartroplastias.

Existen otras líneas de ensayo biomecánico donde la pelvis forma parte activa y central de su análisis. Dentro de los estudios biomecánicos que estudian la patología pélvica traumática se encuentran los dedicados específicamente al estudio de las fracturas acetabulares. Esta zona es una región muy parcelar de la pelvis, y por ello los modelos biomecánicos difieren en mayor grado a los anteriores, pero su análisis es de interés para nuestro estudio.

Shazar y cols.⁽⁶³⁾ publicaron un estudio biomecánico en el que evaluaba distintos métodos de fijación de las fracturas transversas de acetábulo sobre un modelo pélvico sintético. Con el uso del modelo sintético pretendía evitar la aparición de variables de difícil control relacionadas con el empleo de especímenes humanos en las pruebas biomecánicas. En la pelvis humana, estas variables serían la densidad ósea, el tamaño y la forma de la hemipelvis y la geometría y diámetro acetabular. Emplearon 76 hemipelvis sintéticas de idéntico tamaño y forma que contenían una matriz de hueso esponjoso rodeada de una cortical bien definida. Diseñaron un modelo de apoyo monopodal, sobre una hemipelvis conectado a una hemiartroplastia sobre la que se generaba una fractura transversa de acetábulo. Un bloque cuadrangular sustituía la articulación sacroiliaca y el hemisacro. Cada hemipelvis fue fijada a plataforma fija de prueba a través de 3 tornillos de 4 mm de diámetro fijada al bloque del sacro. Esta plataforma disponía de múltiples orificios para colocar la hemipelvis en la posición deseada. La sustitución de la articulación sacroiliaca por un dispositivo rígido, elimina la movilidad de esta articulación existente en especímenes

pélvicos humanos. No especificaba si con este número de tornillos (3) fue suficiente para que el sistema permaneciera estable, o si realizaron pruebas para demostrarlo. Las hemipelvis fueron orientadas de forma que una fuerza aplicada a través del acetábulo se dirigiera 45° en sentido superomedial y 15° en sentido posterior en el plano sagital. Esta orientación se aproxima a la posición del cuello femoral en bipedestación. La fuerza era aplicada a través del acetábulo empleando una cabeza femoral de una hemiartróplastia de cadera de 54 mm. Ésta era conectada a una célula de carga que se engranaba a una máquina servohidráulica de análisis de materiales. El objetivo de este montaje era reproducir las fuerzas que actúan normalmente sobre una fractura transversa de acetábulo. El empleo de hemiartróplastia alteraba la funcionalidad normal de la articulación coxofemoral, ya que eliminaba los elementos estabilizadores dinámicos y algunos de los estáticos (capsuloligamentarios), y además emplearon una interfaz hueso-metal alejado de la biomecánica humana normal. El tamaño de la cúpula (54 mm) era genérico, sin aclararse si su conexión con el espécimen sintético fue adecuada o si el implante estaba en algún caso sobre o infredimensionado.

Chang y cols.⁽⁶⁴⁾ publicaron un estudio biomecánico sobre 10 pelvis humanas formalizadas donde compararon 3 métodos de fijación de las fracturas transversa acetabulares. Cada hemipelvis fue fijada a unos bloques de polimetilmetacrilato en la cresta iliaca y en la tuberosidad isquiática. Dos armazones metálicos fueron colocados en la mesa de pruebas de la máquina de análisis de materiales. El montaje con la pelvis se colocó encima de estos armazones con barras de suspensión que aseguraban la interfaz entre en metal y el hueso. El fémur proximal de cada espécimen fue fijado a la célula de carga de la máquina. Los dispositivos empleados para fijar los fémures a la máquina de ensayo no fueron detallados. La fijación de la pelvis con el empleo de estos armazones no quedaba detallada, ya que el empleo de polimetilmetacrilato sin un soporte adicional parece insuficiente para estabilizar una pelvis completa. Cada hemipelvis fue orientada de forma que la fuerza aplicada sobre cada acetábulo se dirigiera 45° superomedialmente, y 15° posteriormente en el plano sagital, lo que se aproxima a la posición de la cabeza femoral en posición erguida. Los especímenes fueron colocados de forma inversa con el fémur en posición craneal y la pelvis en la base de la máquina de ensayos, lo que invierte la polaridad del ensayo con respecto al resto de estudios que aplican la carga axial a nivel sacro.

Hak y cols.⁽⁶⁵⁾ publicaron un estudio en el que se evaluaba el comportamiento biomecánico de las fracturas transversas de acetábulo malreducidas. Para ello dispusieron de 10 especímenes de pelvis humanas articuladas con el fémur proximal, y conservadas en fresco. Se emplearon largas placas de reconstrucción que bordeaban todo el lado interno de la cresta iliaca para servir como soporte estructural a la carga aplicada por el mecanismo adductor. Se emplearon barras de suspensión contorneadas en forma de U que se introducían a través de la parte

externa de la cresta iliaca, a través de los agujeros de las placas de reconstrucción, y eran tensadas con tuercas en la parte interna de la cresta. Se emplearon dos hebillas para conectar las espinas iliacas anterosuperior y el ala iliaca posterior, respectivamente, para simular el efecto pasivo de las partes blandas alrededor de la pelvis y para prevenir desplazamientos de la articulación sacroiliaca. Las diáfisis de los fémures fueron fijadas a unos soportes de aluminio con polimetilmetacrilato. Estos soportes fueron diseñados sobre una plataforma que fue fijada a la base de una máquina de análisis de material. Un sistema de poleas fue fijado a los soportes de los fémures y posteriormente a la parte superior del trocánter mayor para simular la inserción de la musculatura abductora. El sacro fue fijado con un segundo dispositivo que permitía el empleo de 4 tornillos alineados perpendicularmente al cuerpo del sacro. Este dispositivo permitía la alineación de la sínfisis púbica y las espinas iliacas anterosuperiores en el plano frontal. Además, un dispositivo de movilidad universal permitía el desplazamiento del montaje en el plano coronal y sagital de forma libre. La parte superior del montaje fue conectada a la célula de carga de la máquina de análisis de material. Las pelvis fueron alineadas de forma que la línea que pasa entre las crestas iliacas fuera paralela al suelo en el plano frontal. Las diáfisis femorales quedaban alineadas con la pelvis con 13° de adducción en el plano frontal y verticales en el plano lateral. La extremidad proximal del fémur fue orientada de 5° - 10° en rotación interna. Los fémures fueron montados sobre una superficie de traslación que permitía el movimiento libre en el plano medial-lateral y anterior-posterior, pero que mantenía la alineación rotacional en todas las pruebas. La orientación del vector de fuerza de la articulación estaba dirigido 25° inclinado medialmente con respecto a la diáfisis femoral en el plano frontal y paralelo a la diáfisis en el plano sagital. Después de alinear el fémur con las pelvis, se extendió un cable a través de las poleas de ilion y fémur y se conectaron con un transductor de fuerza que reproducía el vector de fuerza normal del mecanismo abductor. La fuerza de reacción articular y la correspondiente carga axial sobre el sacro fueron generadas por un dispositivo de desplazamiento que simulaba la contracción del aparato abductor. Durante la prueba de carga, el cable que simulaba el mecanismo abductor se tensionaba. Al aplicarse carga sobre la cadera, un componente vertical de fuerza era transmitido a través del sacro, que estaba fijado a la máquina. Esta fuerza vertical era equivalente al peso corporal durante un apoyo monopodal. Al tratarse de un sistema de apoyo monopodal se requirió el difícil empleo de sistemas de cables y poleas que recrearan el sistema adductor y mantuvieran el equilibrio del sistema. Se trató de un diseño complejo, que requirió el empleo de un sistema informático conectado a un transductor de fuerza para generar la tensión correcta en el sistema de cables y poleas. No se especificó las características morfológicas del dispositivo de fijación del sacro.

