



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>



**Universitat Autònoma
de Barcelona**

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE LA CINÉTICA ARTICULAR DE CADERA
TRAS LA RECONSTRUCCIÓN DEL LABRUM
ACETABULAR MEDIANTE UN IMPLANTE
MACROPOROSO DE POLIURETANO.**

ESTUDIO BIOMECÁNICO EN UN MODELO CADAVÉRICO.

Memoria presentada por

BRUNO CAPURRO SOLER

Licenciado en Medicina y Cirugía

Para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía

Directores de Tesis

JOAN CARLES MONLLAU GARCÍA

Doctor en Medicina y Cirugía

MARC TEY PONS

Doctor en Medicina y Cirugía

FRANCISCO REINA DE LA TORRE

Doctor en Medicina y Cirugía

Tutor de Tesis

JOAN CARLES MONLLAU GARCÍA

Doctor en Medicina y Cirugía

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA
DOCTORADO EN CIRUGÍA Y CIENCIAS MORFOLÓGICAS**



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA
DEPARTAMENTO DE CIRUGIA
FACULTAD DE MEDICINA

**ESTUDIO DE LA CINÉTICA ARTICULAR DE
CADERA TRAS LA RECONSTRUCCIÓN DEL
LABRUM ACETABULAR MEDIANTE UN IMPLANTE
MACROPOROSO DE POLIURETANO.**

ESTUDIO BIOMECÁNICO EN UN MODELO CADAVERÍCO.

TESIS DOCTORAL

BRUNO CAPURRO SOLER

DOCTORADO EN CIRUGÍA Y CIENCIAS MORFOLÓGICAS
BARCELONA
2021

"Tú debes ser el cambio que deseas ver en el mundo".

Mabatma Gandhi

FORZA, CORAGGIO e OTTIMISMO!

B. C. S.

AGRADECIMIENTOS

Debo reconocer que es la primera parte de toda la tesis que he escrito, por que sin duda estoy feliz y muy agradecido de todos ustedes por motivarme a cumplir mis sueños antes de siquiera terminar de escribirlos, literalmente.

Quiero comenzar por un homenaje a mi querido amigo y mentor, que me motivo incluso cuando lamentablemente dejo de estar junto a nosotros hace unos años, hablo de mi querido profesor el **Dr. Fernando González Foretic**, que en segundo de medicina en Chile vio en este pequeño ayudante de anatomía unas ganas infinitas por aprender y no dudo en potenciarme en cada oportunidad que se le presento y que sin duda gracias a él me atreví a cruzar más de 11.000 kilómetros para formarme en España siguiendo sus admirables pasos. Esta tesis va por ti Feñuca y por que tu familia siga sintiendo todo nuestro apoyo, sabiendo que lograste cosas espectaculares que te hacen seguir vivo en nuestros corazones.

Sigo por lo más importante en mi vida, **mi Familia**. Gracias por apoyar mis sueños a pesar que signifique estar muy lejos de ustedes. A mi Madre **Sonia**, por ser siempre mi ejemplo a seguir como profesional, aparte de mi apoyo más incondicional. A mi Padre **Juan Miguel**, por enseñarme a ser un inquieto perseverante en el mundo del saber y por preguntarme cada detalle de mis proyectos como si fuera mi mejor socio para encontrar cualquier solución. A mis hermanos **Franco** e **Isabella** por ser incondicionales y siempre estar a mi lado. Muchas gracias a todos juntos por ser el pilar que me sostiene en pie cuando acechan las dificultades y celebran conmigo las alegrías. Quiero darle las gracias también a mi familia Catalana, que es la de mi gran amigo el **Dr. Víctor Parejo**, quién me presento a sus padres **Jordi** y **Pilar**, su esposa **Ana** y su hermano **Gerard** que me acogieron durante muchas noches en lo que hoy puedo llamar mi hogar en Girona. Gracias de corazón porque sin su apoyo este proyecto habría sido muchísimo más difícil y menos feliz.

A mis tres directores. El **Dr. Joan Carles Monllau** por ser siempre un Jefe de Servicio cercano y admirable, al cual cada vez que acudí por ayuda o consejo tenia una solución práctica que me hizo crecer como profesional y que supo explotar mi potencial como residente.

A mi amigo y gran maestro el **Dr. Marc Tey**, por darme la oportunidad y la confianza para seguir su línea de investigación y la paciencia para enseñarme este arte de la artroscopia

de cadera. Sin tus enseñanzas no estaría haciendo lo que me hace más feliz y no tendría tanta paciencia en la consulta para darle lo mejor a mis pacientes.

A mi querido profesor, que considero un artista de la anatomía, el **Dr. Francisco Reina**, gracias por todas las horas compartidas en el laboratorio, nunca se me olvidará esta frase que tanto repetías “**¿hay algo en lo que te pueda ayudar?**”, y por tener un equipo espectacular de gente trabajando contigo.

Agradecer a la **Dra. Anna Carreras**, junto a **Miriam Hidalgo** y **Marçal Asso**, los técnicos que me ayudaron todos estos años con los cuidados y preparación de los especímenes cadavéricos, siempre con tremendas sonrisas cada vez que entraba al laboratorio. También agradecer a **Sharon Griffin**, **Matthias Schurhoff** y al **Dr. Eduardo Tornero** por su ayuda con el análisis estadístico.

Por último, **gracias a ti**, por darte el tiempo de leer mi trabajo, espero que te guste y lo disfrutes tanto como yo.

Esta tesis doctoral fue realizada gracias al apoyo obtenido del premio **“Josep Trueta de Investigación 2018”** de financiación de la Sociedad Catalana de Cirugía Ortopédica y Traumatología (Anexo 1) y los fondos de financiamiento del **Grupo de Investigación en Anatomía Clínica, Embriología y Neurociencia – NEOMA** de la Universidad de Girona.

SUMARIO

1.- INTRODUCCIÓN	1
1.1.- ANATOMÍA DE LA CADERA	1
1.1.1.- SUPERFICIES ARTICULARES	2
1.1.1.1.-CAVIDAD COTILOIDEA	2
1.1.1.2.- FÉMUR PROXIMAL	4
1.1.2.- LABRUM ACETABULAR o RODETE ACETABULAR	9
1.1.3.- COMPLEJO CAPSULO-LIGAMENTOSO	14
1.2.- BIOMECÁNICA DE LA CADERA	19
1.2.1.- EVIDENCIA BIOMECÁNICA DE LA FUNCIÓN CONDRA	21
1.2.2.- EVIDENCIA BIOMECÁNICA DE LA FUNCION LABRAL	25
1.3.- PINZAMIENTO FEMORO ACETABULAR	27
1.3.1.- CLASIFICACIÓN DEL PINZAMIENTO FEMOROACETABULAR	27
1.3.2.- LESIONES DEL LABRUM ACETABULAR COMO FACTOR MECÁNICO DESENCADERANTE DE OSTEOARTRITIS	32
1.3.3.- TRATAMIENTO DEL PINZAMIENTO FEMOROACETABULAR	34
1.4.- TRATAMIENTO DE LA LESIÓN LABRAL	37
1.4.1.- REINSERCIÓN O REPARACIÓN LABRAL	37
1.4.2.- RECONSTRUCCIÓN LABRAL	38
1.4.2.1.- INJERTOS DE RECONSTRUCCIÓN LABRAL ACTUALES	40
1.4.2.2.- IMPLANTE ARTIFICIAL DE POLIURETANO MACROPOROSO	42
2.-JUSTIFICACIÓN, HIPOTESIS Y OBJETIVOS	45
2.1.-JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO	45
2.2.-HIPÓTESIS DE TRABAJO.	45
2.3.-OBJETIVO PRINCIPAL	46
2.4.-OBJETIVOS SECUNDARIOS	46
3.-MATERIAL Y MÉTODO	47
3.1.- METODOLOGÍA DEL ESTUDIO MORFOMÉTRICO	48

3.2.- METODOLOGÍA DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO	49
3.3.-ANÁLISIS ESTADÍSTICO	61
4.- RESULTADOS	63
4.1.- ESTUDIO MORFOMÉTRICO DEL LABRUM ACETABULAR	63
4.2.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE RECONSTRUCCIÓN LABRAL	64
4.2.1.- ANÁLISIS POR ÁREA DE CONTACTO (AC)	71
4.2.3.- ANÁLISIS DE LA PRESIÓN DE CONTACTO (PC)	73
4.2.3.- ANÁLISIS DE LA TENSIÓN PUNTA (TP)	75
4.2.4.- ANÁLISIS DE LA PRUEBA DEL SELLADO LABRAL	77
5.- DISCUSIÓN	78
5.1.- ANÁLISIS DEL ESTUDIO MORFOMÉTRICO.	78
5.2.- ANÁLISIS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO	79
5.2.1.- ÁREA DE CONTACTO.	79
5.2.2.- PRESIÓN DE CONTACTO.	80
5.2.3.- TENSIÓN PUNTA.	81
5.2.4.- ANÁLISIS POR RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR	81
5.2.5.- ANÁLISIS DE LA PRUEBA DEL SELLADO LABRAL	82
5.2.6.- ANÁLISIS DE IMPLANTE MACROPOSO DE POLIURETANO EN COMPARACIÓN AL AUTONJERTO DE FASCIA LATA.	84
5.3.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO	84
6.-CONCLUSIONES	87
7.-BIBLIOGRAFIA	88
8.-ANEXOS	101

1.- INTRODUCCIÓN

El estudio de la anatomía de la cadera es esencial para entender los procesos fisiopatológicos que derivan en una limitación de su función y la degeneración articular en el tiempo.

1.1.- ANATOMÍA DE LA CADERA

La articulación coxofemoral o de la cadera es una unión sinovial esférica que se forma por la unión del fémur proximal y el acetábulo de los huesos coxales. Es una enartrosis, articulación de tipo cotiloideo, en la que una superficie se corresponde con el acetábulo, con forma cóncava de esfera hueca y la otra con la cabeza femoral, que presenta forma convexa de esfera maciza. Estas en conjunto forman parte de la cintura pelviana y funcionan como nexo de unión entre el tronco y la extremidad inferior (1).

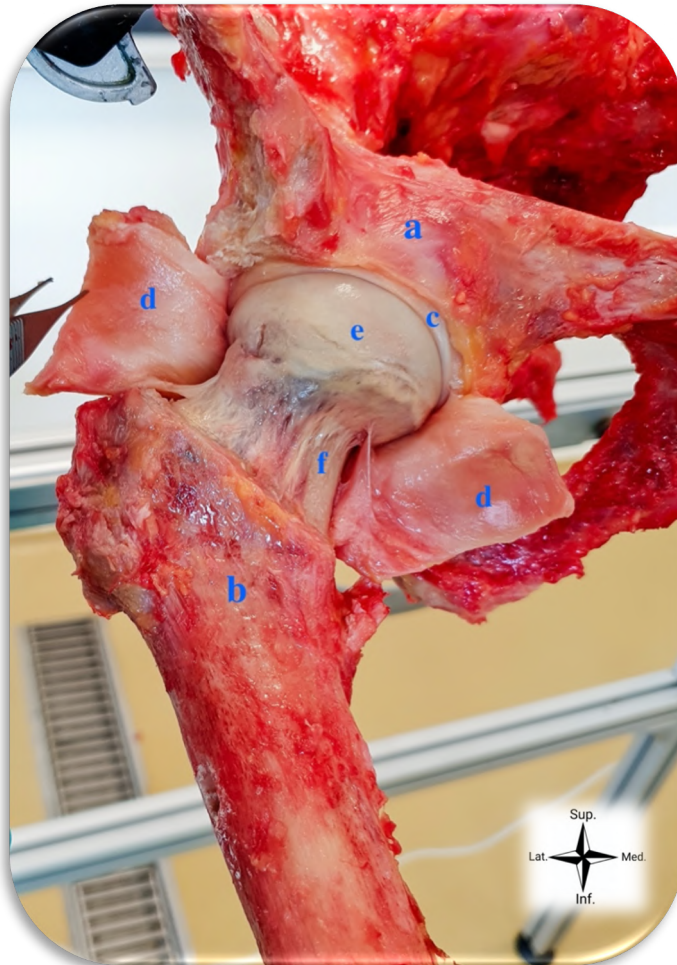


Figura 1.- Articulación de la Cadera. a.- Hueso coxal y en su interior la Cavidad cotiloidea; b.- Fémur proximal; c.- Labrum o Rodete acetabular; d.- Capsula articular; e.- Cabeza femoral; f.-Cuello femoral. Disección realizada por B. Capurro perteneciente al grupo de investigación NEOMA en el Laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.

La morfología de las superficies articulares confiere a la articulación una amplia movilidad y una gran estabilidad para transmitir la carga mecánica del tronco hacia la extremidad inferior (2). Los coxales están unidos al tronco mediante las articulaciones sacroilíacas, unidos entre sí por anterior mediante la sínfisis del pubis y a la extremidad inferior mediante la cavidad acetabular o cotiloidea. La pelvis en posición anatómica se encuentra inclinada de forma tal que las espinas ilíacas anterosuperiores se encuentran en el mismo plano frontal que la sínfisis del pubis. Sin embargo esta posición de la pelvis no es rígida, sino que cambia de un individuo a otro en función de variables propias, del equilibrio muscular particular y de la posición adoptada (1). Esto tendrá importante repercusión en la orientación de la superficie lateral del coxal, allí dónde se encuentra el encaje de la articulación de la cadera, donde la cabeza del fémur se articula con el acetábulo, o cavidad en forma de copa del coxal (Figura 1).

1.1.1- SUPERFICIES ARTICULARES

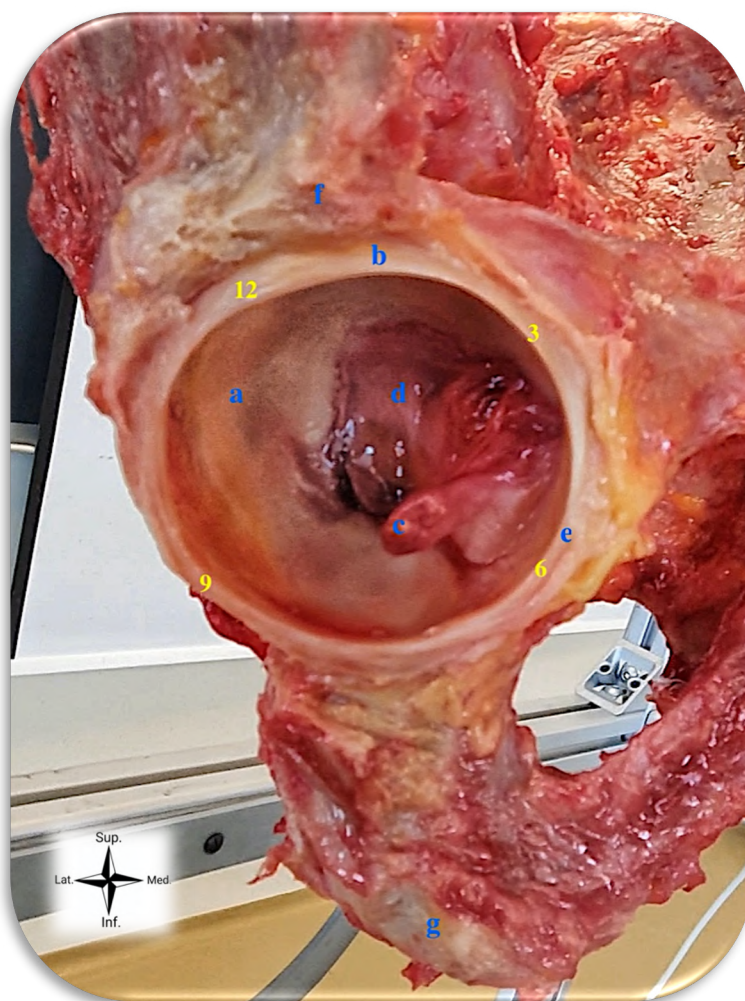
1.1.1.1.-CAVIDAD COTILOIDEA

Entre los quince y diecisiete años se completa la unión de los huesos coxales en el desarrollo embrionario dando lugar a la formación de la cavidad acetabular o cotiloidea, que presenta forma de una semiesfera y que se produce por la confluencia de los tres huesos que lo forman, el ilion (aproximadamente un 40% de la superficie acetabular en los dos quintos superiores del acetábulo), el isquion (40% en los dos quintos posteriores del acetábulo) y el pubis (20% en el quinto anteromedial). El principal centro de osificación secundario, resultado de esta fusión, se denomina cartílago trirradiado, tiene forma de “Y” y se cierra uniformemente entre los 12-16 años (3) o 15 -17 años (4). La fusión que se completa dando lugar a un solo hueso, el coxal, y en la que el cartílago es reemplazado por hueso ocurre aproximadamente a los 23 años. En la cadera del adulto a veces es posible ver la cicatriz de la fusión del cartílago trirradiado, que no debe confundirse con una lesión condral. También en un 2-3% de población presenta otros centros de osificación secundarios que pueden persistir como un osículo no fusionado a lo largo del anillo acetabular, conocidos como os acetabuli (5,6). Existen varios centros de osificación secundarios en el acetábulo: en la unión del ilion y el isquion (os acetabuli posterior), en la unión del ilion y pubis (os acetabuli anterior), y a nivel del cartílago trirradiado (os acetabuli central). No obstante, el término os acetabuli utilizado para describir cualquier osificación a lo largo del anillo acetabular es un hallazgo controvertido, diferentes autores plantean que estos osículos pueden ser el resultado

de fracturas de estrés relacionadas con pinzamiento femoroacetabular, displasia de cadera o condro-osificación del labrum en casos de pinzamiento femoroacetabular o enfermedad degenerativa (7-9).

La cavidad acetabular presenta en su interior una forma de semiluna o herradura revestida por cartílago hialino (denominada carilla semilunar), y presenta un área central desprovista de cartílago, denominada fosa acetabular. Esta se encuentra ocupada por una almohadilla grasa, cubierta por membrana sinovial y es donde se origina en el fondo de la fosa el ligamento redondo (ligamento de la cabeza del fémur), que une la cavidad acetabular con la cabeza femoral en la que se inserta. En el borde del acetábulo se ancla una estructura fibrocartilaginosa, denominada labrum acetabular o cotiloideo (rodete acetabular). El labrum está firmemente anclado al borde de la cavidad en toda su periferia excepto en el tercio inferior, en el que se encuentra unido al ligamento transverso, potente estructura fibrosa que conecta el borde acetabular en los extremos del cartílago en semiluna, siendo el espacio entre dicho ligamento transverso y el borde acetabular ocupado por la grasa de la fosa acetabular (Figura 2). El labrum acetabular será estudiado en profundidad más adelante.

Figura 2.- Cavidad Cotiloidea tras resección capsula articular y sección del ligamento redondo para poder retirar cabeza femoral. a.- Cartílago articular - forma de semiluna, b.- Labrum acetabular; c.- Ligamento redondo seccionado distalmente; d.- Fosa acetabular; e.- Ligamento transverso; f.- Inserción porción refleja m. recto anterior; g.- Tuberosidad isquiática. En amarillo los números de cómo se distribuye en zonas el labrum acetabular según las horas del reloj, asignando las 12` la zona superior y a las 3` a la zona anteromedial. Disección realizada por B. Capurro perteneciente al grupo de investigación NEOMA en Laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.



1.1.1.2.- FÉMUR PROXIMAL

El fémur proximal está compuesto por la cabeza, el cuello y la metáfisis (incluye trocánter mayor y trocánter menor), que se une a la diáfisis femoral. Es importante considerar la orientación espacial del cuello y la cabeza femoral que se proyecta hacia craneal, medial y ligeramente anterior (Figura 3).

La cabeza femoral es una eminencia redondeada con superficie lisa, que representa entre mitad y dos tercios de una esfera, alcanza un radio aproximadamente entre 20 a 25mm en el adulto. Esta se encuentra ubicada en el interior de la cavidad cotiloidea en la cual la congruencia de sus radios es el tipo de enartrosis más perfecto en el cuerpo humano (10).



Figura 3. Anatomía del fémur proximal. Preparado cadavérico. Visión anterior (a) y posterior (b). 1=cabeza femoral. 2=fóvea capitis. 3=cuello femoral. 4=trocánter mayor. 5= línea intertrocánterea. 6=trocánter menor. Preparado anatómico perteneciente al grupo de investigación NEOMA en Laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.

La cabeza del fémur esta revestida casi en su totalidad por cartílago hialino, esta capa presenta mayor grosor en la mitad superior que en la mitad inferior y también en el centro que en la periferia. Su mayor grosor se encuentra precisamente superior a la inserción del ligamento redondo alcanzando los 2,5 a 3 mm. (1). Presenta en su segmento posteroinferior

la fosita de la cabeza del fémur (fóvea capitis), que es una pequeña depresión rugosa, desprovista de cartílago, presenta pequeños orificios destinados a dar paso a vasos sanguíneos y donde se inserta el ligamento redondo y se plantea que la posición de la fóvea capitis esta relacionada con la posición en la cual el ligamento redondo esta en tensión (11) (Figura 4).

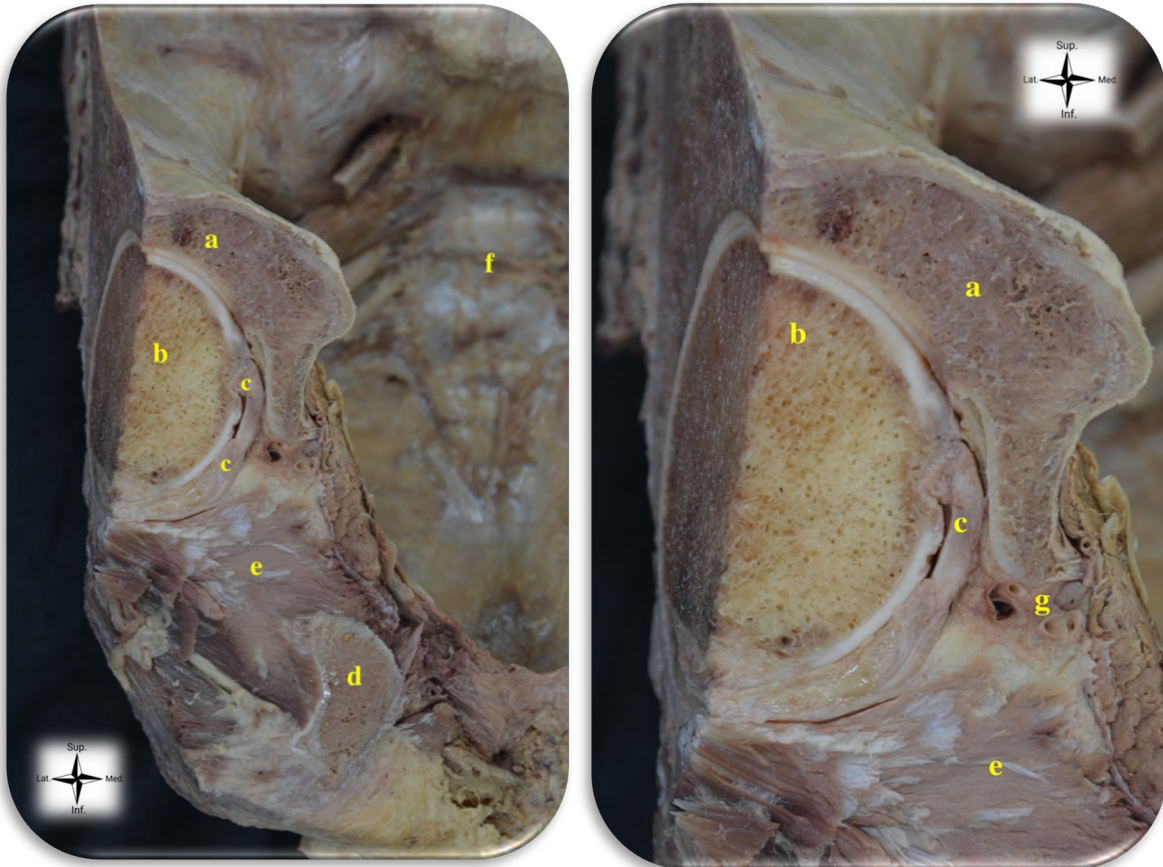


Figura 4.- Visión anteroposterior de una sección oblicua de la Pelvis a nivel de la cavidad cotiloidea y el agujero obturador. Visión panorámica (a) y enfocada en proximidad (b). a.-Techo acetabular del hueso Iliaco; b.- Cabeza femoral y su revestimiento de cartílago hialino (excepto en la fóvea capitis); c.- Ligamento redondo, inserción en fóvea capitis. d.- Rama Isquiopúbica. e.- Músculo Obturador interno; f.- Sacro. Imagen; g. Paquete vasculonervioso obturador. Preparado anatómico perteneciente al grupo de investigación NEOMA en Laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.

La **vascularización** de la cabeza femoral esta determinada principalmente por la arteria circunfleja femoral medial, que se origina en la arteria femoral profunda en el 83% de los casos o en la arteria femoral común en el 17% (12). La arteria circunfleja femoral medial tiene generalmente cinco ramas: ascendente, descendente, acetabular, superficial y profunda. La rama profunda es la principal responsable de la vascularización de la cabeza y cuello

femoral, siendo la arteria circunfleja femoral lateral la menos relevante (13). Un estudio reciente muestra la vascularización del cuello y la cabeza femoral indicando que esta rama profunda penetra la cápsula articular posterior a nivel del gémino superior y da origen a 4-5 vasos retinaculares intracapsulares (que se encuentran predominantemente entre las 10 - 12 horas de la cabeza femoral). Este estudio topográfico es importante ya que también evalúa la distancia de la superficie desde el borde del cartílago hasta el orificio vascular debajo del pliegue sinovial siendo aproximadamente 6,5 mm, y la profundidad desde el mismo borde del cartílago hasta las vías iniciales de los vasos intraóseos fue de 5,3 mm. Este conocimiento nos ayuda a prevenir las lesiones vasculares de la cabeza femoral en procedimientos de cirugía de preservación de cadera (14). En un tercio de los adultos existen vasos que penetran en la cabeza femoral a través de la fovea capitis procedentes fundamentalmente de la rama posterior de la arteria obturatriz, se plantea que su papel en la vascularización de la cabeza femoral es más importante en edades tempranas, siendo controvertido su importancia en el aporte a la edad adulta .

La relación antropométrica del fémur proximal esta determinada por cómo la cabeza mediante el cuello está unida a la diáfisis femoral. Esta relación proporciona un brazo de palanca que permite a la musculatura realizar su función y permitir la movilidad entre la extremidad inferior y el tronco (18). Especialmente la relación cervico-cefálica ha presentado mayor atención porque sus variaciones anatómicas se han correlacionado como la causa anatómica de conflictos de espacio y de procesos degenerativos (19,20). A raíz de esto se definieron los parámetros de normalidad:

Ángulo Cérvico – Cefálico o Ángulo Alfa: Es la medición de la variante de concavidad de la unión cervico-cefálica. Se definieron unos parámetros de normalidad que situaron el *offset anterior* en 8mm y el ángulo alfa en 50° (19).

Lateralización - Offset Lateral : La lateralización u *offset lateral* femoral (en literatura anglosajona) está definido por la distancia entre el centro de rotación de la cabeza y una línea que bisecta el eje mayor longitudinal diafisario a nivel del vértice del trocánter mayor (21) Influyen en este parámetro el ángulo cervico-diafisario, la antetorsión femoral y la morfología de la metáfisis femoral. Presenta un valor promedio de 41 a 44 mm (22). La medición se realiza habitualmente en una radiografía anteroposterior de cadera, con los miembros inferiores en rotación medial de 10-15°.

Ángulo cervico-diafisario (*offset* en la literatura anglosajona): está formado por el eje central del cuello femoral y su intersección con el eje de la diáfisis femoral y su método de medición radiográfica estandarizado en una visión anteroposterior ha sido descrito por Hoaglund & Low (23). También es denominado ángulo de inclinación o ángulo de Lanz. Su valor estándar es de 125°, aunque con variaciones importantes, considerándose dentro de la normalidad valores entre 110 y 140° (24). Si su valor es superior (>140°) se considera una *Coxa Valga* en la cual el trocánter mayor está más inferior y si su valor es inferior se le considera como *Coxa Vara* (<110°) determinando un trocánter mayor más alto de lo normal. (25)

Ángulo de torsión femoral o de declinación: Es propio de los humanos a consecuencia de la bipedestación (26). En una vista superior del fémur proximal, éste se encuentra angulado anteriormente con respecto del resto del fémur, característica denominada anteversión femoral. Este ángulo, denominado anteversión femoral o antetorsión, actualmente es medido por superposición de cortes de tomografía axial entre el eje del cuello femoral y la línea bicondílea femoral, obtenida a nivel de la rodilla, con valor de 8 a 15° en el adulto (26,27). Está formado por un eje del centro de la cabeza femoral a la base del cuello femoral intersectado por un eje transcondíleo (28). Su valor cambia con la edad desde 30° -50° a los 12 meses hasta su valor en la edad adulta de 8-15° con variaciones de 12° y 15°. Una anteversión aumentada conlleva a una rotación medial de la cadera equivalente a una deformidad rotacional medial. Si la anteversión está disminuida (el fémur proximal angulado posteriormente), se conoce como retroversión y condiciona a un aumento de la rotación lateral de la cadera (20) (Figura 5).

Estos distintos tipos de cadera no sólo se diferencian por la forma de la cabeza femoral, sino que son una combinación de diversos factores; así la *coxa recta*, con cabeza de apenas una mitad de esfera, presentan un cuello más corto con menores ángulos de anteversión y cervicodiafisario, dando lugar a una articulación con menor amplitud de movimientos, frente a las caderas con dos tercios de esfera, la *coxa rotunda*, asociada a cuellos más largos, anteversos y valguizados, dando pie a una articulación con mayor ángulo de movimiento (18). Dos formas correlativas de pelvis se asocian a dichas variaciones de articulación: pelvis más pequeñas y altas asociadas a la coxa rotunda y pelvis grandes, pero compactas asociadas a la coxa recta. Al fémur humano se le ha clasificado en grupos funcionales gracias a las variaciones anatómicas angulares (antropométricas)(20,24) e integrando los conocimientos con los estudios de Bouma et al. se puede definir estos grupos

como brevilíneos con coxa recta y longilíneos con coxa rotunda, que se explicarán más detalladamente en el apartado de biomecánica de la cadera (29).

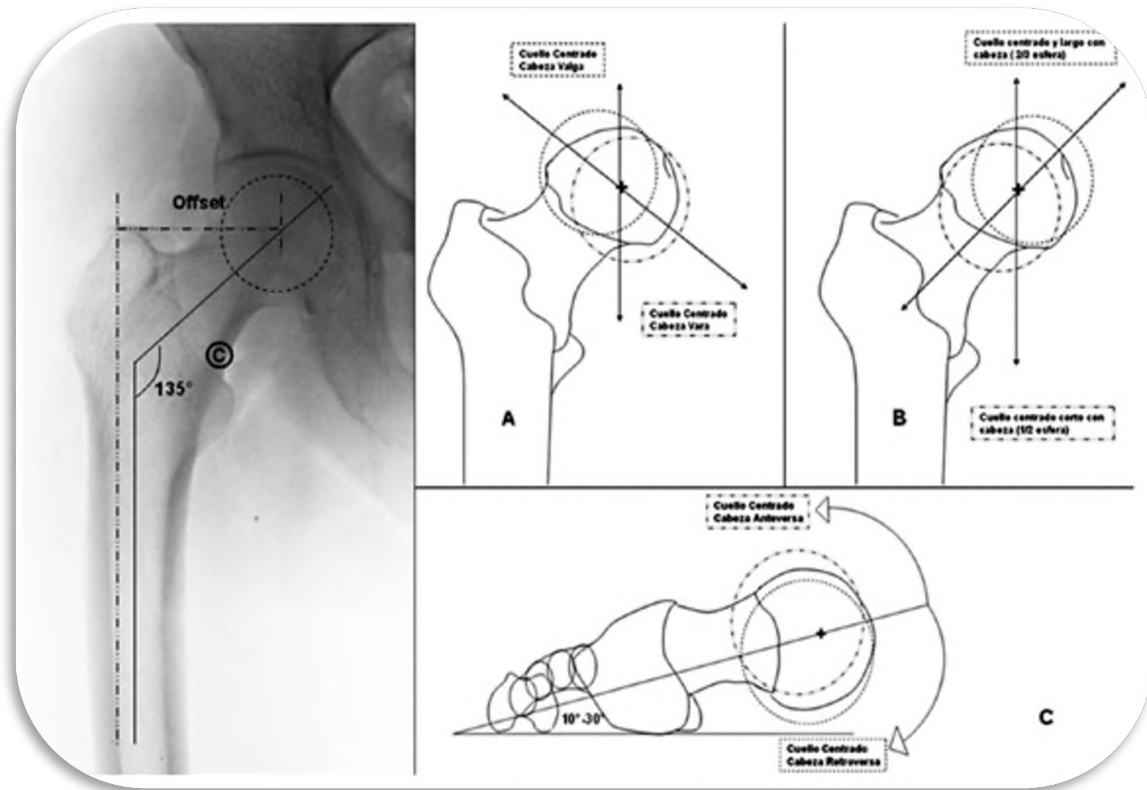


Figura 5. Variantes Anatómicas de la cabeza femoral en el fémur proximal. Imagen a la izquierda muestra una Radiografía de cadera derecha, visión anteroposterior. Líneas punteadas indican Offset femoral. Líneas continuas el ángulo cervicodifisiario = 135° . Círculo punteado delimita el núcleo de la cabeza femoral. (©) Calcar. Izquierda Recuadros A, B y C. Representación de las variantes de posición anatómica de la cabeza femoral con respecto de la extremidad proximal del fémur. Recuadro A.- Vista AP movimientos de varo y valgo. Recuadro B.- Vista AP movimientos de medialización y lateralización. Recuadro C.- Vista Superior movimientos de anteversión y retroversión. Centro de rotación de la cabeza femoral (+), ángulo de anteversión (declinación) del fémur proximal (10° - 30°). Reproducido con permiso de Álvarez S. y Velutini K. Anatomía de la cabeza femoral humana: consideraciones en ortopedia, parte I. Anatomía y relaciones antropométricas del fémur proximal. Int. J. Morphology. 2010. (20)

1.1.2.- LABRUM ACETABULAR O RODETE ACETABULAR

El labrum acetabular es la estructura anatómica más importante en esta tesis doctoral, y para analizarlo con precisión será descrito desde su estudio macroscópico; microscópico; su vascularización e inervación. Su función que es primordial para llevar a cabo la correcta cinética articular y la sobrevida en el tiempo de la articulación de la cadera será analizado en el apartado de biomecánica de la cadera.

Macroscópicamente: es una estructura descrita clásicamente de forma prismática triangular encorvado en forma de anillo; está anclado circunferencialmente al reborde óseo de la cavidad cotiloidea, adherido al cartílago articular, y se ancla inferiormente y se continúa con el ligamento transverso del acetábulo en ambos márgenes de la escotadura acetabular o isquiopubiana (30,31). Complementa la cavidad acetabular con una importante función dado que aumenta la superficie de la cavidad acetabular en un 28%, la profundidad en un 20% y el volumen en un 30%. Tan et al. determinaron que el área de la superficie del acetábulo es de 28,8 cm² y con el labrum es 36,8 cm² y que el volumen del acetábulo es de 31,5 cm³ y con el labrum fue de 41,1 cm³ (32) (Figura 2). Presenta tres caras: una cara adherente o base que se inserta en el reborde óseo cotiloideo; una cara interna articular, cóncava y lisa, que se continúa con la zona de transición donde el labrum acetabular esta en continuidad con la superficie condral articular de la cavidad cotiloidea (muy importante para la comprensión de la patología del pinzamiento femoroacetabular que analizaremos más adelante); y una cara externa o periférica, convexa, que da inserción a la cápsula articular.

Se han descrito diferentes variantes anatómicas en la unión del labrum acetabular con el reborde cotiloideo, es importante conocerlas para no confundirlas con una lesión labral (33,34). El surco labroligamentoso posterior, que se forma en la unión del labrum con el ligamento acetabular. El receso sublabral (“cleft condrolabral” en literatura anglosajona) es un surco que puede separar parcialmente el labrum del cartílago articular adyacente en la parte superior del acetábulo (35), no obstante la existencia de esta variante anatómica sigue siendo objeto de debate en la literatura (36). La altura del labrum acetabular es variable, la descripción clásica de los libros de anatomía es que mide en promedio 5 o 6 mm (1), siendo de entre 7 y 7,4 mm en la zona superior y de 4 a 6,8 mm en la zona anterior (37). Tiende a ser más grueso en su segmento posterior superior y más delgado en la zona antero inferior de la articulación (1,38), alcanzando hasta un máximo de 10-12 mm a posterior en relación al orificio isquiopubiano (1).

Microscópicamente: es una estructura fibrocartilaginosa con fibras circunferenciales de tejido conjuntivo denso, formado principalmente por colágenos tipo I y III (30). Se describen tres distintas capas en el examen con microscopía electrónica: una malla fina de fibrillas en la cara capsular, una región profunda con mayor densidad de fibrillas y la capa interior o articular con fibras altamente organizadas con orientación circunferencial, que parece ser la responsable de soportar las cargas o tensiones circunferenciales fisiológicas (39). Si bien tradicionalmente en el estudio macroscópico la sección del labrum acetabular ha sido aceptada como una forma triangular (40), actualmente se ha cuestionado esta simplificación en diversos estudios basados en resonancia magnética (41,42) y en estudios anatómicos microscópicos como el realizado por Won et al., donde se analizaron cortes radiales de 54 especímenes, planteando que la morfología del labrum acetabular es variable en cuanto a sección, anclaje y altura. Valoraron la frecuencia de cada uno de esos patrones en las distintas zonas del *acetábulo* y refieren una posible implicación de estos patrones morfológicos en la distinta función y patrón de rotura del mismo (43). Describen 4 patrones morfológicos, tres de ellos responden a un patrón triangular, siendo uno un triángulo equilátero (tipo A), el otro isósceles (tipo B) y el tercero un escaleno (tipo C). El cuarto tipo de sección responde a una sección cuadrangular, siendo de menor tamaño que los anteriores tipos (tipo D) (Figura 6).

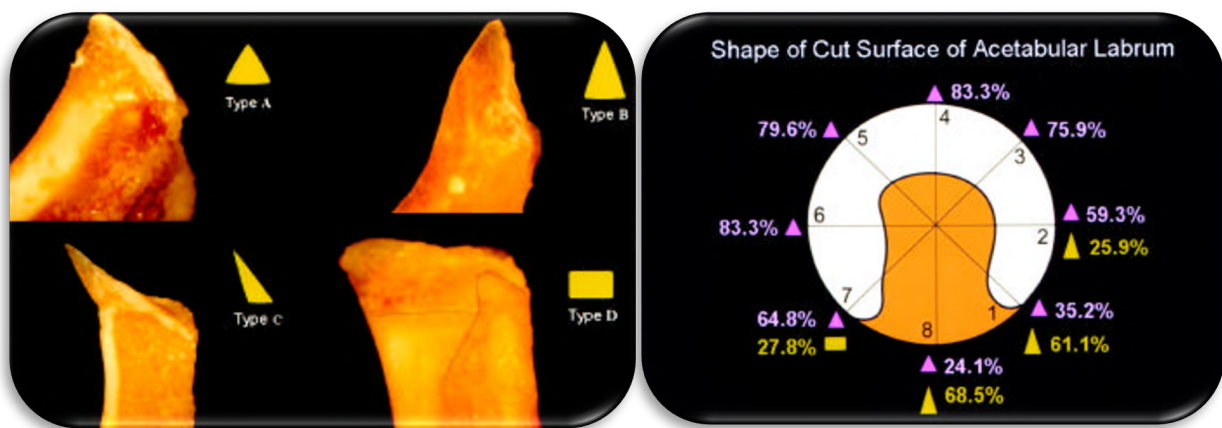


Figura 6a.- Los 4 tipos patrones morfológicos de labrum acetabular según sección. Tipo A, triángulo equilátero; tipo B, triángulo isósceles; tipo C, triángulo escaleno; y tipo D, rectangular. Figura 6b.- Distribución de los distintos tipos por zonas. Reproducido con permiso de Won YY et al. *Morphological study of the Acetabular Labrum. Yonsei Medical Journal, 2003 (43).*

Cuando analizan las formas de anclaje óseo, en función de cómo se une el labrum acetabular y la forma del reborde óseo de la cavidad cotiloidea, describen 5 diferentes tipos: Los tipos I, II y III son de forma triangular, la diferencia entre ellos es que el tipo I no tiene extensión más allá del borde óseo mientras que los tipos II y III se extienden más allá del reborde óseo. El tipo IV es de forma cuadrangular y se ancla en el interior del reborde óseo. En el tipo V el labrum acetabular se ancla al *ligamento transverso* y no tiene una verdadera unión con el hueso o el cartílago articular (Figura 7).

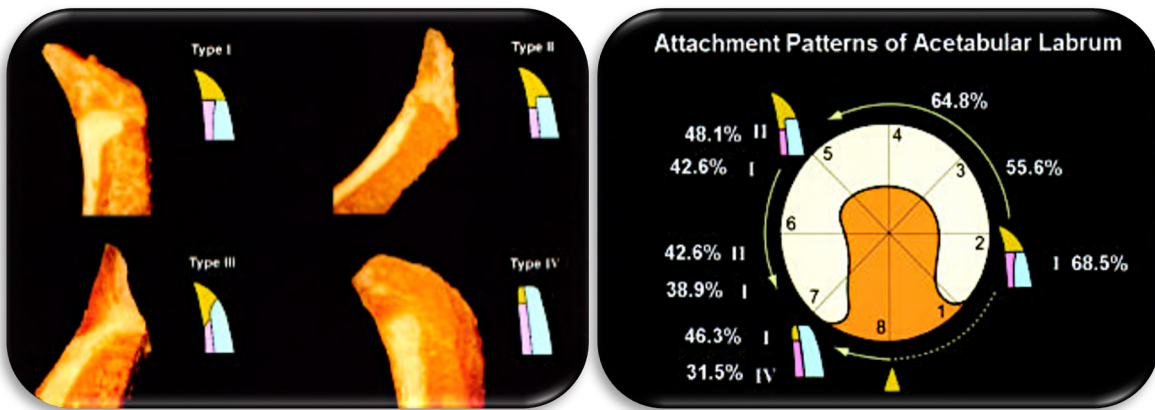


Figura 7a. Los 4 tipos de labrum acetabular según el anclaje óseo. Tipo I, triangular insertado completamente sobre el reborde óseo; tipo II, triangular insertado mayoritariamente sobre el reborde óseo, con una porción del labrum acetabular que se extiende por la cara interna de la superficie acetabular; tipo III, triangular insertado mayoritariamente sobre el reborde óseo, con una porción del labrum acetabular que se extiende por la cara interna de la superficie acetabular y otra por la cara externa; y tipo IV, rectangular insertado completamente en la cara interna de la superficie acetabular. Figura 7b.- Distribución de los distintos tipos por zonas. Reproducido con permiso de Won YY et al. *Morphological study of the Acetabular Labrum*. *Yonsei Medical Journal*, 2003 (43).

