

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
HOSPITAL ESPAÑOL DE MÉXICO**



**INDICE DE LUXACIÓN PROTÉSICA Y RIESGO PREDICTIVO DESPUÉS DE  
ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA SEGUIMIENTO A 6 AÑOS.**

**T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
POSGRADO EN ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA**

**PRESENTA  
. DR. ENRIQUE CALETI DEL MAZO.**

**ASESOR DE TESIS:  
DR. FELIX ISAAC GIL ORBEZO.**



HOSPITAL ESPAÑOL

México D.F.

2009



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**Dr. Cesáreo Ángel Trueba Davalillo.**  
Profesor del Curso Universitario de Ortopedia  
Hospital Español de México

**Dr. Félix Isaac Gil Orbezo.**  
Asesor de la Tesis.  
Jefe del Servicio de Ortopedia  
Hospital Español de México

**Dr. Alfredo Sierra Unzueta.**  
Jefe de Enseñanza e Investigación Médica.  
Hospital Español de México

## **AGRADECIMIENTOS**

**A mis papás y hermanos  
Por todo su amor y por enseñarme el camino del bien. Sin su ayuda y  
ejemplo nada sería igual.**

**Dr. Cesáreo Trueba Davalillo y Dr. Félix Gil Orbezo.  
Por toda su ayuda, enseñanza y sobre todo paciencia.**

**A mis compañeros residentes  
Por su entusiasmo y apoyo que siempre me impulsaron a ser mejor.**

**A todos los pacientes.  
Por su entereza y cariño.**

**A Dios  
Por darme la fortaleza y tolerancia en cada momento.**

**A Esther  
Por todo tu amor, tu ejemplo y tu paciencia.**

**GRACIAS!**

## INDICE

Introducción.	2
Marco Teórico	3
Antecedentes Históricos de la Artroplastia Total de Cadera.	3
Clasificación de Artrosis.	5
Clasificación y Generalidades de la Coxartrosis	5
Clasificación de las fracturas cervicales.	7
Articulación Coxofemoral..	8
Movimientos de flexión de la cadera.	9
Movimientos de extensión de la cadera	9
Movimientos de abducción de la cadera	10
Movimientos de aducción de la cadera.	10
Factores de coaptación Coxofemoral	11.
Factores musculares y óseos en la estabilidad de la cadera.	12
Abordaje Posterolateral.	13
Justificación	15
Planteamiento del Problema.	16
Hipótesis.	17
Objetivos	18.
Material y Métodos	19
Diseño del Estudio.	19
Población a Estudiar.	19
Criterios.	20
Variables y Procedimiento.	20
Análisis Estadístico.	22
Resultados.	23
Conclusiones.	42
Discusión	43
Bibliografía	45

**TITULO.**

**“INDICE DE LUXACIÓN PROTÉSICA Y RIESGO PREDICTIVO DESPUÉS DE ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA” SEGUIMIENTO A 6 AÑOS.**

**AUTOR:** Dr. Enrique Caletí del Mazo

## **INTRODUCCION.**

La luxación protésica de cadera se define como la posición de la cabeza femoral, documentada, fuera del componente acetabular. La luxación es una de las complicaciones más comunes después de la artroplastia total de cadera (ATC). Los factores de riesgo incluyen desordenes cognitivos y neuromusculares, poca cooperación del paciente y cirugía previa de la cadera. En las consideraciones quirúrgicas se incluyen el tipo de abordaje, tensión de los tejidos blandos, posición del componente, tamaño de la cabeza protésica, alineación acetabular experiencia del cirujano.

## MARCO TEORICO.

### ANTECEDENTES HISTORICOS DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA.

Debido a la naturaleza incapacitante de la artritis y a las fracturas como consecuencia de la osteoporosis de pacientes en edades avanzadas, diversos cirujanos durante más de un siglo han tratado satisfactoriamente estas dos patologías tan debilitantes. Quedaba claro que muchas personas requerían un tratamiento quirúrgico que pudiera mitigar el terrible dolor presentado y que además pudieran mantener la articulación coxofemoral móvil para poder reincorporarse a su vida diaria. Los primeros intentos para tratar la artritis coxofemoral así como fracturas de cadera en condiciones muy específicas, incluían osteotomías, artrodesis, desbridamientos articulares y nerviosa división. El objetivo de estos desbridamientos tempranos, eran remover exostosis, osteofitos y cartílago como intento de regularizar los bordes de la articulación. Diversas propuestas e intentos se hicieron incluidos recubrir la articulación con musculo, grasa, vejiga de cerdo cromatizada, magnesio, zinc y hasta oro. Todos terminados en fracaso. Los cirujanos e investigadores fueron incapaces de encontrar un material que fuera biocompatible con el cuerpo y que además fuera lo suficientemente fuerte para poder resistir las cargas y las fuerzas sometidas a la articulación coxofemoral.

En 1923 un cirujano de Boston Massachusetts llamado Smith-Petersen moldeó una pieza de vidrio en forma de hemisferio donde se pudiera adaptar un esfera que simulara la cabeza femoral y que así pudiera proveer una articulación lisa y sin dolor. (14),(8) El vidrio, aún siendo biocompatible, no pudo resistir el estrés de la articulación y rápidamente falló. Hábilmente propuso otros materiales para su “molde artroplástico” incluyendo plástico y acero. En esa época, la industria marítima comenzó a usar acero inoxidable para así poder resistir la corrosión del océano. Ésta innovación también fue aplicable a la cirugía para poder resistir la corrosión propia de los fluidos corporales y semejar a lo natural. Una dramática mejoría fue hecha en 1936 cuando unos científicos manufacturaron una aleación de cromo-cobalto la cual fue inmediatamente aplicada a la Ortopedia. Esta nueva aleación resultó resistente a la corrosión y fuerte para poder resistir cargas, tanto que en algunos materiales biomédicos continúa usándose. Frederick R Thompson de Nueva York y Austin Moore de Baltimore,