Levine y cols.⁽⁶⁶⁾ publicaron un estudio biomecánico sobre un modelo pélvico humano donde comparaba las

presiones de contacto articular en el acetábulo de pelvis intactas con otras donde se producía una fractura de las dos columnas con congruencia secundaria. Dispusieron de 9 hemipelvis humanas congeladas en fresco con sus respectivos fémures. Fueron fijadas con polimetilmetacrilato a través de la articulación sacroiliaca y esta unión fue potenciada con 2 tornillos. El bloque de polimetilmetacrilato fue fijado en un torno que permitía la movilidad en tres planos y la sínfisis fue fijada con un tornillo conectado a la máquina de análisis de materiales. Cada hemipelvis fue fijada a la máquina en una posición que simulaba un apoyo monopodal. La espina ilíaca anterosuperior y el tubérculo púbico fueron alineados verticalmente y el plano de las tuberosidades isquiáticas se colocó paralelo al suelo para reproducir la alineación pélvica en posición erguida. Los fémures fueron fijados con polimetilmetacrilato en posición de apoyo monopodal. La rotación femoral fue calculada colocando la línea áspera en posición posterior. La cápsula articular y el labrum cotiloideo fueron disecadas. Los autores no mostraron los métodos de conexión empleados entre la máquina de análisis de materiales y los especímenes. No especificaron si emplearon dispositivos metálicos adicionales al polimetilmetacrilato para estabilizar el modelo durante la aplicación de cargas. No se tuvieron en cuenta las fuerzas generadas por el aparato adductor, ni tampoco otros elementos estabilizadores como la cápsula articular y la hemipelvis contralateral que fue resecada.

Konrath y cols.⁽⁶⁷⁾ publicaron un estudio biomecánico donde midieron el efecto de una fractura simulada de la pared anterior del acetábulo sobre la transmisión de cargas a la articulación de la cadera. Presentaron un modelo biomecánico similar al descrito por Hak y cols.⁽⁶⁵⁾. Emplearon cuatro caderas derechas y tres izquierdas de siete pelvis humanas frescas, que incluían la articulación coxofemoral con los ligamentos y elementos capsulares íntegros. Las pelvis fueron montadas en una máquina de análisis de materiales de forma que las espinas ilíacas anterosuperiores y la sínfisis púbica quedaban alineadas en un plano vertical. Las tuberosidades isquiáticas quedaron en un plano coronal paralelo al suelo. El dispositivo que sustentaba la diáfisis femoral se dispuso en paralelo a este plano coronal, con 15° grados de adducción con respecto a una línea perpendicular al plano de las tuberosidades isquiáticas, con 5-10° de rotación interna. La rotación fue medida con respecto al fémur, quedando en posición neutral cuando la línea áspera quedaba en dirección posterior. La orientación del vector de fuerza articular era paralelo al plano coronal, aunque angulado 25° superior y medialmente con respecto a la línea de referencia perpendicular al plano de las tuberosidades isquiáticas. El mecanismo abductor fue simulado con un sistema de cables y poleas a través de la cresta ilíaca y hasta el trocánter mayor. Estos cables fueron conectados a un transductor de fuerza para reproducir el vector de fuerza normal del mecanismo abductor. Este mecanismo abductor fue empleado para cargar la articulación de la cadera mientras las medidas de la fuerza abductora y fuerza de la cabeza

de la máquina de análisis de materiales era recogida en tiempo real. Esta cabeza no aplicaba cargas. Para simular el modelo a una situación de carga habitual se emplearon pelvis humanas, con el anillo pélvico intacto y un patrón de cargas del sacro al fémur, simulando el apoyo monopodal. La carga fue aplicada por una fuerza abductora simulada porque es lo que se espera que afecte a la deformación elástica del acetábulo. Un acetábulo fijo sometido a compresión axial no reproduciría de forma fidedigna los patrones de carga normal de la articulación de la cadera.

Olson y cols.⁽⁶⁸⁾ publicaron un estudio donde medían la distribución del área de contacto y las presiones entre el acetábulo y la cabeza femoral en pelvis humanas en tres diferentes situaciones: intactas, con una fractura de la pared posterior del acetábulo, y después de una reducción anatómica y fijación de la fractura con placas y tornillos interfragmentarios. Emplearon 5 pelvis humanas frescas en apoyo monopodal. Cada pelvis conservaba las articulaciones coxofemorales y el tercio proximal de cada fémur. Conservaron las inserciones musculares y las estructuras capsulares y ligamentarias de ambas articulaciones. Cada diáfisis femoral fue fijada a un tubo de aluminio con polimetilmetacrilato, y cada tubo fue fijado a un perno inclinado atornillado a la base de la máquina de análisis de materiales. En este caso no se detallaba si la conexión de los fémures a la máquina de ensayos era a través de una plataforma fija o móvil. Un tornillo de 1,27 cm de diámetro atornillado a través del cuerpo de S1, perpendicular al platillo superior de ésta, proporcionaba una fijación de la pelvis a un bloque angulado que la mantenía en posición erguida. Se emplearon sistemas de fijación secundarios como barras de 8 mm a través del ala sacra para prevenir las rotaciones del cuerpo sacro, y una barra adicional con forma de u sobre la espina ilíaca posterosuperior para evitar una movilidad excesiva de la articulación sacroiliaca. Las características de este bloque que conectaba el sacro del espécimen a la máquina de ensayos, así como su angulación no fueron especificadas. La pelvis fue montada de forma que la espina ilíaca anterosuperior y la sínfisis púbica quedaran alineadas en un plano vertical. En el plano frontal, las diáfisis femorales fueron colocadas con 15° de adducción, y de forma vertical en el plano sagital. Los fémures fueron orientado 5°-10° en rotación interna. La orientación del vector de fuerza de la articulación coxofemoral fue de 25° en sentido medial con respecto a la diáfisis femoral en un plano frontal, y paralelo a la diáfisis femoral en un plano sagital. Todo el montaje fue rotado como una unidad para alinear el vector de fuerza articular con el eje de carga de la máquina de análisis de materiales. Los autores defendieron su modelo biomecánico ya que permitía deformaciones normales del acetábulo a la carga, mantenían el anillo pélvico intacto y no requerían de sistemas de fijación del ilion. Se aseguraron una posición anatómica normal de la pelvis al realizar el montaje manteniendo la pelvis y los fémures con las estructuras capsulares y ligamentarias intactas. De esta forma, cada espécimen podía volver a colocarse en esta posición anatómica

después de haberse realizado la desarticulación de cada cadera. Además, las plantillas de carga permiten una precisa regulación de la magnitud y dirección del vector de fuerza articular. Eligieron simular una posición de apoyo monopodal de la marcha, porque en esta posición la cadera soporta una gran carga y además había sido empleada en otros estudios.