El patrón morfológico más frecuente del labrum acetabular es el tipo A. No obstante, es interesante destacar como el tipo B es el más dominante en la zona anterior y que el tipo D es muy prevalente en la zona posteroinferior. El tipo de anclaje también presenta un patrón geográfico de distribución, siendo el tipo I el más frecuente de forma global en la zona anterior, el tipo II en la zona posterior y el tipo IV en el ligamento transverso. Esta distinta morfología ayudaría a explicar la supuesta ausencia de labrum acetabular, hallazgo en resonancias magnéticas reportado con una incidencia tan alta como del 28% (44), que en realidad correspondería a un tipo D. También cabe destacar una prevalencia mayor de las roturas asociadas al tipo B, que es el tipo más alto y, por lo tanto, morfológicamente más susceptible de lesión; siendo este el tipo de sección más frecuente en la zona anterosuperior del acetábulo (37).

Vascularización: el labrum acetabular presenta una vascularización dispuesta en forma circunferencial rodeando el reborde periacetabular. Depende principalmente de ramas radiales procedentes de un anillo vascular periacetabular, que tiene su origen principalmente en las arterias glúteas superior e inferior, con una contribución menor de las arterias circunflejas femoral medial y lateral, y también por del sistema vascular intrapélvico proveniente de la arteria obturatriz (45,46) (Figuras 8 y 9).

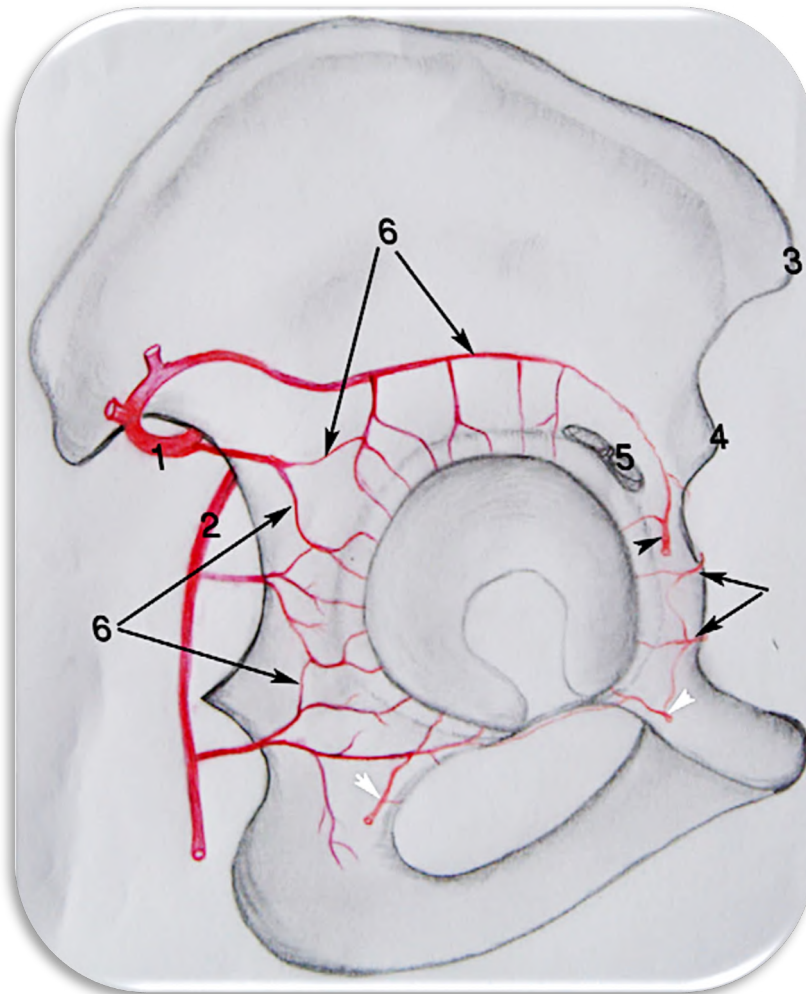


Figura 8: Esquema de la cara lateral del hueso iliaco derecho y acetábulo, que muestra el anillo vascular periacetabular y la concentración aproximada de las ramas arteriales radiales alrededor de la circunferencia del labrum. 1 = arteria glútea superior. 2 = arteria glútea inferior. 3 = espina iliaca anterosuperior. 4 = espina iliaca anteroinferior. 5 = Porción refleja m. recto femoral. 6 = anillo vascular periacetabular. Puntas de flecha blancas = contribución de la arteria circunfleja femoral medial al anillo vascular periacetabular. Punta de flecha negra = contribución de la arteria circunfleja femoral lateral al anillo vascular periacetabular. Flechas negras = contribución del sistema vascular intrapélvico al anillo vascular periacetabular. Esquema reproducido con permiso de Kalhor, M., et al., Vascular supply to the acetabular labrum. J Bone Joint Surg Am, 2010 (45).

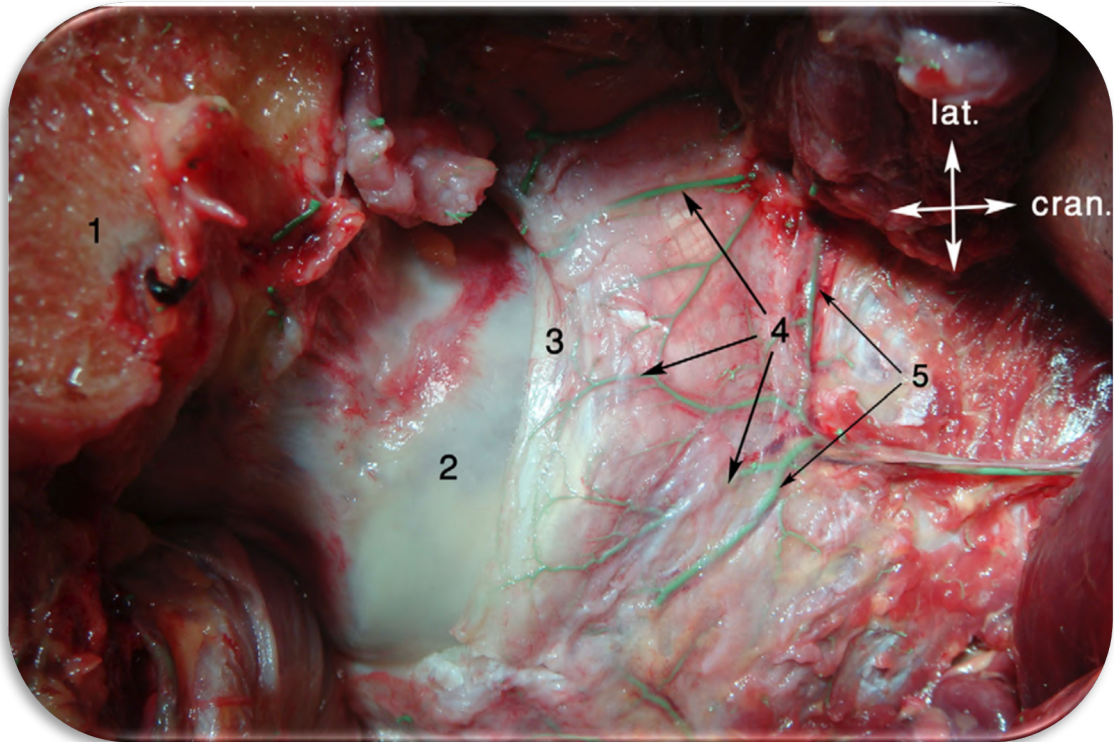


Figura 9.- Visión posterolateral de cadera izquierda, en la que se muestran las ramas vasculares radiales atravesando la cápsula. 1 = trocánter mayor. 2 = cabeza femoral. 3 = labrum. 4 = ramas radiales al hueso acetabular y labrum. 5 = anillo vascular periacetabular. Imagen reproducida con permiso de Kalhor, M., et al., *Vascular supply to the acetabular labrum*. *J Bone Joint Surg Am*, 2010 (45).

Es importante comprender la vascularización para entender las bases de la reparación en las lesiones labrales. Actualmente no existe una clara vascularización procedente del hueso subcondral adyacente al labrum acetabular (45), pero se sabe que el tercio externo del labrum está vascularizado y los dos tercios del lado articular son avasculares (37) (Figura 10). Debido a que la zona más frecuente de lesión tipo desgarro labral ocurre por la cara interna donde existe la unión condrolabral y generalmente la unión en la cara capsular suele estar íntegra y puede ser desanclada del reborde óseo cotiloideo, lo que permite reseca el exceso de pared anterior (presente en los pinzamientos femoroacetabulares tipo pincer que analizaremos posteriormente) para preparar el lecho óseo sangrante para el reanclaje del labrum acetabular. Es por esta razón, que se propone que la correcta preparación del lecho óseo subcondral permite garantizar la revascularización del labrum acetabular desde el mismo y que exista revascularización en los casos de reconstrucción labral (47,48).

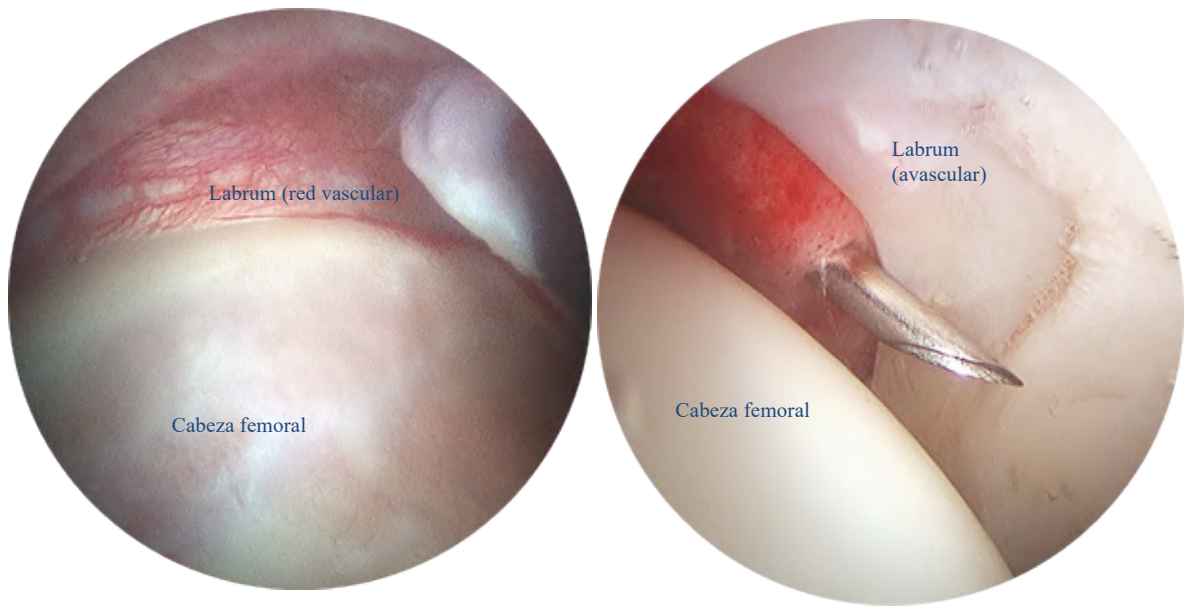


Figura 10.- Labrum acetabular visión artroscópica desde el lado capsular, con densa red vascular. La figura 10b muestra el labrum acetabular visto desde el lado articular, avascular. Cadera izquierda, visión desde el portal anterolateral sin tracción (10a) y con tracción (10b). Reproducido con permiso de Tey M. Estudio de la función del rodete acetabular en la biomecánica de la cadera: Univ. Auton. Barcelona. 2015;Tesis Doctoral.(37)

Inervación: depende del nervio obturador y de una rama del nervio del cuadrado femoral. La capa capsular es la que reúne la mayor proporción de fibras neurovasculares (49,50). Un estudio realizado con microscopía electrónica por Kim et al. en 23 cadáveres frescos congelados en Japón demostró que existen múltiples tipos de terminales nerviosos en el labrum acetabular, destacando fibras nerviosas nociceptivas que explican por qué un desgarro labral puede ser doloroso, y además la presencia de mecanorreceptores responsables de la propiocepción y terminales libres con receptores de temperatura que pueden tener función reguladora (51).

1.1.3.- COMPLEJO CAPSULO-LIGAMENTOSO

La cápsula articular de la cadera es la más potente de todo el organismo, define los arcos de movimiento de la cadera y presenta una gran importancia funcional. Antiguamente era una estructura frecuentemente menospreciada desde el punto de vista quirúrgico, que incluso era reseca en algunas técnicas descritas y que no estaba clara su repercusión a largo plazo (52). Actualmente existen estudios biomecánicos que destacan su importancia en la inestabilidad de la cadera, donde su disfunción altera la cinética articular y presenta asociación con patología articular (53,54).

Macroscópicamente se inserta proximalmente en el reborde óseo acetabular y en la zona proximal de la cara externa del labrum acetabular. El receso capsular o perilabral es una franja estrecha que sigue el borde libre que no presenta inserción capsular en la cara capsular del labrum acetabular, está tapizado por membrana sinovial y es más prominente en la parte superior. A nivel de la escotadura acetabular la cápsula se inserta en la cara externa del ligamento transverso. La inserción distal o femoral ocurre a nivel del cuello femoral de forma circular, en la zona superior se inserta anteromedial a la base del trocánter mayor, continuando en la zona anterior en la línea intertrocánterea hasta el margen inferior próximo al trocánter menor (Figura 11). La cápsula posterior se inserta medial a la cresta intertrocánterea, es más fina y laxa, y en el plano posterior el tercio externo del cuello femoral queda extraarticular, mientras en el plano anterior el cuello es intraarticular (1).

Los ligamentos capsulares o haces de refuerzo son engrosamientos de la capsula que constituyen 3 ligamentos (Figura 12):

i.-Ligamento iliofemoral o ligamento en “Y” de Bigelow, refuerza la cara anterior de la cápsula articular. Se origina proximalmente en la parte inferior de la espina iliaca anteroinferior y porción iliaca del margen acetabular, viéndose reforzado superiormente por fibras recurrentes del origen del músculo recto femoral (tendón directo). Se extiende aumentando su grosor distalmente hasta su inserción a lo largo de la línea intertrocánterea. Presenta una forma de “Y invertida” con un haz superior (que presenta orientación más horizontal, se inserta distalmente en la parte superior de la línea intertrocánterea y base del trocánter mayor), y un haz inferior (que desciende de forma vertical hasta su inserción en la línea intertrocánterea hasta la depresión que lo separa del trocánter menor). Este ligamento es uno de los principales restrictores de la extensión de la cadera y el haz superior controla la rotación interna en extensión y la rotación externa en flexión (55,56).

ii.-Ligamento pubofemoral, refuerza la porción inferomedial de la capsula articular. Se origina en la zona anterior de la eminencia iliopectínea, cresta pectínea, rama horizontal y cuerpo del pubis. En la zona más proximal es extracapsular, cursa inferior al acetábulo y pasa a formar parte en la capa superficial de la cápsula, cruzando perpendicular a las fibras de la zona orbicular. La inserción distal es conjunta con el haz inferior de ligamento iliofemoral. Este ligamento presenta por función estabilizar en el movimiento de abducción de la cadera y con la cadera en extensión controla la rotación externa conjuntamente al ligamento iliofemoral (55,56).

iii.-Ligamento isquiofemoral, refuerza la cara posterior de la cápsula articular. Presenta inserción proximal en el reborde cotiloideo en la porción isquiática. Se divide en una banda superior y una inferior. La superior transcurre de forma oblicua cruzando superior al cuello femoral y se inserta distalmente en la cara interna del trocánter mayor. La banda inferior o ligamento isquiocapsular transcurre hacia inferior y se inserta en la porción posteroinferior de la zona orbicular. Su funcionalidad es limitar la rotación interna de la cadera (55,56).



Figura 11.- Visión anterior de la cápsula articular. a.-Cápsula articular anterior; b.- Inserción en la línea intertrocánterica; c.-Tendón del músculo Recto Anterior femoral; d.- Músculo Glúteo medio; e.- Músculo Vasto lateral; f.- Tracto Iliotibial (Fascia lata); g.-Tejido celular subcutáneo. Preparado anatómico perteneciente al grupo de investigación NEOMA en Laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.

Microscópicamente esta constituida por 2 clases de fibras:

- Fibras longitudinales: se localizan principalmente en la capsula anterior, son superficiales y discurren paralelamente al cuello femoral mezclándose con los ligamentos articulares. (Figura 12a)

- Fibras circulares: se localizan principalmente en la zona posterior e inferior de la capsula, son profundas y discurren en dirección perpendicular al eje del cuello femoral. Se subdividen en dos clases según si se insertan en el reborde óseo periacetabular o si carecen

de inserción ósea. La zona orbicular o ligamento anular esta formado principalmente por fibras circulares sin inserción ósea que forman un haz anular grueso que se identifica fundamentalmente en la porción superior, posterior e inferior de la cápsula y representa la parte más estrecha de la cavidad articular. La zona orbicular contribuye a la estabilización de la articulación de la cadera frente a los movimientos de distracción, actuando como un anillo de bloqueo alrededor del cuello femoral (57) y constituye el borde libre distal de la porción posterior de la cápsula articular, siendo una importante referencia anatómica en la cirugía artroscópica de cadera.

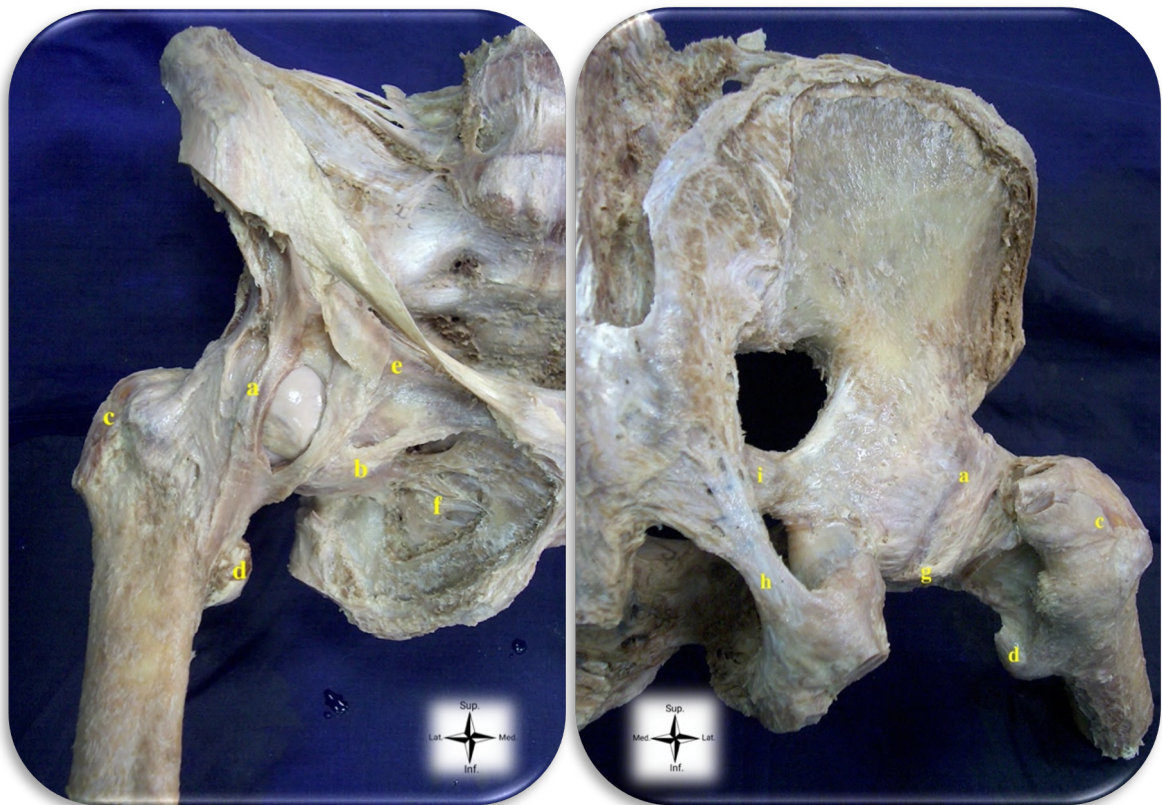


Figura 12. Cadera derecha de pelvis. 12a.-Visión anterior de la cápsula articular donde se observa la disposición de las fibras longitudinales y su estrecha relación con los ligamentos de refuerzo capsular. a.- Ligamento iliofemoral; b.- Ligamento pubofemoral; c.-Trocánter mayor; d.- Trocánter menor; e.- Cresta iliopectínea; f.- Membrana obturatriz. 12b.- Visión posterosuperior de la capsula articular. a.- Ligamento iliofemoral y su inserción en la cresta intertrocánterica y la zona orbicularis; g.- ligamento isquiofemoral, h.- Ligamento sacrotuberoso. i.- Ligamento sacroespinoso. Preparado anatómico de cadáver fresco congelado perteneciente al grupo de investigación NEOMA en laboratorio de Anatomía - Universidad de Girona.

El ligamento redondo o de la cabeza del fémur, presenta una ubicación intracapsular e intraarticular (Figura 4). Su origen es desde el ligamento acetabular transverso junto con el margen inferior acetabular, presenta dos fascículos y se inserta en la fóvea capitis. En su origen acetabular es plano y en forma de pirámide para después cambiar su aspecto ovoide en su inserción en la cabeza femoral. Su longitud oscila entre 30 y 35 mm y está compuesto de colágeno tipo I, III y IV (58). Su circulación sanguínea proviene de una rama anterior de la arteria obturatriz (59) y se plantea que durante el desarrollo de la cadera tiene un rol en la vascularización por la arteria central de la cabeza (15–17). Actualmente presenta un controvertido papel en la estabilidad de la articulación y que ha ido adquiriendo mayor relevancia en el último tiempo. Estudios refieren que está ausente en aproximadamente en un 30% de la población y pareciera no presentar una repercusión funcional; además es resecado quirúrgicamente en algunos procedimientos sin presentar evidencia de limitación funcional en la recuperación deportiva (60). Dentro de las funciones que se le atribuye es tener un posible papel en la limitación de los movimientos rotacionales, actualmente es considerado estabilizador en la aducción, flexión y rotación externa de la cadera y se plantea que esto es especialmente importante en caderas con insuficiente cobertura ósea como ocurre en la displasia de cadera(16), así como en pacientes que practican deportes que involucran rotaciones, pivoteo, hiperabducciones e hiperrotaciones externas (como el ballet, el karate, el tenis, etc.). En la revisión bibliográfica realizada por Porthos-Salas et al. refieren que el entendimiento de la función y biomecánica del ligamento redondo es complejo y que con la evidencia actual la función real del ligamento redondo es discutible (58).

1.2.- BIOMECÁNICA DE LA CADERA

Los principios biomecánicos implicados en función de la cadera humana requieren la comprensión de la anatomía y de la sincronía funcional que ocurre entre la morfología de la pelvis y el fémur proximal, junto a la estabilidad determinada por los ligamentos, el movimiento de la musculatura pelvitrocantérica y otras estructuras del tronco (raquis lumbar) y de la extremidad inferior que contribuyen al equilibrio de fuerzas permitiendo un movimiento controlado en la articulación de la coxofemoral (29). Con el propósito de simplificación, sin embargo, la anatomía del tronco y miembro inferior no se han abordado específicamente en esta tesis, dando énfasis a las estructuras estrechamente relacionadas con el labrum acetabular.

La cadera es una articulación sinovial de tipo esferoideo o enartrosis. Esta enartrosis es una articulación multiaxial que presenta el mayor grado de libertad de movimiento con un número ilimitado de ejes y por ello son capaces de movimientos universales, resumidos en tres ejes principales (1). El eje transversal en el que ocurre la flexión y extensión, el eje anteroposterior en el que se produce la abducción y aducción y el eje cefalocaudal (vertical) en el que realiza la rotación interna (medial), rotación externa (lateral) y la circunducción, que combina movimientos en los tres ejes. El rango de movimiento articular esta definido inicialmente por las estructuras anatómicas óseas y ligamentosas que participan, la cavidad cotiloidea con el labrum acetabular, la cabeza y cuello femoral, y también por el complejo cápsulo-ligamentoso que limita la excursión articular (61). Estos son los elementos que definirán el rango de movimiento y el impacto entre labrum acetabular y el cuello femoral, en otras palabras, los topes físicos de ese movimiento.

La posición relativa de la cadera viene determinada por su arquitectura que incluye:

- **Morfología articular:** definida por la profundidad de la cavidad cotiloidea y la relación de los radios del cuello y cabeza femoral.
- **Disposición espacial:** definida por la versión e inclinación de la cavidad cotiloidea junto al ángulo cervicodiafisario y la torsión femoral.
- **Complejo cápsulo-ligamentoso:** definido por los ligamentos intrínsecos que son engrosamientos longitudinales de la capsula fibrosa, el *ligamento iliofemoral*, que previene la hiperextensión de la cadera, el *ligamento pubofemoral*, que limita la abducción y en menor grado la rotación externa de la cadera, y el *ligamento isquiofemoral*, que limita la aducción, rotación interna y menor grado la extensión.

Los rangos de movilidad en el plano sagital en una cadera normal son 120-125° de flexión (125° activa y logrando hasta 145° en flexión pasiva) y 10-15° de extensión (62). La flexo-extensión de cadera está limitada por la posición de la rodilla, sobre todo cuando esta está extendida, la flexión de la cadera se limita por el aumento de tensión de los isquiotibiales no superando los 90° de flexión y en la extensión por la disminución de tensión de este grupo muscular alcanzando 20° (61). La extensión está limitada por los músculos flexores de cadera, la cápsula anterior con el ligamento iliofemoral. Cuando la cadera está flexionada la rotación externa puede ser de 0 a 90° y la rotación interna de 0 a 70°, estos movimientos están limitados por los ligamentos pubo e iliofemoral y disminuyen con la cadera en extensión por la tensión de las partes blandas (63). El movimiento combinado entre la pelvis y la cadera contribuye al rango de flexo-extensión, por ejemplo, cuando se realizan actividades en carga la rotación de la pelvis contribuye aproximadamente al 18% de la flexión de la cadera. El movimiento de abducción, en el cual la extremidad inferior se aleja de la línea media, y en la aducción, en el cual la extremidad inferior se aproxima o cruza la línea media corporal, presenta una amplitud máxima de 45° y 30° respectivamente. Existen varios movimientos combinados entre estos ejes y la sumatoria de todos ellos logra el movimiento de circunducción característico de las enartrosis; se trata de una combinación simultánea de movimientos elementales efectuados alrededor de tres ejes, cuando este movimiento alcanza su máxima amplitud, el eje de la extremidad inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice resulta ser el centro de la articulación coxofemoral: es el cono de circunducción.



Figura 13.- Cono de circunducción de la articulación coxofemoral. Tomado de Kapandji IA. La cadera. En: Kapandji IA, editor. Cuadernos de fisiología articular. 3a ed. Barcelona: Masson; 1984. p. 9-71 (64).

En cuanto a la disposición espacial es importante analizar los tipos antropométricos funcionales mencionados en la sección de anatomía del fémur proximal, que son dos tipos:

- ***Brevilíneos con Coxa Recta:*** Son aquellos mejor adaptados para la carga, presentan una cabeza femoral que es $\frac{1}{2}$ esfera, denominada *Coxa Recta* (Anesférica), un cuello más ancho con menores ángulos de anteversión (10°) y menores ángulos cervico-diafisarios (115°). Este tipo de morfología permite lograr una articulación más potente a costa de perder esfericidad, más frecuente en corredores y saltadores, lo que repercute en menor capacidad para movimientos tangenciales (abducción o rotaciones) y presentan el cuello femoral más ancho para soportar el alto impacto de la carrera o el salto (29).

- ***Longilíneos con Coxa Rotunda:*** Son aquellos mejor adaptados para la carrera, presentan una cabeza femoral $\frac{2}{3}$ de una esfera, denominada *Coxa Rotunda* (esférica), un cuello más delgado con mayores ángulos de anteversión (20°) y mayor ángulo cervico-diafisarios (125°). Esta morfología les permite mayores rangos de movimientos en abducción y rotaciones dando lugar a caderas de agilidad (65) y el cuello más delgado les permite máxima libertad de movimiento (29). Estas son las caderas de nadadores y escaladores.

Ambos tipos de morfologías se encuentran en los seres humanos con variantes entre los distintos géneros. En el varón se encuentra un 20% de *coxa recta* frente a un 5% en la mujer (66). Es importante considerar estas distintas morfologías femorales para el apartado de biomecánica del síndrome de pinzamiento femoroacetabular, debido a que la *coxa recta* se asocia con la morfología descrita como “en culata de pistola” o tipo leva (“*cam type*” en terminología anglosajona), que predispone a una alteración que conduce a un pinzamiento del reborde acetabular, causante de daño condrolabral y posterior desarrollo de coxartrosis (67).

1.2.1.- EVIDENCIA BIOMECÁNICA DE LA FUNCIÓN CONDRAL

La cadera al ser una articulación sinovial presenta cartílago de tipo hialino, se encuentra ubicado en el interior de la cavidad acetabular en forma de semiluna y en la cabeza femoral. La forma y tamaño del cartílago en semiluna en forma de U invertida es importante para asegurar una óptima absorción de cargas desde la cabeza femoral. Esta labor de absorción de cargas es favorecida por la ausencia de cartílago y la grasa en la zona central de la fosa acetabular (grasa pulvinar), ya que permite la deformidad relativa (68).

Macroscópicamente el cartílago hialino es un tejido liso, brillante, adherido al hueso subcondral. Presenta importantes características biomecánicas, a pesar de tener pocos milímetros de grosor, tiene una sorprendente resistencia a la compresión, resiliencia (propiedad de un material elástico que permite absorber y almacenar la energía de deformación) y una excepcional capacidad para distribuir cargas, logrando de esta forma minimizar las tensiones punta en el hueso subcondral. En condiciones normales, presenta un bajo coeficiente de fricción y una durabilidad muy prolongada, que permite mantener la función articular a lo largo de décadas en la mayoría de la población donde no ha ocurrido una lesión o alteración en su función. Para comprender estas características es necesario analizar la composición microscópica, en la cual el 1% de su composición está determinada por células altamente especializadas llamadas condrocitos, que son las encargadas de formar, mantener la compleja matriz extracelular y organizar al equilibrio de relaciones que le permite desarrollar sus funciones adecuadamente. No tiene vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas o vasos linfáticos (37). Las propiedades de rigidez y resiliencia del cartílago vienen determinadas por la interacción entre la matriz y el líquido extracelulares. La matriz extracelular es un almacén macromolecular formado por colágeno tipo 2, con una disposición regular y organizada, estabilizado por los proteoglicanos, glicoproteínas y proteínas no colagénicas que mantienen la unión entre los condrocitos y la matriz. El líquido extracelular está formado principalmente por agua (80% del peso del cartílago), con proteínas de pequeño tamaño y una alta concentración de cationes que tienen por función compensar la carga negativa de los proteoglicanos (63).

Desde el punto de vista biomecánico, el cartílago articular presenta un comportamiento visco elástico en función de la variable tiempo, y es sometido a diversas cargas estáticas y dinámicas. Hunt et al. han realizado una reciente revisión de la literatura que indica que hasta diciembre del 2019 un 69% de la literatura dirigida a entender la biomecánica del cartílago articular y su progresión a osteoartritis ha sido realizada en rodilla y sólo un 14% en relación con la cadera (69). Particularmente, en esta articulación es un desafío poder medir y definir este comportamiento visco elástico, precisamente medir la presión a la cual es sometido y trabaja el cartílago de la cadera, por la profundidad en la cual se encuentra ubicado entre los tejidos blandos, musculatura pelvitrocánterica, complejo capsulo ligamentoso, y a la disposición morfológica que adopta entre la cavidad cotiloidea y la cabeza femoral. Para poder explicar e iniciar la comprensión de cómo medir la presión a la que es sometida el cartílago de la cadera, Brinckmann et al. han descrito una estimación muy básica, para determinar la presión articular (**P**) y que se puede realizar dividiendo la

fuerza de reacción articular (**F**) por el área sobre la que se distribuye esta fuerza en la cabeza femoral (**A**):

$$P = F / A$$

siendo **A** el “área proyectada” de la articulación (70,71). Esta simplificación excesiva, no considera la curvatura de la articulación, y para su cálculo asumen que con una masa de 60 kg, una cabeza femoral de 5 cm y una fuerza de reacción articular de 1500 N, obtienen una presión articular para este caso de 75 N/cm² (71). No obstante, es importante considerar que la superficie de apoyo real femoral no es una esfera perfecta y que la distribución real de la presión a través del cartílago no es uniforme, esto debido a que la cavidad cotiloidea presenta una apertura hacia lateral y no es un hemisferio uniforme. En otras palabras, si fuese un hemisferio uniforme, la presión máxima en la articulación ocurriría en un punto colineal con la fuerza de reacción conjunta y a partir de este punto, la presión disminuiría en función que se fuera acercando a la periferia del hemisferio y en el borde del encaje semiesférico llegaría a cero, siendo esto así si se asume que no existe fricción entre las superficies, suposición que se podría considerar razonable dado a que el coeficiente de fricción del cartílago articular es extremadamente pequeño. De este modo, en la cadera que es una articulación esférica incompleta de apertura lateral, para poder mantener el equilibrio, el cartílago recibe una mayor cantidad de presión cerca del borde descubierto y con presiones en el lado más restringido inferior cercanas a cero (62,71). Posteriormente han descrito con mayor detalle esta distribución aplicando un coseno logrando calcular la magnitud de la distribución de la presión en hemisferios de diferentes coberturas, lo que explicaría por ejemplo, que una displasia de cadera con mayor insuficiencia de cobertura presentara mayor riesgo de desarrollar artrosis que una cadera normal, debido a que presentaría una alteración en la distribución de las cargas, siendo sometida a presiones más altas en los puntos superiores del hemisferio (70,72). El mismo autor posteriormente añade puntos débiles en su modelo experimental, que son determinados porque al realizar la carga con la cabeza femoral sólo utilizo un vector de carga y no se le permitió el libre movimiento, además del hecho del desajuste que existe entre la rigidez del material del transductor, el cartílago y el hueso subcondral, lo que podría afectar las medidas (71).

Múltiples estudios han intentado medir esta presión de forma directa, destacando inicialmente en la década de 1970-1980 los estudios realizados con sensores piezoeléctricos que eran posicionados en la cavidad cotiloidea, pero estos presentaban un limitado número de transductores, razón por la cuál no lograron obtener datos concluyentes de la presión en toda la superficie articular (73–75). Paralelamente Ruschfelt et al. realizaron un estudio en el

cual median la presión intraarticular con una sonda de ultrasonido en una endoprótesis instrumentada, logrando medir las presiones en el reborde condral cuando la cadera era sometida a carga, pero debido a sutiles diferencias en el encaje entre el diámetro de la sonda y la prótesis, no pudieron realizar generalizaciones con respecto a las medidas en la articulación natural (76). Otro estudio utilizó transductores posicionados en cabezas femorales, pero encontraron con este método una distribución aleatoria del punto de presión máximo (77).

Por otro lado, es importante destacar que la matriz extracelular, en especial la matriz interterritorial, presenta una gran capacidad de adaptación a las cargas, y está estrechamente relacionada con el factor duración de tiempo y el nivel de carga al cual es sometido el cartílago. Se ha calculado que las articulaciones de carga del miembro inferior alcanzan picos de tensión de hasta 20 MPa en actividades como subir escaleras, pero estos picos se producen por periodos de tiempo cortos, inferiores a 1 segundo, produciendo deformidades del 1-3%. Por el contrario, si se mantiene durante 30 minutos una presión inferior de 3,5 MPa éstas pueden alcanzar una deformidad de hasta el 45%, como sucede en el caso de la presión estática fisiológica de la rodilla (78). La carga articular tiene un importante rol en la regulación de la matriz extracelular actuando junto a estímulos biológicos sobre los condrocitos y su microentorno. Por ejemplo, si la carga es cíclica produce una remodelación de dicha matriz con recuperación de sus capacidades mecánicas; y por el contrario la ausencia de estímulo, como puede ser la inmovilización, produce una disminución en la producción de síntesis de la matriz por parte de los condrocitos, lo que produce un reblandecimiento secundario del tejido condral. Hunt et al. refiere que las áreas de cartílago expuestas a tasas más altas de carga pueden tener un mayor riesgo de daño y una capacidad reducida para distribuir las cargas de manera efectiva durante el movimiento (69). Es por esto, que por un lado el impacto intenso y agudo o un impacto crónico sometido a una continua carga excesiva puede llegar a producir la degradación del cartílago articular.

Otra causa que contribuye a la degeneración condral es la edad, debido a que progresivamente la función de los condrocitos puede irse deteriorando, decreciendo su capacidad para sintetizar proteoglicanos, su respuesta a estímulos anabólicos y su capacidad proliferativa, disminuyendo así la capacidad de mantener y restaurar la matriz extracelular, produciendo como consecuencia un aumento en el riesgo de padecer un proceso degenerativo artrósico a partir de los 40 años (79).

1.2.2.- EVIDENCIA BIOMECÁNICA DE LA FUNCION LABRAL

Las funciones principales que aporta el labrum acetabular en la biomecánica de la cadera son:

a.- Área de contacto. El labrum acetabular aumenta la superficie de la cavidad cotiloidea en un 28%, la profundidad en un 20% y el volumen en un 30% (32). Al aumentar la profundidad pasa a representar un poco más de 2/3 de una esfera, siendo importante al aumentar la congruencia y la estabilidad articular. El aumento del área reduce la presión de contacto y el estrés del cartílago articular (80).

b.- Estabilidad de la cadera. El efecto de succión creado por el labrum acetabular es crucial para mantener la estabilidad entre la cavidad cotiloidea y la cabeza femoral (81–83). El labrum acetabular tiene un importante rol estabilizando las fuerzas de distracción mediante el efecto de vacío intraarticular. Nepple et al. en un estudio en cadáver donde simulan una lesión condrolabral, demuestra que en la lesión parcial o completa disminuye en un 70% las fuerzas requeridas para distraer la cadera, y que al reparar la lesión se reestablece la estabilidad de forma cercana a la normalidad con labrum intacto. Además en este estudio se plantea que el labrum es el primer estabilizador ante pequeños desplazamientos (2mm) por distracción de la cabeza femoral y que la cápsula es el estabilizador ante mayores desplazamientos (>6mm) (82).

El labrum acetabular también presenta una importante labor en la resistencia a la rotación y traslación cuando es sometido a cargas externas de compresión y torsión. Myers et al. en un modelo cadavérico demuestran que simulando una lesión labral circunferencial aumenta la rotación externa y la traslación anterior al aplicar una fuerza externa y que al reparar la lesión reestablecen la resistencia a la rotación al estado intacto (84). Por último, el labrum acetabular presenta un rol secundario en la estabilidad en posiciones de flexo/extensión en comparación rol primario que realiza la capsula articular en estos movimientos (83).

c.- Consolidación del cartílago. El labrum acetabular tiene la importante función de ser el garante del sellado entre la cavidad cotiloidea y la cabeza femoral. Esto lo realiza debido a que permite que se forme una capa presurizada con un flujo de líquido intraarticular, que funciona al vacío o a presión negativa, que optimiza la distribución y es esencial para soportar las cargas compresivas, reduciendo así el estrés del cartílago y la tensión a la que es sometido el cartílago y permitiendo su consolidación (68,85,86). Ferguson et al. utilizando un modelo cadavérico demostró que un labrum intacto presenta una estructura con fibras circunferenciales que le permiten soportar tensiones de más de 100MPa., y que tras la carga

articular se produce una deformidad inicial donde el labrum acetabular permite distribuir las fuerzas de contacto logrando que las dos superficies condrales que entran en contacto permanezcan separadas por varios minutos por esa fina capa de fluido contribuyendo a la estabilidad articular (68). El mismo fenómeno se demostró mediante el análisis de elementos finitos, que también demostró que una tasa de consolidación más rápida coincidía con mayores tensiones de contacto sólido entre las capas de cartílago y mayores tensiones de cizallamiento debajo de la superficie articular (85). El aumento de la fricción y fuerzas de contacto prolongadas durante el movimiento articular pueden producir desgaste condral (87–89). Además, el aumento de las fuerzas de cizallamiento causadas por una deformación tisular elevada son causas de daño al colágeno (90,91) y pueden contribuir potencialmente a la falla por fatiga y daño de la matriz de cartílago sólida (92,93), lo que podría explicar la fibrilación y delaminación que se observan en las articulaciones de la cadera con lesión labral (94).

1.3.- PINZAMIENTO FEMORO ACETABULAR

La historia de esta patología denominada pinzamiento (o choque) femoroacetabular (PFA) o “femoroacetabular impingement” en la literatura anglosajona, es interesante de mencionar. Inicialmente descrita como “malum coxae senilis” en el año 1936 por Smith-Petersen, quién describió que existían un grupo de patologías que se producían por un mecanismo de impacto entre el cuello femoral y el reborde acetabular produciendo un importante dolor y alteración funcional de la cadera (95). Durante las siguientes décadas diferentes autores fueron aportando pequeñas contribuciones a la comprensión de esta patología, con el problema de ser estudios retrospectivos que no permitían determinar una clara relación causa - efecto. Murray et al. en 1965 describieron la “tilt deformity” que es la probable relación entre el desarrollo de artrosis precoz en pacientes con angulación en varo de la cabeza femoral con respecto al cuello femoral (96). Stulberg et al. en 1975 establecen que la existencia de una giba lateral en el cuello femoral, denominada “pistol – grip deformity” (por su aspecto de mango de pistola), era un posible factor de riesgo de desarrollar coxartrosis precoz (97). Pero no fue hasta el periodo comprendido entre finales del año 1999 y el 2003 que el grupo liderado por el Dr. Reinhold Ganz de la Universidad de Berna, logro comprender en profundidad y describir el mecanismo del daño articular producido en esta patología, asentado de esta forma las bases del conocimiento actual y definiendo entonces que el PFA es un problema mecánico funcional provocado por una anomalía femoral y/o acetabular que genera un conflicto de espacio en la articulación coxofemoral (67,98,99) . Este conflicto puede ocurrir en pacientes con alteraciones estructurales por variaciones morfológicas que impiden un funcionamiento normal y que provocan un contacto anormal prematuro, o en pacientes con morfología normal que exponen la cadera a un sobreuso anormal por exceder los rangos articulares normales (como ocurre en algunas disciplinas deportivas cómo las artes marciales, danza, gimnasia olímpica, etc.) produciendo daño estructural.