separadamente, desarrollaron reemplazos para la articulación coxofemoral los cuales podían ser usados tanto para fracturas de cadera como para ciertos tipos de artritis y sus respectivas deformaciones. A este tipo de reemplazo se le llamó hemiartroplastía, pero solo resolvió el problema de artritis de la cabeza femoral. Dicha prótesis consistía en un tallo que se colocaba en la cavidad medular del fémur, conectada en una pieza a una bola metálica que embonaba en el socket acetabular. Por razones obvias, el resultado siguió al fracaso del reemplazo articular con mayor desgaste en acetábulo, dolor y aflojamiento de la hemiprótesis. Cerca de de 1938, el Dr. Jean Judet y su hermano Robert Judet de París, diseñaron un material de acrílico que reemplazaba ambas superficies articulares. Este acrílico proveía una superficie articular lisa pero desafortunadamente tendía al aflojamiento. La idea aventajó al Dr. Edward J. Haboush del Hospital para enfermedades articulares de la ciudad de Nueva York el cual utilizó un acrílico dental como pegamento para un asentamiento rápido de la prótesis al hueso. Así, una nueva era en la fijación protésica había iniciado. En Inglaterra, un cirujano llamado John Charnley también estaba intentando resolver estos problemas. Algunas ideas fueron audaces y creativas la gran mayoría cuestionadas por sus colegas. Él fue relegado o aislado a un hospital de tuberculosis temporal. Este centro hospitalario en Wrightington Manchester Inglaterra, vino a ser un bien en el conocimiento de la cirugía para el tratamiento de artritis. Charnley agresivamente buscó métodos de reemplazo tanto femoral como acetabular. En 1958, direccionó el erosionado socket acetabular a un reemplazo con implante de teflón. Al ver el pobre resultado del mismo en la lucha de conseguir una superficie articular lisa decidió trabajar en un socket de polietileno. Charnley tomó "prestado" el polimetilmetacrilato de los Dentistas. Esta substancia, conocida como cemento óseo era mezclada durante la cirugía y usada como un fuerte agente que aseguraba firmemente la articulación artificial al hueso. Esto fue verdaderamente el nacimiento del reemplazo articular de cadera.

Para 1961, Charnley fue desarrollando y perfeccionando su cirugía hasta la obtención de buenos resultados. Adicionalmente mejoró las técnicas y los diseños de los implantes. Miles de personas fueron reemplazadas satisfactoriamente de su dolor y los resultados a largo plazo se hicieron muy predictibles. (8)

## **CLASIFICACION DE ARTROSIS**

La artrosis se puede clasificar en dos grupos: 1) Artrosis degenerativa primaria poliarticular de causa desconocida, que generalmente demuestra cierto grado de actividad en varias articulaciones a la vez y es rara antes de los 35 años y 2) Artrosis monoarticular en la que la reacción de la articulación ante un determinado proceso ha provocado la incongruencia de las superficies articulares. Entre los procesos que determinan el segundo tipo podemos destacar la alteración mecánica, las alteraciones bacterianas, las anomalías congénitas la coxa plana, la epifisiolisis, la inestabilidad ligamentaria, y las fracturas intraarticulares. El pronóstico de la artrosis primaria o poliarticular degenerativa es mejor que la secundaria o monoarticular. Los estadios finales de ambos tipos pueden ser iguales, pero la progresión de la forma primaria suele ser más lenta y menos inexorable. La artrosis primaria, sobre todo de las articulaciones de carga, es más frecuente en los pacientes obesos mayores de 50 años. (8)

## **CLASIFICACION Y GENERALIDADES DE LA COXARTROSIS**

La artrosis de causa desconocida que afecta a una articulación o más se denomina primaria o idiopática y la que se asocia a una causa conocida previa, como la coxa plana o la subluxación congénita de la cadera se denomina artrosis secundaria, En la coxartrosis secundaria, determinada por una deformidad anatómica que produce una carga sobre una zona de la articulación superior a la que puede tolerar el cartílago articular normal y el hueso subcondral; la artrosis primaria de la cadera en ausencia de alteraciones mecánicas o deformidad es rara. (8)

Se han propuesto varios factores causales para la artrosis primaria de cadera. A nivel macroscópico, se han sugerido que una anteversión femoral excesiva puede predisponer al paciente a artrosis. A nivel histológico se ha sugerido que la artrosis primaria se debe a la rigidez del hueso subcondral por microfracturas trabeculares. Ambas hipótesis refutables. Aunque el estadio final de ambos tipos de artrosis puede ser idéntico, la velocidad de la degeneración suele ser más lenta y menos predecible en la artrosis primaria, que puede permanecer estacionaria durante un periodo

considerable e incluso mejorar sin tratamiento. En la artrosis secundaria, cuando empieza el dolor y la destrucción, la progresión suele ser inexorable y los métodos no quirúrgicos suelen ser inútiles.

La artritis degenerativa o artrosis representa la indicación más común para la artroplastia total de la cadera ya sea primaria, secundaria, o secundaria a un traumatismo previo o a trastornos infantiles de la cadera. La extremidad suele estar ligeramente acortada, aunque la diferencia puede ser mayor de un centímetro si se ha producido erosión o deformación de la cabeza femoral o el acetábulo. La cadera se encuentra muchas veces flexionada, en rotación externa y aducida y existe acortamiento aparente adicional a causa de deformidad. Puede ser necesario eliminar osteofitos en el margen anterior o posterior del acetábulo para luxar la cadera sin peligro. El hueso subcondral del acetábulo es grueso y duro. Los osteofitos pueden cubrir por completo el pulvinar y dificultar la localización de la pared medial. Si la cabeza femoral ha sido desplazada en sentido lateral, los osteofitos intraarticulares inferiores pueden engrosar considerablemente el hueso y requerir profundización del acetábulo para asentar completamente el componente acetabular. En este momento se dice que el 1% de la población mundial requiere de un reemplazo articular de cadera.

(18)

## **CLASIFICACION DE LAS FRACTURAS CERVICALES**

Las clasificaciones contemporáneas han sido desarrolladas enfatizando en patrones de fractura y resultados del tratamiento.