Las lesiones sacras y de la articulación sacroiliaca también han sido estudiadas empleando modelos experimentales con distintos diseños.

Luk y cols.⁽⁶⁹⁾ publicaron un estudio donde comparaban 2 métodos de fijación pedicular sacro bicortical. Un método consistía en la fijación bicortical anteromedial a través de la cortical anterior del cuerpo de S1, y otro una fijación bicortical superior a través del platillo superior de S1. Se evaluó el efecto de la carga cíclica sobre la fuerza de arrancamiento de las dos técnicas y se correlacionó esta fuerza de arrancamiento después de la carga cíclica con la fuerza de inserción del tornillo. Posteriormente eran colocados en una máquina servohidráulica que aplicaba cargas axiales sobre un eje de carga paralelo a la espina lumbar. Este modelo quedaba restringido al sacro. No se introducía en la complejidad de simular la biomecánica de una pelvis humana completa. No introdujo elementos estabilizadores del sacro ni tuvo en cuenta al anillo pélvico completo, con sus estructuras ligamentarias e inserciones musculares.

Korovessis y cols.⁽⁷⁰⁾ publicaron un estudio comparativo biomecánico tridimensional que comparaba 5 técnicas de fijación de la articulación sacroiliaca posterior en una situación de luxación completa de dicha articulación. Para ello emplearon 15 modelos artificiales de hemipelvis izquierdas y sacro sintéticas sobre las cuales se generaba una luxación completa unilateral de la articulación sacroiliaca. Estos modelos estaban compuestos de una cortical externa de cristal relleno de resina epóxica y una zona interna de esponja rígida de poliuretano que pretendían simular las propiedades biomecánicas del hueso cortical y esponjoso, respectivamente. Estos modelos experimentales proporcionaban la consistencia estructural y morfológica necesaria para realizar la prueba, minimizando la variabilidad de los especímenes a estudiar. Aseguraban una densidad ósea suficiente como para llevar a cabo los distintos métodos de fijación que se emplearían en el estudio, evitando el sesgo relacionado con las diferencias estructurales de los diferentes montajes. Inicialmente todos los modelos de hemipelvis y sacros independientes fueron unidos de forma transitoria con silicona a través de la articulación sacroiliaca. Se decidió probar los modelos en una posición anatómica neutral, con la espina iliaca anterosuperior y el tubérculo púbico alineados en el plano vertical, y el platillo superior de S1 con una inclinación anterior de 30° con respecto al plano horizontal. Para asegurar la reproductibilidad de las pruebas, se diseñó un dispositivo metálico, que también servía como método de fijación fiable de la estructura y además permitía la aplicación de los diferentes métodos de fijación que se iban a estudiar. Este dispositivo estaba constituido por una base que se

deslizaba libremente en el plano horizontal, una columna vertical montada sobre esta base, y un contenedor especialmente diseñado para el montaje de los especímenes. El plano medio-frontal de cada espécimen coincidía con el plano frontal de la máquina de análisis de materiales, y el eje de carga vertical aplicada por la máquina atravesaba el punto medio del platillo superior de S1. Se aplicó una fuerza de compresión vertical sobre la vértebra S1 de cada espécimen, a través de una superficie horizontal de aluminio fijada al platillo superior de S1 con cemento acrílico y con una angulación de 30°. Las cargas fueron aplicadas a través de un balón estrecho que estaba conectado a la célula de carga de la máquina, y que podía rodar de forma libre en el plano coronal. Al estar el modelo firmemente fijado a la máquina de análisis de material, todos los desplazamientos detectados fueron asociados a la movilidad en la región sacra, justificando de esta forma el empleo de un diseño unilateral de carga. Una autocrítica que llevaron a cabo los autores es que el modelo de carga no refleja una posición en bipedestación in vivo, ya que se trata de un modelo pélvico unilateral, por lo que sus resultados son difícilmente reproducibles. La fijación del espécimen sintético al dispositivo metálico se realizó mediante el empleo de una aguja de acero en sentido horizontal a nivel de la articulación sacroiliaca libre en el plano medio-lateral, otra aguja de acero en la zona posterior de S1 a través de la cresta sacra media, y por un poste rectangular de acero fijado al sacro en la zona más craneal de la articulación sacroiliaca. Estas agujas de acero podrían fatigarse al someterlas a cargas axiales o perder capacidad de fijación. Creemos que el empleo de tornillos reforzados con cemento o resinas epóxicas constituyen un método de fijación más seguro y eficaz.

Mears y cols.⁽⁷¹⁾ publicaron un estudio biomecánico con el objetivo de medir la movilidad del foco de la fractura en fracturas sacras generadas sobre especímenes pélvicos osteoporóticos. Compararon los tornillos iliacosacros (largos y cortos) y la sacroplastia como opciones de tratamiento de fracturas sacras en hueso osteoporótico. Dispusieron de 18 pelvis humanas osteoporóticas congeladas en fresco. A cada espécimen se le generó una fractura sacra tipo I de Dennis. Cada espécimen estaba compuesto de una pelvis completa y de la columna lumbar hasta el disco intervertebral de L1-L2. La columna lumbar fue fijada a nivel de la vértebra L4 en un tubo de policloruro de vinilo (PVC) usando cemento óseo de polimetilmetacrilato. Este mismo cemento fue el empleado en el desarrollo de nuestro modelo, aunque se desestimó su uso por su elevado coste y difícil manipulación. Cada espécimen fue orientado de forma que las espinas iliacas anterosuperiores quedaran alineadas en un plano frontal con las sínfisis púbica. Las cargas fueron aplicadas en sentido lineal a través de la columna lumbar. Las tuberosidades isquiáticas fueron colocadas sobre una superficie de polimetilmetacrilato para dispersar la carga resultante. Los autores concluyeron que este tipo de lesión aumentaba la movilidad a nivel de la articulación sacroiliaca, y que los métodos de fijación estudiados (sacroplastia y tornillos iliacosa-

cros cortos y largos) reducían esta movilidad, aunque no existieron diferencias significativas entre ellos. Reconocieron ciertas limitaciones como el reducido tamaño del grupo de estudio. Sus mediciones incluían la movilidad natural de la articulación sacroiliaca y no la movilidad aislada a nivel del foco de fractura. Se estandarizó la dosis de cemento (3 ml) empleado en la sacroplastia, que fue aplicado en una sola posición, a diferencia de en la práctica clínica habitual donde se emplean dosis más pequeñas en múltiples localizaciones. Se generaron trazos de fractura simple, a diferencia de lo que ocurre en la clínica habitual donde estas fracturas son más complejas, con trazos horizontales, y en ocasiones de forma bilateral. Por último, el empleo de hueso de cadáver dificultaba la extrapolación de los resultados a la práctica clínica.