1.3.1.- CLASIFICACIÓN DEL PINZAMIENTO FEMOROACETABULAR

Se han descrito diferentes causas de pinzamiento de la cadera, actualmente agrupadas en 2 grandes grupos que son las intraarticulares (determinadas por alteraciones intracapsulares) y extraarticulares (determinadas por alteraciones extracapsulares que por

ejemplo podrían ser alteraciones de la espina iliaca anteroinferior); en esta tesis nos centraremos en las causas intraarticulares. Los tipos de PFA son 3: (Figura 14)

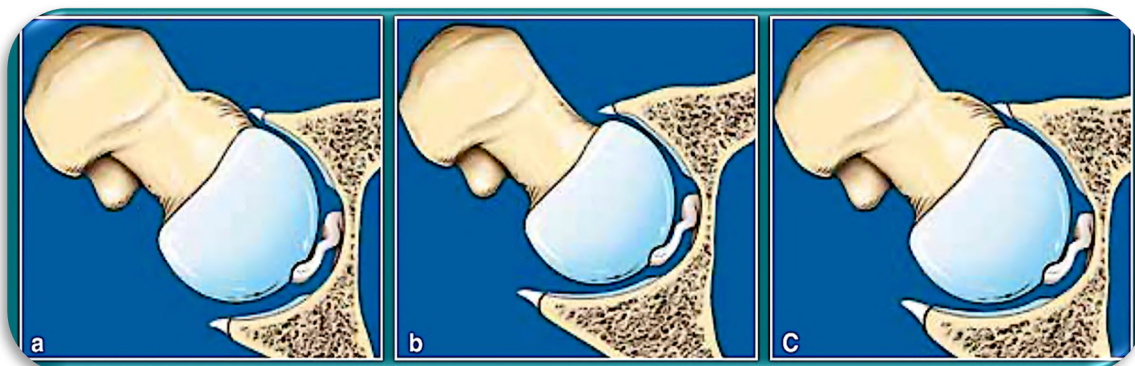


Figura 14. Esquema de tipos de pinzamiento femoroacetabular. (a) Pinzamiento tipo "cam", con deformidad focal de la transición cabeza-cuello femoral. (b) Pinzamiento tipo "pincer", secundario a sobrecobertura acetabular. (c) Pinzamiento mixto, combinación de los dos tipos anteriores. Tomado de Canga A. Tesis doctoral: Ligamento redondo de la cadera: estudio anatómico, radiológico, funcional y molecular. Univ. de Cantabria. 2015. Pg. 53 (100)

a.- Tipo "Cam": la alteración primaria ocurre en el fémur proximal y es más frecuente en varones deportistas jóvenes con edad media de 32 años. Se produce por una alteración morfológica donde existe una prominencia ósea, llamada también giba, en la transición entre la cabeza y el cuello femoral, perdiendo la esfericidad normal. Por esta razón se produce una alteración biomecánica cuando se realizan los movimientos de flexión y la rotación interna de la cadera, donde esta giba ósea impacta y eleva de forma prematura el labrum acetabular ejerciendo un efecto de compresión lesivo desde fuera a dentro sobre el cartílago. La primera estructura que falla es la zona de transición condrolabral, delaminación progresiva hasta el hueso subcondral y además se produce la lesión labral que puede avulsionarse de su anclaje periacetabular (67) (Figura 15). Incluso pueden ocurrir fracturas por fatiga del borde acetabular y se las conoce como "os acetabuli". Estudios de artro-RM, donde se inyecta contraste intraarticular y luego se realiza una resonancia magnética han descrito una triada del PFA tipo cam que incluye: anomalía morfológica en la transición cabeza-cuello femoral; lesión condral y desgarro del labrum acetabular en el cuadrante anterosuperior (8,101).

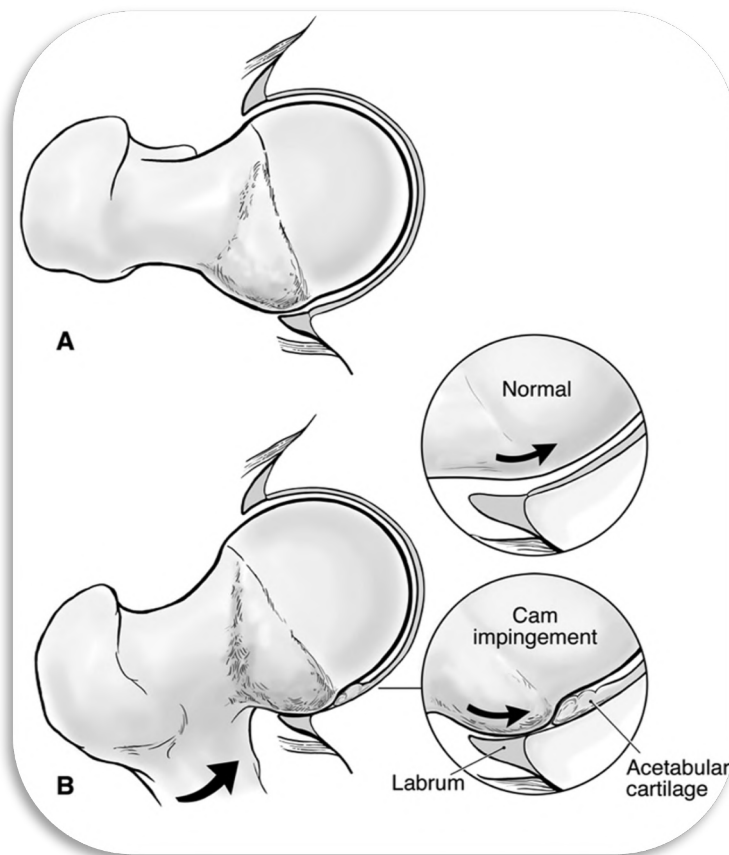


Figura 15.- PFA tipo Cam: ocurre por pérdida de la esfericidad de la cabeza femoral, tipo cam (A), con la flexión y la rotación interna de la cadera. Esta giba ósea eleva el labrum acetabular y ejerce un efecto lesivo de compresión de fuera a dentro sobre el cartílago acetabular (B). Reproducido con permiso de Byrd JWT, Jones KS. *Arthroscopic management of femoroacetabular impingement in athletes. Am J Sports Med* 2011;39:7S-13S (102).

La etiología de la anomalía morfológica en la unión cabeza cuello femoral puede ser multifactorial y su origen no está bien definido. Se plantea que el origen podría ser una alteración en el cierre de la placa fisaria de la cabeza femoral (103) y también está descrito que existe una posible relación con factores genéticos que presentan una predisposición a desarrollar la deformidad femoral (104). Actualmente se considera con mayor frecuencia, en casi el 80% de los casos, que es idiopática y se ubica en la zona lateral de la epífisis (105). Cuando es de etiología secundaria está descrito que ocurre como secuela a un trastorno del desarrollo en patologías pediátricas, como en secuelas de una epifisiólisis femoral proximal (106) o de la enfermedad de Legg- Calvé- Perthes (107). La deformidad de la giba se localiza típicamente en la zona anterosuperior. La esfericidad cabeza-cuello se puede cuantificar con el ángulo alfa (Figura 16). Por definición un ángulo alfa es normal cuando es inferior a 50° , y se define la morfología tipo cam cuando es superior a 50° (19). Existe evidencia que muestra que un ángulo alfa superior a 60° se asocia con síntomas clínicos y el desarrollo de osteoartritis (108,109).

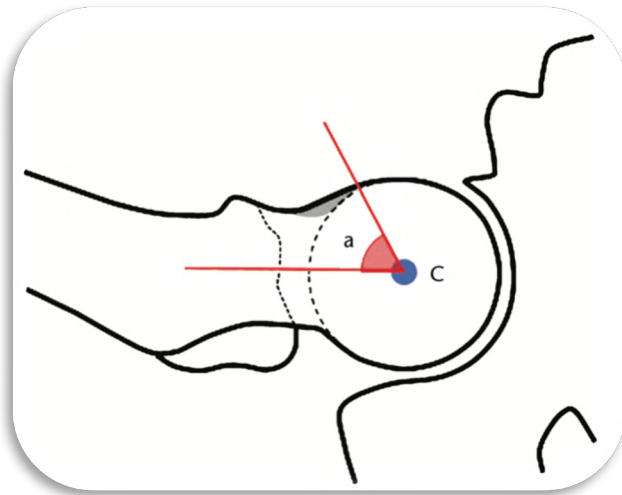


Figura 16.- Ángulo alfa: ángulo formado por el eje cabeza-cuello femoral (a) y la línea que pasa por el centro de la cabeza femoral (C) y el punto donde el contorno anterior cabeza-cuello excede el radio de la cabeza. Reproducido con permiso de Hanke MS et al. Hip preservation. EFORT Open Rev. 2020 Oct 26;5(10):630-640 (105).

b.- Tipo "Pincer" o tenaza: la alteración primaria ocurre en el acetábulo y es más frecuente en mujeres de mediana edad (en promedio 40 años) (110,111). Existe una sobrecobertura acetabular que se clasifica en dos subtipos; **Pincer global**, donde ocurre una sobrecobertura de todo el acetábulo (por ejemplo en los casos de *protrusio acetabuli* que es el tipo más severo del tipo pincer o casos de retroversión acetabular severa)(112) o **Pincer focal** donde ocurre en una sola posición la sobrecobertura por prominencia acetabular (por ejemplo osteofitos anterosuperiores o retroversión acetabular anterosuperior) (113–115). (Figura 17).

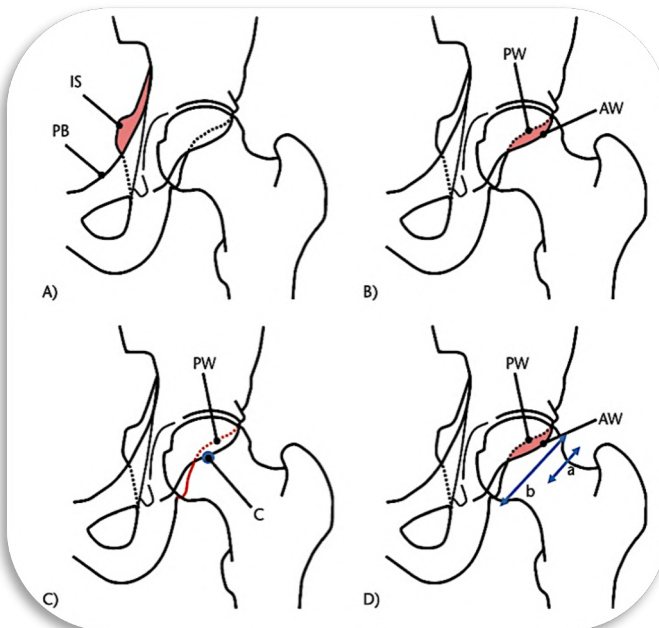


Figura 17. Retroversión acetabular y sus signos. (A) "Signo de la espina isquiática": positivo si la columna isquiática (IS) se proyecta medialmente al borde pélvico (PB). (B) Signo de "cruce": positivo si la pared anterior (AW) cruza la pared posterior (PW). (C) Signo de la pared posterior: positivo si la pared posterior (PW) corre medialmente al centro (C) de la cabeza femoral. (D) Índice de retroversión: porcentaje de la apertura acetabular retrovertida (a) dividido por toda la apertura (b). Reproducido con permiso de Hanke MS et al. Hip preservation. EFORT Open Rev. 2020 Oct 26;5(10):630-640 (105).

En este tipo de lesión el fémur proximal suele no presentar anomalías morfológicas, pero se describe que a causa del choque que se produce contra la cara anterior prominente del cótilo se produce una muesca o indentación en el cuello femoral (110).

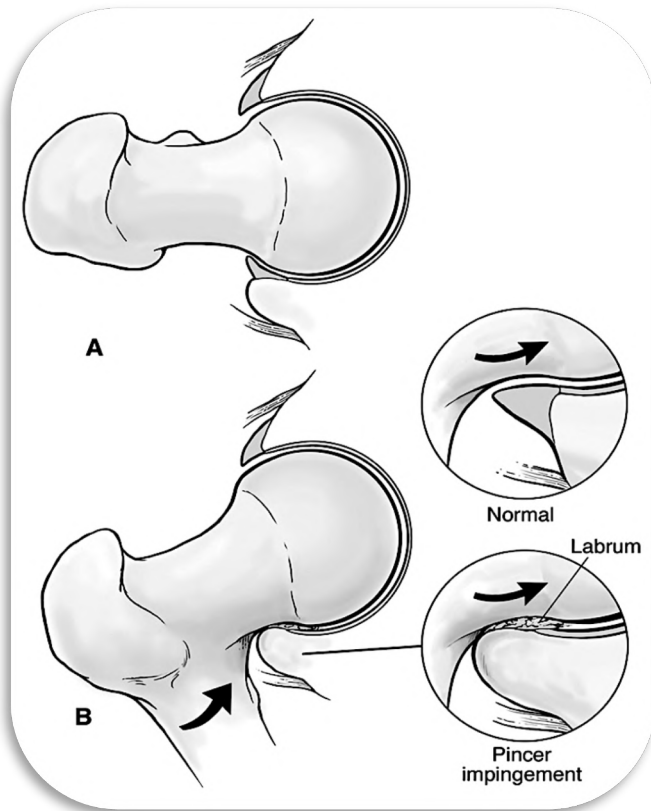


Figura 18.- PFA tipo Pincer. El pinzamiento se produce por una prominencia ósea del acetábulo anterior que aplasta el labrum contra el cuello del fémur. La falla articular secundaria ocurre con el tiempo. Reproducido con permiso de Byrd JWT, Jones KS. Arthroscopic management of femoroacetabular impingement in athletes. Am J Sports Med 2011;39:7S-13S (102).

Para medir la cobertura acetabular, el ángulo más importante es el ángulo de cobertura de Wiberg o centro borde lateral. Este ángulo se traza entre una línea que conecta el centro de la cabeza femoral con el anillo acetabular anterior y otra línea vertical perpendicular al eje horizontal que pase por el centro de la cabeza femoral. Actualmente se define un ángulo de Wiberg de menos de 23° como displásico, un ángulo que excede los 33° se considera un sobrecubrimiento acetabular y un ángulo que excede los 39° se considera un sobrecubrimiento acetabular severo (105,112). Otro ángulo importante es el índice acetabular (IA) o ángulo de Tönnis, que se utiliza para medir la inclinación del techo acetabular. Para trazar este ángulo se debe identificar en la ceja acetabular el refuerzo acetabular subcondral, que es el margen esclerótico de carga en el acetábulo superior. En una radiografía anteroposterior de pelvis se traza una línea que una los márgenes medial y lateral de la ceja y se calcula el ángulo de esta línea con la horizontal que conecta el margen inferior de las tuberosidades isquiáticas (3). Un IA mayor de 14° se define como displásico y un IA de menor o igual a 2° se considera un sobrecubrimiento acetabular, y una IA menor de 8° se considera un sobrecubrimiento acetabular grave (105,112).

c.- Tipo Mixto: la alteración primaria es combinada entre los tipos Pincer y Cam en la misma cadera y es la presentación clínica más habitual del pinzamiento femoroacetabular en más del 70% de los casos (116). Es decir, existe una morfología anormal en el reborde acetabular y en la unión cabeza-cuello del fémur proximal y el mecanismo predominante depende de la dirección del movimiento (117).

1.3.2.- LESIONES DEL LABRUM ACETABULAR COMO FACTOR MECÁNICO DESENCADERANTE DE OSTEOARTRITIS

Todos los procesos descritos previamente pueden provocar una lesión labral por diferentes mecanismos. Independientemente de cuál sea el mecanismo, cuando esta lesión labral ocurre, su función principal que es el garantizar el sellado articular falla y comienza la alteración biomecánica progresiva, que a la largo del tiempo provoca degeneración articular y producirá el fracaso de la articulación de la cadera como órgano sinovial, situación que clínicamente se conoce con el diagnóstico de osteoartritis (67,98,116,118).

En la literatura se describe que la lesión labral es de alta prevalencia. Seldes et al. realizaron 67 disecciones cadavéricas de cadera, con media de edad de 78 años (61 -98 años), y encontraron que en el 95% de los casos existía una lesión labral, con un promedio de 2,7 cms., el 89% de estas eran desinserciones o desanclajes labrales y un 11% lesiones intralabrales. De estas lesiones el 74% se ubicaban en el cuadrante anterosuperior. En este estudio realizaron una útil y clara ilustración de la histología de la unión condrolabral que permite comprender de mejor forma los dos tipos de lesiones labrales (Figura 19)(49). En lesión tipo 1, ocurre una separación en la unión condrolabral en la zona de transición entre el fibrocartilago del labrum y el cartilago hialino articular, produciéndose así el desanclaje del labrum desde la superficie condral. En la lesión tipo 2, ocurren uno o más planos de ruptura labral intrasustancia y el desanclaje de éste ocurre directamente desde el labrum.

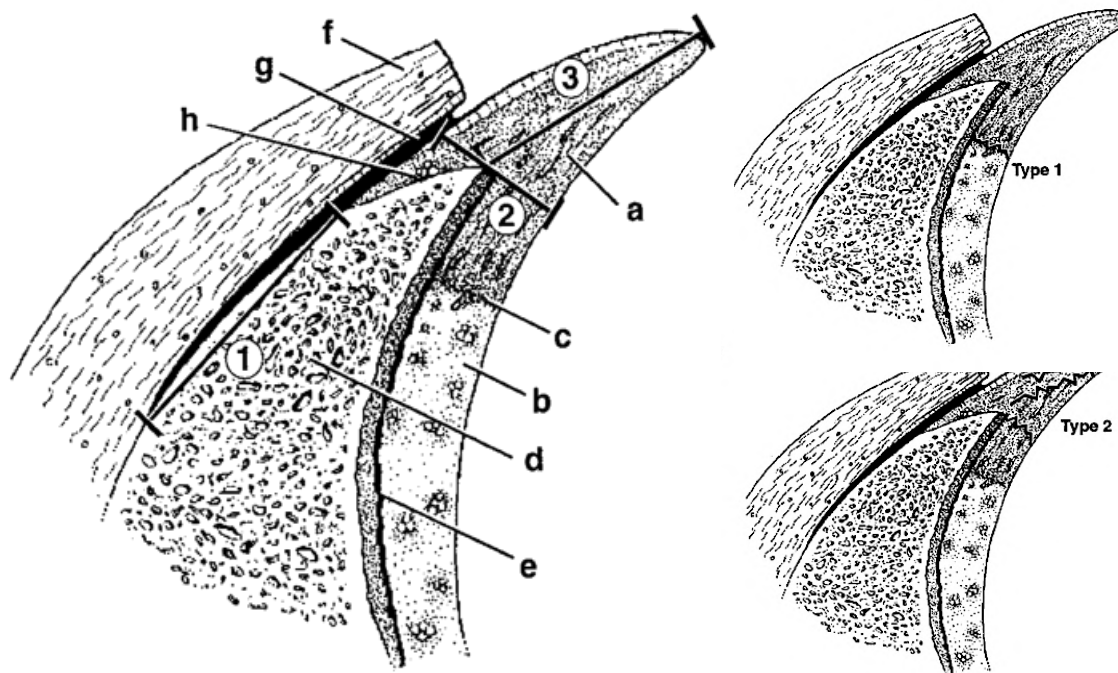


Figura 19.- Ilustración del aspecto histológico del sitio de inserción del labrum. (A) Labrum; (B) Cartilago hialino articular; (C) Zona de transición cartilago articular-labrum; (D) Acetábulo óseo; (E) Marca o línea de marea; (F) Cápsula de cadera (corte); (G) Receso capsular; (H) Grupo de vasos sanguíneos. 1. Receso capsular; 2. Espesor del labrum; 3. Ancho del labrum. ii.- Tipo 1.- Lesión condrolabral en zona de transición. iii.-Tipo 2: Lesión intrasustancia del labrum. Reproducido con permiso de Seldes et al. *Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. Clin Orthop Rel Res.* 2001(382):232-40 (49).

Byers et al. realizaron un estudio con una muestra más amplia de 365 especímenes y un rango de edad más amplio entre 9 y 89 años, observando que la prevalencia de desinserción labral aumentaba con la edad y reportando que un 64% de las lesiones estaban ubicadas en la zona anterior (119).

Es importante considerar que Wegner et al. publicaron que las lesiones labrales raramente ocurren en ausencia de alteraciones morfológicas estructurales que sean identificables y los mismos autores sugieren que es importante en términos de pronóstico la detección precoz y corrección de la anomalía ósea, junto a la reparación del labrum acetabular (120). En la actualidad se puede considerar que existe consenso en la literatura acerca de que la existencia de PFA es una causa de coxartrosis precoz en el adulto joven (67,110,111,121).

1.3.3.- TRATAMIENTO DEL PINZAMIENTO FEMOROACETABULAR

El tratamiento del pinzamiento femoroacetabular ha cobrado gran relevancia en las últimas décadas, existiendo un gran aumento de publicaciones al respecto. No obstante, el problema principal es que todos los estudios presentan bajo nivel de evidencia científica, razón por la cuál se han realizado revisiones sistemáticas que buscan transmitir las mejores evidencias científicas asociadas a consensos de expertos para intentar dar la mejor guía de tratamiento disponible para los pacientes con PFA (105,121–124).

Cuando el diagnóstico de PFA sintomático se ha realizado, el primer paso de tratamiento debe ser el conservador, por un periodo entre 3 y 6 meses, el cuál incluye fármacos antiinflamatorios, no administrar opioides, modificación de la actividad habitual que le produce los síntomas, tratamiento rehabilitador (122,123) y ocasionalmente, infiltraciones intraarticulares, que hoy en día se utilizan como test diagnóstico más que con carácter terapéutico. Solamente en los casos de pinzamiento tipo cam con un ángulo alfa $>65^\circ$ se ha planteado la opción quirúrgica previa a la rehabilitación por el riesgo de aumentar la lesión condrolabral (123).

Si fracasa el tratamiento conservador, debe indicarse el tratamiento quirúrgico, que requiere comprender y corregir las alteraciones morfológicas óseas desencadenantes, reparar las lesiones a nivel de la superficie condral y del labrum acetabular, para así poder reestablecer una correcta cinética articular con el objetivo de evitar el progreso hacia la osteoartritis de la cadera. En los casos de PFA sintomático se han demostrado buenos resultados clínicos a mediano y largo plazo con baja tasa de complicaciones (123,125,126).

Históricamente, la técnica más utilizada inicialmente fue la luxación segura de cadera, descrita en Berna por el equipo liderado por el Dr. Ganz a finales de los años 1990 y comienzos del 2000 (67,127); posteriormente se han desarrollado técnicas menos invasivas como son la cirugía abierta con mini abordajes y la cirugía artroscópica de cadera. Actualmente existe un debate continuo acerca de cuál es la mejor técnica para lograr los objetivos de reestablecer la biomecánica. En este sentido, diferentes revisiones sistemáticas coinciden en que las 3 técnicas son válidas para el tratamiento del PFA sintomático, reduciendo la sintomatología y mejorando la función de la cadera, pero destacan que la artroscopia presenta menor incidencia de complicaciones y mejores resultados a corto plazo (128,129). El reciente meta-análisis realizado por Lynch et al. demostró en la artroscopia de cadera bajas tasas de complicaciones clínicas que alcanzan el 1,7% en su totalidad, y solamente una tasa de complicaciones mayores del 0,5%, con una tasa de cirugía de revisión del 5,5% (123,125), que es menor que la descrita hasta en el 7% en las otras técnicas (130).

Algunos autores plantean que la artroscopia de cadera es la técnica de elección en la segunda década del siglo XXI, esto se puede evidenciar analizando que el número de artroscopias de cadera ha aumentado desde incluso un 250% hasta 365% en los últimos 10 años, mucho más que el aumento de luxaciones seguras de cadera, osteotomías y/o otras técnicas de preservación de cadera (131–134). Sin embargo, Rego et al. en su revisión realizada en 2019 planteaba que esta situación es preocupante debido a que la artroscopia de cadera se está volviendo muy popular por el hecho de que presenta una rápida recuperación y un rápido regreso a la actividad deportiva, además porque también es muy atractivo el hecho de optar por la cirugía en presencia de un diagnóstico “basado en imágenes” de una lesión aislada del labrum. Desafortunadamente, las lesiones intraarticulares notificadas se basan muchas veces en imágenes de mala calidad donde la morfología ósea anormal subyacente con frecuencia no se reconoce. Esos dos factores pueden contribuir a una comprensión deficiente de la causa real del dolor de cadera, una indicación inadecuada para la cirugía o incluso un abordaje quirúrgico inadecuado, destacando así la importancia que tiene la comprensión de la alteración que produce la patología más que la técnica empleada para resolverlo. También la experiencia personal y las diferentes curvas de aprendizaje de las técnicas pueden explicar las preferencias de los cirujanos por una u otra técnica (121).

Las contraindicaciones actuales para el tratamiento quirúrgico artroscópico que se plantean hoy en día son: espacio articular menor a 2 mm; osteoartritis según la clasificación de Tönnis 2 o mayor, retroversión o anteversión femoral severa con alteración de la marcha; ángulo de incidencia (“Tönnis angle”) >13-15°; pacientes con osteogénesis imperfecta, y pacientes con fracaso artroscópico previo en pacientes con displasia de cadera. Contraindicaciones relativas son la obesidad que impide el correcto acceso quirúrgico y pacientes con hiper movilidad (123).

En esta tesis se explicará de forma sintetizada el tratamiento quirúrgico de los diferentes tipos de PFA, para poder enfatizar en el tratamiento de la lesión labral que es el foco principal de la tesis.

En todos los tipos de PFA se debe realizar un estudio radiográfico completo y realizar una planificación preoperatoria radiográfica y comprobación fluoroscópica intraoperatoria (123).

Tratamiento del tipo Pincer: independientemente de la técnica utilizada para realizarlo, el objetivo es llevar a cabo una resección o reorientación del reborde acetabular prominente hasta que se logre un rango de movilidad articular libre de pinzamiento y posteriormente se realiza una reinscripción o reconstrucción del labrum (135,136). Kyin et al.

en una reciente revisión sistemática de la literatura presentan buenos resultados en las escalas de valoración de resultados a mediano y largo plazo para el tratamiento artroscópico para los tipo pincer focal (137). En los casos que presentan un pincer total, cómo en la retroversión severa, se ha demostrado que la osteotomía periacetabular reversa presenta buenos resultados a largo plazo y lo apoyan por encima de la acetabuloplastia aislada para estos casos (138–140).

Tratamiento del tipo Cam: al igual que en los tipos pincer tanto la cirugía abierta como la artroscópica presentan buenos resultados. Lo importante es identificar preoperatoriamente e intraoperatoriamente la forma y posición de la giba para reestablecer la forma de la unión cervico-cefálica femoral mediante una femoroplastia que puede ser realizada con fresas de alta velocidad o cinceles, comenzando desde el área ecuatorial a la periferia, evitando perforaciones profundas y muescas corticales para prevenir posibles fracturas de estrés o pérdida del sellado articular (141). Se han descrito márgenes de seguridad de resección ósea en la zona donde perforan los vasos retinaculares de 2.2 mm y 2 mm del margen del cartílago (14). La evaluación dinámica intraoperatoria del rango de movimiento de la cadera determina el alcance de la corrección quirúrgica y al finalizar la cirugía la prueba de flexión y rotación interna debe ser realizada para corroborar si quedan zonas residuales de pinzamiento.

Tratamiento del tipo Mixto: al ser el tipo más frecuente de presentación es necesario realizar procedimientos combinados de acetabuloplastia, femoroplastia, tratar la lesión condral y/o labral coexistente, pero además se han descrito procedimientos extraarticulares como las osteotomías rotativas femorales para los casos con excesiva anteversión femoral (117) y osteotomías periacetabulares para los casos de retroversión severa (139).

Es necesario tratar la lesión labral si se quiere reestablecer la cinética articular normal de la cadera.

1.4.- TRATAMIENTO DE LA LESIÓN LABRAL

La clave para planificar el tratamiento de la lesión labral es su correcto estudio preoperatorio. La edad del paciente y el nivel de actividad juegan un rol importante en la decisión terapéutica y dentro de los estudios preoperatorios la resonancia magnética es la herramienta más influyente para la planificación del manejo de la lesión labral en el intraoperatorio (142). El tipo de lesión descrito en la resonancia ayuda e influye en la estrategia intraoperatoria y se han descrito tres tratamientos para la lesión labral que pueden ser desbridamiento labral, re inserción (reparación) o reconstrucción. Herickhoff et al. realiza un interesante estudio donde se les pregunta a 35 cirujanos de todo el mundo que realizan un alto volumen de artroscopias de cadera (media 249 cirugías por año, rango entre 80 y 600) ¿cuales eran los hallazgos intraoperatorios que les orientaban a realizar una reparación o un desbridamiento del labrum? Determinando, según concordancia de porcentajes entre ellos, que los hallazgos que juegan un rol importante en la decisión intraoperatoria son: el tipo de lesión labral 70% (según la clasificación de Saldes); la osificación labral 70%; la calcificación labral (intrasustancia) 50%; grosor del labrum en la zona de lesión 47%; el largo de la lesión labral alrededor del reborde acetabular 33%; la degeneración labral (coloración amarillenta) 30%; la delaminación condral adyacente 30%; localización de la lesión 30% y la presencia de Os Acetabuli adyacente a la lesión 20% (142).

Inicialmente el desbridamiento labral era una técnica empleada como opción terapéutica en casos de lesiones complejas e inestables, con relativos buenos resultados a corto plazo (143,144), pero no ha demostrado buenos resultados a largo plazo (145) y presenta resultados inferiores a la reparación labral (146–148), como hemos visto en el apartado de biomecánica existen estudios que muestran que la labrectomía produce aumento de estrés de contacto y tensión punta en el cartílago de la cabeza femoral y acetabular (85,86).

1.4.1.- REINSERCIÓN O REPARACIÓN LABRAL

Con el desarrollo de nuevos instrumentos quirúrgicos y técnicas la preservación del labrum se ha facilitado y la re inserción o reparación labral se ha convertido en la técnica “*gold standard*” para artroscopias primarias (124,149,150), en pacientes con insuficiencia de cobertura acetabular (151,152). Según una reciente encuesta del “American Board of Orthopedic Surgery” casi en el 80% de las artroscopias de cadera se realiza una reparación labral (150).

La técnica artroscópica para la reparación labral se inicia realizando el portal anterolateral bajo guía fluoroscópica, el artroscopio se inserta mediante una técnica canulada y se realiza el segundo portal bajo visualización artroscópica. A continuación, se procede al examen diagnóstico de la cadera para confirmar e identificar la patología y las características de la lesión labral. Si se trata de un PFA tipo mixto, se realiza la acetabuloplastia planificada y se crea un lecho óseo esponjoso para facilitar la reparación del labrum. Sobre el reborde periacetabular se insertan anclajes con suturas de alta resistencia para reinsertar el labrum, que puede realizarse con suturas translabrales o circunferenciales alrededor del labrum según el tipo de lesión labral, el grosor del labrum remanente y la experiencia/preferencia del cirujano. Posteriormente se realiza la femoroplastia de la lesión cam, se confirma que no exista pinzamiento residual y que se halla realizado una correcta resección ósea bajo control fluoroscópico y finalmente el cierre articular mediante sutura capsular. Las reparaciones han revolucionado rápidamente el tratamiento de las lesiones del labrum, demostrando mejores resultados en comparación con el desbridamiento o la resección (145,148,153–155).

1.4.2.- RECONSTRUCCIÓN LABRAL

En los últimos años, en un intento por preservar la articulación de la cadera, se ha popularizado el concepto de reconstrucción (o sustitución) labral con el objetivo de minimizar los cambios degenerativos articulares que se producen después de haya sufrido una lesión irreparable o posterior a un desbridamiento labral previo (labrectomía). Sin embargo, el potencial de cicatrización espontánea de una lesión labral es muy bajo debido a la limitada aportación vascular que en el labrum acetabular adulto se limita a su capa sinovial proveniente de la unión cápsulolabral. Por tanto, en la indicación de reparación labral no siempre se puede obtener una reinsertación completa presentando situaciones en las que nos enfrentamos a un labrum que es hipoplásico o que por daño presenta un espesor menor a 3 mm, situación en la que se plantea que es irreparable con el instrumental y técnicas actuales (143), pudiéndose entonces recurrir a técnicas de aumentación labral (que consiste en mantener el remanente labral dañado agregándole un injerto para aumentar su volumen y restaurar el sellado articular) y/o reconstrucción labral (149).

Hoy en día la artroscopia de cadera es la técnica de preferencia para la reconstrucción labral, alcanzando el 86% del total de las técnicas empleadas (156), debido a que dan como

resultado funcionales superiores, tasas de reintervención más bajas (157) y una recuperación más rápida en comparación con la luxación segura de la cadera (158).

El primer artículo publicado sobre reconstrucción labral fue en el año 2009 (159), desde entonces ha despertado un gran interés científico y quirúrgico cómo técnica empleada en cirugía de preservación de cadera. Bessa et al. han publicado una reciente revisión que analiza el estado actual de la reconstrucción labral, donde incluyeron 7 estudios (nivel de evidencia III y IV) y un total de 402 pacientes intervenidos. Este estudio es la mejor evidencia actual disponible sobre las indicaciones, tipos de injertos utilizados y resultados entre mínimo uno y doce años de seguimiento (160). Las indicaciones de reconstrucción son: la ruptura del sello labral; desgarros o lesiones labrales que no fueron susceptibles de reparación (incluyeron tamaño labral insuficiente, labrum degenerativo, dañado, desbridado quirúrgicamente, calcificado, aplanado, desfibrilado o no viable); y la reparación quirúrgica previa fallida. Las reconstrucciones labrales pueden ser parciales o circunferenciales completas: las parciales son de una determinada zona de labrum dañado con un remanente sano al cual se puede anclar el nuevo injerto; su ubicación más frecuente es la lesión anterosuperior (entre las 12` y las 3` en el sentido de las agujas del reloj en una cadera derecha) y generalmente son entre 1 y 3 cm; las completas circunferenciales son aquellas donde todo el labrum esta dañado y se desbrida o aumenta sobre el remanente con un injerto implantado en 270° en toda la extensión del labrum sobre el reborde acetabular. Las contraindicaciones son el grado de degeneración articular Tönnis igual o mayor a 2 o presentar un espacio articular menor a 2 mm (123,124,150,160).

La técnica habitual, previa a la implantación de la reconstrucción labral implica un desbridamiento del remanente labral, no viable y/o disfuncional, hasta su borde estable, para proceder posteriormente a la reinserción del injerto labral con anclajes y suturas (los tipos de injertos y sus ventajas-desventajas serán analizados a continuación). De los estudios analizados sólo dos informan de lesiones condrolabrales y sólo uno tratamiento con microfracturas. Los resultados postoperatorios fueron medidos con diversos escores funcionales, de calidad de vida y de regreso a la actividad deportiva, destacando que en todos los estudios se observaron mejoras significativas entre las puntuaciones preoperatorias y las postoperatorias después de la reconstrucción del labrum con diferentes tipos de autoinjertos (160–167).

La reconstrucción labral no esta exenta de complicaciones. Se describe una tasa de reintervención entre 11-12 % y de conversión a artroplastia total de cadera entre un 8,3 - 13,2% (164,166,168). Lebus et al. describe las causas de reintervención (adherencias

quirúrgicas aisladas o en combinación con nueva lesión labral, tendinopatía o atrapamiento del psoas ilíaco, insuficiencia de resección ósea con PFA residual o laxitud capsular, bursitis trocánterea o la necesidad de osteotomía periacetabular) y los factores de riesgo de reintervención futura son el número de cirugías previas y el sexo femenino, mientras que un espacio articular ≤ 2 mm, la edad avanzada >40 a y un índice de masa corporal elevado son factores de riesgo para conversión a artroplastia total de cadera (168).

1.4.2.1.- INJERTOS DE RECONSTRUCCIÓN LABRAL ACTUALES

Los injertos utilizados pueden ser auto o aloinjertos. Autoinjertos son aquellos obtenidos del mismo paciente y en el mismo acto quirúrgico desde otra parte del cuerpo (sitio donante) aumentando el tiempo quirúrgico. Presentan la ventaja de preservar sus características biomecánicas normales del tejido a injertar permitiendo su mayor rapidez de integración, pero presentan la desventaja de la morbilidad del sitio donante. Los aloinjertos, son aquellos injertos provenientes de un cadáver donante, que son procesados y almacenados en los bancos de tejido mediante rigurosos procesos de calidad. Presentan las ventajas de reducir el tiempo quirúrgico, evitar la morbilidad del sitio donante y permiten mayor disponibilidad de tejido para reconstruir (47). Sus desventajas son la incorporación tardía, el aumento del costo, además presentan un potencial rechazo por reacción inmune del paciente y una potencial riesgo de transmisión de enfermedades infecciosas (166,169,170). Estudios muestran que hasta el 8% de los aloinjertos presenta cultivos positivos previo a su implantación, pero no se asocian a infección clínica posterior, motivo por lo que no se considera necesario realizar cultivos a todos los aloinjertos (171) y además este problema que parece estar solventado gracias a un estudio que indica que agregando vancomicina previo a implantación del aloinjerto disminuye prácticamente a cero el riesgo de infección en estudios de reconstrucción de ligamento cruzado (172). Otro inconveniente de los aloinjertos es que tienen menor disponibilidad o ser opciones inexistentes para los cirujanos en ciertas partes del mundo al no contar con bancos de tejido (160).

Los tipos de injertos descritos para reconstrucción labral son:

Autoinjertos:

a.- Ligamentum Teres o Ligamento redondo. Fue el primero, descrito por Sierra et al. en 2009, donde mediante una cirugía abierta de luxación segura de cadera, realizan la reconstrucción labral con autoinjerto de ligamento redondo, publicando mejoría de los resultados clínicos a 5 meses (159).

b.- Tracto iliotibial – fascia lata. Es uno de los más utilizados en la literatura por su fácil obtención del mismo sitio quirúrgico, varios autores lo utilizan para reconstrucciones segmentarias y circunferenciales completas con buenos resultados (173–175), aunque se ha descrito morbilidad del sitio donante como complicaciones infecciosas, hernias musculares y dolor (176). Geyer et al. describe una significativa mejoría del resultado funcional (mejora en el “Harris Hip Score (HHS)” preoperatorio de 58,9 a 83 puntos en el postoperatorio) y un porcentaje de supervivencia de 86% en 49 meses (177).

c.- Tendón indirecto (tendón reflejo) del recto femoral y/o tejido capsular. Utilizados para reconstrucciones segmentarias menores a 1 cm en pacientes sin displasia de cadera (161,162,165). Requiere un alto nivel de experiencia para poder mantener el sellado articular y la estabilidad capsular de la cadera, destacan cómo cualidad favorable que su utilización mantiene el aporte sanguíneo del injerto y en el caso de la capsula articular prevendría en estas cirugías la morbilidad del sitio donante (165). Estos tres estudios, describen mejoría funcional (mejora en el HHS preoperatorio de 66 a 89 puntos en el postoperatorio), sin complicación de morbilidad del sitio donante y no presentaron reintervenciones ni conversión a artroplastia durante el periodo promedio de 62 meses de seguimiento (161,162,165).

e.-Tendones Gracilis o Semitendinoso. ambos permiten la reconstrucción en grandes defectos circunferenciales (167). En artroscopia de cadera sólo se ha descrito en una serie dolor en sitio donante (163), pero es ampliamente conocido por la cirugía de reconstrucción de ligamento cruzado anterior que existen otras complicaciones como hipoestесias, lesión del nervio safeno y la posible debilidad en la flexión de rodilla (178,179).

Aloinjertos:

Existen múltiples estudios sobre la integración de aloinjertos, la gran mayoría realizados en animales o en procedimientos de rodilla humana y escasos estudios realizados en cadera (47). Actualmente no hay consenso sobre la revascularización in vivo del aloinjerto de tendón. Algunos autores indican que los aloinjertos están poblados de fibroblastos y que los haces de colágeno se realinean a condiciones de ligamento normal a los 6 meses (180,181). Otros autores afirman que existe una revascularización superficial con una cicatrización incompleta de la porción central del injerto (182,183). También se ha descrito una población celular completa de aloinjerto de tendón (184) y que a las 8 semanas post reconstrucción labral en humano ya existe vascularización en el aloinjerto en el estudio histológico(47).

Los tipos de aloinjertos utilizados para reconstrucción labral son: tendón del peroneo corto(47); tendón del tibial anterior (185); tendones de isquiotibiales(186) ; Injerto de fascia lata (tracto iliotibial). Carreira et al. presentan una serie de 34 casos de reconstrucción con fascia lata con buenos resultados clínicos (mejoría del HHS preoperatorio de 64 a 84,6 postoperatorio) con una tasa de reconversión al 12.2 % a artroplastia de cadera en 2 años. Es interesante que en su serie en el 75% de las conversiones a prótesis presentaban daño condral con un Tönnis grado 3-4 intraoperatorio y que un 50% eran obesos con índice de masa corporal elevado, lo que sugiere que esta tasa de fracaso se deba a una mal diagnóstico previo y por ende una mala indicación de la reconstrucción labral y no una falla de la técnica (187). También se ha descrito el trasplante labral alogénico (188), pero es menos utilizado por su dificultad de obtención del donante, preservación y de disponibilidad desde los bancos de tejido.