### **CLASIFICACION POR LOCALIZACCIÓN ANATÓMICA**

Subcapital

Transcervical

Basicervical (17)

### **CLASIFICACION DE PAUWELS**

Se basa en el ángulo de la fractura a partir de la horizontal.

Tipo I: 30°

Tipo II: 50°

Tipo III: 70°

A medida que la fractura progresa, aumenta la oblicuidad de la línea de fractura y aumentan las fuerzas de separación en la zona de fractura provocando mayor inestabilidad. (7), (2).

### **CLASIFICACION DE GARDEN**

Se basa en el desplazamiento en valgo.

Tipo I: Incompleta o impactada.

Tipo II: Completa no desplazada en las proyecciones anteroposterior y lateral .

Tipo III: Completa con desplazamiento parcial; el patrón trabecular de la cabeza femoral no está cubierto por el acetábulo.

Tipo IV: Completamente desplazada; el patrón trabecular de la cabeza se dispone en una orientación paralela a la del acetábulo. (6), (11).

## CLASIFICACION AO:

TIPO B1: Subcapital con desplazamiento leve.

TIPO B1.1: Impactada en valgo mayor o igual a 15°

TIPO B1.2: Impactada en valgo menor a 15 °

TIPO B1.3: No impactada.

TIPO B2: Transcervical.

TIPO B2.1: Basicervical

TIPO B2.2: aducción mediocervical.

TIPO B2.3: Separación mediocervical.

TIPO B3: Subcapital no impactada y desplazada

Tipo B3.1: Desplazamiento moderado en varo y rotación externa

Tipo B3.2: Desplazamiento moderado con desplazamiento vertical y rotación externa.

Tipo B3.3: Desplazamiento Marcado. (1), (21), (22).

## **ARTICULACIÓN COXOFEMORAL**

Situada en la región proximal del miembro inferior; su función es orientarlo en todas las direcciones del espacio, para lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad:

- Un eje transversal, situado en el plano frontal, alrededor del cual se ejecutan los movimientos de flexo-extensión.
- Un eje anteroposterior, situado en el plano sagital que pasa por el centro de la articulación, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción-aducción.

- Un eje vertical, el cual permite los movimientos de rotación externa y rotación interna.

Los movimientos de la cadera los realiza una sola articulación: La COXOFEMORAL, en forma de enartrosis muy coaptada.

#### MOVIMIENTOS DE FLEXION DE LA CADERA:

La flexión de la cadera es el movimiento que produce contacto de la región anterior del muslo con el tronco, de forma que el muslo y el resto del miembro inferior sobrepasan el plano frontal de la articulación, quedando por delante del mismo. La amplitud en flexión varía según distintos factores: De forma general, la flexión activa de la cadera no es tan amplia como la pasiva, la posición de la rodilla también interviene en la amplitud de la flexión. Cuando la rodilla está extendida, la flexión no supera los 90°, mientras que cuando la rodilla está flexionada alcanza e incluso sobrepasa los 120°. En lo que respecta a la flexión pasiva, su amplitud supera siempre los 120°, pero de nuevo la posición de la rodilla es importante; Si ésta está extendida, la flexión es mucho menor que cuando está flexionada, en este último caso, la amplitud sobrepasa los 140° y el muslo contacta casi totalmente con el tórax. (15).

#### MOVIMIENTOS DE EXTENSIÓN DE LA CADERA:

La extensión dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal.

La amplitud de la extensión de la cadera es mucho menor que la de la flexión, estando limitado por la tensión del ligamento iliofemoral. La extensión activa es de menor amplitud que la extensión pasiva. Cuando la rodilla está extendida, la extensión es mayor (20°) que cuando está flexionada, esto se debe a que los músculos isquiotibiales pierden totalmente su eficacia como extensores de cadera, puesto que han utilizado en la flexión de la rodilla. La extensión pasiva no es más que 20° en el paso hacia delante, alcanza los 30° cuando el movimiento inferior se sitúa muy hacia atrás. La extensión de la cadera aumenta notablemente debido a la anteversión pélvica producida por una hiperlordosis lumbar. Esta participación del

ráquis lumbar se puede medir mediante el ángulo entre la vertical y la posición de alineación normal del muslo. Esta última posición se obtiene gracias al ángulo invariable que forma el muslo con la línea que une el centro de la cadera con la espina iliaca anterosuperior. Este ángulo varía dependiendo de la estática pélvica, es decir del grado de retroversión o anteversión pélvica. (15).

#### MOVIMIENTOS DE ABDUCCIÓN DE LA CADERA

La abducción dirige el miembro inferior hacia afuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. Si teóricamente es factible realizar la abducción de una sola cadera, en la práctica de la abducción de una cadera se acompaña de una abducción idéntica de la otra cadera. Esto ocurre a partir de los  $30^\circ$ , amplitud en la que se inicia una basculación de la pelvis mediante la inclinación de la línea que une las dos fosas laterales e inferiores. Prolongando el eje de ambos miembros inferiores, se constata que se cortan en el eje simétrico de la pelvis, por lo tanto se puede deducir que en esta posición ambas caderas están en abducción de  $15^\circ$ .

Cuando se completa el movimiento de abducción, el ángulo formado por los dos miembros inferiores alcanza los  $90^\circ$ . La simetría de abducción de ambas caderas reaparece, pudiendo deducir que la máxima amplitud de abducción de una cadera es de  $45^\circ$ . En este instante, la pelvis tiene una inclinación de  $45^\circ$  con respecto a la horizontal, del lado de la carga. EL raquis en conjunto, compensa esta inclinación de la pelvis mediante una convexidad hacia el lado de carga. La abducción está limitada por el impacto óseo del cuello femoral con la ceja cotiloidea, aunque antes de que esto ocurra, intervienen los músculos aductores y los ligamentos ilio y pubofemorales. (15).