Schildhauer y cols.⁽⁷²⁾ compararon una técnica de osteosíntesis triangular a nivel lumbopélvico con la técnica tradicional de fijación con tornillos iliacosacros en las fracturas transforaminales inestables de sacro. La técnica de osteosíntesis triangular consistía en la estabilización lumbopélvica con el empleo de tornillos pediculares en L5 y hueso iliaco, un tornillo iliacosacro, y otro a la rama púbica superior. Dispusieron de 12 especímenes que incluían el complejo lumbopélvico preservados en etilenglicol y alcohol, conservando todas las estructuras ligamentarias. A estos especímenes se les aplicó una fractura sacra transforaminal junto con una fractura de ramas ilio e isquiopúbica ipsilateral. Los autores diseñaron un modelo de apoyo monopodal que fue montado sobre un dispositivo diseñado para aplicar cargas axiales. El acetábulo ipsilateral a la fractura sacra se conectó a una hemiartroplastia de Austin-Moore que permitía un movimiento libre y no constreñido a nivel de esta articulación. Este vástago fue fijado de forma rígida a una superficie plana compuesta por cemento dental y un tubo de PVC de 7,5 cm de diámetro. La cadera contralateral no fue fijada. Las fuerzas generadas por la musculatura flexora, abductora y extensora de la cadera fueron recreadas por unos cables fijados a la cresta iliaca ipsilateral. A nivel proximal, la vértebra L3 fue fijada en un recipiente de aluminio usando cemento dental. Las fuerzas de compresión axial fueron aplicadas sobre este recipiente de aluminio por un cilindro de compresión neumático que aplicaba la fuerza centrada sobre el ligamento vertebral común posterior de L3. La presión del aire fue generada por un controlador de flujo conectado a un controlador de presión, que permitía la carga cíclica dinámica de los especímenes. El cilindro de compresión neumático fue conectado a un balón de carga que permitía cierta movilidad a nivel de L5. Para medir la fuerza axial aplicada se empleó una célula de carga conectada en serie entre el pistón del cilindro de compresión neumático y el balón de carga. Una fuerza constante de 78 Newton fue aplicada sobre la región acetabular contralateral para simular el peso de la extremidad inferior de ese lado. El sistema fue ajustado para estabilizar el espécimen pélvico con una precarga constante de 250 Newton mediante el tensado de los cables que simulaban la musculatura ipsilateral a nivel de la cresta iliaca. La tensión

aplicada a estos cables no fue medida, aunque se consideró el sistema como estable cuando la parte superior del platillo de L3 quedaba en una posición horizontal. Los autores defendieron el empleo de este modelo de apoyo monopodal asociado a las fuerzas de abducción y de carga en la pierna contralateral ya que con él sólo se generaría estrés en la pelvis, a diferencia de los modelos de apoyo bipodal. Los modelos de apoyo bipodal no simularían de forma tan certera las condiciones biomecánicas de carga durante el ciclo de la marcha, ya que existirían momentos de fuerzas verticales y de flexión mayores en la mitad posterior del anillo pélvico lesionado en el modelo monopodal. Cuando se emplea un modelo monopodal es importante simular las fuerzas musculares extensoras, flexoras y abductoras de la cadera para estabilizar el anillo pélvico durante las pruebas. Por lo tanto, los resultados de los estudios biomecánicos que emplean un apoyo bipodal no podrían ser extrapolados a los estudios que emplean modelos monopodales. La simulación de la carga de la extremidad inferior contralateral fue de gran importancia en los modelos de apoyo monopodales, ya que incrementaba la estabilidad de todo el anillo pélvico añadiendo una estabilidad significativa en el foco de fractura y en la fijación de la misma. Los autores concluyeron que la osteosíntesis triangular en la fijación de fracturas inestables sacras era de forma significativa más estable que la fijación con tornillos iliacosacros. Esto permitiría en la práctica clínica habitual una carga completa precoz y menores tasas de desplazamientos secundarios, y podría emplearse como técnica quirúrgica en cirugía pélvica de revisión. A pesar de ello, los autores recomendaron estudios de carga de más larga duración para evaluar cualquier técnica quirúrgica de fijación y para analizar el comportamiento de la fijación de las fracturas en función del tiempo. Reconocieron limitaciones en su estudio. Las cargas generadas in vivo eran diferentes a las que se pueden aplicar en un estudio in vitro. Por lo tanto, estos resultados no pueden ser directamente extrapolados a la práctica clínica. De forma genérica, los estudios biomecánicos sobre técnicas de fijación in vitro han sido criticados por no simular de forma correcta una situación clínica normal. A pesar de ello, el ciclo normal de la marcha tampoco simula de forma perfecta la situación clínica de estos pacientes en el postoperatorio inmediato. La curación de la fractura contribuiría a un incremento en la estabilidad de la fijación de la fractura, y no podría ser simulado in vitro. La frecuencia de carga de estas fracturas también varía a lo largo del periodo postoperatorio y de rehabilitación, incrementándose de forma progresiva. Este incremento progresivo de carga tampoco podría simularse en un estudio in vitro, que se desarrolla con una frecuencia de carga constante. Otra limitación de estos estudios in vitro sería que el foco de fractura experimenta cambios e incrementos de carga a lo largo del proceso de rehabilitación, a medida que el paciente va cogiendo seguridad en el apoyo. Los estudios cíclicos in vitro tendrían un efecto único de carga que no se modifica a lo largo de la prueba. Finalmente, el empleo de especímenes de edad avanzada, y sin el soporte que

proporcionan las partes blandas supuso otro factor limitante del estudio. A pesar de ello, esta situación simulaba al peor escenario que nos podríamos encontrar en la clínica habitual, y las técnicas de fijación evaluadas fueron aplicadas sobre pelvis de características similares.

Zheng y cols.⁽⁷³⁾ publicaron un estudio anatómico y biomecánico donde compararon la estabilidad proporcionada por los tornillos iliacos largos (138 mm) y cortos (70 mm) en fijaciones espondilopélvicas. Emplearon 7 pelvis humanas adultas, que incluían desde la tercera vértebra lumbar hasta la pelvis completa. Dispusieron de una máquina de análisis de materiales similar a la empleada en nuestro estudio. Cada espécimen fue fijado a través de unos dispositivos metálicos de forma que el espacio intervertebral L4-L5 quedara en posición horizontal. El montaje permitía mantener a cada espécimen fijo en esta posición sin permitir ningún tipo de movimiento, de forma que fuera posible la inserción de los tornillos pediculares en L4, L5 y S1 y los tornillos iliacos. Se analizaron 3 parámetros: La compresión, axial, rotacional y la fuerza de arranque axial. Tras finalizar el estudio biomecánico del espécimen intacto, se retiraron los tornillos pediculares de S1, y se disecaron los ligamentos sacroiliacos anteriores, posteriores e interóseo. Se procedió a la realización una sacrectomía total para analizar su efecto sobre la estabilidad de la región lumbopélvica, y comparar la estabilidad que proporcionan las reconstrucciones espondilopélvicas con tornillos iliacos cortos y largos. Los autores afirmaron que su modelo biomecánico era reproducible y permitía la repetición de las pruebas biomecánicas en las mismas condiciones para todos los especímenes, aunque reconocieron la dificultad en la alineación del centro de rotación de la máquina de análisis de materiales con el centro de rotacional lumbosacro. No describieron las características de los dispositivos que permitían la conexión de cada espécimen a la máquina de análisis de materiales. Reconocieron que el estudio no consideraba el efecto de las estructuras nerviosas y musculares en la estabilización local. Concluyeron que los tornillos iliacos cortos proporcionan una estabilidad mecánica comparable a la que proporcionan los tornillos iliacos largos bajo cargas fisiológicas torsionales y axiales. Por lo tanto, el empleo de tornillos iliacos cortos reduciría el riesgo quirúrgico de la implantación de tornillos iliacos de mayor longitud sin comprometer de forma significativa la estabilidad del montaje. Los tornillos iliacos largos proporcionarían una mayor resistencia a las fuerzas de arrancamiento axial.