Actualmente, es difícil obtener conclusiones de la literatura sobre cual es el mejor tipo de injerto para la reconstrucción labral, debido a que existe gran variabilidad en el tipo y ubicación de las lesiones, las características demográficas y el nivel de actividad de los pacientes intervenidos. Además de que todos los injertos descritos biomecánicamente muestran un comportamiento de alargamiento cíclico similar en respuesta a fuerzas fisiológicas simuladas (165) y no existe hoy un estudio con alto nivel de evidencia que indique al cirujano que un tipo de injerto es superior a otro, dependiendo así la elección de las preferencias del paciente y del cirujano, junto a la disponibilidad de aloinjertos (123,150,160)

1.4.2.2.- IMPLANTE ARTIFICIAL DE POLIURETANO MACROPOROSO

En los últimos años en un intento por preservar la articulación de la cadera, se ha popularizado los conceptos de reparación y sustitución labral con el objetivo de minimizar los cambios degenerativos articulares que se producen después de un desbridamiento.

Para paliar este problema, en los últimos años se ha desarrollado la idea de la sustitución mediante la reconstrucción labral. La utilización se ha popularizado entre los cirujanos para tratar pacientes con defectos labrales parciales y circunferenciales completos, con resultados a corto, medio y, recientemente, largo plazo satisfactorios (124,160,177,189,190). No obstante, en defectos parciales se puede plantear la utilización de un implante labral (191,192)

No existen actualmente implantes labrales artificiales comercializados, pero en la literatura ya existen implantes para un tejido de similares características histológicas como es el tejido meniscal (que también es un fibrocartílago articular compuesto principalmente por fibras de colágeno tipo I, seguido de fibras colágeno tipo III). Al igual que el tejido meniscal el rodete acetabular presenta una limitada capacidad para regenerar de forma espontánea (155), y podemos asimilar estas características al menisco donde ya se ha estudiado que requiere de la presencia de una matriz estructural tridimensional que guíe la migración de tejido fibrovascular y actúe como soporte para la colonización por células precursoras que favorezcan la formación de un neot Tejido meniscal organizado (193–195). Existe comercializado un implante meniscal artificial. Se trata de un soporte macroporoso acelular, sintético y biodegradable fabricado con un poliuretano alifático (Actifit®, Orteq Ltd, London, United Kingdom) (Figura 20). Este implante presenta como ventajas haber superado las limitaciones de sus predecesores al ser de origen sintético, por lo que no tiene riesgo de enfermedad causada por priones, como es el caso de implantes de Aquiles bovino, además de presentar una correcta resistencia que permite superar la debilidad en el momento de su manipulación e implantación. Finalmente, presenta una más lenta tasa de degradación (5 años) respecto a la mucho más rápida del antiguo implante (alrededor de unos 2 años). Diferentes estudios preclínicos en animal de experimentación (modelo canino) han demostrado, a los tres y seis meses de su implantación, la integración de estos implantes así como la completa infiltración de sus poros con un tejido fibroso vascularizado que consiguió producir abundante matriz extracelular (196). Más recientemente, se han presentado resultados favorables in vitro, utilizando implantes similares suplementados con fibrocondrocitos y posteriormente estimulados con TGF- β , logrando que este factor de crecimiento estimulara la proliferación celular y la formación de matriz extracelular (197,198).

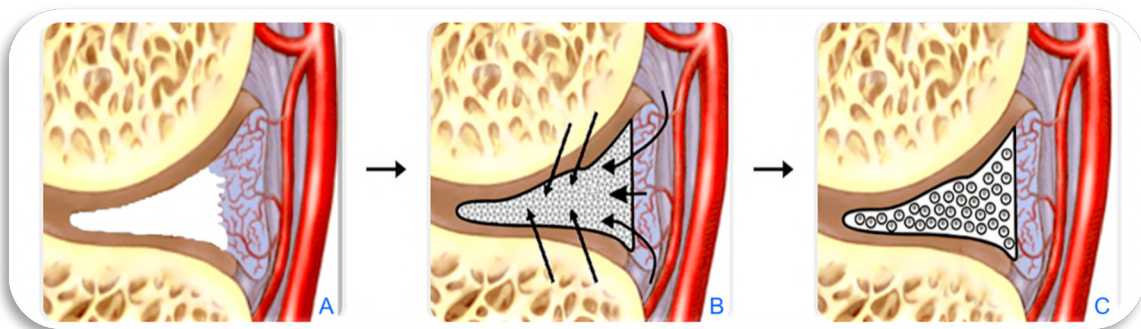


Figura 20.- Diagramas que ilustran el principio de crecimiento del tejido en el sustituto sintético. A.- En blanco defecto meniscal tras resección. B.- Regeneración de tejidos a través del crecimiento vascular y celular en la estructura del implante. C.- El tejido regenerado se integra con el tejido del huesped. Reproducido con permiso de Baynat et al Actifit® synthetic meniscal substitute: Experience with 18 patients in Brest, France. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Volume 100, Issue 8, Supplement, 2014, Pages S385-S389 (199).

El diseño de este implante de poliuretano se realizó hace 15 años (200,201); su utilización clínica de este implante en pacientes con síndrome post-meniscectomía se inició hace más de once años y se ha demostrando su seguridad y viabilidad (202,203) . Inicialmente se publicaron varias series clínicas con buenos resultados a corto y medio plazo (204–206). Un reciente estudio multicéntrico europeo demostró que el implante de menisco de poliuretano mejoró la función de la articulación de la rodilla y redujo el dolor en pacientes con deficiencia de menisco segmentaria durante 5 años después de la implantación. A pesar de que la apariencia de este andamio en la resonancia magnética no fuera exactamente igual a la meniscal presenta tasas de supervivencia del tratamiento del 87% y refieren resultados favorables al compararlo con los trasplantes de aloinjerto después de una meniscectomía total (207). En el estudio realizado después de un año de seguimiento en el que se realizaron algunas artroscopias de revisión con biopsias del implante, se obtuvieron patrones histológicos similares a los de los estudios preclínicos con modelos animales. Nuestro grupo presenta experiencia en el manejo de estos implantes y ha publicado recientemente estudios clínicos-radiológicos con la utilización de este implante meniscal (195,205,208).

Hasta el momento actual, en la práctica clínica, no se han utilizado implantes labrales artificiales con estas características en la reparación de una rotura parcial o total del rodete acetabular en la articulación de la cadera. Si se confirma la hipótesis de trabajo, representaría una nueva línea de tratamiento para tratar esta dolencia cada día más prevalente.

2.-JUSTIFICACIÓN, HIPOTESIS Y OBJETIVOS

2.1.-JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Existe abundante evidencia, tanto en trabajos in vitro como con modelos de elementos finitos, del importante papel del labrum acetabular en la protección del cartílago articular mediante la prevención de cargas excesivas.

Se ha demostrado que la reparación labral presenta mejores resultados clínicos que la labrectomía, pero cuando ésta no es posible de realizar la reconstrucción labral está indicada. Realizando un trasplante de labrum alogénico se pueden obtener buenos resultados, pero este injerto es muy difícil de obtener de los bancos de tejidos y es mucho más difícil de obtener cuando se diagnostica intraoperatoriamente una rotura labral más severa a la esperada. Ante esta situación podemos utilizar autoinjertos de otros tejidos como lo son la fascia de lata u tendones isquiotibiales, que ya han sido investigados con resultados satisfactorios. Pero la utilización de estos autoinjertos requiere de una autorización expresa del paciente mediante consentimiento informado y además conlleva a una posible comorbilidad en la zona donante.

El presente trabajo de investigación pretende demostrar cómo la lesión del labrum acetabular altera realmente las cargas en el cartílago articular y qué sucede con estas cargas tras su reparación con un implante macroporoso de poliuretano (Actifit®, Orteq Ltd, London, United Kingdom) y un autoinjerto de fascia lata. Por otro lado, es de particular atractivo poder obtener un implante artificial que logre solucionar el problema ocasionado por una rotura labral irreparable diagnosticada intraoperatoriamente y/o cuando no contamos con un banco de tejido, sin agregar mayor comorbilidad a otra zona diferente a la misma cirugía.

2.2.-HIPÓTESIS DE TRABAJO.

La hipótesis del estudio es que la labrectomía anterosuperior parcial disminuirá el área de contacto y aumentará la presión de contacto y la tensión punta en comparación al labrum acetabular intacto, mientras que la reconstrucción con un implante macroporoso de poliuretano y la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata normalizaran cinética articular de la cadera tras la labrectomía parcial.

2.3.-OBJETIVO PRINCIPAL

Evaluar el efecto de la reconstrucción de una lesión del labrum acetabular, producida por una labrectomía anterosuperior parcial, con un implante artificial de poliuretano macroporoso y con un autoinjerto de fascia lata.

2.4.-OBJETIVOS SECUNDARIOS

1.- Valorar la alteración en el área de contacto, presión de contacto y la tensión máxima (tensión de punta) en el cartílago acetabular tras labrectomía anterosuperior parcial.

2.- Valorar la repercusión que tiene en el área de contacto, presión de contacto y en las tensiones máximas (tensión de punta) intraarticulares de la cadera, la reconstrucción parcial del rodete acetabular con un implante macroporoso de poliuretano.

3.- Valorar la repercusión que tiene en el área de contacto, presión de contacto y en las tensiones máximas (tensión de punta) intraarticulares de la cadera, la reconstrucción parcial con autoinjerto de fascia lata.

4.- Valorar la restauración de la función de sellado labral al reconstruir con el implante macroporoso de poliuretano y con el autoinjerto de fascia lata.

5.- Realizar un estudio morfométrico descriptivo del labrum acetabular.

3.-MATERIAL Y MÉTODO

DISEÑO DEL ESTUDIO

El estudio principal de la tesis doctoral es un estudio de tipo experimental biomecánico realizado en cadáveres. Además, con objeto de optimizar el recurso de los especímenes empleados se ha realizado un estudio descriptivo morfométrico del labrum acetabular.

SELECCIÓN DE ESPECÍMENES

Previo a la realización, esta investigación recibió la aprobación del comité ético de ambas Instituciones, por una parte, del CEI del Hospital Universitario Josep Trueta que regula los proyectos experimentales en el ámbito de las ciencias de la salud de la Universidad de Girona en noviembre del 2016, y por otra parte del comité ético del IMIM – Parc de Salut Mar en julio del 2018 donde se encuentra inscrita la presente tesis doctoral en la Universidad Autónoma de Barcelona (Anexo 2 y 3). Se realizó sobre 22 especímenes de cadera humanos adultos (11 pelvis completas incluyendo el tercio proximal del fémur), procedentes del Servicio de donación de Cuerpo a la Ciencia del Departamento de Ciencias Médicas de la Universidad de Girona. Los especímenes fueron admitidos consecutivamente, manteniendo el anonimato, registrándose sexo y edad al momento de fallecimiento. El citado programa de donación cumple con los procedimientos legales y éticos de los programas de donación humana en nuestro entorno.

Los criterios de inclusión fueron caderas de cadáver con labrum acetabular intacto, en las que mediante fluoroscopia se confirmó la anatomía normal (ángulo de Wiberg de entre 25 y 40° y ausencia de alteraciones de la esfericidad de la cabeza femoral) y la conservación del espacio articular (clasificación de osteoartritis Tönnis <2). Los criterios de exclusión fueron caderas con antecedente de fractura o cirugía previa en la cadera, antecedente de osteoartritis (clasificación de Tönnis igual o mayor a 2) o enfermedad metastásica ósea. Además, durante el ensayo se excluirán caderas donde se observe una lesión osteocondral y labral severa no detectable con radiología y aquellas donde el tamaño del acetábulo no permitiera el correcto posicionamiento del sensor.

PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES

Los cadáveres fueron manipulados siguiendo meticulosamente un protocolo previamente descrito (209,210). Descongelándose a temperatura ambiente durante 12 horas,

posteriormente en cada espécimen se realizó una disección sistemática eliminando toda la musculatura y partes blandas, manteniéndose el complejo cápsulo ligamentoso indemne, volviéndose a congelar para sólo ser descongelados el mismo día de realización de los ensayos biomecánicos. Todas las pelvis se congelaron una tercera vez mediante el mismo protocolo para poder corroborar en caso de que fuera necesario repetir alguna medición si en el análisis de los resultados existieran dudas respecto a la validez de las mediciones.

3.1.- METODOLOGÍA DEL ESTUDIO MORFOMÉTRICO

Previo al ensayo biomecánico se realizó un estudio morfométrico descriptivo, donde se midió el diámetro de la pelvis utilizando la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores. Para las mediciones del acetábulo, labrum y ligamento transversal se utilizó el sistema de orientación por las agujas del reloj que es en sentido horario para caderas derechas y en sentido antihorario para caderas izquierdas, fijando que a las 3` siempre será el lado medial y anterior, a las 12` el margen superior, a las 9` el margen posterior y a las 6` el margen inferior donde se encuentra el ligamento transversal (Figura 21). Para el labrum se midió la altura desde el reborde acetabular óseo hasta el borde libre y para el ligamento transversal se midió su ancho de medial a lateral. Todas las mediciones se tomaron con un caliper digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Japón; 0,01 precisión).

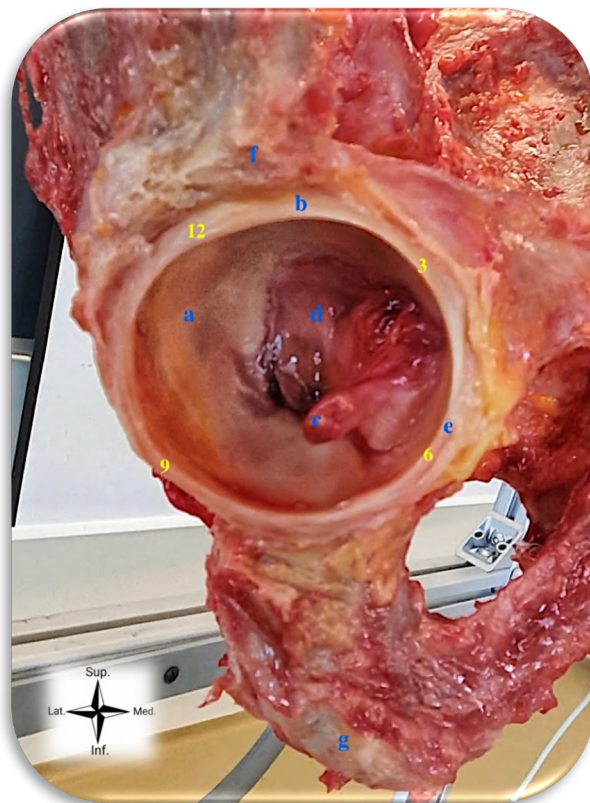


Figura 21.- Capsulotomía amplia en 360° a 2 mm. del reborde acetabular y con ligamento redondo seccionado para permitir la introducción y fijación del sensor. a.- Cartílago articular - forma de semiluna, b.- Labrum acetabular; c.- Ligamento redondo seccionado distalmente; d.- Fosa acetabular; e.- Ligamento transversal; f.- Inserción porción refleja m. recto anterior; g.- Tuberosidad isquiática. La labrectomía se realiza iniciando desde las 12 (en amarillo) midiendo 3 cm hacia anterior en dirección de las 3` de las manecillas del reloj en una cadera derecha.

3.2.- METODOLOGÍA DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO

Los especímenes fueron fijados en posición anatómica en una bancada biomecánica de prueba diseñada previamente en colaboración con el Departamento de Ingeniería Mecánica y de la Construcción Industrial, de la Escuela Politécnica de la Universidad de Girona (37), que presenta control angular en los 3 ejes de la movilidad articular y la ausencia de servomotores para control del movimiento, a fin de poder ejecutar la movilidad máxima para cada espécimen en particular (Figuras 22a, 22b y 22c). Se utilizaron los ángulos estandarizados descritos por Lee et al. para posicionar en la misma posición a cada espécimen de forma constante. Se utiliza un ángulo acetabular vertical de 40° que se obtiene midiendo el ángulo entre una línea en el eje vertical y una línea a través de las posiciones de las 6 y las 12 horas en posición de reloj del reborde labral (desde una visión lateral) y el ángulo formado entre el vector del hueso púbico y el vector del eje del cuello femoral de 140° (80).

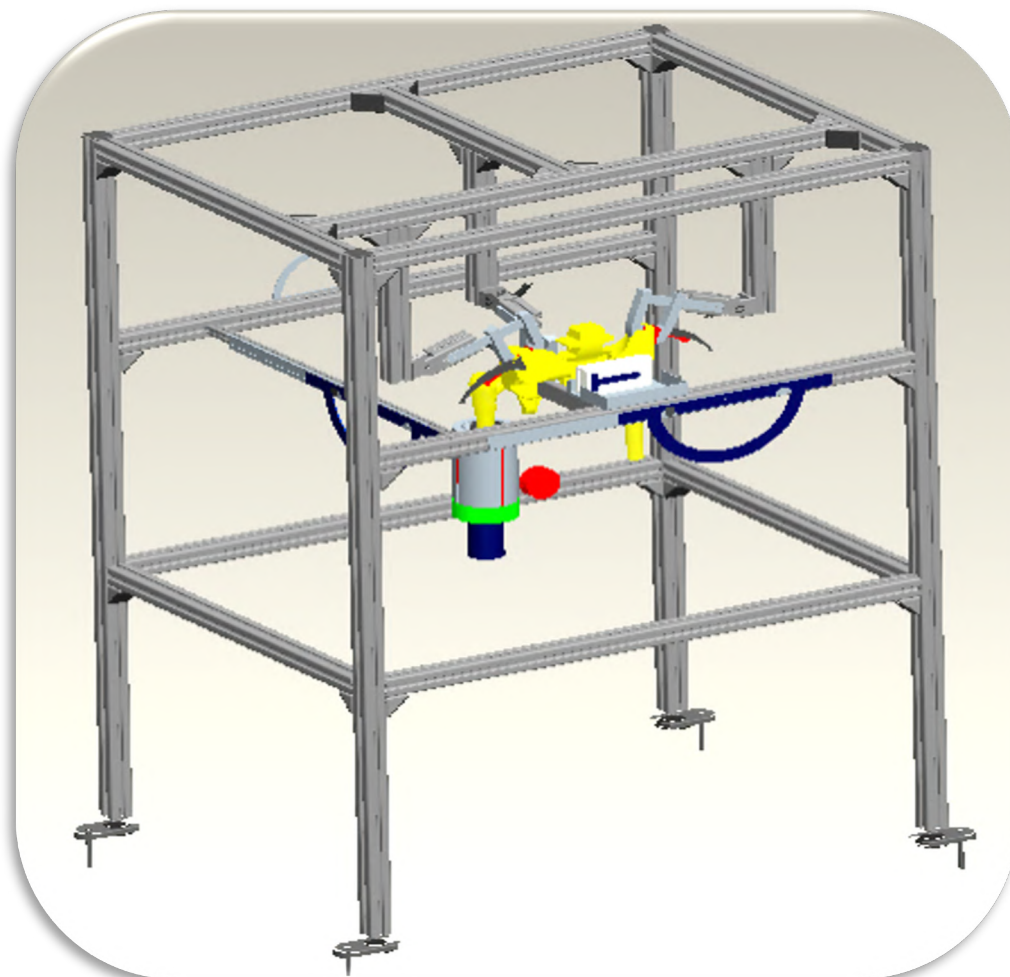


Figura 22a.- Bancada biomecánica de pruebas. 22a. Imagen virtual de la bancada de pruebas, con espécimen bilateral montado y con cilindro de compresión axial adaptado en el fémur derecho. Reproducido con permiso de Tey M. Estudio de la función del rodete acetabular en la biomecánica de la Cadera: Univ. Auton. Barcelona. 2015;Tesis Doctoral.(37)



Figura 22b y 22c. Detalle de la adaptación de un modelo de espécimen para valorar el control angular en posición anatómica y la correcta adaptación del sensor de presión en la cavidad acetabular. Reproducido con permiso de Tey M. Estudio de la función del rodete acetabular en la biomecánica de la Cadera: Univ. Auton. Barcelona. 2015;Tesis Doctoral.(37)

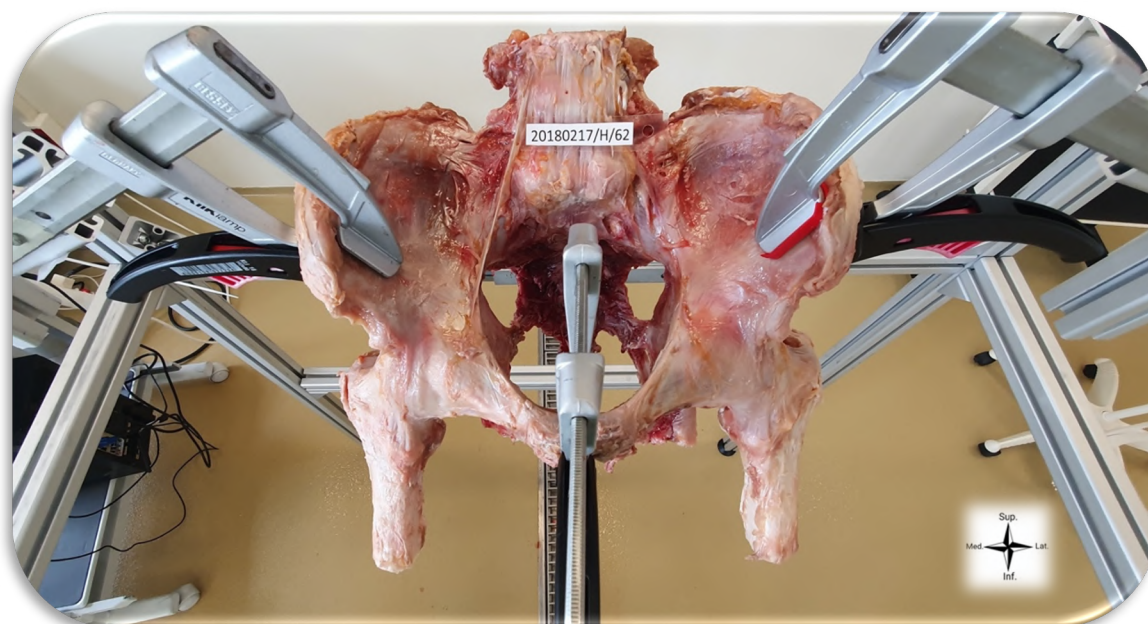
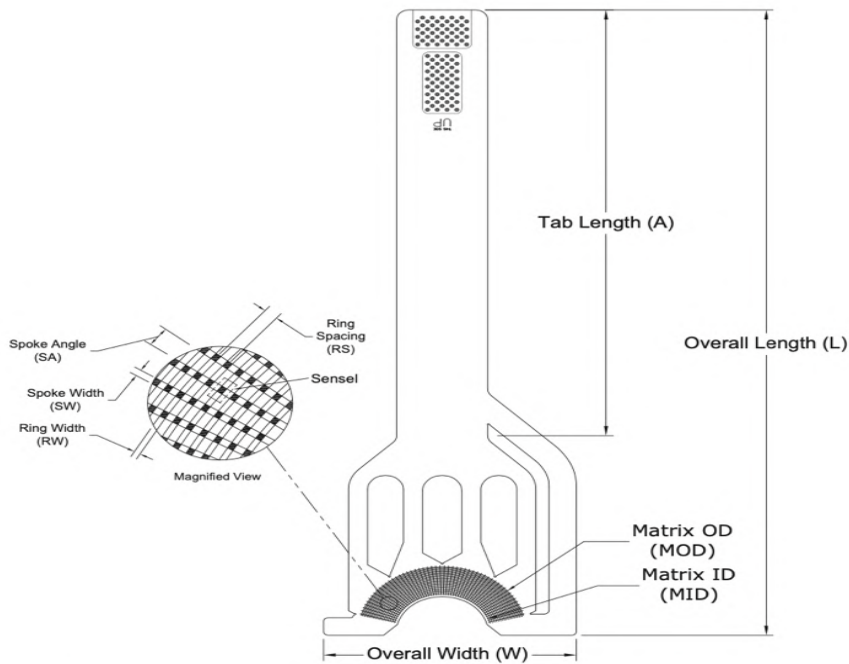


Figura 23. Visión superior de espécimen cadavérico posicionado anatómicamente en la bancada biomecánica de pruebas.

Se realizó una capsulotomía amplia en 360° a 2 mm del reborde acetabular y una sección del ligamento redondo (Figura 21); mediante inspección visual directa se confirmó la integridad del rodete acetabular y el correcto estado del cartílago acetabular. La capsulotomía permite manipular el rodete acetabular y la inserción de un sensor de presión

y áreas de contacto dinámico de tipo resistivo de película fina (modelo 4400N de Tekscan Inc. Boston, USA). (Figura 24, Esquema 1 - anexo 4). El sensor esta diseñado para mediciones intraarticulares de cadera con forma semicírculo y adaptado a la superficie condral del acetábulo; permite su fijación a la capsula y al labrum hasta con 8 puntos de sutura capsular (seda de 2/0) (Figura 25), logrando una posición estática durante los ensayos que permite mediciones reproducibles (211). Con un sistema de 2 puntos los sensores fueron calibrados según los protocolos del fabricante, se obtuvieron aplicando cargas a través de placas revestidas con poliuretano 90A (de 1 mm de espesor como análogo para el cartílago articular) sobre el sensor, lo que resultó en presiones de contacto del 20% y el 80% de la presión de prueba máxima creada a partir de la carga de 50 N a través de la articulación de la cadera. La carga era mantenida a medida que se adquirían los datos de calibración mediante el software I-Scan (v 5.83; Tekscan) (80,211). (Figura 27).

Tekscan® Medical Sensor 4400
 PRESSURE MAPPING, FORCE MEASUREMENT, AND TACTILE SENSORS



General Dimensions					Sensing Region Dimensions							Summary	
Overall Length L	Overall Width W	Tab Length A	Matrix ID MID	Matrix OD MOD	Spokes			Rings				Total No. of Sensels	Avg. Sensel Spatial Resolution
					SW	Pitch SA	Qty.	RW	Pitch RS	Qty.			
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(deg)		(mm)	(mm)			(sensel per sq-cm)	
414.0	131.3	281.9	51.3	87.1	0.5	2.9	52	0.4	Varies	20	1,040	64.1	
(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(deg)		(in)	(in)			(sensel per sq-in)	
16.30	5.17	11.10	2.02	3.43	0.020	2.885	52	0.015	Varies	20	1,040	413.5	

Pressure Ranges	
kPa	4,964
psi	720

Esquema 1.- Esquema de fabricación del sensor modelo 4400N de Tekscan.

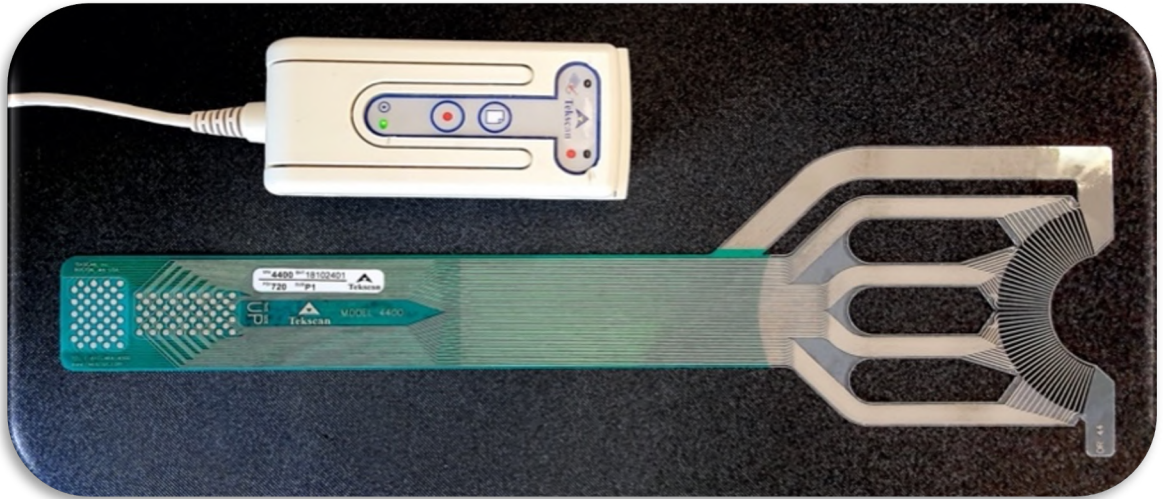


Figura 24.- Sensor modelo 4400N y sistema de conexión de Tekscan.

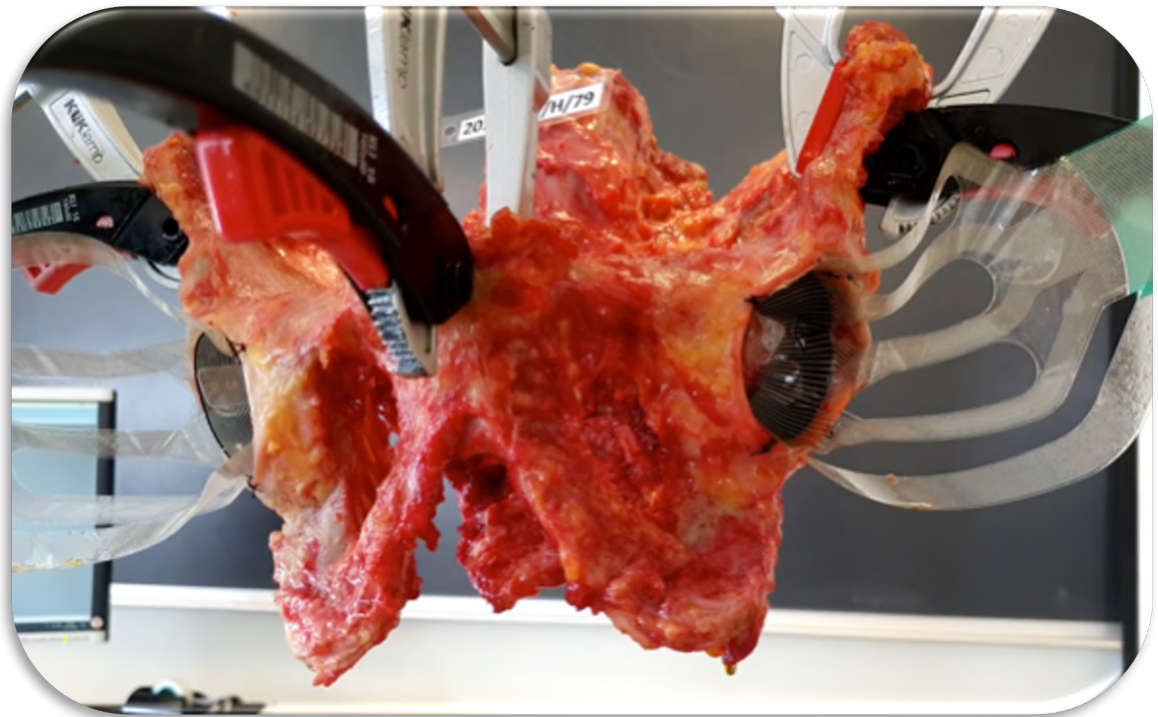


Figura 25.- Especimen cadavérico montado en la bancada de pruebas con ambos sensores introducidos y preparado para iniciar prueba.

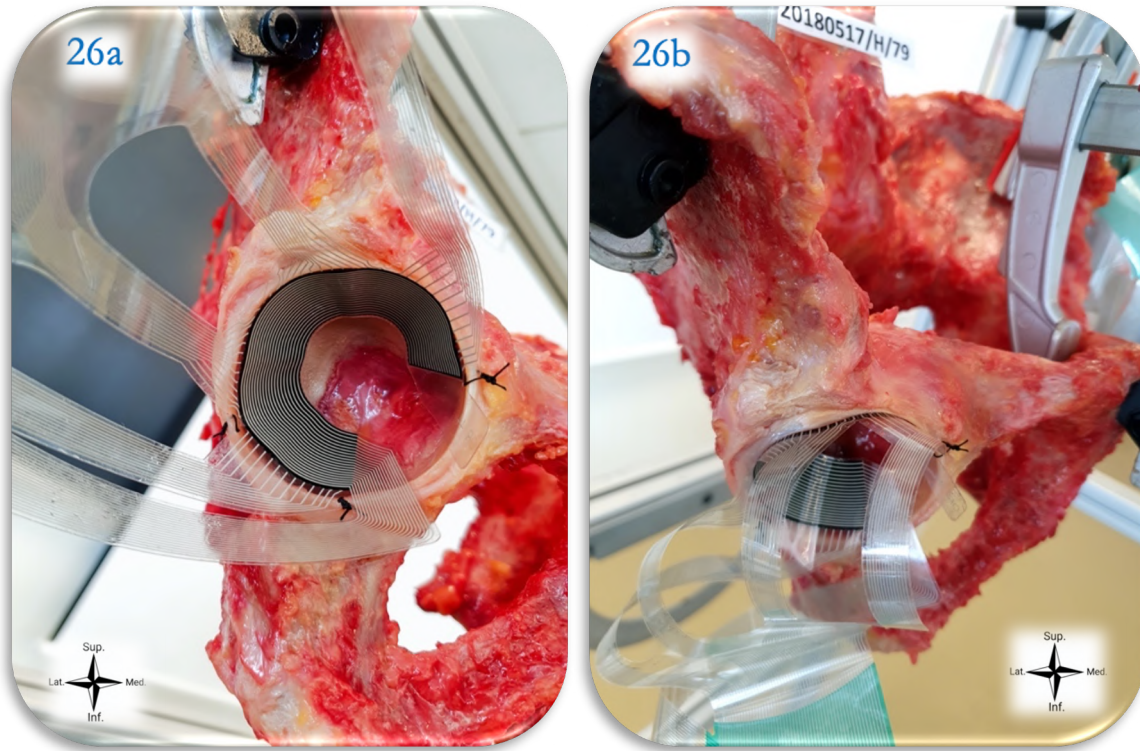


Figura 26a.- Sensor de presión modelo 4400N de TeKscan visualización lateral.
26b. Visualización superior.

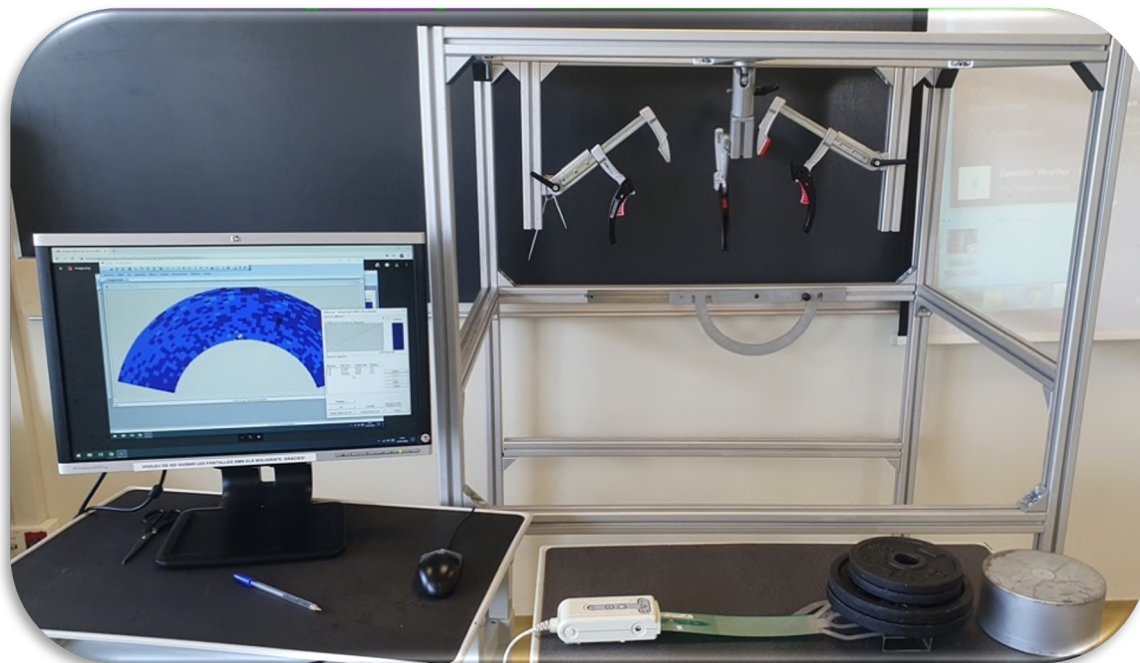


Figura 27. Ajuste de Sensibilidad y Calibrado de Sensor Tekscan junto a bancada de pruebas.

Para aplicar la presión del fémur sobre el acetábulo se utilizó el dinamómetro de alta precisión Digital Force Gauge SF – 500 ® (Besland, Taipei, Taiwan) a fin de mantener una presión estable durante todo el estudio y la misma presión en todos los especímenes.. (Especificaciones del dinamómetro: Carga máxima: 500N / 50Kg / 110Lb; Valor de división de carga: 0.1N / 0.01KG / 0.01 Lb; Sensor interior; Precisión: $\pm 0.5\%$, Temperatura de funcionamiento: 5 ~ 95.0 °F. Temperatura de transporte: -10 ~ 140.0 °F. Humedad relativa: 15% ~ 80% RH.) (Figura 28).

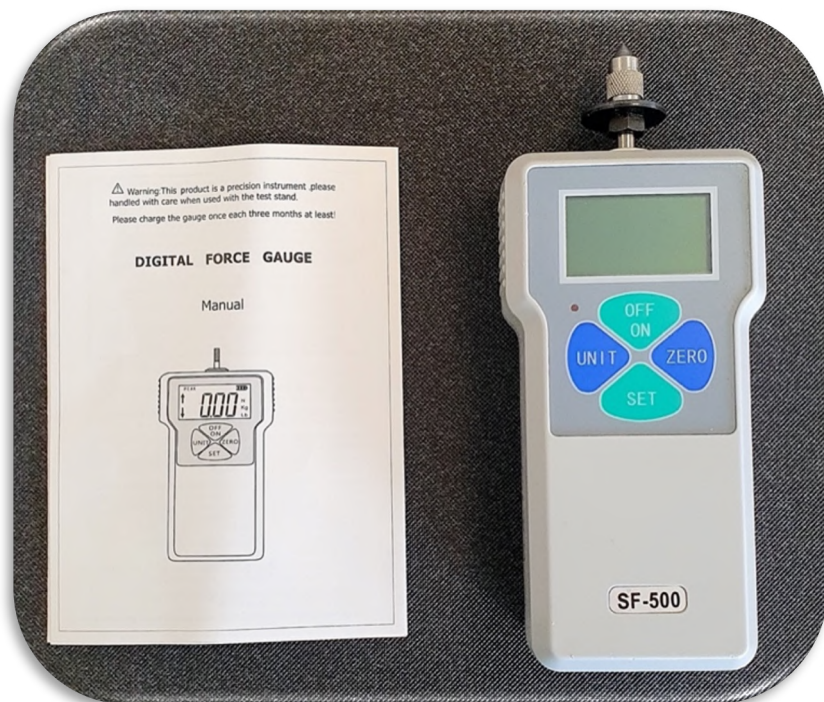


Figura 28. Dinamómetro Digital Force Gauge SF 500, Besland, Tailandia. El punzón central penetra en el canal femoral estabilizando la posición de este durante el ensayo.

Se midió el área de contacto, la presión intraarticular y la tensión de punta del cartílago acetabular tras la introducción de la cabeza femoral en la cavidad cotiloidea. Se reprodujo la misma secuencia de movimiento en los distintos especímenes. Se realizará un estudio dinámico en flexión de 90° y rotación interna máxima, flexión de 90° y rotación externa máxima y extensión de 20° en rotación neutra. El estudio se repitió en 4 situaciones clínicas distintas para cada espécimen: a) con el labrum acetabular intacto; b) tras labrectomía anterior de 3 cm longitud; c) tras la reconstrucción labral con implante macroporoso de poliuretano y d) tras la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.

La labrectomía de 3 cm se realizó mediante desinserción longitudinal con bisturí desde las 12 a las 3 horas del reloj en la cadera derecha (de las 9 a las 12 horas en la cadera izquierda), dejando 1 mm de margen lateral (Figura 29), Se ha elegido esta posición para la

labrectomía debido a que es la ubicación de lesión labral más frecuente en el pinzamiento femoroacetabular (80,108). Se implantaron entre 3 y 5 anclajes cada 5-7mm, utilizando anclajes de 5 mm con 2 suturas de alta resistencia (5.0mm Wedge Anchor II, No2. Force Fiber®, Stryker, USA) (Figura 30), para fijar con una sutura el implante de poliuretano y posteriormente se fijó con la otra sutura el autoinjerto de fascia lata sin variar la posición de los anclajes para poder ser comparados. Se realizarán suturas tipo “side - to - side” al remanente de labrum nativo y se procedió a realizar la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano (Actifit®, Orteq Ltd, London, United Kingdom) con suturas transimplante previamente posicionadas, previamente adaptado el Actifit de menisco medial, resecando 2 mm laterales para obtener un grosor de 8 mm similar al labral (1,40) (Figura 32). La reconstrucción con autoinjerto de fascia lata se realizó según la técnica de Lee et al. obteniéndose del mismo espécimen y tubulizándolo a un grosor entre 6 y 7 mm con una sutura de vycril 3.0 y un largo de 3 cm. (80). (Figura 33).

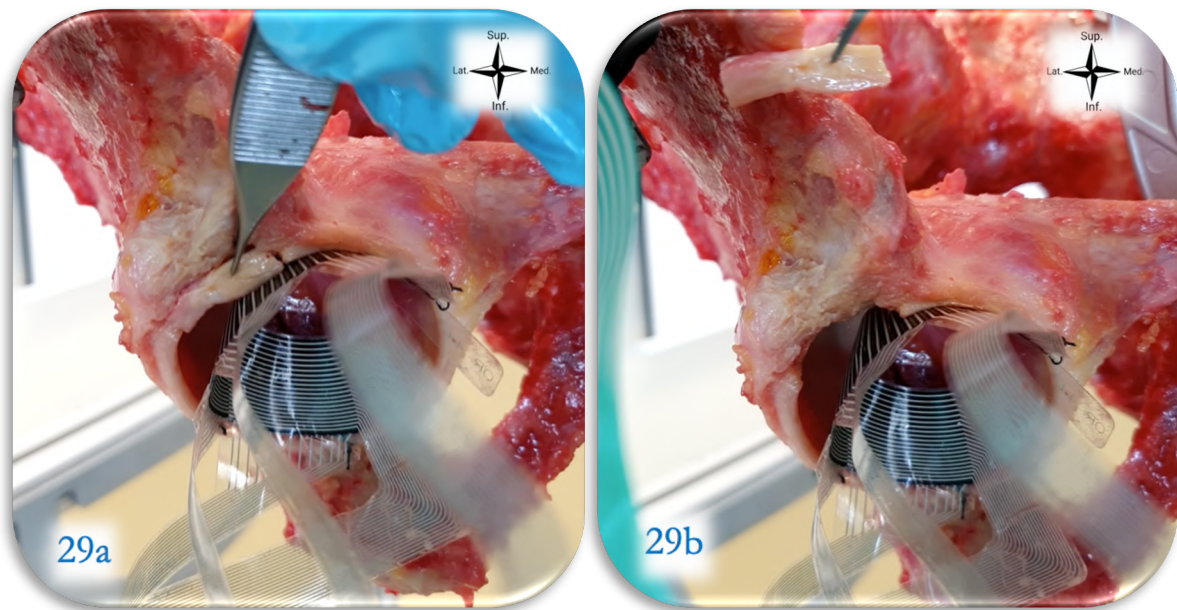


Figura 29 a y b.- Ejemplo de labrectomía anterosuperior de 3 centímetros realizada en cadera derecha de espécimen.