#### MOVIMIENTOS DE ADUCCIÓN DE LA CADERA

La aducción lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Dado que en la posición de referencia ambos miembros inferiores están en contacto, no existe movimiento de aducción pura. Sin embargo, existen movimientos de aducción relativa, cuando, a partir de una posición de abducción, el miembro inferior se dirige hacia adentro. También existen movimientos de aducción

combinados con extensión de cadera y movimientos de aducción combinados con flexión de cadera. Así mismo, existen movimientos de aducción de una cadera combinados con una abducción de la otra cadera, acompañados de una inclinación de la pelvis y de una incurvación del raquis. Recalcar que a partir del momento en el que los pies se separan, lo cual es necesario para asegurar el equilibrio del cuerpo, el ángulo de aducción de una cadera no es exactamente el mismo que el ángulo de abducción de la otra cadera, su diferencia es el ángulo formado por los ejes de ambos miembros inferiores en la posición simétrica de partida. En todos estos movimientos de aducción combinada, la amplitud máxima de aducción es de 30°. De entre todos estos movimientos de aducción combinada, hay uno que efectúa una posición bastante frecuente; la sedestación con las piernas cruzadas. En este caso, la aducción se asocia a la flexión y rotación externa de cadera y es la posición más inestable para la cadera. (15).

#### FACTORES DE COAPTACIÓN COXOFEMORAL

Los ligamentos y los músculos desempeñan un papel esencial en la sujeción de las superficies articulares. Es necesario recalcar que existe un determinado equilibrio entre sus respectivas funciones; en la región anterior de la articulación no hay demasiados músculos pero los ligamentos son muy potentes, mientras que en la cara posterior sucede todo lo contrario, los músculos predominan. La acción de los ligamentos es diferente según la posición de la cadera, en alineación normal o en extensión, los ligamentos están tensos y la coaptación ligamentosa es eficaz; sin embargo en flexión, los ligamentos están distendidos y la cabeza no está coaptada en el cótilo con la misma fuerza. La posición de flexión de la cadera es debido a la relajación ligamentosa, una posición inestable para la articulación. Cuando se añade aducción, como en la posición de sedestación con las piernas cruzadas, basta con un golpe relativamente poco importante en la dirección del eje del fémur para provocar una luxación posterior de la cadera con o sin fractura del borde posterior del cótilo.(15).



## FACTORES MUSCULARES Y ÓSEOS EN LA ESTABILIDAD DE LA CADERA.

Los músculos tienen una función esencial en la estabilidad de la cadera, a condición de que sean transversales. Los músculos cuya dirección es parecida a la del cuello sujetan la cabeza al cótilo, esto es rigurosamente cierto en el caso de los pelvitrocantéreos y el obturador externo; lo mismo ocurre con los glúteos, sobre todo el glúteo menor y el glúteo mediano, cuyo componente de coaptación no es solo muy importante, sino que gracias a su potencia desempeñan una función primordial por lo que se les denomina músculos sujetadores de la cadera. Sin embargo, los músculos que tienen una dirección longitudinal, como es el caso de los aductores, tienden a luxar la cabeza femoral por arriba del cótilo sobre todo si el techo del cótilo está aplanado, esta malformación del cótilo se puede observar en las luxaciones congénitas de cadera y se puede identificar con facilidad en una radiografía anteroposterior de la pelvis; normalmente el ángulo del Hilgenreiner, localizado entre la línea horizontal que pasa por los cartílagos en "Y" y la línea tangente al techo del cótilo, es de  $25^\circ$  en el recién nacido y de  $15^\circ$  al final de su primer año. La orientación del cuello femoral interviene considerablemente, en la estabilidad de la cadera, considerando su orientación tanto en el plano frontal como en el plano horizontal, el eje del cuello del fémur forma un ángulo de inclinación de  $120$  a  $125^\circ$  con el eje diafisario. En el plano horizontal, el valor medio del ángulo de declinación es de  $20^\circ$ , debido a la orientación divergente del cuello y del cótilo en la posición de bipedestación, la parte anterior de la cabeza no está cubierta por el cótilo, si el cuello está todavía más orientado hacia adelante por un aumento, por ejemplo, de  $40^\circ$  del ángulo de declinación, se dice que existe una anteversión del cuello y la cabeza se halla todavía más expuesta a una luxación anterior. De hecho en una rotación externa de  $25^\circ$ , el eje de un cuello normal aún "cae" en la ceja cotiloidea, la cadera está preparada para una luxación anterior. La anteversión del cuello favorece la luxación patológica. Por el contrario, la retroversión del cuello femoral es un factor de estabilidad, al igual que la rotación interna; esto explica por qué la posición 3 de reducción ortopédica de la luxación congénita se establece en alineación normal y rotación interna.

Estos factores arquitectónicos y musculares son muy importantes en la estabilidad de la prótesis. En una artroplastia total de la cadera, el cirujano debe vigilar específicamente:

- La orientación correcta del cuello: NO demasiada anteversión, sobre todo si se opera por vía anterior y viceversa.

- La orientación correcta del cótilo protésico que, como el cótilo natural, debe dirigirse hacia abajo. (Orientación máxima sobre la horizontal de 45 a 50°) y ligeramente hacia adelante (15°).

- El restablecimiento de una longitud fisiológica del cuello femoral, es decir un brazo de palanca normal de los glúteos, que desempeñan una función esencial de la estabilidad de la prótesis.

También se debe tener en cuenta la importancia de la elección de la vía de abordaje, que deberá perturbar lo menos posible el equilibrio muscular. (15).