Otros modelos analizan la debilidad generada en la estructura pélvica al extraer injerto en la cresta iliaca.

Varga y cols.⁽⁷⁴⁾ estudiaron el comportamiento biomecánico de una hemipelvis humana tras la toma de injerto óseo corticoesponjoso de la cresta iliaca posterior. Dispusieron de 7 hemipelvis humanas no embalsamadas (un hueso innominado y el sacro), manteniéndose los ligamentos de la articulación sacroiliaca. Minimizaron los cambios óseos asociados a la deshidratación del hueso manteniendo a los especímenes en agua durante 16-20 horas a temperatura ambiental, y manteniéndolas húmedas con

ropa empapada antes y durante los experimentos. Cada hemipelvis fue colocada simulando una posición monopodal, con la espina iliaca anterosuperior y los tubérculos púbicos alineados en el plano coronal, simulando estudios previos^(65,67). Fueron colocadas en el tren de carga de una máquina servohidráulica y cargada a través de una rueda que se articulaba libremente con un dispositivo ajustable de aluminio, permitiendo el rodamiento libre en dirección mediolateral. El dispositivo de aluminio fue fijado a la superficie proximal del sacro con 4 tornillos de esponjosa axiales y uno sagital. Las superficies superior e inferior del sacro se inclinaron 45° en dirección anteroposterior, y la parte superior se dispuso horizontal con respecto al suelo. La superficie articular del acetábulo fue articulada con una prótesis bipolar con el tamaño cefálico correspondiente. Un vástago modular fue fijado con una aleación química con bajo punto de fundición de forma que la rotación del dispositivo no modificara el centro de rotación de la cadera. Este dispositivo fue fijado a la base de la máquina de análisis de materiales. Las fuerzas abductoras fueron simuladas empleando un cable fijado con una placa de reconstrucción de 3,5 mm a la región interna del ala iliaca. El cable se dirigía de la cresta iliaca hacia una polea, fijada a la base de la máquina. Ésto permitió la simulación de un apoyo monopodal con la estabilización de la cadera mediante el cable abductor.

8.2. Discusión tipo apoyo (monopodal o bipodal)

La lateralidad del apoyo (Monopodal o Bipodal) del modelo biomecánico experimental es también un motivo de discusión. Existen múltiples estudios donde se emplean tanto el modelo monopodal^(53,56,57,58,60,63,64,66,67,68,70,72,74) como el bipodal^(52,55,59,62,65). Algunos autores^(53,70,74) critican los modelos monopodales.

MacAvoy y cols.⁽⁵³⁾ incidieron en este problema en su estudio sobre lesiones tipo B1 de Tile sobre pelvis humanas en apoyo monopodal. Las fuerzas generadas sobre una pelvis en apoyo monopodal donde se simulan las fuerzas de abducción y el peso de la pierna contralateral difieren en gran medida de las que se generan en una pelvis en bipedestación. En su modelo monopodal, la articulación sacroiliaca debe sustentar gran parte de los momentos de desplazamiento vertical y flexión, y la sínfisis púbica transmite una pequeña fuerza de desplazamiento vertical a través de la rama púbica. Este modelo muestra que aún cuando los ligamentos sacroiliacos posteriores permanecen intactos, una pelvis con una lesión en libro abierto puede colapsarse y sufrir un desplazamiento vertical de la rama púbica en condiciones de apoyo monopodal. En contraste, en apoyo bipodal sólo se detectan pequeños desplazamientos para intensidades de carga superiores. La inestabilidad inherente de las pelvis con lesión en libro abierto en apoyo monopodal supuso un riesgo de lesión de los especímenes durante estas pruebas, lo que obligó a valorar las pelvis lesionadas una vez retirada la fijación interna. Las fuerzas aplicadas en este estudio demostraron que la aplicación de fuerzas muscu-

lares sobre un modelo monopodal produce unas fuerzas potencialmente dañinas para la articulación sacroiliaca y picos de carga sobre la pelvis que exceden el doble de la masa corporal. Los autores reconocieron como limitaciones de su estudio la elevada edad de los especímenes y la ausencia de soporte tisular en las pelvis disecadas. Además, no se examinó la fatiga del montaje, y sus resultados sólo son aplicables a la estabilidad inicial del periodo postoperatorio inmediato. Debido a que el fallo por fatiga no fue estudiado, la idoneidad de una sola placa para la fijación de este tipo de fracturas a largo plazo no pudo ser demostrado. A pesar de ello, consideraron que su modelo añadía un aspecto específico relevante en los estudios biomecánicos de la pelvis que es el clínicamente importante aunque raramente investigado apoyo monopodal. Demostraron que este apoyo causa una gran inestabilidad en pelvis con lesiones en libro abierto.

Korovessis y cols.⁽⁷⁰⁾ consideraron que este modelo de carga no refleja una posición en bipedestación in vivo, ya que se trata de un modelo pélvico unilateral. En apoyo bipodal, la articulación sacroiliaca se desplaza en sentido vertical al aplicar cargas axiales. En apoyo monopodal, existe una flexión anterior que genera fuerzas de distracción superiores y compresión inferiores. La disposición unilateral y la ausencia de anillo pélvico hacen que los movimientos de flexión anterior y contralateral sean más evidentes en este estudio. Por ello, sus resultados no pueden ser aplicados a una situación clínica, y debido al diseño único de este estudio no puede ser comparado con estudios previos. Sus resultados son difícilmente reproducibles.

Varga y cols.⁽⁷⁴⁾ consideraron a su modelo de apoyo monopodal como sólo una aproximación al modelo fisiológico normal. El modelo monopodal sólo puede aproximarse a la complejidad del balance muscular, ligamentario y fuerzas óseas que funcionan in vivo. Los resultados pueden diferir en valores absolutos con los que se registran en situación fisiológica. El uso de hemipelvis también altera la rigidez original del anillo pélvico completo. Un anillo pélvico intacto sería más rígido con menores magnitudes de deformación ósea.

En el modelo biomecánico presentado se ha optado por un modelo bipodal que permitiera cierta movilidad de ambos fémures en un plano transversal en bipedestación, evitando desarrollar un sistema completamente rígido.