Figura 30a y b.- Anclaje 5.0mm Wedge Anchor II, No2. Force Fiber®, Stryker, USA.

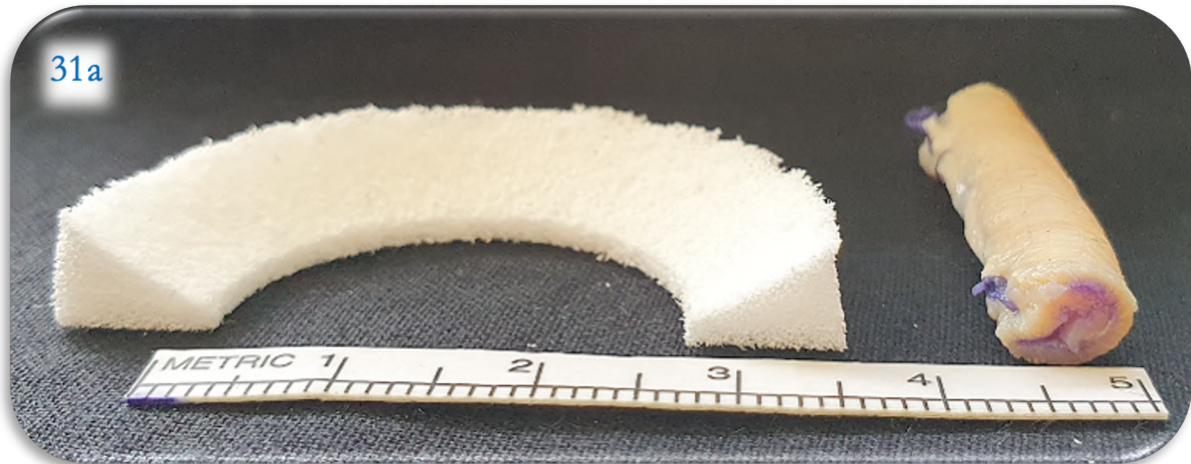


Figura 31a y 31b.-Implante macroporoso de poliuretano (Actifit®, Orteq Ltd, London, United Kingdom). Adaptado de Actifit de menisco medial, cortándolo a 8 mm para reconstrucción labral y a la derecha de la imagen autoinjerto de fascia lata de 6-7 mm tubilizado con vycril de 3.0.



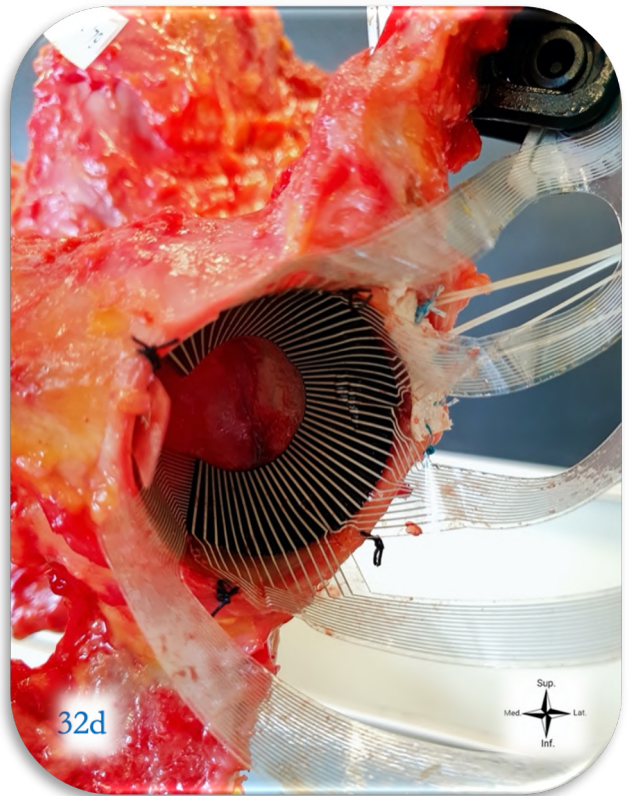
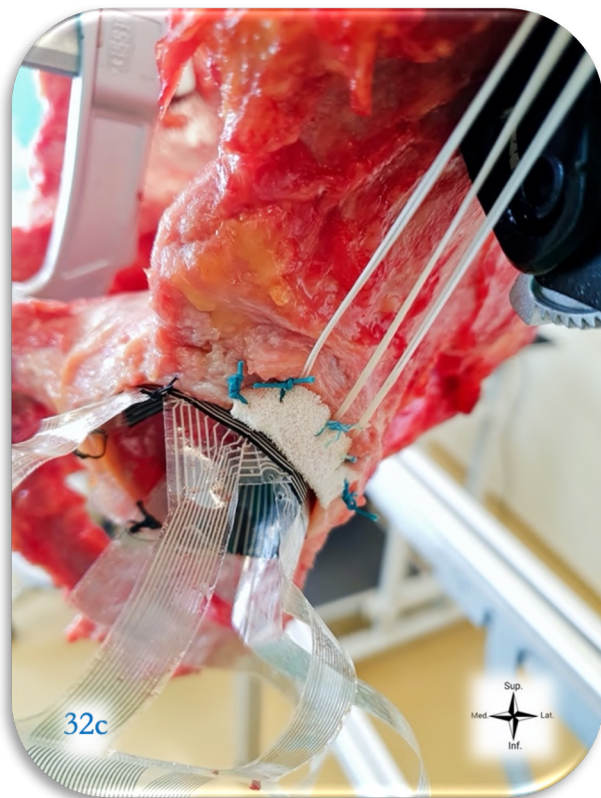
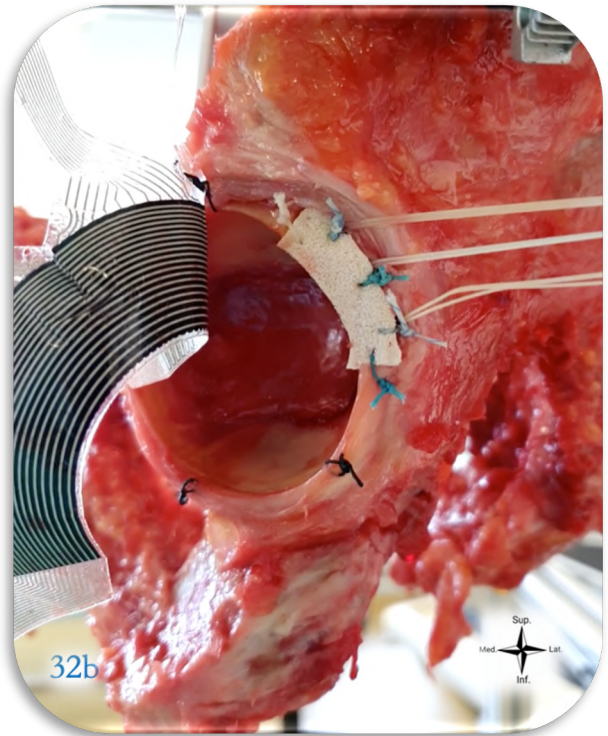
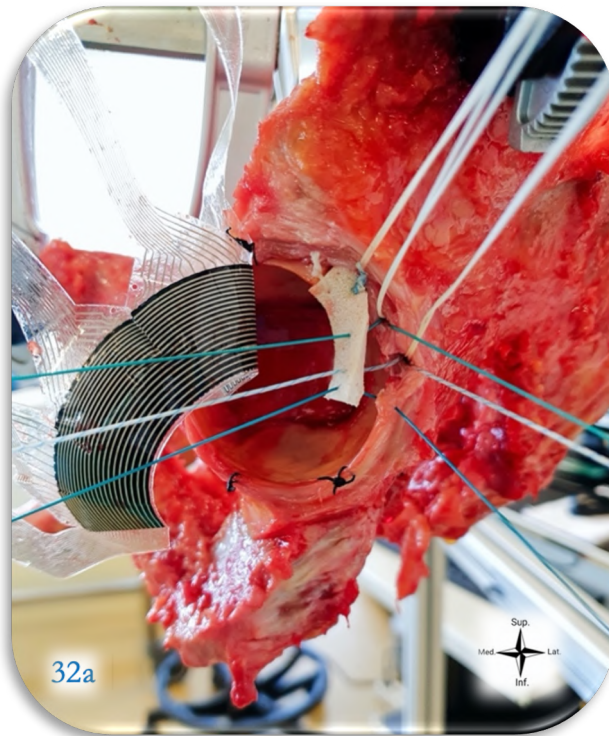


Figura 32. Ejemplo de reconstrucción paso a paso con Implante de Poliuretano Macroporoso en espécimen 4 cadera izquierda. 32a y 32b.-Se reconstruye con 3 anclajes y dos suturas translabrales.32c y 32d.-Visión superior y visión desde lateral del posicionamiento del sensor fijado con 4 suturas de seda.

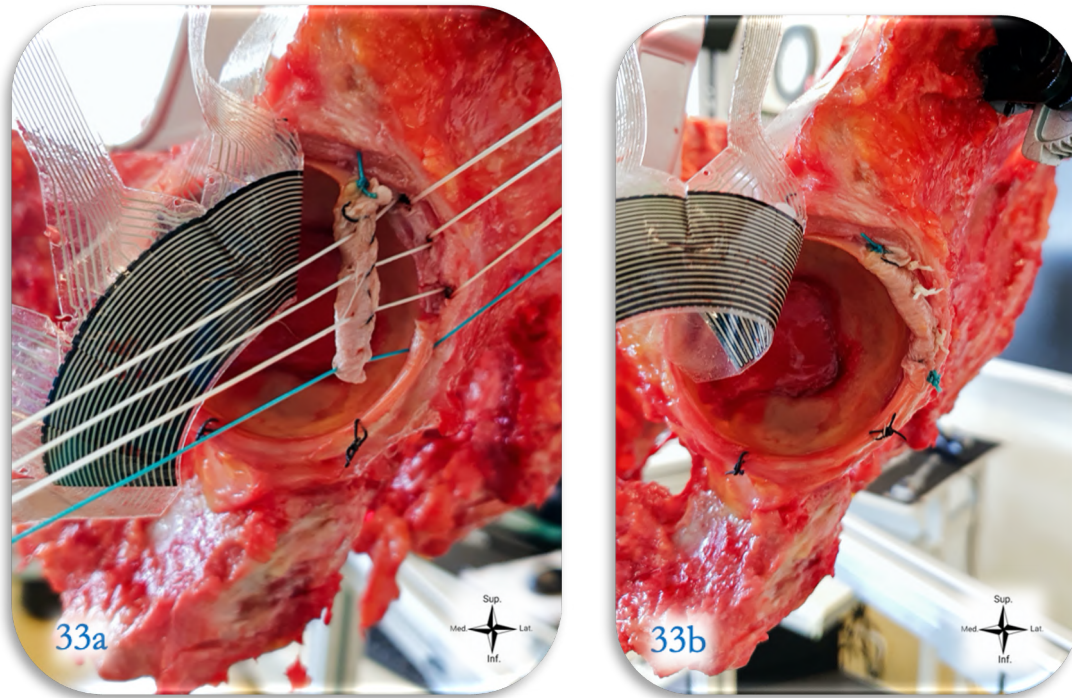


Figura 33a.- Ejemplo espécimen 4 en situación clínica de reconstrucción con autoinjerto de fascia lata. Se observa como se utiliza mismo punto de re inserción con la otra sutura del anclaje.

Las variables estudiadas fueron los valores área de contacto, presión de contacto y de tensión punta al aplicar carga articular en cuatro posiciones del rango articular de la cadera: flexión de 90°; rotación interna máxima en flexión de 90°; rotación externa máxima en flexión de 90°; y extensión de 20° (Figura 34). Estos valores se obtendrán para las 4 situaciones ensayadas: indemnidad de labrum, labrectomía parcial anterosuperior de 3 cm., reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano y reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.

El estudio comenzó desde la posición anatómica, en extensión, rotación y abducción neutra, y se realizaba flexión progresiva hasta 90°, luego se llevará la articulación a la rotación interna máxima, seguida de rotación externa máxima y vuelta a la rotación neutra, para finalizar con una excursión en extensión de 20°. El movimiento se realizó de forma manual, cronometrando y documentando cada posición, Se determinaron los momentos de flexión a 90°, flexión de 90° más rotación interna máxima, flexión de 90° más rotación externa máxima y extensión de 20° en rotación neutra. Durante todo el estudio se aplicó una fuerza constante de 50N con el dinamómetro, con una variación de +/- 5N. Cada ciclo durará 20 segundos, admitiéndose una variación del 10%. En caso de determinarse variaciones mayores en cuanto a fuerza y duración se desestimaron y se repitieron de nuevo el ciclo. Cada estudio se repitió tres veces y se utilizó la media de los resultados; en casos que de producirse una rotura de las

celdas del sensor se utilizó la función de interpolación del software de Tekscan (permite obtener las medidas de las celdas rotas según las presiones obtenidas de las celdas aledañas) y se procedió a tomar una sola medición por ensayo con ese sensor, si se rompen más del 10% de las celdas, se reemplazó el sensor. (Figura 34).

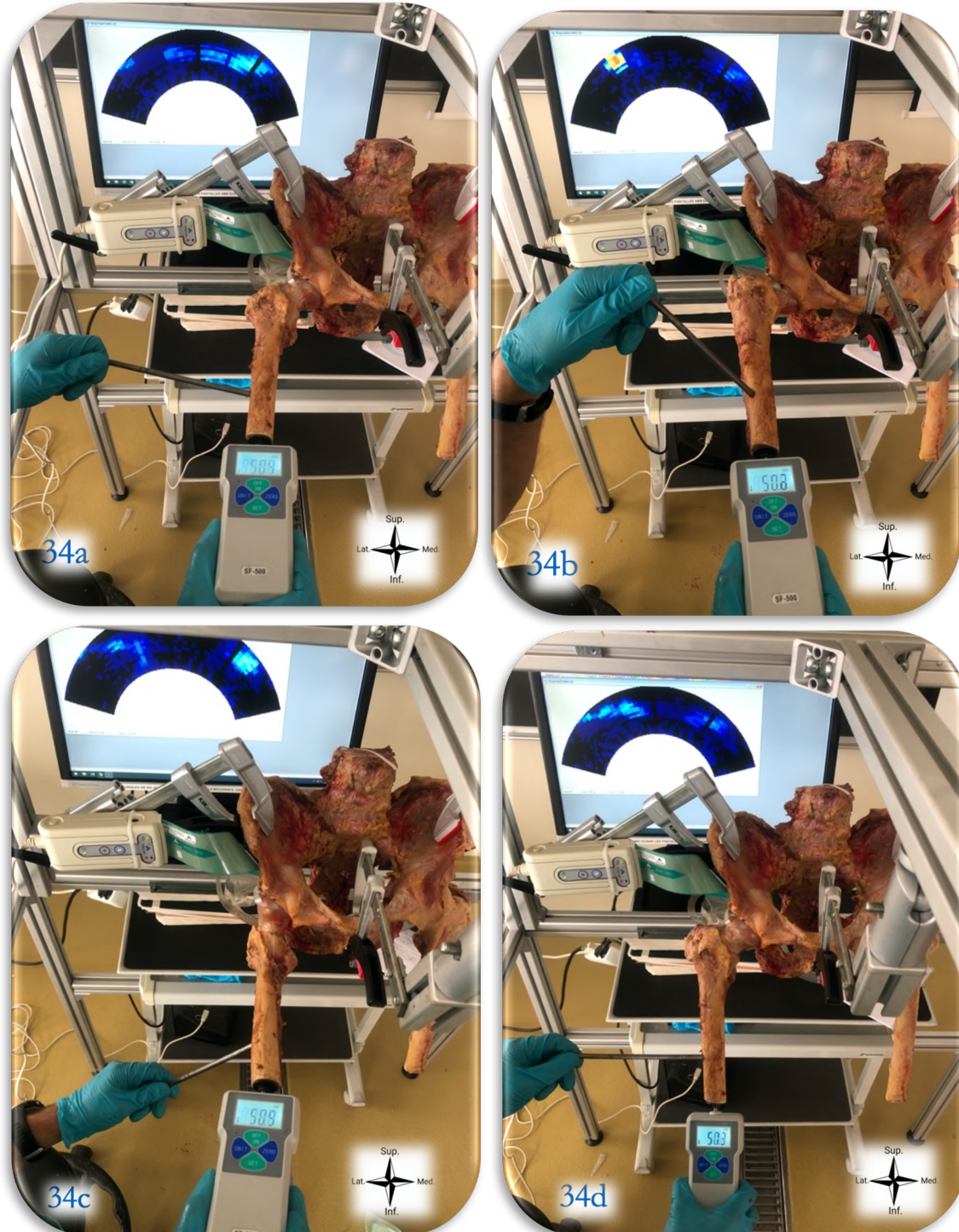


Figura 34. Ejemplo de un ciclo realizado en Bancada Biomecánica con Dinamómetro a 50 N.; 34a.- Cadera 90° de flexión; 34b.- Cadera a 90° de flexión más rotación interna máxima; 34c.- Cadera a 90° de flexión más rotación externa máxima; 34d.- Cadera en Extensión de 20°.

Durante la preparación de cada prueba y cuando el espécimen no se estaba probando, la superficie labral y el cartílago se mantuvieron lubricadas con una gasa con solución salina normal. Además, al finalizar cada prueba ambas superficies se lubricaron con grasa cadavérica para evitar la deshidratación.

El resumen de la metodología de la medición fue la siguiente:

1. Equilibrado y calibración del sensor.
2. Montaje del espécimen en posición anatómica en la bancada biomecánica.
- 3.- Medición para estudio morfométrico del labrum acetabular.
4. Colocación del sensor y fijado con suturas al remanente de cápsula articular con seda para evitar que el sensor se deslice durante los ciclos de movimiento.
- 5.- Se registraron las secuencias de los 4 movimientos de manera consecutiva, tomando el valor máximo en cada secuencia (ver tabla 2). Se aplicó de forma constante una fuerza compresiva de 50N.
- 6.- En cada espécimen se realizó la medición en las 4 situaciones clínicas: Labrum intacto; Labrectomía parcial anterosuperior; Reconstrucción con implante de poliuretano; reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.
7. Realización de la secuencia de movimientos con los mismos tiempos preestablecidos. Repetición del ensayo si los tiempos no eran exactos o si presentó variación $> 5\%$ de fuerza compresiva.
- 8.- Posterior a la medición con el sensor en las diferentes situaciones clínicas se realizó la prueba de sellado labral.
- 9.- En cada nuevo espécimen, se repitió el procedimiento sistemáticamente.

3.2.3.- Prueba del sellado labral.

Conocido en la literatura anglosajona como el “suction seal test” (212). Consiste en un análisis de tipo cualitativo que se realiza con la cadera en posición anatómica neutra, después de haber realizado la capsulotomía y sección del ligamento redondo se vuelve a articular la cabeza femoral y se aplica una fuerza de distracción axial valorando de forma cualitativa si se mantiene el sellado. Al perder el vacío producido por la presión negativa de sellado se produce un sonido audible y se luxa la cadera. Si no se mantiene el sellado no se percibe resistencia a la fuerza de distracción ni tampoco se escucha el sonido. Esto se realizó en todos los especímenes corroborando que estuviese presente desde el momento del labrum

intacto y se realiza tras cada labrectomía y cada reconstrucción con el implante. Todas las pruebas de sellado labral fueron realizadas por el mismo individuo.

Por último, se utilizaron 6 especímenes como ensayos prácticos para alcanzar la experiencia necesaria para realizar correctamente la calibración y posicionamiento de los sensores, el correcto aprendizaje de la técnica de reconstrucción labral con anclajes en hueso cadavérico y las pruebas biomecánicas en función del tiempo, logrando así medir de una forma reproducible y confiable, razón por la cuál estos especímenes fueron excluidos en los resultados del estudio.

3.3.-ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En el estudio morfométrico se analizaron variables cuantitativas y se expresaron en medias, desviación estándar, mínimos y máximos.

En el estudio biomecánico se valoraron variables cuantitativas y cualitativas. Las variables cuantitativas fueron el área de contacto en la superficie acetabular (AC), la presión de contacto (PC) y la presión máxima determinada por la tensión punta (TP). Estos tres parámetros se miden en un mismo espécimen en las cuatro situaciones clínicas predeterminadas. Los valores de las AC, PC y TP se normalizaron al estado de labrum intacto para su utilización en el análisis final. Esto es necesario debido a que cada cadera tiene un tamaño distinto y la adaptación del sensor podía estar influenciada por esa diferencia. Los valores normalizados se presentan en proporción al labrum intacto, que se le asigna la normalidad con el valor de 1. Todos los promedios se presentan en medias \pm desviación estándar, a menos que se especifique lo contrario. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el software estadístico SPSS (IBM SPSS Statistics para Windows, v23.0. Armonk, NY: IBM Corp).

Las variables cuantitativas se analizaron con una *prueba t de student* para datos apareados. Con objeto de valorar el comportamiento de la reconstrucción labral en los movimientos del rango articular se realizó un análisis de los datos para cada momento espacial:

- a. Flexión de 90°
- b. Flexión de 90° más rotación interna máxima (RI).
- c. Flexión de 90° más rotación externa máxima (RE).
- d. Extensión de 20°

Se comparó el área de contacto (AC), la presión de contacto (PC) y la tensión punta (TP) en la superficie acetabular en las siguientes situaciones:

- 1.- Labrum íntegro frente a labrectomía parcial anterosuperior de 3 cm.
- 2.- Labrum íntegro frente a labrum reconstruido con implante macroporoso de poliuretano.
- 3.- Labrum íntegro frente a reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.
- 4.- Labrectomía parcial anterosuperior frente a reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano.
- 5.- Labrectomía parcial anterosuperior frente a reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.
- 6.- Reconstrucción con implante de poliuretano frente a reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.

Las variables cualitativas son las obtenidas por la prueba de sellado labral; se realizó un análisis descriptivo y se utilizó la prueba exacta de Fisher para comparar el sellado de succión cualitativo entre el labrum intacto, la labrectomía, la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano y la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata.

4.- RESULTADOS

En todos los 22 especímenes se realizó el protocolo de disección descrito sin incidencias. La pelvis 4 y 8 al realizar la capsulotomía presentaban degeneración articular avanzada no detectada con fluoroscopia (lesión avanzada de la unión condrolabral, del labrum y del cartílago articular de forma bilateral) por lo que se excluyeron del estudio estos 4 especímenes y se volvieron a etiquetar las pelvis del 1 al 9. De la muestra final, la pelvis 1 presentaba un diámetro de acetábulo pequeño de 40 mm de diámetro, que imposibilitaba la colocación del sensor para realizar mediciones correctas, ocurría una sobreposición de celdas de este al superar la circunferencia alterando las mediciones, por lo que se tuvieron que excluir ambos especímenes del estudio biomecánico, pero se incluyó en el estudio morfométrico. Las pelvis 2, 3 y 4 (6 especímenes) se utilizaron de prueba para obtener la experiencia para poder realizar los ensayos de forma precisa y reproducible, por lo que se excluyeron del estudio al haberse manipulado el labrum intacto al practicar la técnica quirúrgica. En total, 10 especímenes (10 caderas) cumplieron los requisitos para ser incluidos en el ensayo biomecánico y fueron renombrados, etiquetándose de 1 al 10, siendo los números impares el lado derecho de cada pelvis. El tiempo transcurrido entre la preparación de los especímenes y la realización del estudio fue de 60 días.

4.1.- ESTUDIO MORFOMÉTRICO DEL LABRUM ACETABULAR

La edad promedio 71,7 años (rango 62-81), el 60% fueron hombres y el 50% fueron caderas derechas. Se incluyeron 18 caderas en estas mediciones y los resultados se observan en la tabla 1. En todas las caderas se observó la presencia del labrum, no se evidenciaron aplasias labrales. Las medias obtenidas para la altura del labrum fueron en su porción superior 6,78 mm. (rango 5,08-9,22), porción anterior 5,60 mm. (rango 4,46-7,3), porción posterior 7,49 mm. (rango 6,6 -10,62) y el ligamento transversal presento un ancho de 7,14 mm. (rango 6,32-9,91). No se encontró en ningún espécimen el surco sublabral. Se obtuvo considerando el promedio de todas las áreas estudiadas (superior, anterior y posterior) que el labrum mide $6,62 \pm 0,95$ mm.

Tabla 1.-Estudio morfométrico del labrum acetabular.

Tabla 1.- ESTUDIO MORFOMÉTRICO					Pelvis ELAS	Acetábulo (Diámetro)	Labrum acetabular			Ligamento Transverso
Pelvis	Especimen	Sexo	Lado	Edad			Superior	Posterior	Anterior	
1	-	F	D	80	265,1	40,71	5,12	6,93	4,46	6,33
1	-	F	I	80	265,1	40,18	5,08	6,66	4,62	6,32
2	-	M	D	62	282,6	52,85	6,24	6,42	4,94	6,55
2	-	M	I	62	282,6	53,12	5,95	7,14	4,39	6,87
3	-	M	D	68	293,3	54,3	8,37	7,24	5,24	7,52
3	-	M	I	68	293,3	56,25	9,1	7,11	5,8	9,21
4	-	F	D	80	292,1	53,4	4,1	7,39	4,64	7,2
4	-	F	I	80	292,1	52,8	2,3	6,93	4,56	7,32
5	1	M	D	67	278,6	53,29	7,32	8,23	6,46	6,56
5	2	M	I	67	278,6	54,53	7,69	7,49	5,82	7,38
6	3	M	D	63	288,4	55,03	8,53	7,82	6,25	7,55
6	4	M	I	63	288,4	57,12	8,43	7,57	6,19	7,63
7	5	F	D	65	272,1	47,17	6,18	6,65	5,58	6,66
7	6	F	I	65	272,1	50,8	7,24	6,6	5,16	6,55
8	7	M	D	79	278,7	53,25	6,58	7,94	6,58	7,64
8	8	M	I	79	278,7	51,24	6,32	7,45	6,23	6,95
9	9	F	D	81	275,9	52,51	9,22	10,62	7,3	7,14
9	10	F	I	81	275,9	50,28	8,22	8,57	6,65	7,11
Media				71,67	280,76	51,60	6,78	7,49	5,60	7,14
D.E.				7,88	9,08	4,64	1,84	0,97	0,89	0,68
Mín.				62	293,3	40,18	5,08	6,6	4,46	6,32
Máx.				81	265,1	56,25	9,22	10,62	7,3	9,21

La unidad de medida es en milímetros (mm.). Sexo femenino (F) masculino (M). Lado derecho(D) e izquierdo (I). Diámetro de pelvis entre espinas iliacas anterosuperiores (ELAS). Diámetro del acetábulo entre las 3 y 9 de las agujas reloj. Labrum acetabular medido en altura desde reborde óseo a margen libre. Ligamento transverso medición del ancho desde medial a lateral. Desviación estándar (D.E.); Mínimo (Mín.) y máximo (Máx.) obtenidos.

4.2.- ESTUDIO BIOMECÁNICO DE RECONSTRUCCIÓN LABRAL

Para cada espécimen se obtuvieron datos área de contacto (AC), presión de contacto (PC) y de tensión de punta (TP) por encima del umbral de medición del sensor durante los cuatro movimientos testados: flexión de 90°, flexión de 90° con rotación interna máxima, flexión de 90° con rotación externa máxima, extensión de 20°. Se logró la calibración óptima del sensor según el fabricante a una sensibilidad de 34 sobre 40. Al realizar las pruebas en movimiento continuo se observó alta fragilidad de los sensores, presentando rotura completa de 2 de ellos en las primeras 10 mediciones, motivo por el cual se decidió realizar las mediciones durante 5 segundos de forma estática para cada posición y se realizó una medición en vez de la media de tres para cada medición. Se logró medir en todos los estudios con sensores en óptimas condiciones y si presentaban menos del 10% de rotura de las celdas se ajustó la medición aplicando la función de interpolación del software. En total se rompieron 3 de los 6 sensores en más del 10% de las celdas, siendo reemplazados correctamente previo a realizar mediciones erróneas y para continuar con las mediciones.

En las siguientes figuras, tablas y gráficos vienen reflejados los resultados del estudio biomecánico:

Figura 35: Visión en 2 dimensiones que muestra las mediciones de una cadera izquierda del espécimen 1, en el mapa de área y presión en tiempo real adquiridas con el software I-Scan (v 5.83; Tekscan). Los colores indican el nivel de presión, siendo el azul baja presión, mientras que el amarillo y el naranja una presión más alta.

Figura 36: Visión en 3 dimensiones de las mediciones en la cadera izquierda de espécimen 1, en el mapa de área y presión en tiempo real adquiridas con el software I-Scan (v 5.83; Tekscan).

Tabla 2: Resumen en datos crudos de todas las mediciones realizadas.

Tabla 3: Resultados normalizados para Área de contacto.

Tabla 4: Resultados normalizados para Presión de contacto.

Tabla 5: Resultados normalizados para Tensión punta.

Tabla 6: Resumen de significancia estadística para las diferentes pruebas t student de datos apareados.

Gráficos 1 al 12: Diagramas de caja (Boxplot) con el análisis de cada movimiento del rango articular observando en comparativa las 4 situaciones clínicas.

Tabla 7: Resultados de todas las pruebas de sellado labral.

Tabla 8: Resumen prueba de sellado labral.

Figura 35.- Visión 2D en el mapa de área y presión en tiempo real adquiridas con el software I-Scan en la cadera izquierda del espécimen 1.

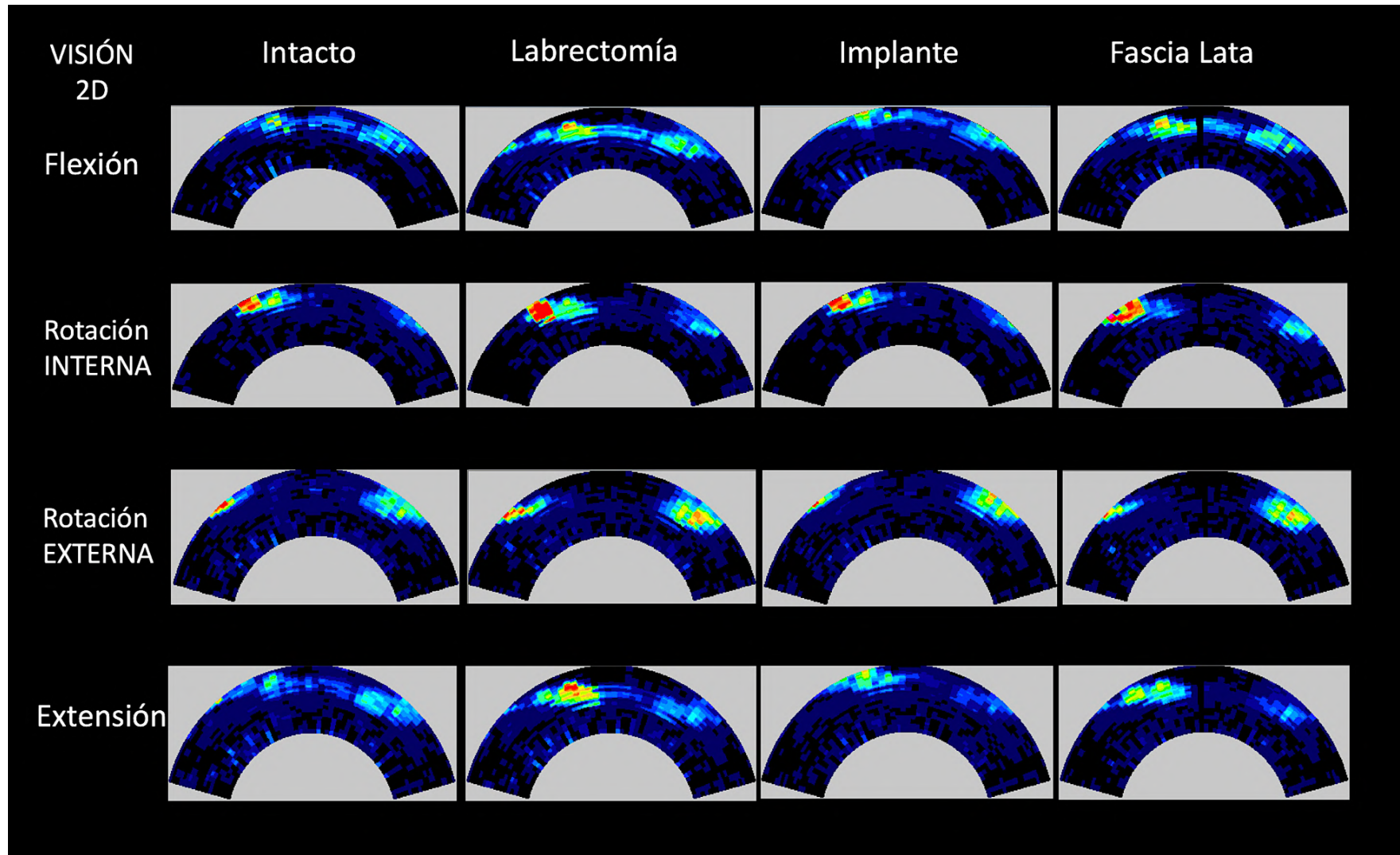


Figura 36.- Visión 3D en el mapa de área y presión en tiempo real adquiridas con el software I-Scan en la cadera izquierda del espécimen 1.

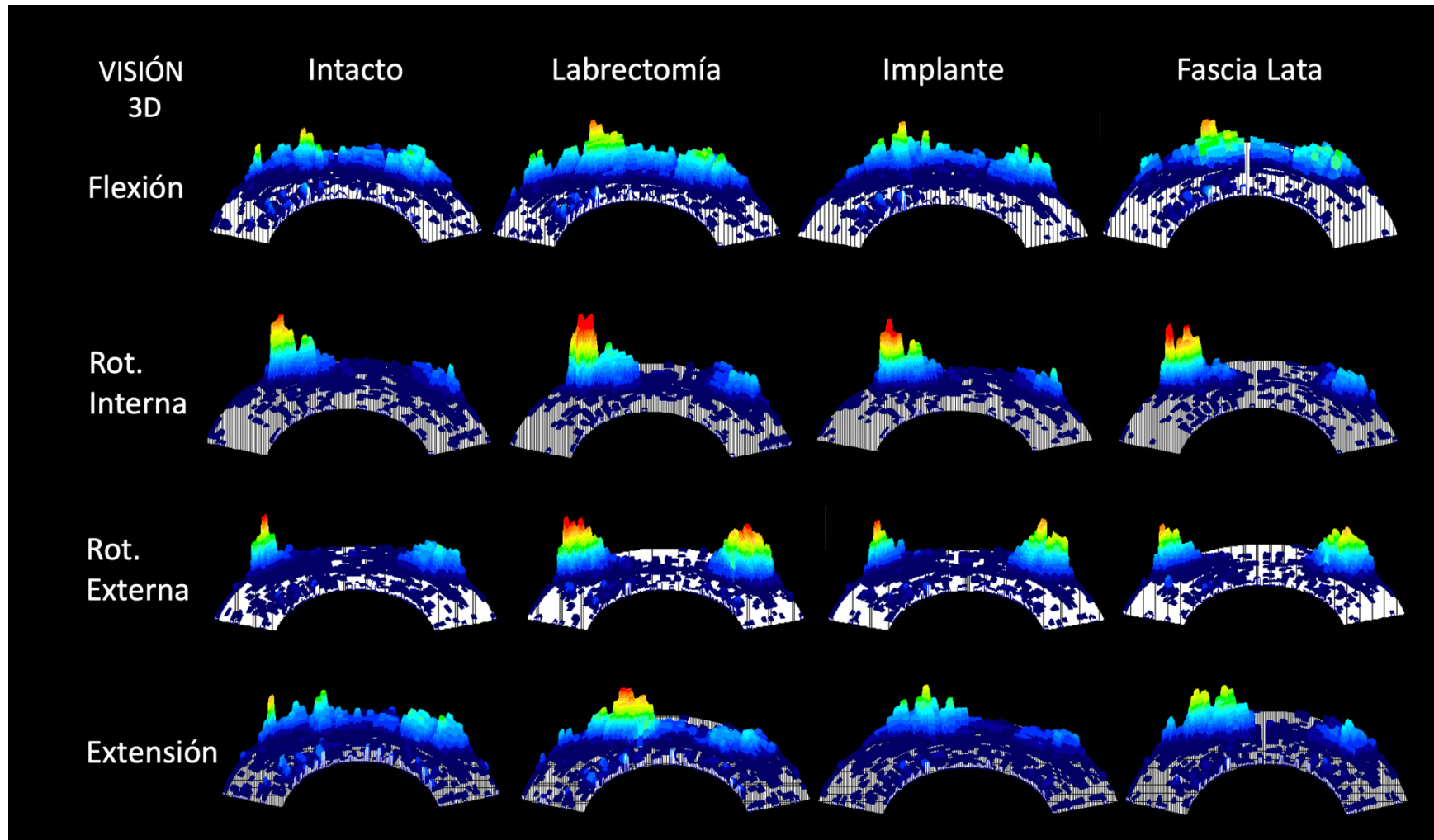


Tabla 2.- Resultados de mediciones crudas del ensayo biomecánico.

Tabla 2.- ESTUDIO BIOMECÁNICO			FLEXIÓN				ROTACIÓN INTERNA				ROTACIÓN EXTERNA				EXTENSIÓN			
ESPECIMEN	Resultados crudos	RAW	90°				en flexión 90°				en flexión 90°				20°			
			Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia
1	Área de contacto	cm2	10,11	8,23	9,98	10,05	9,21	7,62	8,75	9,11	11,05	10,1	10,86	10,79	11,79	10,35	11,6	11,82
	Presión de contacto	kPa	338,62	582,34	453,25	430,16	349,53	517,34	426,4	436,12	332,52	498,7	435,23	404,82	335,25	457,23	374,74	362,32
	Tensión punta	kPa	2375,62	3202,24	2350,33	2538,32	2623,43	3402,24	2723,27	2442,06	3155,51	3839,05	3341,98	3293,45	2483,23	3088,13	2618,13	2512,45
2	Área de contacto	cm2	11,27	9,5	10,96	10,82	8,53	8,16	8,75	8,49	9,69	7,49	9,135	9,29	11,73	9,28	11,69	11,85
	Presión de contacto	kPa	429,08	652,87	452,34	489,24	514,36	673,19	562,34	565,83	344,62	482,23	397,35	359,24	370,82	513,25	402,82	382,03
	Tensión punta	kPa	3463,3	4392,73	3449,8	3595,23	4153,08	4938,5	4134,04	4194,16	2520,5	2832,51	2554,3	3023,31	4062,12	4419,32	4043,94	3953,38
3	Área de contacto	cm2	10,77	9,81	10,47	10,38	8,92	7,4	9,23	8,93	9,96	9,54	10,35	9,87	11,08	8,04	10,89	11,1
	Presión de contacto	kPa	445,23	593,43	455,28	458,3	442,34	567,6	474,73	472,45	462,34	629,35	517,23	493,23	374,16	502,43	422,34	379,31
	Tensión punta	kPa	2893,43	3422,73	2994,38	2945,36	3425,54	4382,74	3719,25	3874,95	2457,15	3271,34	2243,53	2633,11	2775,23	3423,3	2812,42	2788,32
4	Área de contacto	cm2	12,81	10,65	12,44	12,53	11,73	9,65	11,51	11,62	12,72	10,54	10,95	11,34	12,4	10,3	12,46	11,97
	Presión de contacto	kPa	359,4	443,9	428,23	409,34	385,23	482,32	384,72	392,31	382,15	587,8	426,25	421,34	345,27	449,02	412,35	359,8
	Tensión punta	kPa	2513,52	3292,73	2549,8	2527,19	2982,4	3452,19	3101,14	3127,11	2631,88	3152,34	2564,92	2732,12	1831,41	3035,32	1863,19	1895,51
5	Área de contacto	cm2	9,89	8,84	9,98	9,86	5,87	5,04	5,86	5,93	8,65	6,93	8,98	8,73	8,69	6,7	8,65	8,63
	Presión de contacto	kPa	559,44	694,4	573,6	630,32	632,42	728,34	645,23	680,23	453,62	623,8	483,23	586,33	482,35	574,43	503,64	545,02
	Tensión punta	kPa	2.616	3672,3	2712,93	3031,03	2938,44	4018,6	3013,72	3645,23	2629,31	3150,46	2645,99	2849,41	2568,15	2835,29	2645,24	2641,38
6	Área de contacto	cm2	11,18	8,44	11,04	11,22	10,23	8,48	10,23	10,12	11,51	9,28	11,61	11,53	10,81	9,1	10,63	10,78
	Presión de contacto	kPa	415,36	494,8	437,23	430,43	563,21	655,66	543,29	586,23	481,3	653,15	493,83	504,23	523,48	670,4	503,64	530,53
	Tensión punta	kPa	3423,8	4689,84	3446,39	3369,3	3498,32	4335,26	3100,43	3203,25	3101,35	3981,18	3135,42	3003,28	3217,76	4137,23	3093,4	3156,14
7	Área de contacto	cm2	14,53	11,04	14,81	14,62	13,81	8,18	12,94	12,86	12,55	10,56	13,09	13,21	14,5	11,86	14,87	14,65
	Presión de contacto	kPa	359,34	427,41	424,84	380,53	636,13	746,24	684,54	650,34	682,31	754,92	693,64	723,45	482,65	583	511,73	525,03
	Tensión punta	kPa	3663,22	3904,54	3766,3	3880,23	4212,78	4923,98	4195,32	3278,43	3901,12	4820,44	4014,82	3958,32	3147,63	4280,48	3647,73	3724,62
8	Área de contacto	cm2	10,61	9,01	9,25	10,32	9,46	7,45	8,54	8,65	9,86	6,45	9,75	9,81	9,15	7,19	7,54	8,12
	Presión de contacto	kPa	391,1	464,2	454,7	443,38	431,6	558,7	510,34	520,23	652,72	730,53	729,7	722,83	394,24	594,82	584,36	582,38
	Tensión punta	kPa	3631,2	4526,33	4366,33	4157,12	4306,9	4756,3	4466,3	4592,34	4492,4	4863,33	4631,3	4582,32	3396,02	4456,33	3866,37	4013,99
9	Área de contacto	cm2	12,9	10,53	10,98	11,23	8,63	8,02	7,99	8,17	10,23	9,3	8,97	9,24	10,72	9,27	9,46	9,52
	Presión de contacto	kPa	562,3	618,34	583,34	593,92	572,43	748	652,42	580,32	612,43	763,91	668,34	630,52	497,5	587,9	582,2	513,23
	Tensión punta	kPa	3245	4336,35	4022,17	3703,23	3345,2	4591,34	3462,4	3674,32	3449,21	3931,52	3642,1	3623,85	3396,67	3925,04	3391,24	3451,01
10	Área de contacto	cm2	9,71	6,7	9,67	9,72	9,19	7,76	9,11	9,08	9,97	7,73	9,96	9,86	9,61	7,2	9,52	9,71
	Presión de contacto	kPa	654,2	725,3	682,32	630,42	540,23	761,34	546,12	550,82	524,53	653,25	576,71	538,92	618,8	671,62	590,99	625,95
	Tensión punta	kPa	3562,13	4234,57	3536,44	3821,73	3452,32	4629,05	3866,05	3984,43	2834,3	3912,63	3066,3	3298,12	3016,72	3618,43	3052,13	3001,51

Tabla 3.- Resultados normalizados de área de contacto (AC).