## **ABORDAJE POSTEROLATERAL.**

El abordaje posterior es el más frecuente y práctico de los utilizados para exponer la articulación de la cadera. Popularizado por Moore, suele denominarse abordaje sureño. Todos los abordajes posteriores permiten acceder a la articulación de manera sencilla, segura y rápida y pueden realizarse con un solo ayudante. Al no interferir con el mecanismo abductor de la cadera, evitan la pérdida de fuerza abductora en el postoperatorio inmediato. Posición del paciente: Se coloca al paciente en posición lateral verdadera, con el miembro afectado hacia arriba. Referencias e incisión: Palpar el trocánter mayor en la región lateral del muslo. El borde posterior del trocánter se encuentra más superficial que las porciones anterior y lateral. Incisión; Reañizar una incisión de 6 a 8 cm por encima y por detrás de la región posterior del trocánter mayor. La parte de la incisión que recorre desde este punto hasta la región posterior del trocánter sigue la dirección de las fibras del glúteo mayor. Curve la incisión por la nalga, cortando sobre la región posterior del trocánter, continúe hacia abajo a lo largo de la diáfisis femoral, Si se flexiona la cadera 90° y realiza una incisión recta sobre la región posterior del trocánter, se curvará en una incisión "Estilo Moore" cuando la pierna se estire. La incisión final es curva de 10 a 15 cm, centrada en la región posterior del trocánter mayor.

Dissección quirúrgica superficial: Seccionar la fascia lata en la región lateral del fémur para dejar al descubierto el vasto lateral. Amplíe la incisión de la fascia proximalmente siguiendo la incisión cutánea y divida las fibras del glúteo mayor mediante disección roma. Disección quirúrgica profunda: Rechazar las fibras divididas del glúteo mayor y la fascia profunda del muslo. Debajo se encuentra la región posterolateral de la articulación de la cadera, todavía recubierta por los músculos rotadores externos cortos, que se insertan en la parte más alta de la región posterolateral del fémur. Recordar que el nervio ciático abandona la pelvis a través de la escotadura ciática mayor y desciende por detrás del muslo sobre los músculos rotadores externos cortos envuelto en tejido graso. El nervio cruza el obturador interno, los dos géminos y el cuadrado femoral antes de desaparecer por debajo de la inserción femoral del glúteo mayor. Es posible encontrar el nervio sobre los rotadores externos cortos, pudiendo palpase fácilmente. Posteriormente rotar internamente la cadera para tensar los músculos rotadores externos cortos y llevar el campo quirúrgico lejos del nervio ciático. Colocar puntos de referencia en los tendones del piramidal y del obturador interno antes de que se inserten en el trocánter mayor. Desinsertar los músculos cerca de su inserción femoral y rechazar hacia atrás, colocándolos sobre el nervio ciático para protegerlo durante el resto de la intervención. La región posterior de la cápsula articular de la cadera queda ahora completamente expuesta. Puede abrirse la cápsula articular de la cadera mediante una incisión longitudinal o en T. Se luxa la cadera mediante rotación interna después de realizar la capsulotomía. La capsulotomía articular posterior expone la cabeza y el cuello femoral. (13).

## **JUSTIFICACION.**

Valorar el índice de luxación protésica de cadera así como el riesgo predictivo radiográfico en el servicio de Ortopedia y Traumatología del Hospital Español de México en abordajes posterolaterales en los últimos 6 años.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

Realizar un estudio retrospectivo, prospectivo, transversal y descriptivo para valorar el índice de luxación protésica en la artroplastia total de cadera en el Hospital Español de México en los últimos 6 años, así como las mediciones radiográficas pertinentes para valorar el riesgo y predecir las probabilidades de luxación en pacientes sometidos a reemplazo articular total con abordaje posterolateral.

## **HIPOTESIS.**

Según Pauwels, el cual describió la “Teoría de Momentos y de Fuerzas” señala que cualquier fuerza aplicada en un momento específico puede favorecer a la luxación protésica(12). Se entiende entonces, que cualquier variante en la geometría, con una fuerza aplicada en una dirección conlleva a una misma resultante.

En el reemplazo articular total de cadera el abordaje más frecuentemente utilizado por el servicio es el posterolateral, incluyendo en la disección la desinserción de los rotadores externos, siendo estos, los principales coaptadores de la articulación coxofemoral. A diferencia de otros abordajes la inestabilidad de la articulación coxofemoral reemplazada aumenta en riesgo de presentar luxación posterior.

Por lo anterior se estudia el índice de luxación protésica y se realiza un análisis a las mediciones radiográficas para valorar un riesgo predictivo en las mismas.

## **OBJETIVOS.**

1. Determinar el índice de luxación protésica de cadera en la artroplastía total en los últimos 6 años en el Hospital Español de México en pacientes intervenidos con abordaje posterolateral. (Sureño de Moore).
2. Determinar el riesgo predictivo en mediciones radiográficas en proyección Anteroposterior de Pelvis.

## **MATERIAL Y METODOS.**

Se analizan 460 pacientes los cuales fueron sometidos a artroplastía total de cadera en los últimos 6 años, El diseño del estudio es un Ensayo Retrospectivo, Prospectivo, Transversal y Descriptivo.

## **DISEÑO DEL ESTUDIO**

La selección en el diseño del estudio fue dependiente, independiente, cualitativa, cuantitativa, ordinal y nominal.

## **POBLACION A ESTUDIAR.**

Se estudiaron a 460 pacientes con diagnóstico de coxartrosis o de fracturas cervicales en sus diferentes variantes y que requirieron por decisión única e individual por parte del Cirujano Ortopedista tratante, de reemplazo articular total de cadera.

De los 460 pacientes analizados, 119 presentaron alguna variante de fractura cervical y 341 presentaron algún grado de degeneración articular.



## CRITERIOS

### - Criterios de Inclusión:

1. Pacientes de ambos sexos.
2. Pacientes sometidos a Reemplazo Total de Cadera.
3. Pacientes con Fracturas transcervicales o Coxartrosis.

### - Criterios de Exclusión:

1. Pacientes sometidos a cualquier otro tratamiento de reemplazo articular de cadera como prótesis de revisión, hemiartroplastía, artroplastía de cadera con componente bipolar etc.
2. Pacientes con cualquier condición que pudiera predisponer al paciente a luxación protésica como fracturas patológicas, desordenes mentales o de abuso de hipnótico-sedantes o de cualquier otra droga.