8.3. Discusión especímenes de estudio

El espécimen empleado en nuestro estudio fue un fantoma de 3ª generación que reproduce de forma precisa las características morfológicas y mecánicas de la pelvis humana. Las replicas artificiales de los fémures y tibias se han empleado ampliamente en el desarrollo de la ciencia ortopédica, y sus diseños han ido cambiando desde su introducción en 1987. Los fantasmas de segunda generación estaban fabricados con fibra de vidrio reforzado y resina epóxica como hueso cortical. Fueron introducidos en 1991 con diferentes estudios que presentaban sus ca-

racterísticas mecánicas^(75,76,77). Los fantasmas de tercera generación fueron diseñados en 1998 y presentaban un menor refuerzo de fibra de vidrio y resina epóxica para mejorar la uniformidad de las propiedades mecánicas del fantoma. Se mejoraron los detalles anatómicos de los especímenes haciéndolos más parecidos al hueso humano, y se simplificó el proceso de fabricación. Estos fantasmas de tercera generación tienen una variabilidad en cuanto a sus propiedades mecánicas muy similar entre los distintos especímenes, cuando son comparados con los de segunda generación. Los de tercera generación se aproximan más a las características estructurales del hueso humano normal⁽⁷⁷⁾.

Heiner⁽⁷⁸⁾ desarrolló un estudio para medir las propiedades estructurales del último diseño (cuarta generación) de los modelos artificiales de fémures y tibia. Estos huesos artificiales presentan las mismas características geométricas que los de tercera generación, pero con un hueso cortical de un material análogo pero modificado, con mayor resistencia a la fatiga y a la fractura, mayor resistencia a la tensión y compresión, mayor estabilidad térmica y resistencia a la humedad. Para llegar a estas conclusiones, el autor sometió a estos fémures y tibias de cuarta generación a pruebas de carga axial, torsional y de flexión, y valoraron la distribución de las tensiones longitudinales a lo largo de la zona proximal-medial de la diáfisis femoral. Concluyó que estos fantasmas de cuarta generación tienen unas propiedades mecánicas de rigidez y resistencia muy similares a las del hueso humano, y más cercanas a éstas que los de tercera generación.

Dunlapp y cols.⁽⁷⁹⁾ desarrollaron un estudio mecánico en el que pretendían comparar las propiedades mecánicas de los dos modelos de fantasmas disponibles comercialmente, los de tercera y cuarta generación. Para ello emplearon fantasmas de húmero a los que sometieron a pruebas de resistencia a la flexión medial y lateral y anterior y posterior, así como a las fuerzas de rotación externa. Concluyeron, como los autores anteriores, que los fantasmas de húmero de cuarta generación se comportan de forma más parecida al húmero humano con respecto a sus características biológicas de fallo a la tensión, rigidez, y resistencia torsional, con respecto a los fantasmas de húmero de tercera generación. Defienden su empleo como método de estandarización de todos los análisis biomecánicos realizados sobre húmero.

Chong y cols.⁽⁸⁰⁾ realizaron un estudio mecánico en el que comparaban las propiedades mecánicas de fractura y tensión del hueso cortical de los fantasmas de tercera y cuarta generación. Concluyeron que el hueso cortical de los fantasmas de cuarta generación tiene un mejor comportamiento en cuanto a resistencia a la fractura y mayor supervivencia que los modelos de tercera generación. Posteriormente, Chong y cols.⁽⁸¹⁾ compararon de nuevo ambos modelos sobre una situación clínica relevante, como son los estudios biomecánicos de implantes totales de cadera. Se emplearon fémures de tercera y cuarta generación a los que se implantaron una prótesis de cadera cementada. Fueron sometidos a un estudio de cargas cíclicas. El fallo

estructural de los de tercera generación se produjo a los 3,16 millones de ciclos. Los de cuarta generación soportaron más de 10 millones de ciclos sin fallo estructural. Concluyeron que las características mecánicas de los modelos de cuarta generación eran suficientes para realizar estudios biomecánicos con un dispositivo intramedular en niveles de cargas importantes, y sin compromiso del fantoma que pudiera afectar a los resultados.

Heaton-Adegbile y cols.⁽⁸²⁾ publicaron un estudio in vitro en el que midieron el comportamiento mecánico de los implantes acetabulares cementados. Para ello emplearon hemipelvis artificiales de tercera generación a las que se implantaba una cúpula de Charnley cementada para posteriormente ser ciclada en la máquina de ensayos. En nuestro estudio emplearemos pelvis completas con sacro y conectadas a ambos fémures.

Clements y cols.⁽⁸³⁾ presentaron un método para establecer de forma segura la estabilidad del anillo pélvico empleando un modelo sintético de hemipelvis que permitía un análisis válido de los implantes sinfisarios, evitando las dificultades de emplear especímenes humanos.

Zdero y cols.⁽⁸⁴⁾ compararon el comportamiento de los tornillos de esponjosa sobre hueso humano normal (fémur) y fantasmas de cuarta generación con matriz sólida y celular. Posteriormente desarrollaron un modelo de elementos finitos. Concluyeron que estos modelos de cuarta generación son un análogo biomecánico válido del fémur humano a nivel de la interfaz hueso tornillo.

Grant y cols.⁽⁸⁵⁾ compararon los coeficientes de fricción entre el hueso humano y el artificial en condiciones húmedas y secas. El coeficiente de fricción es crítico a la hora de valorar la transferencia de carga de implantes no cementados. En este estudio los coeficientes de fricción fueron menores en el hueso artificial que el natural. Concluyeron que el empleo de hueso artificial en estudios de transferencia de carga a hueso trabecular es muy sensible a la finalización de la superficie trabecular del hueso artificial y a las condiciones de lubricación.

Zdero y cols.⁽⁸⁶⁾ registraron las fuerzas de arranque de los tornillos en fantasmas de fémur de tercera generación, y lo compararon con los resultados obtenidos de la bibliografía sobre el fémur de cadáver. Valoraron las fuerzas de ese arranque para tornillos de 3,5 mm y 4,5 mm. Se requirió mayor fuerza para la extracción de los de 4,5 mm. El comportamiento biomecánico fue similar al de los especímenes humanos.

Hay estudios que defienden el uso de fantasmas y modelos sintéticos como especímenes en estudios experimentales biomecánicos^(57,58,63,70). Korovessis y cols.⁽⁷⁰⁾ defendieron el uso de especímenes sintéticos, y enumeraron las desventajas del empleo de especímenes humanos en estos estudios. Consideraron que los especímenes humanos son difíciles de obtener, presentan variaciones en su configuración morfológica y la calidad ósea de cada uno de ellos varía dependiendo de múltiples factores (edad, sexo y patología sistémica) difíciles de controlar. Diferencias estadísticamente significativas serían difíciles de obtener ante la gran variabilidad en las mediciones, debidas

sobre todo a las diferencias de la densidad ósea de los distintos especímenes. Confirmaron a los modelos sintéticos como los más apropiados para realizar este tipo de estudios ya que son análogos desde un punto de vista biomecánico. De esta forma se minimizaría las variaciones en los resultados debidos a las diferencias entre los modelos experimentales. Además, estos modelos proporcionarían una situación óptima para la aplicación de los diferentes sistemas de fijación a estudiar. Puntualizaron como única desventaja, la densidad no uniforme del sacro en estos modelos, aunque no la creyeron relevante.

Varga y cols.⁽⁷⁴⁾ consideraron que el empleo de especímenes humanos conlleva una serie de limitaciones inherentes. Los resultados pueden diferir en valores absolutos con los que se registran en situación fisiológica. La edad avanzada de los especímenes, junto con la osteopenia detectada, alterarían los valores absolutos de rigidez y deformación del anillo pélvico.