Tabla 3.- ÁREA DE CONTACTO NORMALIZADA	FLEXIÓN				ROTACIÓN INTERNA				ROTACIÓN EXTERNA				EXTENSIÓN			
	90°				en flexión 90°				en flexión 90°				20°			
	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia
1	1,00	0,81	0,99	0,99	1,00	0,83	0,95	0,99	1,00	0,91	0,98	0,98	1,00	0,88	0,98	1,00
2	1,00	0,84	0,97	0,96	1,00	0,96	1,03	1,00	1,00	0,77	0,94	0,96	1,00	0,79	1,00	1,01
3	1,00	0,91	0,97	0,96	1,00	0,83	1,03	1,00	1,00	0,96	1,04	0,99	1,00	0,73	0,98	1,00
4	1,00	0,83	0,97	0,98	1,00	0,82	0,98	0,99	1,00	0,83	0,86	0,89	1,00	0,83	1,00	0,97
5	1,00	0,89	1,01	1,00	1,00	0,86	1,00	1,01	1,00	0,80	1,04	1,01	1,00	0,77	1,00	0,99
6	1,00	0,75	0,99	1,00	1,00	0,83	1,00	0,99	1,00	0,81	1,01	1,00	1,00	0,84	0,98	1,00
7	1,00	0,76	1,02	1,01	1,00	0,59	0,94	0,93	1,00	0,84	1,04	1,05	1,00	0,82	1,03	1,01
8	1,00	0,85	0,87	0,97	1,00	0,79	0,90	0,91	1,00	0,65	0,99	0,99	1,00	0,79	0,82	0,89
9	1,00	0,82	0,85	0,87	1,00	0,93	0,93	0,95	1,00	0,91	0,88	0,90	1,00	0,86	0,88	0,89
10	1,00	0,69	1,00	1,00	1,00	0,84	0,99	0,99	1,00	0,78	1,00	0,99	1,00	0,75	0,99	1,01
Promedio	1,00	0,82	0,96	0,97	1,00	0,83	0,97	0,98	1,00	0,83	0,98	0,98	1,00	0,81	0,97	0,98
Mediana	1,00	0,82	0,98	0,99	1,00	0,83	0,99	0,99	1,00	0,82	0,99	0,99	1,00	0,80	0,99	1,00
Mín.	1,00	0,69	0,85	0,87	1,00	0,59	0,90	0,91	1,00	0,65	0,86	0,89	1,00	0,73	0,82	0,89
Máx.	1,00	0,91	1,02	1,01	1,00	0,96	1,03	1,01	1,00	0,96	1,04	1,05	1,00	0,88	1,03	1,01
D.E.	0,00	0,07	0,06	0,04	0,00	0,10	0,04	0,03	0,00	0,09	0,07	0,05	0,00	0,05	0,06	0,05

En el análisis del AC en comparación al labrum intacto disminuyó significativamente en la labrectomía parcial en todas las posiciones del rango articular. En flexión disminuyó a $0,82 \pm 0,07$, en rotación interna a $0,83 \pm 0,1$, en rotación externa a $0,83 \pm 0,09$ y en extensión a $0,81 \pm 0,05$ (en todas con una $p < 0,001$).

Al comparar el AC entre el labrum intacto y la reconstrucción con implante de poliuretano se observó la recuperación de más del 96% del AC, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas. En flexión $0,96 \pm 0,06$ ($p = 0,057$), en rotación interna $0,97 \pm 0,04$ ($p = 0,085$), en rotación externa $0,98 \pm 0,07$ ($p = 0,148$) y en extensión $0,97 \pm 0,05$ ($p = 0,113$).

Al comparar el AC entre el labrum intacto y la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata se observó la recuperación de más del 97% del AC. No se encontró diferencia en flexión $0,97 \pm 0,04$ ($p = 0,062$), en rotación externa $0,98 \pm 0,05$ ($p = 0,148$) y en extensión $0,98 \pm 0,05$ ($p = 0,147$), sólo se observó diferencia en la rotación interna $0,98 \pm 0,03$ ($p = 0,037$).

Al comparar el AC entre la labrectomía parcial y la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano, se obtuvo que aumentó del AC en todas las posiciones del rango articular ($p < 0,001$). Lo mismo sucede al comparar la labrectomía parcial con la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata, aumentando el AC en todas las posiciones del rango articular ($p < 0,001$).

Al comparar el AC entre la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano y autoinjerto de fascia lata no se encontraron diferencias en ninguna de las posiciones del rango articular ($p > 0,6$).

Tabla 4.- Resultados normalizados de presión de contacto (PC).

Tabla 4.- PRESIÓN DE CONTACTO NORMALIZADA	FLEXIÓN				ROTACIÓN INTERNA				ROTACIÓN EXTERNA				EXTENSIÓN			
	90°				en flexión 90°				en flexión 90°				20°			
	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia
1	1,00	1,72	1,34	1,27	1,00	1,48	1,22	1,25	1,00	1,50	1,31	1,22	1,00	1,36	1,12	1,08
2	1,00	1,52	1,05	1,14	1,00	1,31	1,09	1,10	1,00	1,40	1,15	1,04	1,00	1,38	1,09	1,03
3	1,00	1,33	1,02	1,03	1,00	1,28	1,07	1,07	1,00	1,36	1,12	1,07	1,00	1,34	1,13	1,01
4	1,00	1,24	1,19	1,14	1,00	1,25	1,00	1,02	1,00	1,54	1,12	1,10	1,00	1,30	1,19	1,04
5	1,00	1,24	1,03	1,13	1,00	1,15	1,02	1,08	1,00	1,38	1,07	1,29	1,00	1,19	1,04	1,13
6	1,00	1,19	1,05	1,04	1,00	1,16	0,96	1,04	1,00	1,36	1,03	1,05	1,00	1,28	0,96	1,01
7	1,00	1,19	1,18	1,06	1,00	1,17	1,08	1,02	1,00	1,11	1,02	1,06	1,00	1,21	1,06	1,09
8	1,00	1,19	1,16	1,13	1,00	1,29	1,18	1,21	1,00	1,12	1,12	1,11	1,00	1,51	1,48	1,48
9	1,00	1,10	1,04	1,06	1,00	1,31	1,14	1,01	1,00	1,25	1,09	1,03	1,00	1,18	1,17	1,03
10	1,00	1,11	1,04	0,96	1,00	1,41	1,01	1,02	1,00	1,25	1,10	1,03	1,00	1,09	0,96	1,01
Promedio	1,00	1,28	1,11	1,10	1,00	1,28	1,08	1,08	1,00	1,32	1,11	1,10	1,00	1,28	1,12	1,09
Mediana	1,00	1,21	1,05	1,09	1,00	1,29	1,07	1,05	1,00	1,36	1,11	1,06	1,00	1,29	1,10	1,04
Mín.	1,00	1,10	1,02	0,96	1,00	1,15	0,96	1,01	1,00	1,11	1,02	1,03	1,00	1,09	0,96	1,01
Máx.	1,00	1,72	1,34	1,27	1,00	1,48	1,22	1,25	1,00	1,54	1,31	1,29	1,00	1,51	1,48	1,48
D.E.	0,00	0,20	0,10	0,09	0,00	0,11	0,08	0,08	0,00	0,14	0,08	0,09	0,00	0,12	0,15	0,14

En el análisis de la PC en comparación al labrum intacto aumentó significativamente en la labrectomía parcial en todas las posiciones del rango articular. En flexión aumentó a $1,28 \pm 0,20$, en rotación interna a $1,28 \pm 0,11$, en rotación externa a $1,32 \pm 0,14$ y en extensión a $1,28 \pm 0,12$ (en todas $p < 0,001$).

Al comparar la PC entre el labrum intacto y ambas técnicas de reconstrucción (implante de poliuretano y fascia lata), ambas a pesar de disminuir la PC en relación con la labrectomía no logran normalizar la PC al labrum intacto en ninguno de los movimientos del rango articular analizado (en todas $p < 0,05$).

Al comparar la PC de ambas técnicas de reconstrucción con la labrectomía, ambas disminuyen la PC en todos los movimientos del rango articular analizados ($p < 0,001$).

Al comprar la PC entre la reconstrucción con implante de poliuretano y autoinjerto de fascia lata no se encontraron diferencias en ninguna de las posiciones del rango articular ($p > 0,6$).

Tabla 5.- Resultados normalizados de tensión punta (TP).

Tabla 5.- TENSIÓN PUNTA NORMALIZADA	FLEXIÓN				ROTACIÓN INTERNA				ROTACIÓN EXTERNA				EXTENSIÓN			
	90°				en flexión 90°				en flexión 90°				20°			
	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia
1	1,00	1,35	0,99	1,07	1,00	1,30	1,04	0,93	1,00	1,22	1,06	1,04	1,00	1,24	1,05	1,01
2	1,00	1,27	1,00	1,04	1,00	1,19	1,00	1,01	1,00	1,12	1,01	1,20	1,00	1,09	1,00	0,97
3	1,00	1,18	1,03	1,02	1,00	1,28	1,09	1,13	1,00	1,33	0,91	1,07	1,00	1,23	1,01	1,00
4	1,00	1,31	1,01	1,01	1,00	1,16	1,04	1,05	1,00	1,20	0,97	1,04	1,00	1,66	1,02	1,04
5	1,00	1,40	1,04	1,16	1,00	1,37	1,03	1,24	1,00	1,20	1,01	1,08	1,00	1,10	1,03	1,03
6	1,00	1,37	1,01	0,98	1,00	1,24	0,89	0,92	1,00	1,28	1,01	0,97	1,00	1,29	0,96	0,98
7	1,00	1,07	1,03	1,06	1,00	1,17	1,00	0,78	1,00	1,24	1,03	1,01	1,00	1,36	1,16	1,18
8	1,00	1,25	1,20	1,14	1,00	1,10	1,04	1,07	1,00	1,08	1,03	1,02	1,00	1,31	1,14	1,18
9	1,00	1,34	1,24	1,14	1,00	1,37	1,04	1,10	1,00	1,14	1,06	1,05	1,00	1,16	1,00	1,02
10	1,00	1,19	0,99	1,07	1,00	1,34	1,12	1,15	1,00	1,38	1,08	1,16	1,00	1,20	1,01	0,99
Promedio	1,00	1,27	1,05	1,07	1,00	1,25	1,03	1,04	1,00	1,22	1,02	1,07	1,00	1,26	1,04	1,04
Mediana	1,00	1,29	1,02	1,06	1,00	1,26	1,04	1,06	1,00	1,21	1,01	1,05	1,00	1,24	1,02	1,01
Mín.	1,00	1,07	0,99	0,98	1,00	1,10	0,89	0,78	1,00	1,08	0,91	0,97	1,00	1,09	0,96	0,97
Máx.	1,00	1,40	1,24	1,16	1,00	1,37	1,12	1,24	1,00	1,38	1,08	1,20	1,00	1,66	1,16	1,18
D.E.	0,00	0,10	0,09	0,06	0,00	0,09	0,06	0,13	0,00	0,09	0,05	0,07	0,00	0,16	0,06	0,08

En el análisis de la TP en comparación al labrum intacto aumentó significativamente en la labrectomía parcial en todas las posiciones del rango articular. En flexión aumento a $1,27 \pm 0,1$, en rotación interna a $1,25 \pm 0,09$, en rotación externa a $1,22 \pm 0,09$ y en extensión a $1,26 \pm 0,16$ (en todas con una $p < 0,001$).

Al comparar la TP entre el labrum intacto y la reconstrucción con implante de poliuretano se observó la recuperación de más del 95% de la TP, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas. En flexión $1,05 \pm 0,09$ ($p = 0,073$), en rotación interna $1,03 \pm 0,06$ ($p = 0,202$), en rotación externa $1,02 \pm 0,06$ ($p = 0,262$) y en extensión $1,04 \pm 0,06$ ($p = 0,074$).

Al comparar el TP entre el labrum intacto y la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata se observó la recuperación de más del 93% del TP. No se encontraron diferencias en rotación interna $1,04 \pm 0,13$ ($p = 0,391$) ni en extensión $1,04 \pm 0,08$ ($p = 0,109$). Se observó diferencia en flexión $1,07 \pm 0,06$ ($p = 0,002$) y en la rotación externa $1,07 \pm 0,07$ ($p = 0,008$).

Al comparar la TP entre la labrectomía parcial y la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano, se obtuvo una disminución de la TP en todas las posiciones del rango articular ($p < 0,001$). Lo mismo sucede al comparar la labrectomía parcial con la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata, disminuye la TP en todas las posiciones del rango articular ($p < 0,001$).

Al comparar el TP entre la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano y autoinjerto de fascia lata no se encontraron diferencias en ninguna de las posiciones del rango articular ($p > 0,1$).

Tabla 6.- Resumen de significancia estadística para las pruebas t de student para datos apareados.

Tabla 6.- RESUMEN PRUEBA T DE STUDENT PARA DATOS APAREADOS															
Condición de Prueba	Intacto - Labrectomía			Intacto - Implante			Intacto - Fascia			Labrectomía - Implante		Labrectomía - Fascia		Implante - Fascia	
ÁREA DE CONTACTO	Labrectomía	s	p	Implante	s	p	Fascia	s	p	s	p	s	p	s	p
AC en Flexión	0,82 ± 0,07	✓	<0,001	0,96 ± 0,06	✗	0,057	0,97 ± 0,04	✗	0,062	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,623
AC en Rot. Interna + Flexión	0,83 ± 0,10	✓	<0,001	0,97 ± 0,04	✗	0,085	0,98 ± 0,03	✓	0,037	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,942
AC en Rot. Externa + Flexión	0,83 ± 0,09	✓	<0,001	0,98 ± 0,07	✗	0,148	0,98 ± 0,05	✗	0,148	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,964
AC en Extensión	0,81 ± 0,05	✓	<0,001	0,97 ± 0,05	✗	0,113	0,98 ± 0,05	✗	0,147	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,904
PRESIÓN DE CONTACTO	Labrectomía	s	p	Implante	s	p	Fascia	s	p	s	p	s	p	s	p
PC en Flexión	1,28 ± 0,2	✓	<0,001	1,11 ± 0,1	✓	0,004	1,10 ± 0,09	ü	0,002	✓	0,025	✓	0,0125	✗	0,719
PC en Rot. Interna + Flexión	1,28 ± 0,11	✓	<0,001	1,08 ± 0,14	✓	0,008	1,08 ± 0,08	ü	0,004	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,931
PC en Rot. Externa + Flexión	1,32 ± 0,14	✓	<0,001	1,11 ± 0,08	✓	0,001	1,10 ± 0,09	ü	0,001	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,758
PC en Extensión	1,28 ± 0,12	✓	<0,001	1,12 ± 0,15	✓	0,021	1,09 ± 0,14	ü	0,027	✓	0,015	✓	0,004	✗	0,669
TENSIÓN PUNTA	Labrectomía	s	p	Implante	s	p	Fascia	s	p	s	p	s	p	s	p
TP en Flexión	1,27 ± 0,10	✓	<0,001	1,05 ± 0,09	✗	0,073	1,07 ± 0,06	✓	0,002	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,669
TP en Rot. Interna + Flexión	1,25 ± 0,09	✓	<0,001	1,03 ± 0,06	✗	0,202	1,04 ± 0,13	✗	0,391	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,808
TP en Rot. Externa + Flexión	1,22 ± 0,09	✓	<0,001	1,02 ± 0,05	✗	0,262	1,07 ± 0,07	✓	0,008	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,09
TP en Extensión	1,26 ± 0,16	✓	<0,001	1,04 ± 0,06	✗	0,074	1,04 ± 0,08	✗	0,109	✓	<0,001	✓	<0,001	✗	0,923

s: significancia estadística de la p con nivel crítico alfa de 0,05

✓: Rechaza la hipótesis nula (H₀). t-student **es** estadísticamente significativa / ✗: No rechaza la hipótesis nula (H₀). t-student **no** es estadísticamente significativa.

En el análisis comparativo de las características biomecánicas del labrum intacto y la labrectomía, se observó una disminución en la AC y un aumento en la PC y TP en todos los movimientos del rango articular estudiados ($p < 0,001$). Al comparar el labrum intacto con el implante de poliuretano, no se observaron diferencias en el AC y la TP ($p > 0,05$), pero si se observaron diferencias en la PC ($p < 0,05$). Al comparar el labrum intacto con la reconstrucción con fascia lata no se encontraron diferencias en el AC y la TP (excepto en el AC a la flexión interna y las TP en flexión y extensión), y se observaron diferencias en la PC ($p < 0,05$). Al analizar tanto la técnica de reconstrucción con injerto de poliuretano y autoinjerto de fascia lata, ambas técnicas aumentaron el AC y disminuyeron la PC y la TP en comparación con la labrectomía ($p < 0,001$) y no hubo diferencias significativas entre estos tipos de técnicas de reconstrucción labral en relación con el AC, PC o la TP en todos los rangos de movimiento articular estudiados ($p > 0,05$).

4.2.1.- ANÁLISIS POR ÁREA DE CONTACTO (AC)

Gráfico 1.- Diagrama de caja comparativo de la AC en flexión (normalizado).

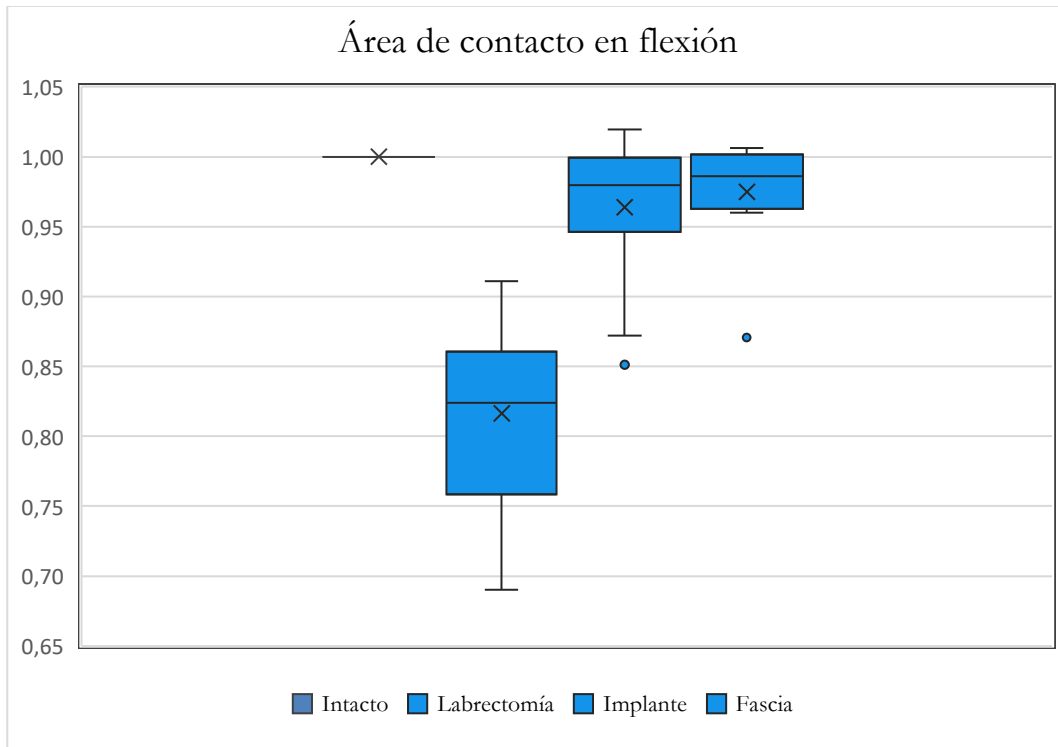


Gráfico 2.- Diagrama de caja comparativo de la AC en rotación interna y flexión (normalizado).

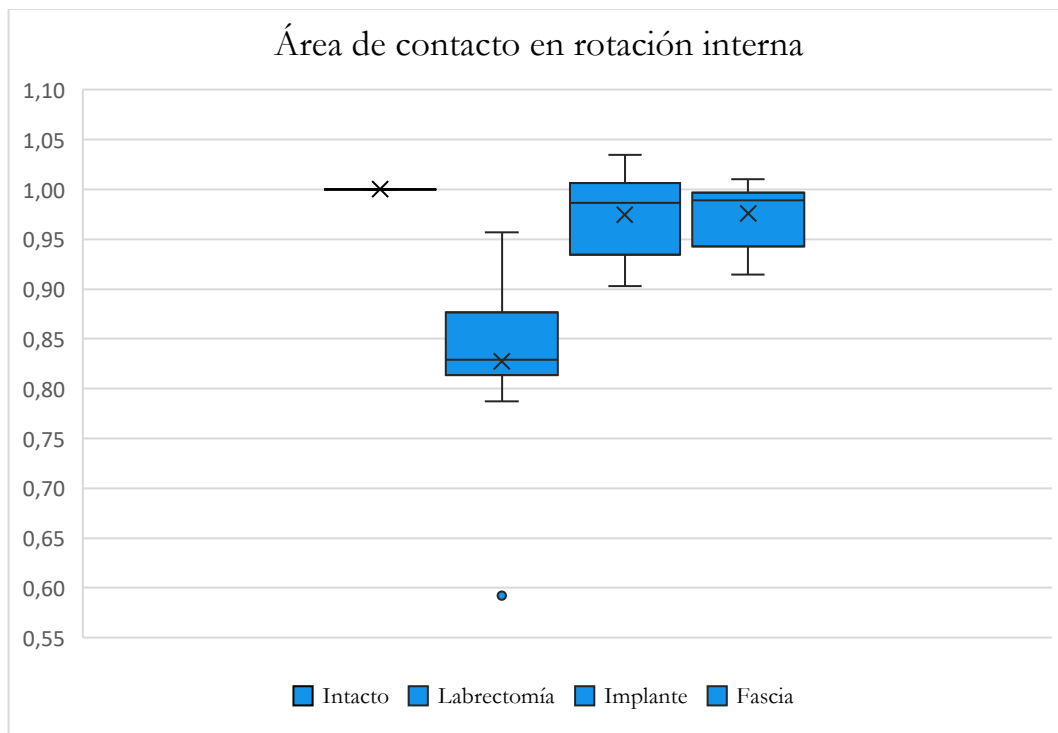


Gráfico 3.- Diagrama de caja comparativo de la AC en rotación externa y flexión (normalizado).

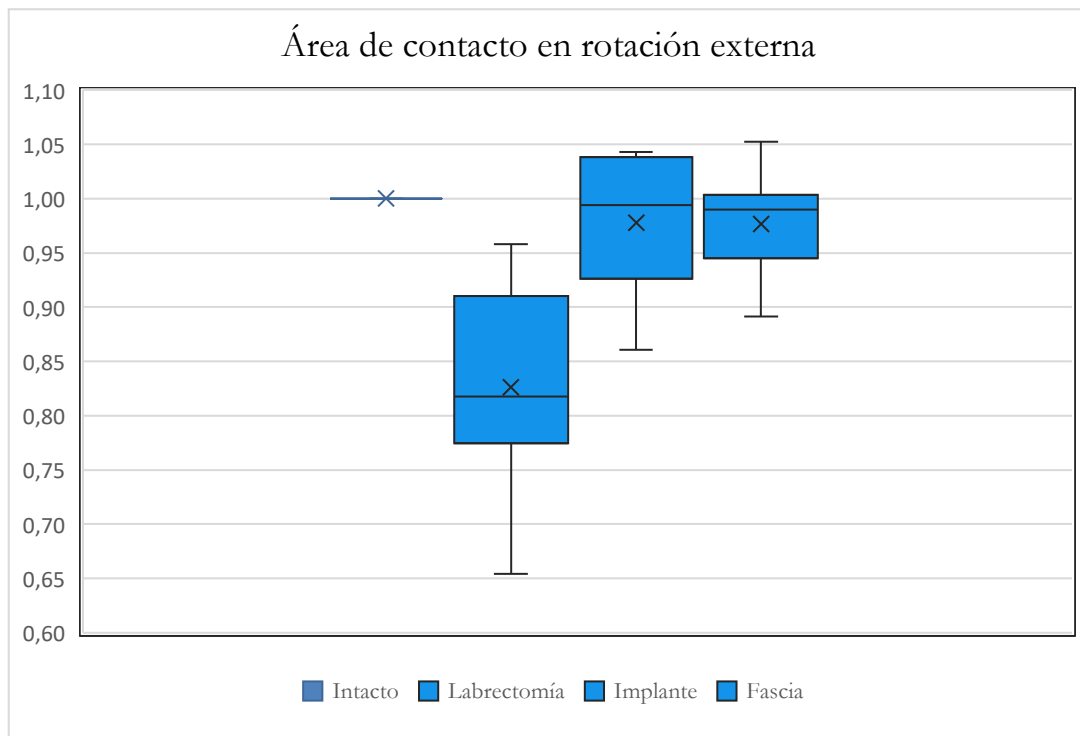
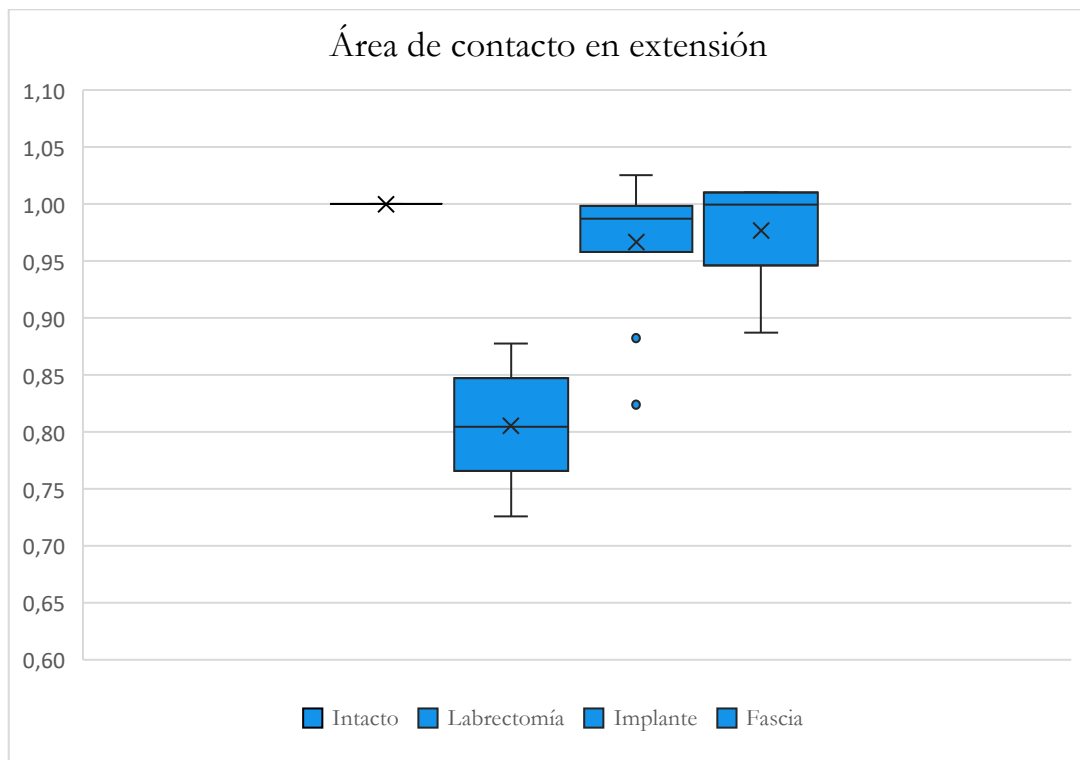


Gráfico 4.- Diagrama de caja comparativo de la AC en extensión (normalizado).



4.2.3.- ANÁLISIS DE LA PRESIÓN DE CONTACTO (PC)

Gráfico 5.- Diagrama de caja comparativo de la PC en flexión (normalizado).

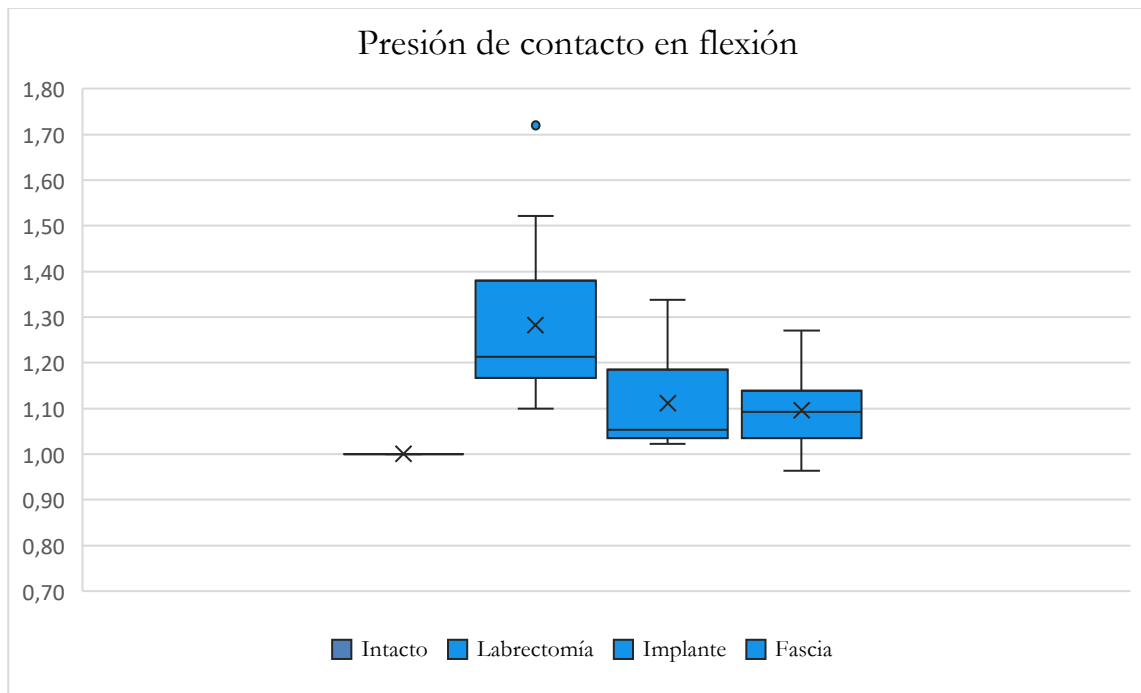


Gráfico 6.- Diagrama de caja comparativo de la PC en rotación interna y flexión (normalizado).

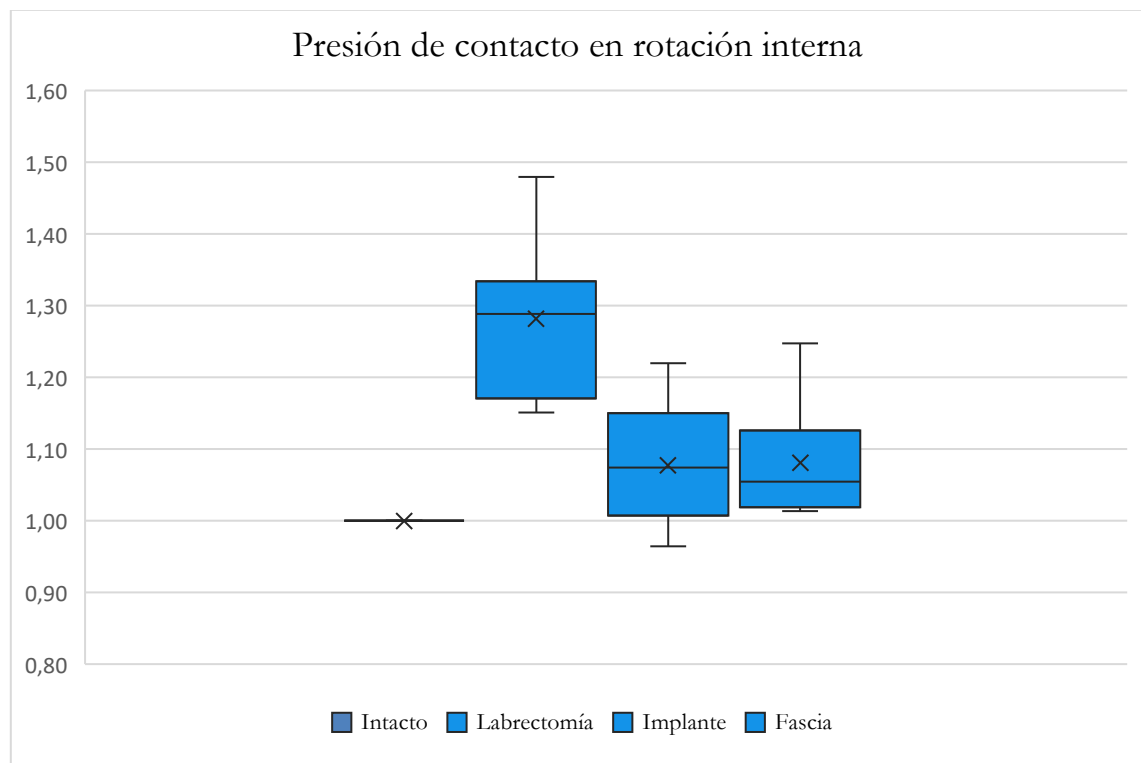


Gráfico 7.- Diagrama de caja comparativo de la PC en rotación externa y flexión (normalizado).

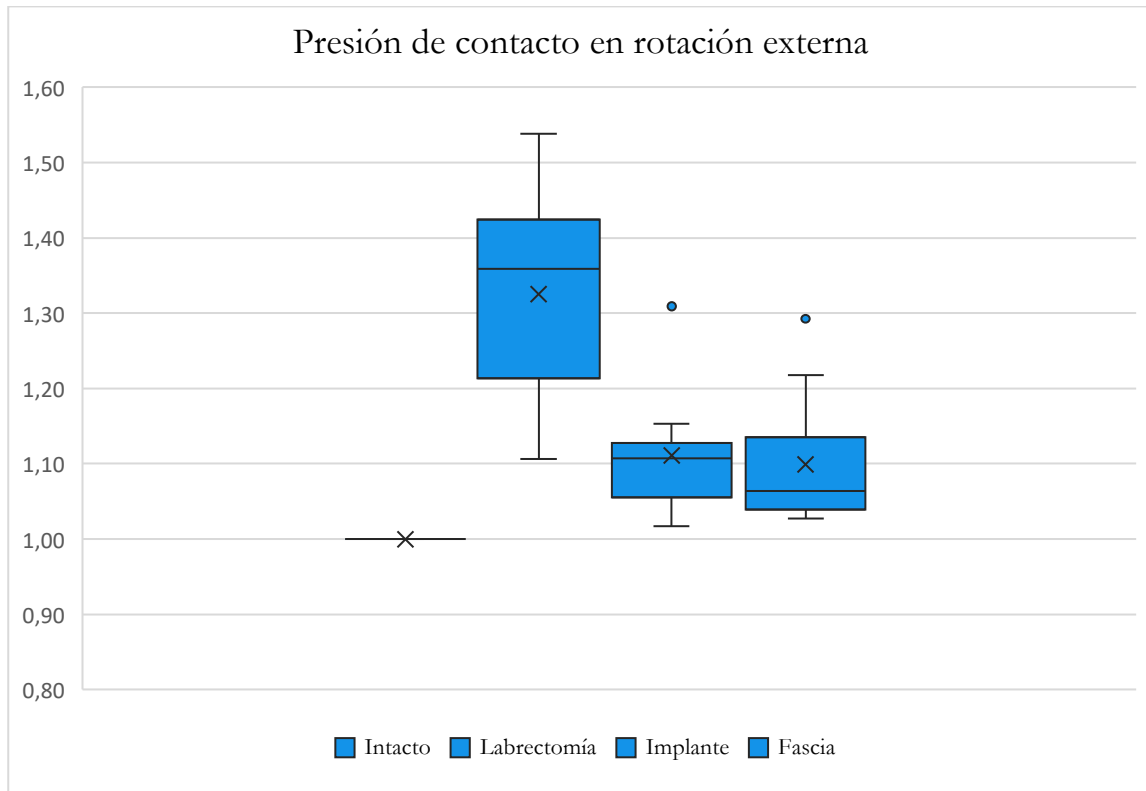
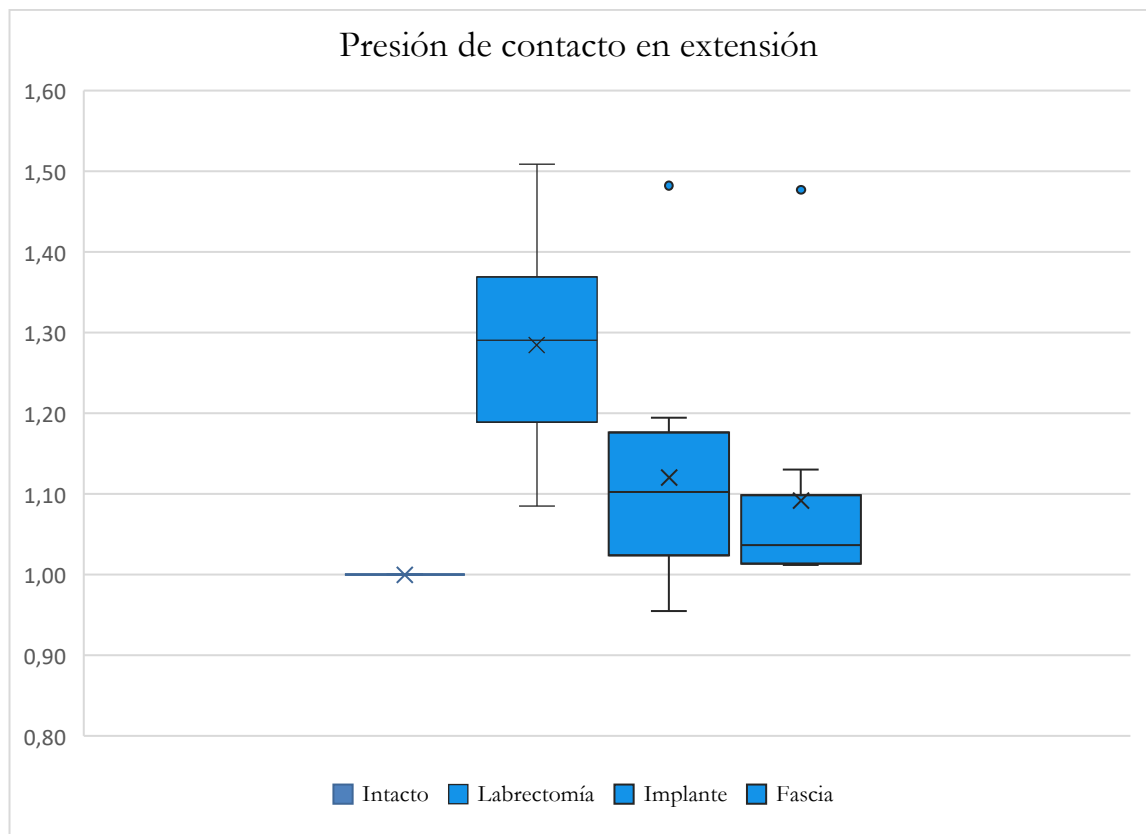


Gráfico 8.- Diagrama de caja comparativo de la PC en extensión (normalizado).



4.2.3.- ANÁLISIS DE LA TENSIÓN PUNTA (TP)

Gráfico 9.- Diagrama de caja comparativo de la TP en flexión (normalizado).

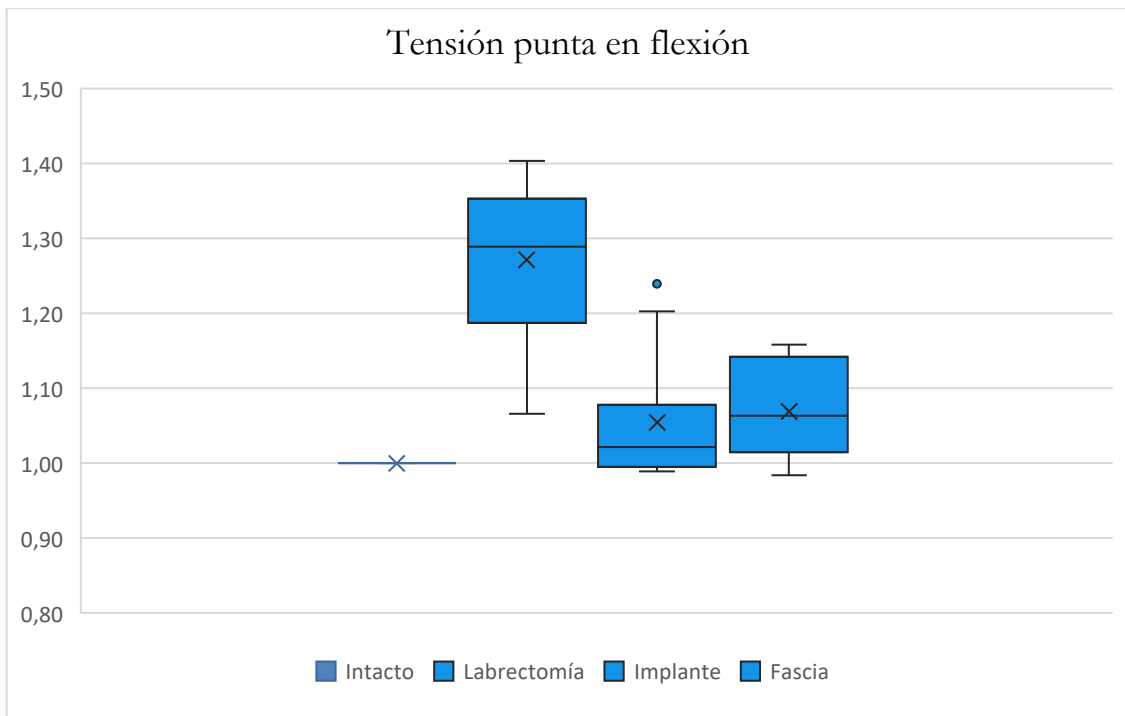


Gráfico 10.- Diagrama de caja comparativo de la TP en rotación interna y flexión (normalizado).