## VARIABLES Y PROCEDIMIENTO.

Se unificaron ambos grupos del estudio, tanto a los pacientes que fueron sometidos a reemplazo articular por fractura como a aquellos que lo recibieron por degeneración articular, esto debido a que se estudió a ambos grupos como una resultante final del postoperatorio. Se analizaron y midieron radiografías en proyección anteroposterior valorando en ellas los siguientes parametros:

- 1) Línea Intercefálica. Definida como la línea perpendicular que se encuentra entre el centro de dos cabezas en relación a la lagrima de Köhler. Determina la profundidad acetabular y a su vez discrepancias en la longitud de la extremidad. (23).

- 2) La anteversión acetabular: Se valora por el anillo metálico de referencia del componente acetabular, que en la radiografía anteroposterior adopta la forma de una elipse. Su eje menor, es decir, la distancia entre la parte media de la elipse, que es perpendicular a su eje mayor, debe medir 10 mm, lo que equivale a 12° de anteversión. (23)(26)

$$\text{Sen } X = \text{eje menor} / \text{eje mayor} \text{ (23)}$$

- 3) El Efecto Voss: Cuando la prótesis queda colocada muy abajo, el vértice del trocánter mayor queda por arriba del centro de la cabeza de la prótesis, lo que produce relajamiento de la musculatura pelvitrocantérica y del psoas iliaco. Este relajamiento muscular se conoce como efecto de Voss, El efecto Voss disminuye la resultante de las fuerzas de presión sobre la cadera. El efecto Voss “Positivo o Negativo” es totalmente erróneo. (23).

- 4) Angulo de inclinación acetabular: El cambio del ángulo de inclinación del componente acetabular indica la movilización del componente. Cuando el ángulo mide entre 40 y 50°, la posición del componente es neutra; menos de 40° indica una posición horizontal, mientras que más de 50° indica que el componente está en posición vertical.( 23), (6)

- 5) Offset Femoral: El Offset femoral definido como la distancia perpendicular entre el eje longitudinal del fémur y el centro de rotación de la cabeza. Cuando el offset disminuye un centímetro o más se torna una cadera inestable por la laxitud de los tejidos blandos (músculos pelvitrocantéricos).(23),(21).

Las mediciones radiográficas fueron tomadas con un Goniómetro convencional y los resultados se fueron anotando en una hoja de recolección de datos.

## **ANALISIS ESTADISTICO.**

Los resultados obtenidos fueron sometidos a análisis estadístico Medidas de tendencia central, T de student y Chi2 Con el sistema Epiinfo 6.0.

## RESULTADOS.

Los resultados obtenidos se presentan en tablas y gráficas para su mejor entendimiento pero podemos realizar una descripción breve de la siguiente manera.

Se analizaron los siguientes resultados:

En los 460 pacientes estudiados con antecedente de Reemplazo articular total de cadera en el Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Español en los últimos 6 años, el Índice de luxación protésica fue del 6.7%. (29 pacientes)

Los parámetros radiométricos que se valoraron y se consideraron como normales, de acuerdo a la literatura fueron:

- 1) Línea intercefálica para interpretar la altura acetabular. (Figura 1).
- 2) Anteversión acetabular tomando como normal una medición de  $15^{\circ} \pm 3$ . (Figura 2).(6)
- 3) Efecto Voss considerado únicamente como presente o no. (Figura 3).
- 4) Angulación acetabular tomando como normal una medición de  $45^{\circ} \pm 5$ . (Figura 4). (6)
- 5) Offset femoral como mínimo de uno (1) para considerarse en parámetros normales. (Figura 5).

A continuación se ejemplifican las diferentes mediciones radiográficas previamente valoradas.