Otros estudios consideran a los especímenes humanos como más fiables que los modelos sintéticos^(52,53,54,55,56,59,60,61,62,64,65,66,67,68,69). Sagi y cols.⁽⁶⁰⁾ enumeraron las ventajas de los modelos humanos y defendieron el empleo de especímenes humanos en este tipo de estudios ya que consideraron que el sacro humano presenta una gran variabilidad en la densidad ósea en su anatomía. De esta forma, el promontorio sacro sería la zona de mayor densidad ósea y el ala y el cuerpo de S2, y parte posterior de S1 serían relativamente osteopénicas. Los especímenes sintéticos no contemplan esta variabilidad ósea. Los tornillos colocados en el cuerpo de S2 en especímenes sintéticos tendrían una mayor rigidez de los que realmente ocurre en un modelo humano.

El mantenimiento de los especímenes humanos es también un factor importante a tener en cuenta. Varga y cols.⁽⁵⁶⁾ introdujeron a los especímenes antes de las pruebas en agua durante 16-20 horas a temperatura ambiental, para mantenerlos húmedos antes y durante las pruebas biomecánicas.

9. CONCLUSIÓN

Es posible diseñar y fabricar un sistema 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.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Simonian PT, Chip Routt Jr, Harrington RM, Tencer AF. The acetabular T type fracture. A biomechanical evaluation of internal fixation. *Clin Orthop*.1995; 314: 234-240.
2. Simonian PT, Chip Routt Jr, Harrington RM, Tencer AF. Anterior versus posterior provisional fixation in the unstable pelvis. A biomechanical comparison. *Clin Orthop*.1995; 310: 245-251.
3. Babis GC, Trousdale RT, Jenkyn TR, Kaufman K. Comparison of two methods of screw fixation in periacetabular osteotomy. *Clin Orthop*. 2002; 403: 221-227.

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(9): 1065-1069.
5. Akesen B, Wu C, Mehbood A, Sokolowski M, Transfeldt E. Revision of Loosened Iliac Screws. A Biomechanical Study of Longer and Bigger Screws. *Spine*. 2008; 33: 1423-28.
6. Williams PL, Warwick R. Esqueleto del miembro inferior. *Osteología*. En: Anatomía Gray. Tomo I. Alambra Longman. Madrid. 1992. 419-432.
7. Latarjet M, Ruiz-Liard A. Anatomía humana. 2º Edición. Editorial Médica Panamericana. Méjico D.F. 1989.
8. Proubasta I, Gil Mur J, Planell JA. La marcha humana. En: Fundamentos de biomecánica y materiales. Ergon. Madrid. 1997. 249-269.
9. Dankloff C, Rodríguez R, Fernández-Valencia R. Estudio morfofuncional de la marcha humana. *Biomecánica*. 1992; 1: 54-58.
10. Gómez Pellico L, Forriol FC, Dankloff C. Estudio cinético de la marcha normal. *Rev Ortop Traum*. 1990; 34: 699-703.
11. Kairento AL, Hellen G. Biomechanical analysis of walking. *J Biomech*. 1981; 14: 671-678.
12. Plas F, Viel E, Blanc Y. La marcha humana. Cinesiología, dinámica, biomecánica y patomecánica. Masson, S.A. Barcelona. 1984.
13. Viladot Jr. Estudio de la marcha normal y patológica. En: Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior. Masson, S.A. Barcelona. 1987.
14. Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech*. 1989; 22(1): 43-50.
15. Bransby-Zachary M, Stother IG, Wilkinson RW. Peak pressures in the forefoot. *J Bone Joint Surg Br*. 1990; 72: 718-721.
16. Chao EY, Laughman RK, Scheneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*. 1983; 16(3): 219-233.
17. Devita P, Hong D, Hamill J. Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. *J Biomech*. 1991; 24(12): 1119-1129.
18. Gilbert JA, Maxwell GM, McElhaney JH, Clippinger FW. A system to measure the forces and moments at the knee and hip during level walking. *J Orthop Res*. 1984; 2: 281-288.
19. Iida H, Yamamuro T. Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits. *J Biomech*. 1987; 20(10): 987-995.
20. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME y cols. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989; 7(6): 849-860.
21. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990; 8(3): 383-392.
22. Katoh Y, Chao E, Laughman RK, Schneider E, Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function and clinical applications. *Clin Orthop*. 1983; 177: 23-33.
23. Skinner SR, Antonelli DJ, Perry J, Lester DK. Functional demands on the stance limb in walking. *Orthopedics*. 1985; 8(3): 355-361.
24. Boccardi S, Pedotti A, Rodano R, Santambrogio GC. Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *J Biomech*. 1981; 14: 35-45.
25. Kauvar DS, Wade CE. The epidemiology and modern management of traumatic hemorrhage: US and international perspective. *Crit Care*. 2005; 9(Sup 5): S1-S9.
26. Melton L, Sampson J, Morrey B, Ilstrup D. Epidemiologic features of pelvic fractures. *Clin Orthop*. 1981; 155: 43-47.
27. Muir L, Boot D, Gorman DF, Teanby DN. The epidemiology of pelvic fractures in the Mersey region. *Injury*. 1996; 27: 199-204.
28. Inaba K, Sharkey PW, Stephen DJ, Redelmeier DA, Brenneman FD. The increasing incidence of severe pelvic injury in motor vehicle collisions. *Injury*. 2004; 35: 759-65.
29. Gänsslen A, Pohlemann T, Paul CH, Lobenhoffer Ph, Tscherne H. Epidemiology of pelvic ring injuries. *Unfallchirurg*. 1996; 99(10): 734-743.
30. Grotz MRW, Allami MK, Harwood P, Pape HC, Krettek C, Giannoudis PV. Open pelvic fractures: epidemiology, current concepts of management and outcome. *Injury*. 2005; 36: 1-13.
31. Petrisor BA, Bhandari M. Injuries to the pelvic ring: Incidence, classification, associated injuries and mortality rates. *Curr Orthop*. 2005; 19: 327-333.
32. Demetriades D, Karaiskakis M, Toutouzas K, Alo K, Velmahos G, Chan L. Pelvic fractures: Epidemiology and predictors of associated abdominal injuries and outcomes. *J Am Coll Surg*. 2002; 195(1): 1-10.
33. Balogh Z, King KL, Mackay P, McDougall y cols. The epidemiology of pelvic ring fractures: A population-based study. *J Trauma*. 2007; 63(5): 1066-1073.
34. Gillili M, Ward R, Barton R, Miller P, Duke J. Factors affecting mortality in pelvic fractures. *J Trauma*. 1982; 22(8): 691-693.
35. Pennal GF, Sutherland GO. Fractures of the pelvis. *Am Acad Orthop Surg*. Film Library. 1961.
36. Bucholz RW. The pathological anatomy of the Malgaigne fracture dislocation of the pelvis. *J Bone Joint Surg Am*. 1981; 63: 400-404.
37. Pennal GF, Tile M, Waddell JP y cols. Pelvic disruption: assessment and classification. *Clin Orthop*. 1980; 151: 12-21.
38. Tile M. Pelvic ring fractures: Should they be fixed? *J Bone Joint Surg Br*. 1988; 70: 1-12.
39. Dalal SA, Burgess AR, Siegel JH y cols. Pelvic fracture in multiple trauma: Classification by mechanism is key to pattern of organ injury, resuscitative requirements and outcome. *J Trauma*. 1989; 29: 981-1002.
40. Burgess AR, Eastridge BJ, Young JWR y cols. Pelvis ring disruptions: effective classification system and treatment protocols. *J Trauma*. 1990; 30: 848-56.
41. Isler B, Ganz R. Classification of pelvis ring injuries. *Injury*. 1996. 27(Sup 1): A3-12.
42. Dennis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: An important problem. *Clin Orthop*. 1998; 227: 67-81.
43. Cano Luis P, Ricón Recarey J, Lisón Torres A. Fracturas del anillo pélvico asociadas a fracturas acetabulares. *Rev Ortop Traumtol*. 2004; 48(Supl 3): 83-90.
44. McLeod M, Powell JN. Evaluation of pelvic fractures. *Clinical and Radiologic*. *Orthop Clin NA*. 1997; 28(3): 299-319.
45. Simonian PT, Chip Routt ML. Biomechanics of pelvis fixation. *Orthop Clin NA*. 1997; 28(3): 351-357.
46. Lange RH, Hansen ST. Pelvic ring disruptions with symphysis pubis diastasis: Indications, technique, and limitations of anterior internal fixation. *Clin Orthop*. 1985; 201: 130-137.
47. Tile M. Pelvic fractures: Operative versus nonoperative treatment. *Orthop Clin NA*. 1980; 11: 423-464.
48. Tile M, Pennal GF. Pelvic disruption: Principles of management. *Clin Orthop*. 1980; 151: 56-64.
49. Webb LX, Gristina AG, Wilson JR, y cols. Two hole plate fixation for traumatic symphysis pubis diastasis. *J Trauma*. 1988; 28: 813-817.