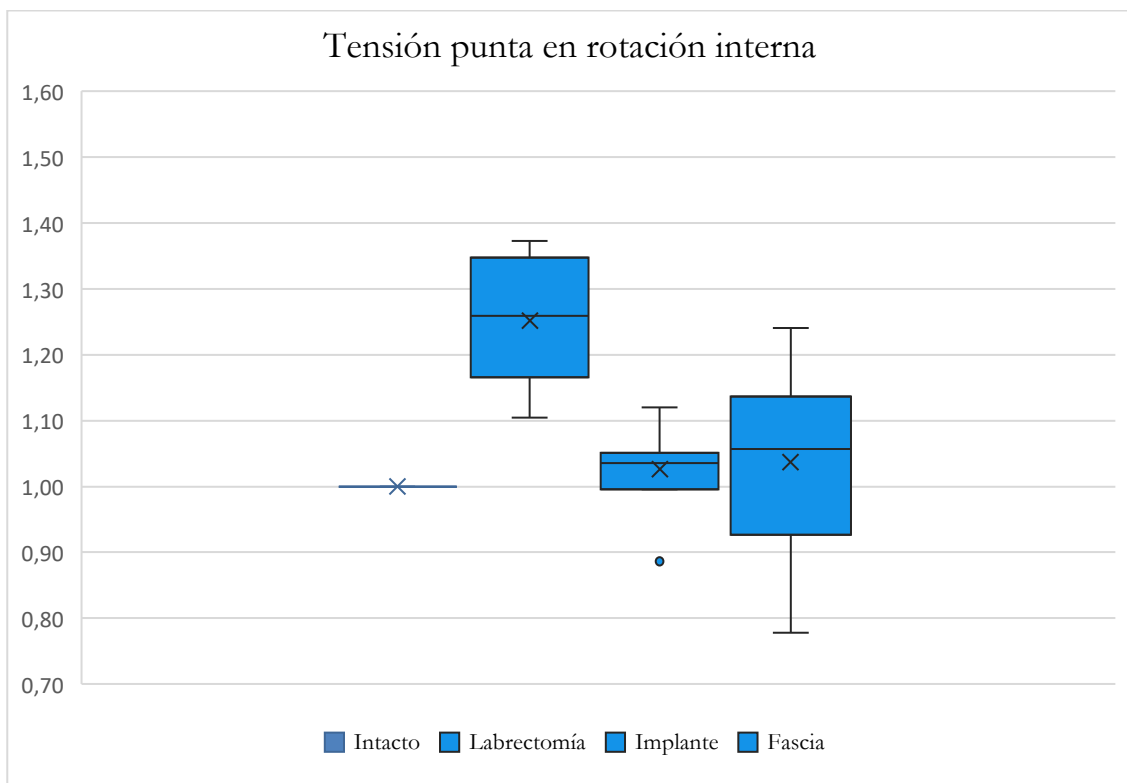


Gráfico 11.- Diagrama de caja comparativo de la TP en rotación externa y flexión(normalizado).

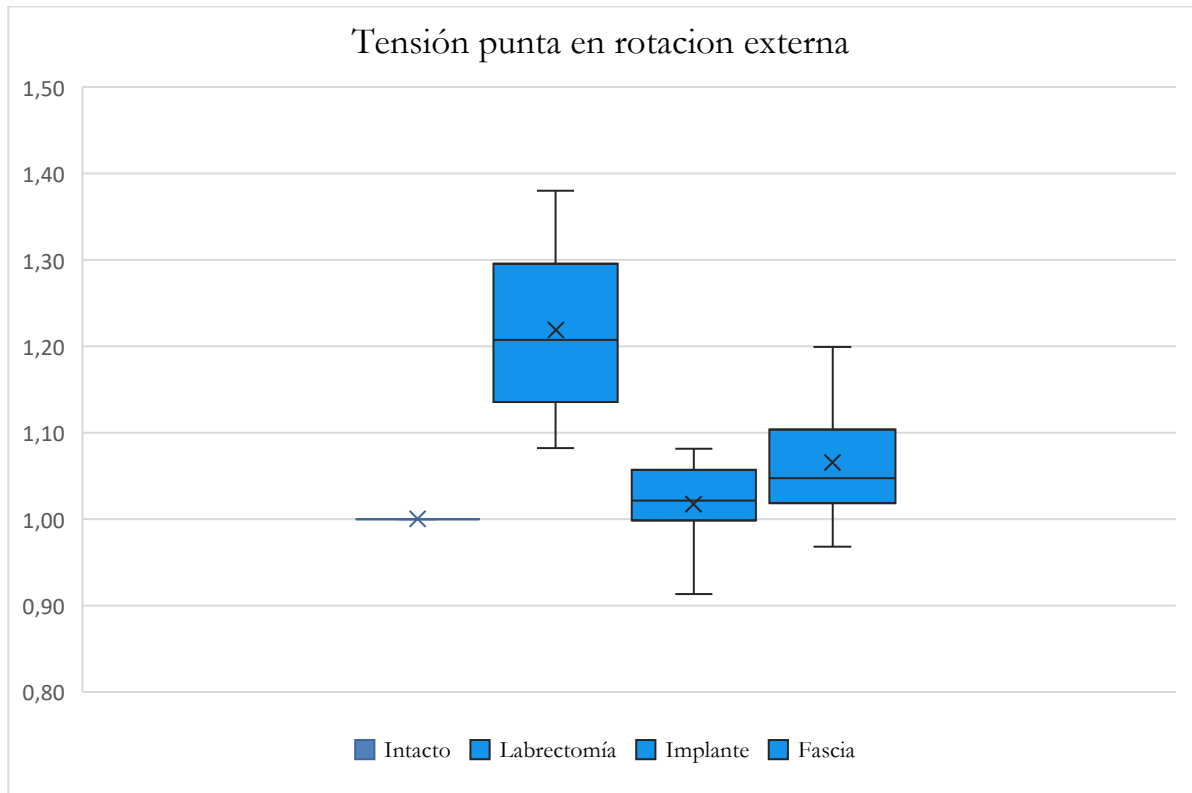
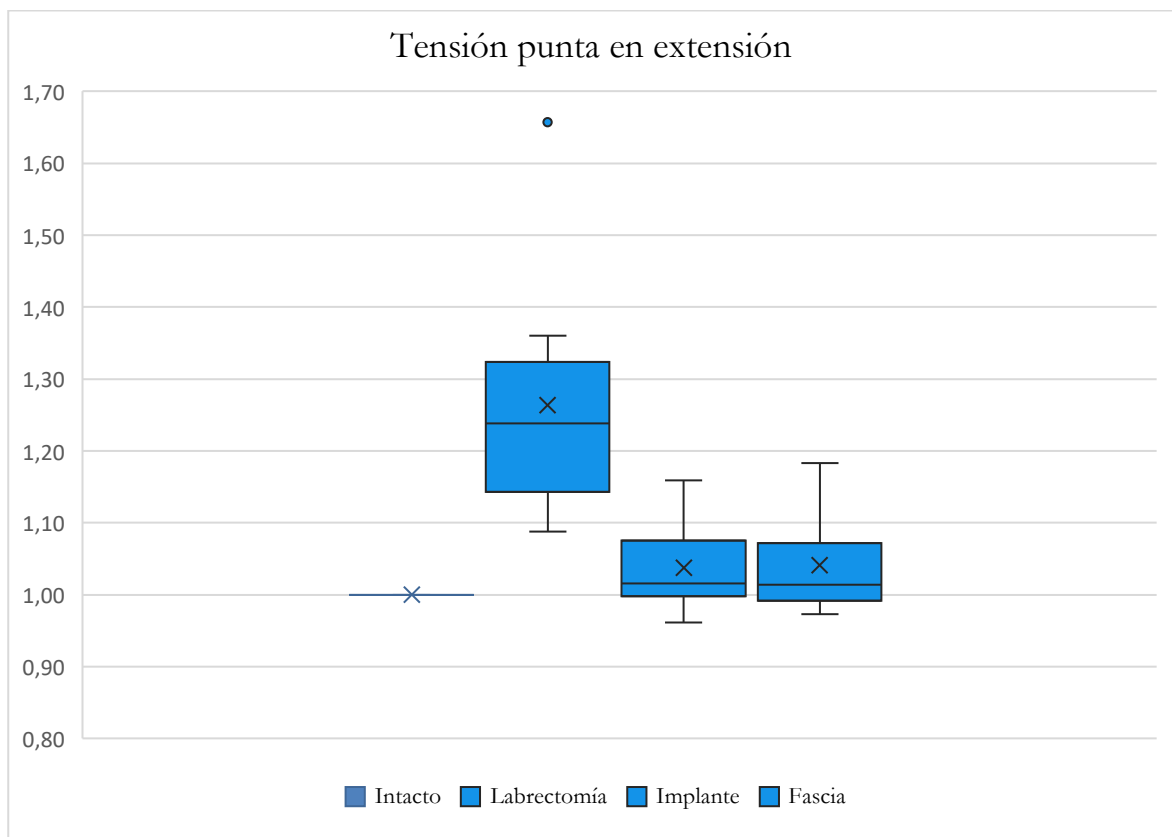


Gráfico 12.- Diagrama de caja comparativo de la TP en extensión(normalizado).



4.2.4.- ANÁLISIS DE LA PRUEBA DEL SELLADO LABRAL

El sellado labral estaba conservado en el 100% de los especímenes con labrum intacto y se perdió en el 100% de los casos tras la labrectomía. Tras la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano, el 80% de los casos recuperaron el sellado labral ($p < 0.01$) y tras la reconstrucción con autoinjerto fascia lata, se recuperaron el 70% ($p < 0.01$). No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la prueba de sellado labral entre implante macroporoso de poliuretano y autoinjerto de fascia lata ($p = 1$) (Tabla 8).

Tabla 7.- Resultados de todas las pruebas de sellado labral.

Tabla 7.- RESULTADOS CUALITATIVOS DE PRUEBA DEL SELLADO LABRAL				
Espécimen	Intacto	Labrectomía	Implante	Fascia
1	✓	✗	✓	✓
2	✓	✗	✓	✓
3	✓	✗	✓	✓
4	✓	✗	✓	✓
5	✓	✗	✓	✗
6	✓	✗	✓	✓
7	✓	✗	✓	✗
8	✓	✗	✗	✗
9	✓	✗	✗	✓
10	✓	✗	✓	✓

✓: Prueba de sellado labral positiva (mantiene presión de sellado – succión)

✗: Prueba de sellado labral negativa (pierde presión de sellado – succión)

Tabla 8: Resumen prueba de sellado labral.

Tabla 8.- RESUMEN PRUEBA DE SELLADO LABRAL		
Condición	Conservado	Perdido
Intacto	10 (100%)	0
Labrectomía	0 (0%)	10 (100%)
Implante	8 (80%)	2 (20%)
Fascia lata	7 (70%)	3 (30%)

5.- DISCUSIÓN

El labrum acetabular juega un rol crucial en la estabilidad, lubricación y cinemática de la articulación de la cadera (68,82,85,124,213–215). La finalidad de la cirugía de preservación de cadera en la patología de pinzamiento femoroacetabular es mantener y preservar la anatomía, corrigiendo las alteraciones morfológicas desencadenantes, reparar la lesión labral (preferiblemente ante un desbridamiento) y cuando esta reparación no es posible, reconstruir el labrum acetabular con el objetivo de recuperar la función articular, disminuir el dolor y permitir el retorno a las actividades de la vida diaria (82,123,148,173,191,213,214).

La revisión bibliográfica llevada a cabo en el presente estudio nos permite aseverar de que se trata del primer estudio de reconstrucción labral realizado con un implante artificial, razón por la cual, el hallazgo más relevante de esta tesis doctoral es que la reconstrucción parcial del labrum con un implante artificial de poliuretano macroporoso reestablece la cinemática articular en comparación al labrum intacto, normalizando el área de contacto, las presiones de contacto y las tensiones punta tras la labrectomía anterosuperior parcial.

5.1.- ANÁLISIS DEL ESTUDIO MORFOMÉTRICO.

Es importante considerar el estudio morfométrico inicial, que permitió describir y valorar que la muestra estudiada fuese comparable con la poblacional descrita en la literatura. Se obtuvo que en promedio el labrum acetabular mide $6,62 \pm 0,95$ mm. considerando la media de todas las áreas estudiadas (superior, anterior y posterior), lo que concuerda con los 6 mm descritos en los libros clásicos de anatomía (1,40) y explica que los injertos labrales utilizados sean como en el estudio de Lee et al. de un diámetro fuese de 6.4 ± 0.66 mm (80). Analizando específicamente por área los resultados, éstos concuerdan con el hecho de que la porción posterior del labrum es la más grande ($7,49 \pm 0,97$), que la porción anterior es la más pequeña ($5,60 \pm 0,89$) y que la porción superior mide $6,78 \pm 1,84$ (1,37,38,40). Con estos resultados, se podría considerar que la morfometría de la n muestral estudiada es extrapolable a la población general. Además, este estudio inicial permitió la modificación del implante utilizado para la reconstrucción de menisco medial, determinando que la elección del tamaño del implante de poliuretano fuese de 8 mm, dado a que con este tamaño se asegura de no infradimensionar la reconstrucción (a nivel anterosuperior) y que al suturarlo mediante los anclajes se lograría reconstruir la morfometría labral inicial. Existe debate en la actualidad sobre qué autoinjerto o aloinjerto es superior para la reconstrucción labral, siendo uno de los

aspectos a debatir si la forma circular que presenta la reconstrucción con fascia de lata (176) puede que no logre reconstruir el sellado labral correctamente en comparación con el trasplante de aloinjerto de labrum de banco (188) o un tendón de forma más triangular como el tibial anterior (185). A su favor, el implante de poliuretano tiene la forma triangular símil al labrum tipo A que es la más presente en toda la circunferencia labral (43) y puede ser esta forma triangular un aporte a que la reconstrucción reestablezca la cinética articular y el sellado labral.

5.2.- ANÁLISIS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO

5.2.1.- ÁREA DE CONTACTO.

En los estudios anatómicos el labrum acetabular aumenta el área de contacto de la cavidad cotiloidea en un 28% (32), aumentando la congruencia y la estabilidad articular, permitiendo la correcta distribución de las cargas, reduciendo la presión de contacto y el estrés en el cartílago articular (79). En todas las mediciones realizadas en este estudio biomecánico, la labrectomía parcial anterosuperior disminuyó el área de contacto en promedio a $0,82 \pm 0,08$ ($p < 0,001$). Es interesante destacar que a pesar de ser una labrectomía parcial de 3 cm anterosuperior, produce una disminución del área de contacto similar a la que si fuera una labrectomía total, lo que se puede explicar a partir de estudios previos que indican que una rotura parcial altera la función labral casi igual que una rotura completa (37). Tanto la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano como la de autoinjerto de fascia lata lograron aumentar el AC tras la labrectomía alcanzando a normalizar dicho parámetro en relación al labrum intacto (el implante de poliuretano alcanzo $0,97 \pm 0,05$, $p > 0,05$; y el autoinjerto de fascia lata $0,98 \pm 0,04$, $p > 0,05$; excepto en un solo movimiento del rango articular analizado en la reconstrucción con fascia lata que fue en la rotación interna más flexión que mostró una diferencia con respecto al labrum intacto $p < 0,05$).

Tey et al. (37), estudio predecesor de esta de investigación, tras realizar una reparación labral mostró una tendencia a aumentar el área de contacto, pero no logró normalizar significativamente el área de contacto al labrum intacto, haciendo referencia a que el error podría haberse debido a la movilización de los sensores durante la prueba en los especímenes. Este error se ha solucionado en el presente estudio cambiando por un sensor diseñado específicamente para la cadera (211) y minimizando el desplazamiento de los sensores mediante la fijación con suturas al remanente capsular, razón que podría explicar esta diferencia favorable indicando la normalización del área de contacto. Estos resultados demuestran que la reconstrucción con implante macroporoso de poliuretano logra

reestablecer el área de contacto y normalizar el estrés intraarticular, lo que concuerda con el estudio en cadáver de Philippon et al. que demuestra que la reconstrucción del labrum produjo mejoras en el área de contacto de la articulación de la cadera y en la presión de contacto, en comparación con la resección del labrum (214).

5.2.2.- PRESIÓN DE CONTACTO.

Una de las funciones principales del labrum es distribuir presiones en la articulación femoroacetabular (216). Los estudios biomecánicos han demostrado en estudios *in vivo* e *in vitro* que el labrum intacto permite que las cargas de presión directa de sólido a sólido y de líquido intersticial se distribuyan uniformemente dentro de la articulación femoroacetabular. (85). Esto se corrobora con los resultados del presente estudio, que mostraron que la presión de contacto intraarticular aumentó significativamente tras la labrectomía parcial anterosuperior en comparación al labrum intacto, y que estas presiones de contacto disminuyeron significativamente con la reconstrucción con implante de poliuretano y autoinjerto de fascia lata comparado con la labrectomía parcial. Es de considerar que aunque ambas técnicas de reconstrucción hayan disminuido las presiones de contacto, éstas se mantuvieron significativamente diferentes en comparación con el labrum intacto nativo. Estos resultados son concordantes con otro estudio *in vitro* de reconstrucción labral (80), pero es de particular interés un reciente estudio realizado en porcinos que incluye el factor tiempo y por ende la integración del injerto de reconstrucción, que no habían sido analizados en estudios previos, donde Shi et al. determinaron que la reconstrucción del labrum proporciona un beneficio en términos de reducir el desarrollo de osteoartritis en comparación con la resección del labrum. Mediante un estudio comparativo en el mismo porcino, en una cadera realizaban una labrectomía parcial y en la contralateral una reconstrucción labral, describiendo que a las 24 semanas después de la cirugía las caderas con labrectomía presentaban cambios degenerativos y que en la zona de la labrectomía se observaban pequeñas cantidades de tejido cicatricial fibroso suelto. En comparación con las articulaciones reconstruidas que mostraron una morfología suave y homogénea de las superficies del cartílago y que los implantes postoperatorios tenían características histológicas, de compresión y de tracción similares a las del labrum nativo, concluyendo que se puede atenuar el desarrollo de la osteoartritis después de la reconstrucción del labrum contribuyendo a la homeostasis de la articulación de la cadera (217). Esto podría explicar que, si bien no se logra reconstruir la presión intraarticular al estado de labrum intacto inicialmente, cuando nos encontramos frente a una lesión labral irreparable, la reconstrucción

labral mejora la distribución de cargas intraarticulares y además si se consideran los factores tiempo e integración del injerto se podría prevenir o atenuar o la evolución a osteoartritis.

5.2.3.- TENSION PUNTA.

Es importante considerar la tensión punta y no sólo la presión de contacto en la superficie intraarticular, dado que existe una relación entre el aumento de las fuerzas de estrés y el daño en la superficie condral, objetivado por el aumento por las tensiones punta, siendo éstas un factor de riesgo independiente de artrosis (218). Las áreas de cartílago expuestas a tasas más altas de carga pueden tener un mayor riesgo de daño y una capacidad reducida para distribuir las cargas de manera efectiva durante el movimiento (69). Es por esto, que por un lado el impacto intenso y agudo o un impacto crónico sometido a una continua carga excesiva puede llegar a producir la degradación del cartílago articular. En el presente estudio la TP aumentó significativamente tras la labrectomía parcial, pero destaca que las TP disminuyeron significativamente con la reconstrucción del implante macroporoso de poliuretano y con la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata, y que lograron normalizar la TP en comparación al labrum intacto. Este hecho podría complementar la explicación de por que la reconstrucción labral si bien no logra normalizar la PC al estado intacto, si logra reestablecer las TP y consecuentemente podría disminuir la deformación tisular elevada y las fuerzas de cizallamiento que producen fibrilación y delaminación condral (94), reduciendo la progresión artrosis como muestra el estudio de Shi et al. en porcinos (217).

5.2.4.- ANÁLISIS POR RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR

Los estudios biomecánicos previos analizaban el rango articular entre flexión de 60°, posición neutra y extensión de 20°, abarcando gran parte del rango articular y principalmente buscando reproducir el rango articular utilizado para subir y bajar escaleras (80,212), y sugieren la importancia de valorar a futuro el efecto de la reconstrucción labral en otros movimientos de la articulación. Es por esta razón, que en nuestro estudio se seleccionaron los movimientos de flexión a 90°, extensión a 20°, rotación interna y externa máximas con flexión de 90° con el objetivo de analizar si se lograba reconstruir la cinética articular en todo el cono de circunducción de la enartrosis (64). Se aumentó el rango articular a flexión de 90°, en vez de 60°, y se mantuvo la extensión de 20° logrando así analizar mayor rango dentro del movimiento utilizado para subir y bajar escaleras. Con el movimiento de rotación interna con flexión de 90° se busca reproducir la clínica dolorosa que ocurre con la prueba diagnóstica de pinzamiento femoroacetabular (“FADIR test” en lengua anglosajona) que es la más

utilizada en la literatura y con la rotación externa en flexión de 90° se buscó analizar la alteración por traslación en rotación externa (84).

Al analizar integradamente las figuras con visión 2D y 3D con los gráficos de diagramas de caja se puede observar que en todos los movimientos estudiados con la reconstrucción con implante de poliuretano y autoinjerto de fascia lata tras la labrectomía existe la tendencia a normalizar el AC, la PC y la TP. Por lo que el presente estudio aporta nuevo conocimiento con respecto a que la reconstrucción labral también reestablece la cinética articular en las rotaciones internas y externas en flexión de 90°. Se ha de mencionar la excepción de algunas medidas como la TP en la reconstrucción con autoinjerto de fascia lata en rotación externa donde probablemente repercute más el hecho de que el principal estabilizador es la capsula articular y no el labrum acetabular que juega un rol secundario (54). También se ha de considerar que aunque el implante de poliuretano no presentó diferencias significativas en el análisis de AC y TP con respecto al labrum intacto y si las presentó el autoinjerto de fascia lata en algunas mediciones (AC en rotación interna y TP en flexión de 90° y rotación externa en flexión de 90°) no se puede decir que el implante de poliuretano sea superior al autoinjerto de fascia lata, debido a que estas diferencias podrían ser causadas por el pequeño n muestral (un error tipo 2) y además que no se encontraron diferencias al comparar entre ambas técnicas de reconstrucción en ninguna de todas las mediciones del rango articular.

5.2.5.- ANÁLISIS DE LA PRUEBA DEL SELLADO LABRAL

El efecto de succión creado por el labrum acetabular juega un papel importante en la cinemática de la cadera, ayuda en la función de mantener la estabilidad y la presurización del líquido intraarticular, lo cual es importante para la protección de la matriz del cartílago y para disminuir la fricción entre la cabeza femoral y las superficies acetabular. Estudios biomecánicos en cadáver han demostrado que las condiciones simuladas lesión o resección labral disminuyen la presurización del líquido intraarticular (214) y además disminuyen la resistencia a la distracción (82), y que la reparación y reconstrucción mejoraron la estabilidad distractora del sello de líquido de la cadera. En estos estudios la reparación y/o reconstrucción posterior restaura significativamente esta presurización y mejora la estabilidad distractora del efecto de succión. Ejnisman et al. demostró que en las artroscopias de revisión, realizadas para tratar las adherencias y lesiones condrales residuales después de las reconstrucciones del labrum, se obtuvo la incorporación del aloinjerto y el mantenimiento del sellado de succión en la articulación (220). White et al. en un estudio retrospectivo de

pacientes intervenidos bilateralmente por el mismo cirujano, compara la reparación labral primaria en una cadera con la reconstrucción completa con aloinjerto primaria en la contralateral, planteando que en esa cohorte analizada, con ambas técnicas se pueden obtener excelentes resultados clínicos, pero que los pacientes sometidos a una reparación primaria tenían más probabilidades de fracasar el tratamiento que las caderas que se sometieron a una reconstrucción del labrum (31% frente a 0%, respectivamente) (220). Estos polémicos resultados desde el punto de vista que plantean que es mejor resecar el tejido labral remanente, con su capacidad propioceptiva y vascularización, e implantar un tejido desvitalizado, han generado una importante discusión científica en la literatura (123,124,221). Para analizar en profundidad este supuesto, Suppauksorn et al. en un estudio cadavérico de 8 especímenes comparan los resultados entre la reparación labral primaria de una lesión anterosuperior y la reconstrucción con aloinjerto en 270°; además, en el mismo estudio describen una prueba de sellado labral (“suction seal test” en literatura anglosajona) para valorar la capacidad de restaurar la estabilidad distractora en ambas situaciones. Obtienen como resultados que cuando se realiza una reconstrucción en 270° existe una disminución del área de contacto intraarticular y una mayor pérdida del sellado labral en comparación con la reparación del labrum, y en el “suction seal test” obtienen que el 100% de los especímenes con reparación labral recuperaron el sellado labral y sólo un 22,5% con la reconstrucción en 270° (212). En nuestro estudio se realizó la misma prueba de sellado labral y los resultados muestran que el sellado labral tras la capsulotomía amplia se mantiene en el 100% de los especímenes con labrum intactos, que en el 100% de las labrectomías parciales se perdió el sellado labral, que se logró reestablecer en el 80% de los especímenes con la reconstrucción con el implante macroporoso de poliuretano y en el 70% con la reconstrucción de autoinjerto de fascia lata. A diferencia del estudio de Suppauksorn et al. nuestro estudio analizó la reconstrucción de un labrectomía parcial anterosuperior de 3 cm y no labrectomía total en 270°, lo que podría explicar la diferencia entre un 70- 80% de recuperación en la prueba de sellado labral en el este estudio comparado con el 22,5% de la reconstrucción en 270°. Según estos resultados se podría sugerir que es mejor realizar una reconstrucción parcial en vez de una reconstrucción en 270° en las lesiones labrales parciales para lograr recuperar la función de sellado labral.

Otra consideración interesante, es la forma del injerto a utilizar, en el presente estudio se obtuvo un 70% de recuperación de la prueba de sellado labral con autoinjerto de fascia lata (de forma circular) y un 80% con el implante macroporoso de poliuretano (de forma triangular). Podría ser que esta diferencia sea causada por la forma del injerto, lo que es una

característica para ser estudiada en futuras investigaciones. En el presente estudio independiente del injerto utilizado para la reconstrucción se logró la recuperación del sellado labral en más del 70% de los casos, lo que concuerda con los estudios previos de Nepple et al. que demuestran que con la reconstrucción labral se logra restaurar la estabilidad distractora (82).

5.2.6.- ANÁLISIS DE IMPLANTE MACROPOSO DE POLIURETANO EN COMPARACIÓN AL AUTONJERTO DE FASCIA LATA.

Un hallazgo relevante del presente estudio es que la reconstrucción con el implante macroporoso de poliuretano aumentó el área de contacto, disminuyó las presiones de contacto y las tensiones punta sin diferencias con respecto al autoinjerto de fascia lata en todos los análisis del movimiento articular ($p > 0,05$) y en la prueba de sellado labral tras la reconstrucción ($p > 0,05$), por lo cual podría considerarse igualmente eficiente en cuanto a su capacidad de reestablecer la cinética articular de la cadera, lo que es interesante debido a que el autoinjerto de fascia lata es uno de los más utilizados y estudiado en la práctica clínica hoy en día con buenos resultados clínicos (131,166,173,176,177,187,222). Esto nos plantea la realización de futuros estudios para valorar a largo plazo si su capacidad de integración al hueso subcondral y conjuntamente a la revascularización desde la membrana sinovial permite generar nuevo tejido similar al labral, restaurando la biomecánica nativa de la articulación de la cadera y potencialmente frenar la progresión a osteoartritis.

5.3.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Existen un número de limitaciones que deben ser abordadas. Primero, a pesar de que el n muestral inicial era de 22 especímenes, se incluyeron 18 especímenes en el estudio morfométrico y solamente 10 especímenes en el estudio biomecánico. Esta disminución en el n muestral es una limitación relativa, si se considera que la gran mayoría de los estudios biomecánicos en cadáver utilizan entre 5 y 10 especímenes (37,80,212,223) y que, por el otro lado, pone en manifiesto la rigurosidad con la cual se aplicaron los criterios de exclusión y el nivel de precisión realizado en los ensayos por la práctica previa realizada para alcanzar la experiencia requerida para la utilización correcta de los sensores y la reproducibilidad de la técnica de reconstrucción labral aplicada en hueso cadavérico.

Segundo, los sensores de Tekscan son unas finas laminas diseñadas para introducirse entre las superficies condrales de las articulaciones que buscan lograr medir la cinética articular alterando al mínimo el movimiento de la articulación. En este estudio se utilizó el modelo 4400 diseñado específicamente para cadera. No obstante, es de destacar que presentan dos considerables limitaciones, que son, el tamaño y la fragilidad a la compresión que tienen las conexiones que van desde las celdas presosensibles del semicírculo hasta el lector que se conecta mediante “usb” al ordenador. Estas conexiones externas son 5 y están dispuestas alrededor del semicírculo, miden aproximadamente 1 cm de amplitud, y están separadas 1,5cms. entre ellas lo que obliga a realizar una capsulotomía amplia y una sección del ligamento redondo para poder introducir y fijar el sensor en la posición requerida a diferencia de sus predecesores utilizados en la tesis doctoral del Dr. Tey (37), que su fabricación ha sido descontinuada y que presentaban una forma de disposición de las celdas presosensibles en dos cuadrados separados que permitían ser introducidos por una capsulotomía anterior de 3 centímetros y posteriormente realizar una capsulorrafia. Es de considerar que realizar una capsulotomía amplia puede afectar el estudio en cuanto a la distribución de cargas por la importancia que presenta la capsula en la estabilidad articular, pero esto realmente no influye en el objetivo de esta tesis y no fue considerado una limitación significativa para este estudio debido a que se compara las cuatro situaciones clínicas con la misma inestabilidad que produce una capsulotomía total y permite medir si se reconstruye la cinética articular determinada por el labrum acetabular como se ha realizado en otros estudios biomecánicos de cadera (212). La segunda limitación de los sensores es la fragilidad lo cual tuvo mayor relevancia en este estudio, debido a que estas conexiones posicionadas en el reborde acetabular al momento de realizar en estudio dinámico con las rotaciones internas y externas máximas se pinzaban y se rompían con facilidad. Otra limitante asociada es que los ensayos se realizaron de forma manual, sin utilizar servomotores, que podrían haber disminuido la probabilidad de ruptura limitando el movimiento. Se intentó solventar esta limitación con la compra de los sensores modelo 4041 que presentan una amplitud de 1 cm en estas conexiones, pero estos sensores presentaban la limitante de medir fuerzas en rangos superiores de hasta 2000 psi y al realizar las mediciones en los primeros especímenes entregaron resultados erráticos con las fuerzas de 50N aplicadas. Este es uno de los motivos que explica la exclusión de 6 de los 18 especímenes, por que se midieron el estadio de labrum intacto con el sensor 4041 y no el 4400, sin poder ser comparables con la labrectomía y la reconstrucción a posteriori. Por esta razón se volvió a la utilización del sensor 4400, que media de forma precisa las fuerzas aplicadas, pero no permitió realizar un análisis dinámico

de movimiento y se solvento realizando a un análisis estático aplicando así fuerza compresiva de forma más controlada previniendo este pinzamiento, evitando el daño del sensor y permitiendo analizar la repercusión en la cinética articular que producen la labrectomía y las dos técnicas de reconstrucción labral en los 4 movimientos del rango articular planificados (211).

Tercera limitante, proviene de que se han eliminado todos los tejidos blandos que actúan como estabilizadores dinámicos y además la articulación de la cadera es un sistema que requiere la capsula para mantener el liquido articular. A pesar de haber lubricado el cartílago con solución salina y grasa cadavérica no se ha mantenido en iguales condiciones que la cinética normal. Razón por la cual es posible que las presiones medidas en el estudio sean diferentes a las realizadas en una cirugía, determinando así que el valor crudo de los datos no es transferible. Este sesgo es aceptado por todos los estudios biomecánicos cadavéricos que realizan un protocolo de estudio similar (80,82,212,214).

La bancada biomecánica utilizada fue diseñada y construída en el Departamento de Ingeniería Mecánica y de la Construcción Industrial, de la Escuela Politécnica de la Universidad de Girona (37). Permite fijar el espécimen en posición anatómica y realizar de forma ilimitada el rango articular de la cadera, con control analógico de todos los ángulos de movimiento. La cuarta limitante deriva de que las mediciones angulares se realizaron en dicha bancada con un sistema analógico visual, por lo tanto, las mediciones angulares pueden sufrir un sesgo. El objetivo por el cual se procedió de esta manera fue llegar a los rangos de movimiento límites para cada espécimen, evitando uniformizar el movimiento, que varía de un individuo a otro.

Por último, la prueba de sellado labral fue realizado de forma cualitativa y no cuantitativa, además de que podría haberse visto alterado por las maniobras repetitivas durante las mediciones y que no se han valorado las fuerzas torsionales al realizarse sólo con distracción axial.

6.-CONCLUSIONES

1.- La labrectomía parcial anterosuperior disminuye el área de contacto e incrementa la presión de contacto y las tensiones punta de la superficie acetabular en los diferentes movimientos de la articulación de la cadera en comparación al labrum intacto.

2.- La reconstrucción de una labrectomía parcial con el implante artificial de poliuretano macroporoso aumenta el área de contacto, disminuye la presión de contacto y la tensión punta de la superficie acetabular, normalizando la alteración de la cinemática articular a una condición similar al labrum intacto.

3.- La reconstrucción de una labrectomía parcial con el autoinjerto de fascia lata aumenta el área de contacto, disminuye la presión de contacto y la tensión punta de la superficie acetabular, normalizando la alteración de la cinemática articular a una condición similar al labrum intacto.

4.- La reconstrucción de una labrectomía parcial con el implante artificial de poliuretano macroporoso reestablece la cinética articular de la cadera de forma no inferior a al autoinjerto de fascia lata.

5.- La función de sellado labral se preserva cuando se realiza una capsulotomía completa preservando el labrum intacto, se pierde cuando se realiza una labrectomía parcial y se reestablece en un 80% de los casos cuando se reconstruye con un implante artificial de poliuretano macroporoso y en un 70% con el autoinjerto de fascia lata.

7.-BIBLIOGRAFIA

1. Testud L, Latarjet A. Tratado de Anatomía Humana. Barcelona: Salvat editores; 1979. 660-676 p.
2. García-Porrero JA, Hurle JM. Aparato locomotor de la extremidad inferior. Madrid: McGraw-Hill/Interamericana; 2005. 945-946 p.
3. Brück R, Tönnis D. The growth of the juvenile hip joint. A planimetric study of x-ray films. Arch Orthop Trauma Surg. 1 de junio de 1979;93(2):149-59.
4. Moore K. Pelvis y extremidad inferior. Anatomía con Orientación Clínica. 2a ed. Madrid: Williams and Wilkins; 1986. 218-438 p.
5. Hergan K, Oser W, Moriggl B. Acetabular ossicles: normal variant or disease entity? Eur Radiol. 1 de marzo de 2000;10(4):624-8.
6. Nguyen MS, Kheyfits V, Giordano BD, Dieudonne G, Monu JUV. Hip Anatomic Variants That May Mimic Pathologic Entities on MRI: Nonlabral Variants. Am J Roentgenol. 23 de agosto de 2013;201(3):W401-8.
7. Martinez AE, Li SM, Ganz R, Beck M. Os Acetabuli in Femoro-Acetabular Impingement: Stress Fracture or Unfused Secondary ossification Centre of the Acetabular Rim? HIP Int. 1 de enero de 2006;16(4):281-6.
8. Kassarian A, Yoon LS, Belzile E, Connolly SA, Millis MB, Palmer WE. Triad of MR Arthrographic Findings in Patients with Cam-Type Femoroacetabular Impingement. Radiology. 1 de agosto de 2005;236(2):588-92.
9. Cooke WR, Gill HS, Murray DW, Ostlere SJ. Discrete mineralisation of the acetabular labrum: a novel marker of femoroacetabular impingement? Br J Radiol. enero de 2013;86(1021):20120182-20120182.
10. Latarjet M, Ruiz-Liard A. Anatomía Humana. 3a ed. Buenos Aires: Panamericana; 1999. 774-788 p.
11. Bardakos N, Villar R. The ligamentum teres of the adult hip. J Bone Joint Surg Br. enero de 2009;91(1):8-15.
12. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. J Bone Joint Surg Br. julio de 2000;82(5):679-83.
13. Lavigne M, Kalhor M, Beck M, Ganz R, Leunig M. Distribution of vascular foramina around the femoral head and neck junction: relevance for conservative intracapsular procedures of the hip. Orthop Clin North Am. abril de 2005;36(2):171-6, viii.
14. Rego P, Mascarenhas V, Collado D, Coelho A, Barbosa L, Ganz R. Arterial Topographic Anatomy Near the Femoral Head-Neck Perforation with Surgical Relevance. J Bone Joint Surg Am. 19 de julio de 2017;99(14):1213-21.
15. Chung SM. The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. J Bone Joint Surg Am. octubre de 1976;58(7):961-70.
16. Rao J, Zhou YX, Villar RN. Injury to the ligamentum teres. Mechanism, findings, and results of treatment. Clin Sports Med. octubre de 2001;20(4):791-9, vii.
17. Bardakos NV, Villar RN. The ligamentum teres of the adult hip. J Bone Joint Surg Br. enero de 2009;91-B(1):8-15.
18. Bellugue P. Introduction a l'Etude de la Forme Humaine, Anatomie Plastique et Mécanique. Le membre inférieur. Paris: Maloine; 1963. 35-50 p.
19. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. J Bone Joint Surg Br. mayo de 2002;84(4):556-60.
20. Álvarez San Martín R, Velutini Kochen JA. Anatomía de la Cabeza Femoral Humana: Consideraciones en Ortopedia, Parte I. Anatomía y Relaciones Antropométricas del Fémur Proximal. Int J Morphol. junio de 2010; 28(2):427-431.

21. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Vol. xii. Berlin; New York: Springer-Verlag; 1979. 376 p.
22. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Estève P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* enero de 1992;74(1):28-32.
23. Hoaglund FT, Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. *Clin Orthop.* octubre de 1980;(152):10-6.
24. Kapandji IA. *Physiologie articulaire, schémas commentés de mécanique humaine.* 4e édition. Paris: Maloine; 1971.
25. Gusmão LCB de, Sousa Rodrigues CF de, Martins JS, Silva AJ da. Ángulo de Inclinación del Fémur en el Hombre y su Relación con la Coxa Vara y la Coxa Valga. *Int J Morphol.* junio de 2011;29(2):389-92.
26. Solano A, Tey M, Espiga X. Desalineaciones torsionales de las extremidades inferiores Implicaciones clinicopatológicas. En: Ballester J. *Desalineaciones torsionales de las extremidades inferiores Implicaciones clinicopatológicas. Monografías SECOT.* Barcelona: Masson; 2001. 11-16 p.
27. Muñoz J. *Atlas de mediciones radiograficas en ortopedia y traumatología.* México: McGraw-Hill; 2011. 139-177 p.
28. Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscorn NT. Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg Am.* octubre de 1987;69(8):1169-76.
29. Bouma HW, De Boer SF, De Vos J, Van Kampen PM, Hogervorst T. Mammal Hip Morphology and Function: Coxa Recta and Coxa Rotunda: Mammal Hip Morphology and Function. *Anat Rec.* febrero de 2013;296(2):250-6.
30. Putz R, Schrank C. Anatomy of the labro-capsular complex. *Orthopade.* octubre de 1998;27(10):675-80.
31. Safran MR. The acetabular labrum: anatomic and functional characteristics and rationale for surgical intervention. *J Am Acad Orthop Surg.* junio de 2010;18(6):338-45.
32. Tan V, Seldes RM, Katz MA, Freedhand AM, Klimkiewicz JJ, Fitzgerald RH. Contribution of acetabular labrum to articulating surface area and femoral head coverage in adult hip joints: an anatomic study in cadavera. *Am J Orthop Belle Mead NJ.* noviembre de 2001;30(11):809-12.
33. Nguyen MS, Kheyfits V, Giordano BD, Dieudonne G, Monu JUV. Hip anatomic variants that may mimic abnormalities at MRI: labral variants. *AJR Am J Roentgenol.* septiembre de 2013;201(3):394-400.
34. Nguyen MS, Kheyfits V, Giordano BD, Dieudonne G, Monu JUV. Hip anatomic variants that may mimic pathologic entities on MRI: nonlabral variants. *AJR Am J Roentgenol.* septiembre de 2013;201(3):401-408.
35. Byrd JW. Labral lesions: an elusive source of hip pain case reports and literature review. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* octubre de 1996;12(5):603-12.
36. Saddik D, Troupis J, Tirman P, O'Donnell J, Howells R. Prevalence and location of acetabular sublabral sulci at hip arthroscopy with retrospective MRI review. *AJR Am J Roentgenol.* noviembre de 2006;187(5):507-511.
37. Tey M. *Estudio De La Función Del Rodete Acetabular En La Biomecánica De La Cadera :* Univ Auton Barc. 2015;Tesis Doct.
38. Byrd T. Labral Management: An Overview. En: *Operative Hip Arthroscopy.* New York: Springer; p. 171-83.
39. Shibutani N. Three-dimensional architecture of the acetabular labrum--a scanning electron microscopic study. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* abril de 1988;62(4):321-9.
40. Gray H, Clemente CD. *Anatomy of the human body.* 30th American ed. Vol. xvii. Philadelphia: Lea & Fabinger; 1985. 1676 p.