## LINEA INTERCEFÁLICA



FIGURA 1

## ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR

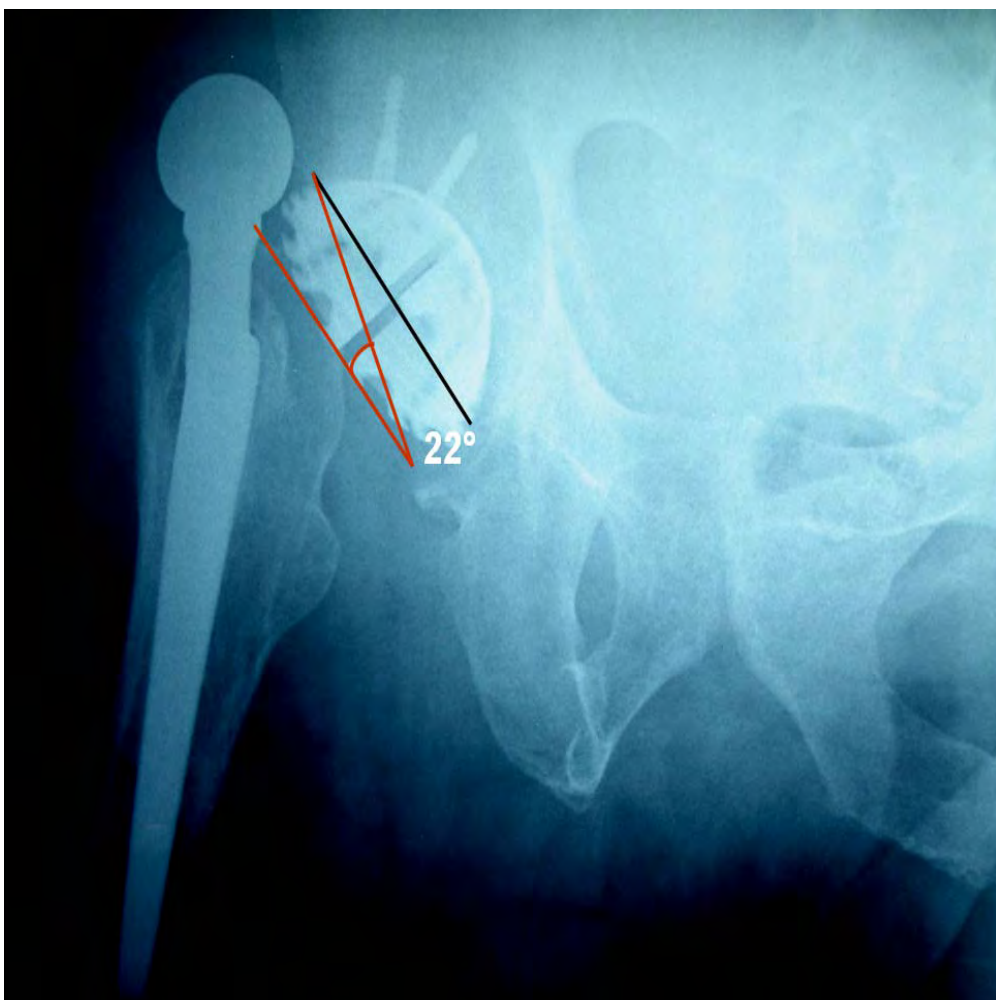


FIGURA 2

## EFFECTO VOSS

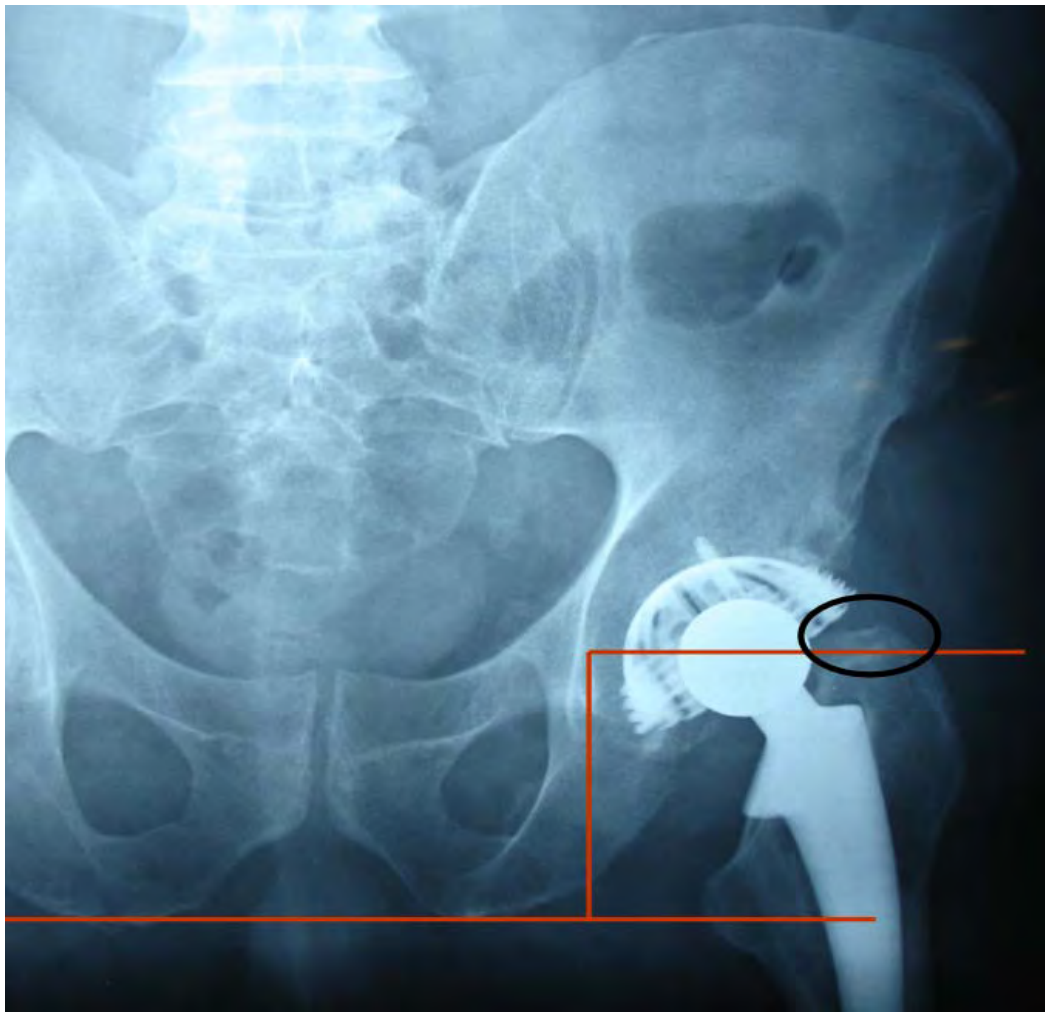
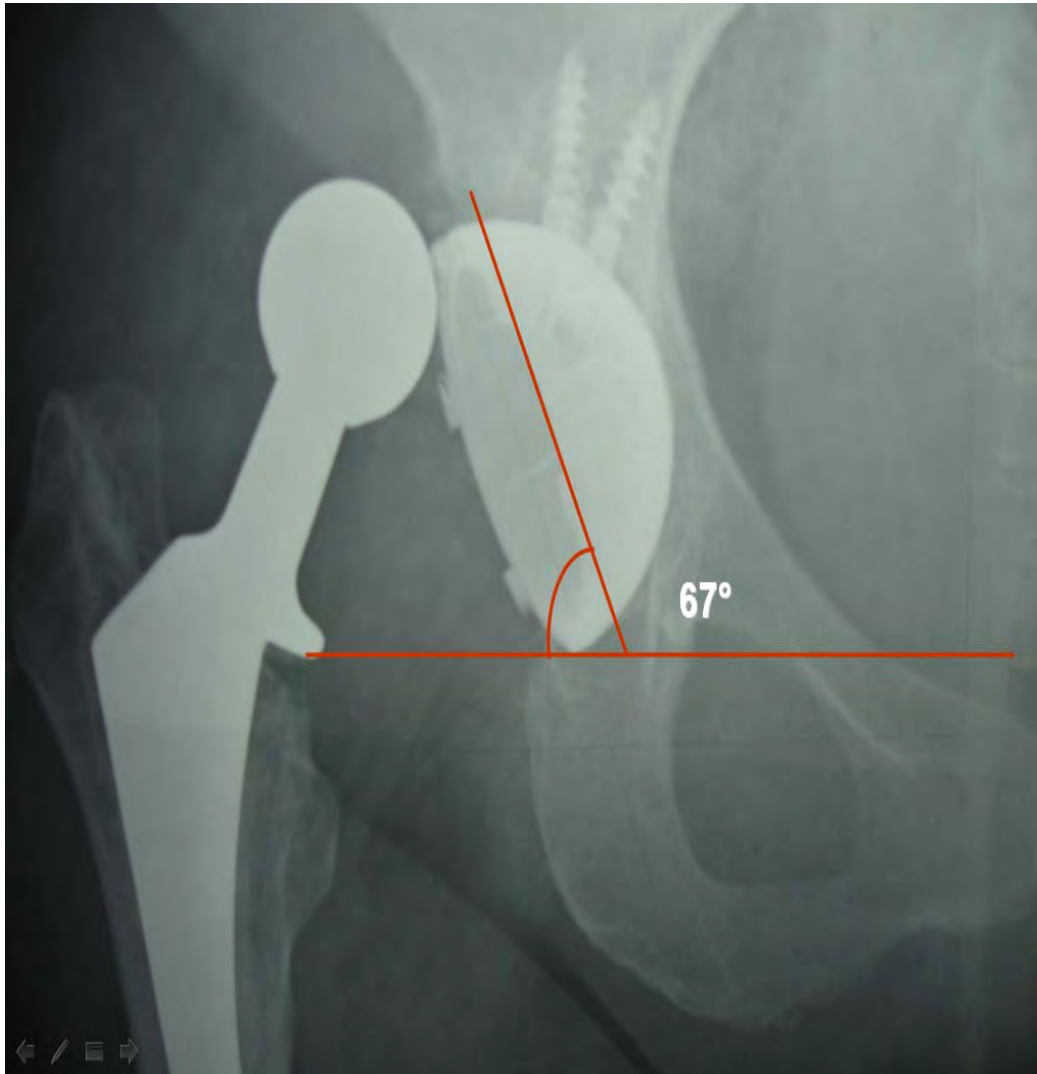