50. Varga E, Dudas B, Tile M. Putative proprioceptive function of the pelvis ligaments: Biomechanical and histological studies. *Injury*. 2008; 39: 858-864.
51. Conza NE, Rixen DJ, Plomp S. Vibration testing of a fresh-frozen human pelvis: The role of the pelvis ligaments. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40: 1599-1605.
52. Kim WY, Eran TC, Seleem O, Mahalingam E, Stephen D, Tile M. Effect of pin location on stability of pelvis external fixation. *Clin Orthop*. 1999; 361: 237-244.
53. MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen W, van der Muellen M. *J Orthop Trauma*. 1997; 11(8): 590-93.
54. 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.
55. Simonian PT, Routt LC 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*. 1994; 309: 245-256.
56. 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(2): 75-80.
57. 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(5): 648-653.
58. Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma*. 2003; 17: 481-487.
59. Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB. Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures. *J Orthop Trauma*. 1996; 10(8): 517-522.
60. 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.
61. van Zwienen CMA, van den Bosch, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt AB. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma*. 2004; 18(9): 589-595.
62. 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(8): 561-564.
63. Shazar N, Brumback RJ, Novak VP, Belkoff SM. Biomechanical evaluation of transverse acetabular fracture fixation. *Clin Orthop*. 1998; 352: 215-222.
64. Chang JK, Gill SS, Zura RD, Krause WR, Wang GJ. Comparative strength of three methods of fixation of transverse acetabular fractures. *Clin Orthop*. 2001; 392: 433-441.
65. 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(2): 90-100.
66. Levine GL, Behrens FF, Tornetta III P. Biomechanical consequences of secondary congruence after both-column acetabular fracture. *J Orthop Trauma*. 2002; 16(2): 87-91.
67. Konrath GA, Hamel AJ, Sharkey NA, Olson SA. Biomechanical evaluation of a low anterior wall fracture: Correlation with the CT subchondral arc. *J Orthop Trauma*. 1998; 12(3): 152-8.
68. Olson SA, Bay BK, Chapman MW, Sharkey NA. Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall of the acetabulum. *J Bone Joint Surg Am*. 1995; 77(8): 1184-1192.
69. Luk KD, Chen L, Lu WW. A stronger sacral pedicle screw fixation through the S1 endplate. *Spine*. 2005; 30(5): 525-529.
70. Korovessis PG, Magnissalis EA, Deligianni D. Biomechanical evaluation of conventional internal contemporary spinal fixation techniques used for stabilization of complete sacroiliac joint separation: A 3-Dimensional unilaterally isolated experimental stiffness study. *Spine*. 2006; 31(25): E941-E951.
71. Mears SC, Sutter EG, Wall SJ, Rose DM, Belkoff SM. Biomechanical comparison of three methods of sacral fracture fixation in osteoporotic bone. *Spine*. 2010; 35(10): E392-5.
72. Schildhauer TA, Ledoux WR, Chapman JR, Henley MB, Tencer AF, Routt ML Jr. Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma*. 2003; 17(1): 22-31.
73. Zheng ZM, Yu BS, Chen H, Aladin DM, Zhang KB, Zhang JF, Liu H, Luk KD, Lu WW. Effect of iliac screw insertion depth on the stability and strength of lumbo-iliac fixation constructs: an anatomical and biomechanical study. *Spine*. 2009; 34(16): E565-72.
74. Varga E, Hu R, Hearn TC, Woodside T, Yang J-P. Biomechanical analysis of hemipelvic deformation after corticospongious bone graft harvest from the posterior iliac crest. *Spine*. 1996; 21(13): 1494-1499.
75. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole composite femur models. *J Biomech*. 1996; 29: 525-535.
76. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole composite tibia models. *J Biomech*. 2000; 33: 279-288.
77. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibia. *J Biomech*. 2001; 34: 773-782.
78. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech*. 2008; 41(15): 3282-4.
79. Dunlap JT, Chong AC, Lucas GL, Cooke FW. Structural properties of a novel design of composite analogue humeri models. *Ann Biomed Eng*. 2008; 36(11): 1922-6.
80. Chong AC, Miller F, Buxton M, Friis EA. Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone. *J Biomech Eng*. 2007; 129(4): 487-93.
81. Chong AC, Friis EA, Ballard GP, Czuwala PJ, Cooke FW. Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomed Eng*. 2007; 35(7): 1196-1205.
82. Heaton-Adegbile P, Zant NP, Tong J. In vitro fatigue behaviour of a cemented acetabular reconstruction. *J Biomech*. 2006; 39: 2882-86.
83. Clements JP, Moriaty M, Chesser TJS, Ward AJ, Cunningham JL. *J Eng Med*. 2008; 222(5): 611-616.
84. Zdero R, Olsen M, Bougherara H, Schemitsch EH. Cancellous bone screw purchase: a comparison of synthetic femurs, human femurs, and finite element analysis. *J Eng Med*. 2008; 222: 1175-1183.
85. Grant JA, Bishop NE, Gotzen N, Sprecher C, Honl M, Morlock MM. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: The implant-bone interface. *J Biomech*. 2007; 40(5): 1158-64.
86. Zdero R, Rose S, Schemitsch EH, Papini M. Cortical screw pullout strength and effective shear stress in synthetic third generation composite femurs. *J Biomech Eng*. 2007; 129(2): 289-93.

Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este proyecto. No hemos firmado

ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.