41. Czerny C, Hofmann S, Neuhold A, Tschauer C, Engel A, Recht MP, et al. Lesions of the acetabular labrum: accuracy of MR imaging and MR arthrography in detection and staging. *Radiology*. 1 de julio de 1996;200(1):225-30.
42. Leunig M, Podeszwa D, Beck M, Werlen S, Ganz R. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. *Clin Orthop*. enero de 2004;(418):74-80.
43. Won YY, Chung IH, Chung NS, Song KH. Morphological Study on the Acetabular Labrum. *Yonsei Med J*. octubre de 2003;44(5):855-62.
44. Lecouvet FE, Vande Berg BC, Malghem J, Lebon CJ, Moysan P, Jamart J, et al. MR imaging of the acetabular labrum: variations in 200 asymptomatic hips. *AJR Am J Roentgenol*. octubre de 1996;167(4):1025-8.
45. Kalhor M, Horowitz K, Beck M, Nazparvar B, Ganz R. Vascular supply to the acetabular labrum. *J Bone Joint Surg Am*. 3 de noviembre de 2010;92(15):2570-5.
46. Seeley MA, Georgiadis AG, Sankar WN. Hip Vascularity: A Review of the Anatomy and Clinical Implications. *J Am Acad Orthop Surg*. agosto de 2016;24(8):515-26.
47. Gómez EM, Cardenas C, Astarita E, Bellotti V, Tresserra F, Natera LG, et al. Labral reconstruction with tendon allograft: histological findings show revascularization at 8 weeks from implantation. *J Hip Preserv Surg*. 1 de enero de 2017;4(1):74-9.
48. Philippon MJ, Arnoczky SP, Torrie A. Arthroscopic repair of the acetabular labrum: a histologic assessment of healing in an ovine model. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. abril de 2007;23(4):376-80.
49. Seldes RM, Tan V, Hunt J, Katz M, Winiarsky R, Fitzgerald RH. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. *Clin Orthop*. enero de 2001;(382):232-40.
50. Kelly BT, Shapiro GS, Digiovanni CW, Buly RL, Potter HG, Hannafin JA. Vascularity of the hip labrum: a cadaveric investigation. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. enero de 2005;21(1):3-11.
51. Kim YT, Azuma H. The nerve endings of the acetabular labrum. *Clin Orthop*. noviembre de 1995;(320):176-81.
52. Sampson TG. Arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement: a proposed technique with clinical experience. *Instr Course Lect*. 2006;55:337-46.
53. Han S, Alexander JW, Thomas VS, Choi J, Harris JD, Doherty DB, et al. Does Capsular Laxity Lead to Microinstability of the Native Hip? *Am J Sports Med*. 5 de marzo de 2018;46(6):1315-23.
54. Johannsen AM, Eijnisman L, Behn AW, Shibata K, Thio T, Safran MR. Contributions of the Capsule and Labrum to Hip Mechanics in the Context of Hip Microinstability. *Orthop J Sports Med*. diciembre de 2019;7(12):2325967119890846.
55. Martin HD, Savage A, Braly BA, Palmer IJ, Beall DP, Kelly B. The function of the hip capsular ligaments: a quantitative report. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. febrero de 2008;24(2):188-95.
56. Wagner FV, Negrão JR, Campos J, Ward SR, Haghighi P, Trudell DJ, et al. Capsular ligaments of the hip: anatomic, histologic, and positional study in cadaveric specimens with MR arthrography. *Radiology*. abril de 2012;263(1):189-98.
57. Ito H, Song Y, Lindsey DP, Safran MR, Giori NJ. The proximal hip joint capsule and the zona orbicularis contribute to hip joint stability in distraction. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. agosto de 2009;27(8):989-95.
58. Porthos-Salas A, Singh P, O'Donnell J. Ligamento teres de la cadera. Revisión bibliográfica. *Acta Ortopédica Mex*. 2016;30:267-71.
59. Cerezal L, Kassarian A, Canga A, Dobado MC, Montero JA, Llopis E, et al. Anatomy, biomechanics, imaging, and management of ligamentum teres injuries. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. octubre de 2010;30(6):1637-51.

60. Naal FD, Miozzari HH, Schär M, Hesper T, Nötzli HP. Midterm results of surgical hip dislocation for the treatment of femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med.* julio de 2012;40(7):1501-10.
61. Hamil J, Knutzen K, Derrick T. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. 187-254 p.
62. Polkowski GG, Clohisy JC. Hip biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev.* junio de 2010;18(2):56-62.
63. Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. 203-221 p.
64. Kapandji IA. *Cuadernos de fisiología articular. La cadera*. 3a ed. Barcelona: Masson; 1984. 9-71 p.
65. Kappelman J. Morphology and locomotor adaptations of the bovid femur in relation to habitat. *J Morphol.* octubre de 1988;198(1):119-30.
66. Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Palm H, Troelsen A. Prevalence of malformations of the hip joint and their relationship to sex, groin pain, and risk of osteoarthritis: a population-based survey. *J Bone Joint Surg Am.* mayo de 2010;92(5):1162-9.
67. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop.* diciembre de 2003;(417):112-20.
68. Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K. An in vitro investigation of the acetabular labral seal in hip joint mechanics. *J Biomech.* febrero de 2003;36(2):171-8.
69. Hunt MA, Charlton JM, Esculier J-F. Osteoarthritis year in review 2019: mechanics. *Osteoarthritis Cartilage.* 2020;28(3):267-74.
70. Brinckmann P, Frobin W, Hierholzer E. Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthrosis of the hip joint. *J Biomech.* 1981;14(3):149-56.
71. Brinckmann P, Frobin W, Hierholzer E. *Musculoskeletal Biomechanics*. New York: Thieme; 2002. 69-84 p.
72. Greenwald AS, O'Connor JJ. The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech.* diciembre de 1971;4(6):507-28.
73. Christel P, Derethe P, Sedel L. Measurement by simulation of the shock absorption of a normal and a prosthetic hip. *Acta Orthop Belg.* 1976;42 Suppl 1:183-93.
74. Mizrahi J, Solomon L, Kaufman B, Duggan TO. An experimental method for investigating load distribution in the cadaveric human hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1981;63B(4):610-3.
75. Adams D, Swanson SA. Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking. *Ann Rheum Dis.* octubre de 1985;44(10):658-66.
76. Rushfeld PD, Mann RW, Harris WH. Influence of cartilage geometry on the pressure distribution in the human hip joint. *Science.* 27 de abril de 1979;204(4391):413-5.
77. Brown TD, Shaw DT. In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech.* 1983;16(6):373-84.
78. Grodzinsky AJ, Levenston ME, Jin M, Frank EH. Cartilage tissue remodeling in response to mechanical forces. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000;2:691-713.
79. Buckwalter JA, Mankin HJ, Grodzinsky AJ. Articular cartilage and osteoarthritis. *Instr Course Lect.* 2005;54:465-80.
80. Lee S, Wuerz TH, Shewman E, McCormick FM, Salata MJ, Philippon MJ, et al. Labral reconstruction with iliotibial band autografts and semitendinosus allografts improves hip joint contact area and contact pressure: an in vitro analysis. *Am J Sports Med.* enero de 2015;43(1):98-104.

81. Smith MV, Panchal HB, Ruberte Thiele RA, Sekiya JK. Effect of acetabular labrum tears on hip stability and labral strain in a joint compression model. *Am J Sports Med.* julio de 2011;39 Suppl:103S-10S.
82. Nepple JJ, Philippon MJ, Campbell KJ, Dornan GJ, Jansson KS, LaPrade RF, et al. The hip fluid seal--Part II: The effect of an acetabular labral tear, repair, resection, and reconstruction on hip stability to distraction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* abril de 2014;22(4):730-6.
83. van Arkel RJ, Amis AA, Cobb JP, Jeffers JRT. The capsular ligaments provide more hip rotational restraint than the acetabular labrum and the ligamentum teres : an experimental study. *Bone Jt J.* abril de 2015;97-B(4):484-91.
84. Myers CA, Register BC, Lertwanich P, Ejnisman L, Pennington WW, Giphart JE, et al. Role of the acetabular labrum and the iliofemoral ligament in hip stability: an in vitro biplane fluoroscopy study. *Am J Sports Med.* julio de 2011;39 Suppl:85S-91S.
85. Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K. The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model. *J Biomech.* agosto de 2000;33(8):953-60.
86. Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K. The acetabular labrum seal: a poroelastic finite element model. *Clin Biomech Bristol Avon.* julio de 2000;15(6):463-8.
87. Forster H, Fisher J. The influence of loading time and lubricant on the friction of articular cartilage. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1996;210(2):109-19.
88. Pickard J, Ingham E, Egan J, Fisher J. Investigation into the effect of proteoglycan molecules on the tribological properties of cartilage joint tissues. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1998;212(3):177-82.
89. Katta J, Jin Z, Ingham E, Fisher J. Effect of nominal stress on the long term friction, deformation and wear of native and glycosaminoglycan deficient articular cartilage. *Osteoarthritis Cartilage.* mayo de 2009;17(5):662-8.
90. Vener MJ, Thompson RC, Lewis JL, Oegema TR. Subchondral damage after acute transarticular loading: an in vitro model of joint injury. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* noviembre de 1992;10(6):759-65.
91. Wilson W, van Burken C, van Donkelaar C, Buma P, van Rietbergen B, Huiskes R. Causes of mechanically induced collagen damage in articular cartilage. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* febrero de 2006;24(2):220-8.
92. Zhu W, Mow VC, Koob TJ, Eyre DR. Viscoelastic shear properties of articular cartilage and the effects of glycosidase treatments. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* noviembre de 1993;11(6):771-81.
93. Spirt AA, Mak AF, Wassell RP. Nonlinear viscoelastic properties of articular cartilage in shear. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 1989;7(1):43-9.
94. Bsat S, Frei H, Beaulé PE. The acetabular labrum: a review of its function. *Bone Jt J.* junio de 2016;98-B(6):730-5.
95. Smith-Petersen MN. The classic: Treatment of malum coxae senilis, old slipped upper femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. 1936. *Clin Orthop.* marzo de 2009;467(3):608-15.
96. Murray RO. The aetiology of primary osteoarthritis of the hip. *Br J Radiol.* noviembre de 1965;38(455):810-24.
97. Stulberg SD, Cordell LD, Harris WH, Ramsey PL, McEwen GD. Unrecognized childhood hip disease: a major cause of idiopathic osteoarthritis of the hip. *En St. Louis;* 1975. p. 212-28.
98. Myers SR, Eijer H, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement after periacetabular osteotomy. *Clin Orthop.* junio de 1999;(363):93-9.
99. Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset.

- J Bone Joint Surg Br. marzo de 2001;83(2):171-6.
100. Canga Villegas AM. Ligamento redondo de la cadera: estudio anatómico, radiológico, funcional y molecular [Internet] [PhD Thesis]. 2015. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10902/7810>
 101. Kassarian A. Hip MR arthrography and femoroacetabular impingement. *Semin Musculoskelet Radiol.* septiembre de 2006;10(3):208-19.
 102. Byrd JWT, Jones KS. Arthroscopic management of femoroacetabular impingement in athletes. *Am J Sports Med.* julio de 2011;39 Suppl:7S-13S.
 103. Siebenrock KA, Wahab KHA, Werlen S, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impingement. *Clin Orthop.* enero de 2004;(418):54-60.
 104. Pollard TCB, Villar RN, Norton MR, Fern ED, Williams MR, Murray DW, et al. Genetic influences in the aetiology of femoroacetabular impingement: a sibling study. *J Bone Joint Surg Br.* febrero de 2010;92(2):209-16.
 105. Hanke MS, Schmaranzer F, Steppacher SD, Lerch TD, Siebenrock KA. Hip preservation. *EFORT Open Rev.* octubre de 2020;5(10):630-40.
 106. Fraitzl CR, Käfer W, Nelitz M, Reichel H. Radiological evidence of femoroacetabular impingement in mild slipped capital femoral epiphysis: a mean follow-up of 14.4 years after pinning in situ. *J Bone Joint Surg Br.* diciembre de 2007;89(12):1592-6.
 107. Albers CE, Steppacher SD, Haefeli PC, Werlen S, Hanke MS, Siebenrock KA, et al. Twelve percent of hips with a primary cam deformity exhibit a slip-like morphology resembling sequelae of slipped capital femoral epiphysis. *Clin Orthop.* abril de 2015;473(4):1212-23.
 108. Allen D, Beulé PE, Ramadan O, Doucette S. Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br.* mayo de 2009;91(5):589-94.
 109. Agricola R, Heijboer MP, Bierma-Zeinstra SMA, Verhaar JAN, Weinans H, Waarsing JH. Cam impingement causes osteoarthritis of the hip: a nationwide prospective cohort study (CHECK). *Ann Rheum Dis.* junio de 2013;72(6):918-23.
 110. Maheshwari AV, Malik A, Dorr LD. Impingement of the native hip joint. *J Bone Joint Surg Am.* noviembre de 2007;89(11):2508-18.
 111. Parvizi J, Leunig M, Ganz R. Femoroacetabular impingement. *J Am Acad Orthop Surg.* septiembre de 2007;15(9):561-70.
 112. Tannast M, Hanke MS, Zheng G, Steppacher SD, Siebenrock KA. What are the radiographic reference values for acetabular under- and overcoverage? *Clin Orthop.* abril de 2015;473(4):1234-46.
 113. Reynolds D, Lucas J, Klaue K. Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br.* marzo de 1999;81(2):281-8.
 114. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE. Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis--what the radiologist should know. *AJR Am J Roentgenol.* junio de 2007;188(6):1540-52.
 115. Banerjee P, McLean CR. Femoroacetabular impingement: a review of diagnosis and management. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 16 de 2011;4(1):23-32.
 116. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* julio de 2005;87(7):1012-8.
 117. Kraeutler MJ, Chadayammuri V, Garabekyan T, Mei-Dan O. Femoral Version Abnormalities Significantly Outweigh Effect of Cam Impingement on Hip Internal Rotation. *J Bone Joint Surg Am.* 7 de febrero de 2018;100(3):205-10.
 118. Wagner S, Hofstetter W, Chiquet M, Mainil-Varlet P, Stauffer E, Ganz R, et al. Early osteoarthritic changes of human femoral head cartilage subsequent to femoro-acetabular

- impingement. *Osteoarthritis Cartilage*. julio de 2003;11(7):508-18.
119. Byers PD, Contepomi CA, Farkas TA. A post mortem study of the hip joint. Including the prevalence of the features of the right side. *Ann Rheum Dis*. enero de 1970;29(1):15-31.
120. Wenger DE, Kendell KR, Miner MR, Trousdale RT. Acetabular labral tears rarely occur in the absence of bony abnormalities. *Clin Orthop*. septiembre de 2004;(426):145-50.
121. Rego P, Beulé PE, Ayeni OR, Tey M, Marin-Peña O, Dantas P, et al. Femoroacetabular Impingement: What the Surgeon Wants to Know. *Semin Musculoskelet Radiol*. junio de 2019;23(3):257-75.
122. Griffin DR, Dickenson EJ, Wall PDH, Achana F, Donovan JL, Griffin J, et al. Hip arthroscopy versus best conservative care for the treatment of femoroacetabular impingement syndrome (UK FASHIoN): a multicentre randomised controlled trial. *Lancet Lond Engl*. 02 de 2018;391(10136):2225-35.
123. Lynch TS, Minkara A, Aoki S, Bedi A, Bharam S, Clohisy J, et al. Best Practice Guidelines for Hip Arthroscopy in Femoroacetabular Impingement: Results of a Delphi Process. *J Am Acad Orthop Surg*. 15 de enero de 2020;28(2):81-9.
124. Maldonado DR, Kyin C, Chen SL, Rosinsky PJ, Shapira J, Meghpara MB, et al. In search of labral restoration function with hip arthroscopy: outcomes of hip labral reconstruction versus labral repair: a systematic review. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 22 de octubre de 2020;1120700020965162.
125. Clohisy JC, St John LC, Schutz AL. Surgical treatment of femoroacetabular impingement: a systematic review of the literature. *Clin Orthop*. febrero de 2010;468(2):555-64.
126. Ellis HB, Briggs KK, Philippon MJ. Innovation in hip arthroscopy: is hip arthritis preventable in the athlete? *Br J Sports Med*. abril de 2011;45(4):253-8.
127. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br*. noviembre de 2001;83(8):1119-24.
128. Botser IB, Smith TW, Nasser R, Domb BG. Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: a comparison of clinical outcomes. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. febrero de 2011;27(2):270-8.
129. Matsuda DK, Carlisle JC, Arthurs SC, Wierks CH, Philippon MJ. Comparative systematic review of the open dislocation, mini-open, and arthroscopic surgeries for femoroacetabular impingement. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. febrero de 2011;27(2):252-69.
130. Clohisy JC, Ackerman J, Baca G, Baty J, Beulé PE, Kim Y-J, et al. Patient-Reported Outcomes of Periacetabular Osteotomy from the Prospective ANCHOR Cohort Study. *J Bone Joint Surg Am*. 4 de enero de 2017;99(1):33-41.
131. Marin-Peña O, Tey-Pons M, Perez-Carro L, Said HG, Sierra P, Dantas P, et al. The current situation in hip arthroscopy. *EFORT Open Rev*. marzo de 2017;2(3):58-65.
132. Montgomery SR, Ngo SS, Hobson T, Nguyen S, Alluri R, Wang JC, et al. Trends and demographics in hip arthroscopy in the United States. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. abril de 2013;29(4):661-5.
133. Maradit Kremers H, Schilz SR, Van Houten HK, Herrin J, Koenig KM, Bozic KJ, et al. Trends in Utilization and Outcomes of Hip Arthroscopy in the United States Between 2005 and 2013. *J Arthroplasty*. 2017;32(3):750-5.
134. Peters S, Laing A, Emerson C, Mutchler K, Joyce T, Thorborg K, et al. Surgical criteria for femoroacetabular impingement syndrome: a scoping review. *Br J Sports Med*. noviembre de 2017;51(22):1605-10.
135. Steppacher SD, Huemmer C, Schwab JM, Tannast M, Siebenrock KA. Surgical hip

dislocation for treatment of femoroacetabular impingement: factors predicting 5-year survivorship. *Clin Orthop*. enero de 2014;472(1):337-48.

136. Steppacher SD, Anwander H, Zurmühle CA, Tannast M, Siebenrock KA. Eighty percent of patients with surgical hip dislocation for femoroacetabular impingement have a good clinical result without osteoarthritis progression at 10 years. *Clin Orthop*. abril de 2015;473(4):1333-41.

137. Kyin C, Maldonado DR, Go CC, Shapira J, Lall AC, Domb BG. Mid To Long-term Outcomes Of Hip Arthroscopy: A Systematic Review. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 18 de noviembre de 2020; Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2020.10.001>

138. Siebenrock KA, Schaller C, Tannast M, Keel M, Büchler L. Anteverting periacetabular osteotomy for symptomatic acetabular retroversion: results at ten years. *J Bone Joint Surg Am*. 5 de noviembre de 2014;96(21):1785-92.

139. Zurmühle CA, Anwander H, Albers CE, Hanke MS, Steppacher SD, Siebenrock KA, et al. Periacetabular Osteotomy Provides Higher Survivorship Than Rim Trimming for Acetabular Retroversion. *Clin Orthop*. abril de 2017;475(4):1138-50.

140. Parry JA, Swann RP, Erickson JA, Peters CL, Trousdale RT, Sierra RJ. Midterm Outcomes of Reverse (Anteverting) Periacetabular Osteotomy in Patients With Hip Impingement Secondary to Acetabular Retroversion. *Am J Sports Med*. marzo de 2016;44(3):672-6.

141. Wijdicks CA, Balldin BC, Jansson KS, Stull JD, LaPrade RF, Philippon MJ. Cam lesion femoral osteoplasty: in vitro biomechanical evaluation of iatrogenic femoral cortical notching and risk of neck fracture. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. octubre de 2013;29(10):1608-14.

142. Herickhoff PK, Safran MR. Surgical Decision Making for Acetabular Labral Tears: An International Perspective. *Orthop J Sports Med*. septiembre de 2018;6(9):2325967118797324.

143. Byrd JWT, Jones KS. Hip arthroscopy for labral pathology: prospective analysis with 10-year follow-up. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. abril de 2009;25(4):365-8.

144. Chen AW, Yuen LC, Ortiz-Declat V, Litrenta J, Maldonado DR, Domb BG. Selective Debridement With Labral Preservation Using Narrow Indications in the Hip: Minimum 5-Year Outcomes With a Matched-Pair Labral Repair Control Group. *Am J Sports Med*. febrero de 2018;46(2):297-304.

145. Anwander H, Siebenrock KA, Tannast M, Steppacher SD. Labral Reattachment in Femoroacetabular Impingement Surgery Results in Increased 10-year Survivorship Compared With Resection. *Clin Orthop*. abril de 2017;475(4):1178-88.

146. Espinosa N, Rothenfluh DA, Beck M, Ganz R, Leunig M. Treatment of femoroacetabular impingement: preliminary results of labral refixation. *J Bone Joint Surg Am*. mayo de 2006;88(5):925-35.

147. Schilders E, Dimitrakopoulou A, Bismil Q, Marchant P, Cooke C. Arthroscopic treatment of labral tears in femoroacetabular impingement: a comparative study of refixation and resection with a minimum two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. agosto de 2011;93(8):1027-32.

148. Krych AJ, Thompson M, Knutson Z, Scoon J, Coleman SH. Arthroscopic labral repair versus selective labral debridement in female patients with femoroacetabular impingement: a prospective randomized study. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. enero de 2013;29(1):46-53.

149. Philippon MJ, Bolia IK, Locks R, Briggs KK. Labral Preservation: Outcomes Following Labrum Augmentation Versus Labrum Reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 2018;34(9):2604-11.

150. Westermann RW, Day MA, Duchman KR, Glass NA, Lynch TS, Rosneck JT. Trends in Hip Arthroscopic Labral Repair: An American Board of Orthopaedic Surgery Database Study. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2019;35(5):1413-9.
151. Larson CM, Ross JR, Stone RM, Samuelson KM, Schelling EF, Giveans MR, et al. Arthroscopic Management of Dysplastic Hip Deformities: Predictors of Success and Failures With Comparison to an Arthroscopic FAI Cohort. *Am J Sports Med.* febrero de 2016;44(2):447-53.
152. Maldonado DR, Perets I, Mu BH, Ortiz-Declet V, Chen AW, Lall AC, et al. Arthroscopic Capsular Plication in Patients With Labral Tears and Borderline Dysplasia of the Hip: Analysis of Risk Factors for Failure. *Am J Sports Med.* 2018;46(14):3446-53.
153. Philippon MJ, Briggs KK, Yen Y-M, Kuppersmith DA. Outcomes following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement with associated chondrolabral dysfunction: minimum two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* enero de 2009;91(1):16-23.
154. Espinosa N, Beck M, Rothenfluh DA, Ganz R, Leunig M. Treatment of femoroacetabular impingement: preliminary results of labral refixation. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am.* marzo de 2007;89 Suppl 2 Pt.1:36-53.
155. Miozzari HH, Celia M, Clark JM, Werlen S, Naal FD, Nötzli HP. No regeneration of the human acetabular labrum after excision to bone. *Clin Orthop.* abril de 2015;473(4):1349-57.
156. Al Mana L, Coughlin RP, Desai V, Simunovic N, Duong A, Ayeni OR. The Hip Labrum Reconstruction: Indications and Outcomes-an Updated Systematic Review. *Curr Rev Musculoskelet Med.* junio de 2019;12(2):156-65.
157. Zhang D, Chen L, Wang G. Hip arthroscopy versus open surgical dislocation for femoroacetabular impingement: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore).* octubre de 2016;95(41):e5122.
158. Botser IB, Jackson TJ, Smith TW, Leonard JP, Stake CE, Domb BG. Open surgical dislocation versus arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement. *Am J Orthop Belle Mead NJ.* mayo de 2014;43(5):209-14.
159. Sierra RJ, Trousdale RT. Labral reconstruction using the ligamentum teres capitis: report of a new technique. *Clin Orthop.* marzo de 2009;467(3):753-9.
160. Bessa FS, Williams BT, Polce EM, Neto M, Garcia FL, Leporace G, et al. Indications and Outcomes for Arthroscopic Hip Labral Reconstruction With Autografts: A Systematic Review. *Front Surg.* 2020;7:61.
161. Amar E, Sampson TG, Sharfman ZT, Caplan A, Rippel N, Atzmon R, et al. Acetabular labral reconstruction using the indirect head of the rectus femoris tendon significantly improves patient reported outcomes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* agosto de 2018;26(8):2512-8.
162. Rathi R, Mazek J. Arthroscopic acetabular labral reconstruction with rectus femoris tendon autograft: Our experiences and early results. *J Orthop.* septiembre de 2018;15(3):783-6.
163. Matsuda DK, Burchette RJ. Arthroscopic hip labral reconstruction with a gracilis autograft versus labral refixation: 2-year minimum outcomes. *Am J Sports Med.* mayo de 2013;41(5):980-7.
164. Nakashima H, Tsukamoto M, Ohnishi Y, Utsunomiya H, Kanezaki S, Sakai A, et al. Clinical and Radiographic Predictors for Unsalvageable Labral Tear at the Time of Initial Hip Arthroscopic Management for Femoroacetabular Impingement. *Am J Sports Med.* 2019;47(9):2029-37.
165. Locks R, Chahla J, Bolia IK, Briggs KK, Philippon MJ. Outcomes following arthroscopic hip segmental labral reconstruction using autologous capsule tissue or indirect head of the rectus tendon. *J Hip Preserv Surg.* enero de 2018;5(1):73-7.

166. Maldonado DR, Lall AC, Laseter JR, Kyin C, Chen JW, Go CC, et al. Primary Hip Arthroscopic Surgery With Labral Reconstruction: Is There a Difference Between an Autograft and Allograft? *Orthop J Sports Med.* marzo de 2019;7(3):2325967119833715.
167. Domb BG, El Bitar YF, Stake CE, Trenga AP, Jackson TJ, Lindner D. Arthroscopic labral reconstruction is superior to segmental resection for irreparable labral tears in the hip: a matched-pair controlled study with minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* enero de 2014;42(1):122-30.
168. Lebus GF, Briggs KK, Dornan GJ, McNamara S, Philippon MJ. Acetabular Labral Reconstruction: Development of a Tool to Predict Outcomes. *Am J Sports Med.* 2018;46(13):3119-26.
169. Barbour SA, King W. The safe and effective use of allograft tissue--an update. *Am J Sports Med.* octubre de 2003;31(5):791-7.
170. Kainer MA, Linden JV, Whaley DN, Holmes HT, Jarvis WR, Jernigan DB, et al. Clostridium infections associated with musculoskeletal-tissue allografts. *N Engl J Med.* 17 de junio de 2004;350(25):2564-71.
171. Schmidt-Hebbel A, Gomez C, Aviles C, Herbst E, Scheu M, Ferrer G, et al. No association between positive intraoperative allograft cultures and infection rates after reconstructive knee ligament surgery. *The Knee.* diciembre de 2018;25(6):1129-33.
172. Pérez-Prieto D, Torres-Claramunt R, Gelber PE, Shehata TMA, Pelfort X, Monllau JC. Autograft soaking in vancomycin reduces the risk of infection after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* septiembre de 2016;24(9):2724-8.
173. Eijnsman L, Philippon MJ. Arthroscopic Labral Reconstruction in the Hip Using Iliotibial Band Autograft. *Hip Arthrosc.* 1 de junio de 2011;19(2):134-9.
174. Chandrasekaran S, Darwish N, Close MR, Lodhia P, Suarez-Ahedo C, Domb BG. Arthroscopic Reconstruction of Segmental Defects of the Hip Labrum: Results in 22 Patients With Mean 2-Year Follow-Up. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* septiembre de 2017;33(9):1685-93.
175. White BJ, Herzog MM. Arthroscopic Labral Reconstruction of the Hip Using Iliotibial Band Allograft and Front-to-Back Fixation Technique. *Arthrosc Tech.* febrero de 2016;5(1):e89-97.
176. Philippon MJ, Briggs KK, Hay CJ, Kuppersmith DA, Dewing CB, Huang MJ. Arthroscopic labral reconstruction in the hip using iliotibial band autograft: technique and early outcomes. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* junio de 2010;26(6):750-6.
177. Geyer MR, Philippon MJ, Fagrelus TS, Briggs KK. Acetabular labral reconstruction with an iliotibial band autograft: outcome and survivorship analysis at minimum 3-year follow-up. *Am J Sports Med.* agosto de 2013;41(8):1750-6.
178. Cvetanovich GL, Mascarenhas R, Saccomanno MF, Verma NN, Cole BJ, Bush-Joseph CA, et al. Hamstring autograft versus soft-tissue allograft in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* diciembre de 2014;30(12):1616-24.
179. Wang H-D, Zhang H, Wang T-R, Zhang W-F, Wang F-S, Zhang Y-Z. Comparison of clinical outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon autograft versus soft-tissue allograft: A meta-analysis of randomised controlled trials. *Int J Surg Lond Engl.* agosto de 2018;56:174-83.
180. Shino K, Inoue M, Horibe S, Nagano J, Ono K. Maturation of allograft tendons transplanted into the knee. An arthroscopic and histological study. *J Bone Joint Surg Br.* agosto de 1988;70(4):556-60.
181. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, Ma CB. Current trends in anterior cruciate

- ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med.* diciembre de 1999;27(6):821-30.
182. Curtis RJ, Delee JC, Drez DJ. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with freeze dried fascia lata allografts in dogs. A preliminary report. *Am J Sports Med.* diciembre de 1985;13(6):408-14.
183. Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, Rosen MA, Kurzweil PR, Cummings JF, et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am J Sports Med.* abril de 1993;21(2):176-85.
184. Nikolaou PK, Seaber AV, Glisson RR, Ribbeck BM, Bassett FH. Anterior cruciate ligament allograft transplantation. Long-term function, histology, revascularization, and operative technique. *Am J Sports Med.* octubre de 1986;14(5):348-60.
185. Maldonado DR, Chen JW, Lall AC, Walker-Santiago R, Shapira J, Rosinsky PJ, et al. Hip Labral Augmentation With Tibialis Anterior Tendon Allograft Using the Knotless Pull-Through Technique. *Arthrosc Tech.* octubre de 2019;8(10):e1209-16.
186. MacInnis LE, Al Hussain A, Coady C, Wong IH. Labral Gracilis Tendon Allograft Reconstruction and Cartilage Regeneration Scaffold for an Uncontained Acetabular Cartilage Defect of the Hip. *Arthrosc Tech.* junio de 2017;6(3):e613-9.
187. Carreira DS, Kruchten MC, Emmons BR, Martin RL. Arthroscopic labral reconstruction using fascia lata allograft: shuttle technique and minimum two-year results. *J Hip Preserv Surg.* agosto de 2018;5(3):247-58.
188. Tey M, Erquicia JI, Pelfort X, Miquel J, Gelber PE, Ribas M. Allogenic labral transplantation in hip instability following arthroscopic labrectomy. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* abril de 2011;21(2):260-2.
189. Groh MM, Herrera J. A comprehensive review of hip labral tears. *Curr Rev Musculoskelet Med.* junio de 2009;2(2):105-17.
190. Wolff AB, Grossman J. Management of the Acetabular Labrum. *Clin Sports Med.* julio de 2016;35(3):345-60.
191. White BJ, Herzog MM. Labral Reconstruction: When to Perform and How. *Front Surg.* 2015;2:27.
192. Harris JD. Strategies in managing the labrum. 2018 [Internet]. 2018; Disponible en: <http://aoj.amegroups.com/article/view/4420>
193. Reguzzoni M, Manelli A, Ronga M, Raspanti M, Grassi FA. Histology and ultrastructure of a tissue-engineered collagen meniscus before and after implantation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* agosto de 2005;74(2):808-16.
194. Steadman JR, Rodkey WG. Tissue-engineered collagen meniscus implants: 5- to 6-year feasibility study results. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* mayo de 2005;21(5):515-25.
195. Monllau JC, Gelber PE, Abat F, Pelfort X, Abad R, Hinarejos P, et al. Outcome after partial medial meniscus substitution with the collagen meniscal implant at a minimum of 10 years' follow-up. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* julio de 2011;27(7):933-43.
196. Tienen TG, Heijkants RGJC, de Groot JH, Pennings AJ, Schouten AJ, Veth RPH, et al. Replacement of the knee meniscus by a porous polymer implant: a study in dogs. *Am J Sports Med.* enero de 2006;34(1):64-71.
197. de Mulder EL, Hannink G, Giele M, Verdonschot N, Buma P. Proliferation of meniscal fibrochondrocytes cultured on a new polyurethane scaffold is stimulated by TGF- β . *J Biomater Appl.* enero de 2013;27(5):617-26.
198. Freymann U, Endres M, Goldmann U, Sittlinger M, Kaps C. Toward scaffold-based meniscus repair: effect of human serum, hyaluronic acid and TGF- β 3 on cell recruitment and re-differentiation. *Osteoarthritis Cartilage.* mayo de 2013;21(5):773-81.
199. Baynat C, Andro C, Vincent JP, Schiele P, Buisson P, Dubrana F, et al. Actifit®

- synthetic meniscal substitute: Experience with 18 patients in Brest, France. *Proc Fr Arthrosc Soc.* 1 de diciembre de 2014;100(8, Supplement):S385-9.
200. de Groot JH. Polyurethane scaffolds for meniscal tissue regeneration. *Med Device Technol.* septiembre de 2005;16(7):18-20.
201. Heijkants RGJC, Van Calck RV, De Groot JH, Pennings AJ, Schouten AJ. Phase transitions in segmented polyesterurethane–DMSO–water systems. *J Polym Sci Part B Polym Phys.* 15 de marzo de 2005;43(6):716-23.
202. Efe T, Getgood A, Schofer MD, Fuchs-Winkelmann S, Mann D, Paletta JRJ, et al. The safety and short-term efficacy of a novel polyurethane meniscal scaffold for the treatment of segmental medial meniscus deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* septiembre de 2012;20(9):1822-30.
203. Verdonk P, Beaufils P, Bellemans J, Djian P, Heinrichs E-L, Huysse W, et al. Successful treatment of painful irreparable partial meniscal defects with a polyurethane scaffold: two-year safety and clinical outcomes. *Am J Sports Med.* abril de 2012;40(4):844-53.
204. Verdonk R, Verdonk P, Huysse W, Forsyth R, Heinrichs E-L. Tissue ingrowth after implantation of a novel, biodegradable polyurethane scaffold for treatment of partial meniscal lesions. *Am J Sports Med.* abril de 2011;39(4):774-82.
205. Gelber PE, Petrica AM, Isart A, Mari-Molina R, Monllau JC. The magnetic resonance aspect of a polyurethane meniscal scaffold is worse in advanced cartilage defects without deterioration of clinical outcomes after a minimum two-year follow-up. *The Knee.* octubre de 2015;22(5):389-94.
206. Schüttler KF, Haberhauer F, Gesslein M, Heyse TJ, Figiel J, Lorbach O, et al. Midterm follow-up after implantation of a polyurethane meniscal scaffold for segmental medial meniscus loss: maintenance of good clinical and MRI outcome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* mayo de 2016;24(5):1478-84.
207. Toanen C, Dhollander A, Bulgheroni P, Filardo G, Zaffagnini S, Spalding T, et al. Polyurethane Meniscal Scaffold for the Treatment of Partial Meniscal Deficiency: 5-Year Follow-up Outcomes: A European Multicentric Study. *Am J Sports Med.* mayo de 2020;48(6):1347-55.
208. Monllau JC, Poggioli F, Erquicia J, Ramírez E, Pelfort X, Gelber P, et al. Magnetic Resonance Imaging and Functional Outcomes After a Polyurethane Meniscal Scaffold Implantation: Minimum 5-Year Follow-up. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* mayo de 2018;34(5):1621-7.
209. Moon DK, Woo SL-Y, Takakura Y, Gabriel MT, Abramowitch SD. The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments. *J Biomech.* 2006;39(6):1153-7.
210. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech.* 1986;19(5):399-404.
211. Rudert MJ, Ellis BJ, Henak CR, Stroud NJ, Pederson DR, Weiss JA, et al. A new sensor for measurement of dynamic contact stress in the hip. *J Biomech Eng.* marzo de 2014;136(3):035001.
212. Suppauksorn S, Beck EC, Chahla J, Cancienne JM, Krivicich LM, Rasio J, et al. Comparison of Suction Seal and Contact Pressures Between 270° Labral Reconstruction, Labral Repair, and the Intact Labrum. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2020;36(9):2433-42.
213. Ayeni OR, Alradwan H, de Sa D, Philippon MJ. The hip labrum reconstruction: indications and outcomes--a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* abril de 2014;22(4):737-43.
214. Philippon MJ, Nepple JJ, Campbell KJ, Dornan GJ, Jansson KS, LaPrade RF, et al. The hip fluid seal--Part I: the effect of an acetabular labral tear, repair, resection, and

- reconstruction on hip fluid pressurization. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. abril de 2014;22(4):722-9.
215. Greaves LL, Gilbert MK, Yung AC, Kozlowski P, Wilson DR. Effect of acetabular labral tears, repair and resection on hip cartilage strain: A 7T MR study. *J Biomech*. 22 de marzo de 2010;43(5):858-63.
216. Mavcic B, Igljic A, Kralj-Igljic V, Brand RA, Vengust R. Cumulative hip contact stress predicts osteoarthritis in DDH. *Clin Orthop*. abril de 2008;466(4):884-91.
217. Shi Y, Chen L, Xu Y, Zhang X, Ju X, Hu X, et al. Acetabular labral reconstruction using autografts reduces osteoarthritis development compared with labral resection in a porcine model. *Am J Transl Res*. 2019;11(4):2484-95.
218. Hadley NA, Brown TD, Weinstein SL. The effects of contact pressure elevations and aseptic necrosis on the long-term outcome of congenital hip dislocation. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. julio de 1990;8(4):504-13.
219. Ejnisman L, Philippon MJ, Lertwanich P. Acetabular labral tears: diagnosis, repair, and a method for labral reconstruction. *Clin Sports Med*. abril de 2011;30(2):317-29.
220. White BJ, Patterson J, Herzog MM. Bilateral Hip Arthroscopy: Direct Comparison of Primary Acetabular Labral Repair and Primary Acetabular Labral Reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 2018;34(2):433-40.
221. Youm T. Editorial Commentary: Wanted Dead or Alive: Primary Allograft Labral Reconstruction of the Hip Is As Successful, if Not More Successful, Than Primary Labral Repair. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 2018;34(2):441-3.
222. Maldonado DR, Lall AC, Walker-Santiago R, Rosinsky P, Shapira J, Chen JW, et al. Hip labral reconstruction: consensus study on indications, graft type and technique among high-volume surgeons. *J Hip Preserv Surg*. enero de 2019;6(1):41-9.
223. Afoke NY, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. agosto de 1987;69(4):536-41.

8.-ANEXOS

Anexo 1.- Certificado del premio “Josep Trueta de Investigación 2018” de financiación de la Sociedad Catalana de Cirugía Ortopédica y Traumatología.



**ACADÈMIA DE CIÈNCIES MÈDIQUES
I DE LA SALUT DE CATALUNYA I DE BALEARS**

**SOCIETAT CATALANA DE CIRURGIA
ORTOPÈDICA I TRAUMATOLOGIA**

**PREMI JOSEP TRUETA D'INVESTIGACIÓ I
RECERCA 2018**

al projecte

**Estudi de la cinètica articular després de
la reconstrucció del rodet acetabular
mitjançant un implant macroporós de
poliuretà. Estudi biomecànic en un
model cadavèric.**

de

Bruno Capurro Soler

Barcelona, maig de 2018

El President de la Societat Catalana
de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia
Dr. Pere Torner Pifarré



Avinguda de França s/n.
17007 Girona
Telèfon 972 940 200
www.gencat.net/ics/trueta

Marta Riera Juncà, Secretària del Comitè d'Ètica d'Investigació CEI GIRONA, amb domicili a l'Hospital Universitari de Girona Dr. Josep Trueta Avinguda de França s/n 17007 Girona

CERTIFICA

Que el Comitè d'Ètica d'Investigació CEI GIRONA, segons consta en l'acta de la reunió celebrada el dia 25/10/2016 ha avaluat el projecte: **Estudi de la cinètica articular després de la reconstrucció del rodet acetabular mitjançant un implant macroporoso de poliuretà. Estudi biomecànic en un model cadavèric. Cod MED-UDG**, amb el Dr. BRUNO CAPURRO com a investigador principal.

Que els documents s'ajusten a les normes ètiques essencials i per tant, ha decidit la seva aprovació.

I, perquè consti, expedixo aquest certificat.

Hospital Universitari de Girona
Doctor Josep Trueta
Comitè Ètic
d'investigació Clínica
Institut Català de la Salut

Girona, a 11/11/2016



Informe del Comité de Ética de la Investigación con Medicamentos Parc de Salut Mar

Doña Cristina Llop Julià Secretaria del Comité de Ética de la Investigación con Medicamentos Parc de Salut MAR,

CERTIFICA

Que éste Comité ha evaluado el proyecto de investigación clínica nº 2018/8109/I titulado *“Estudi de la cinètica articular després de la reconstrucció del rodet acetabular mitjançant un implant macroporós de poliuretà. Estudi biomecànic en un model cadavèric”* propuesto por el Dr. Bruno Michele Capurro Soler del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital del Mar.

Y que considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.

La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

El alcance de las compensaciones económicas que se solicitan está plenamente justificado.

Y que éste Comité acepta que dicho proyecto de investigación sea realizado en el Hospital del Mar por el Dr. Bruno Michele Capurro Soler como investigador principal, tal como recoge el ACTA de la reunión del día 24/07/2018.

Lo que firmo en Barcelona, a 31 de julio de 2018

COMITÈ ÈTIC D'INVESTIGACIÓ
CEIC - PARC DE SALUT MAR



Firmado:

Doña Cristina Llop Julià

CEIm – Parc de Salut MAR

Dr. Aiguader, 88 | 08003 Barcelona | Telèfon 93 316 06 77 | Fax 93 316 06 36
ceic-psmar@imim.es | www.parcdesalutmar.cat