FIGURA 3

## ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR



(FIGURA 4)



**OFFSET FEMORAL**



**(FIGURA 5)**

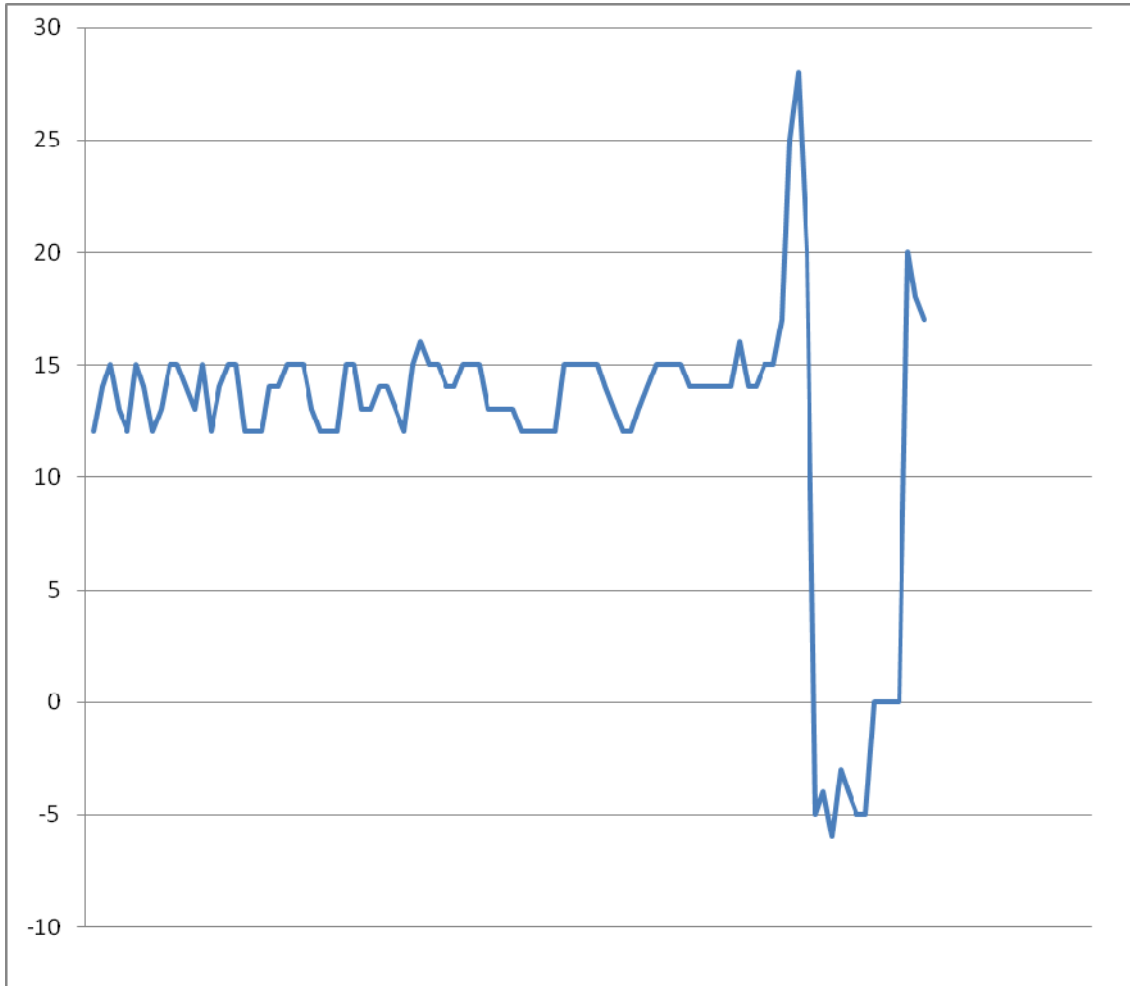
## INDICE DE RADIOMETRICOS EVALUADOS

OFFSET	195
EFEECTO VOSS	65
LINEA INTERCEFALICA	27
ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR	93
ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR	80

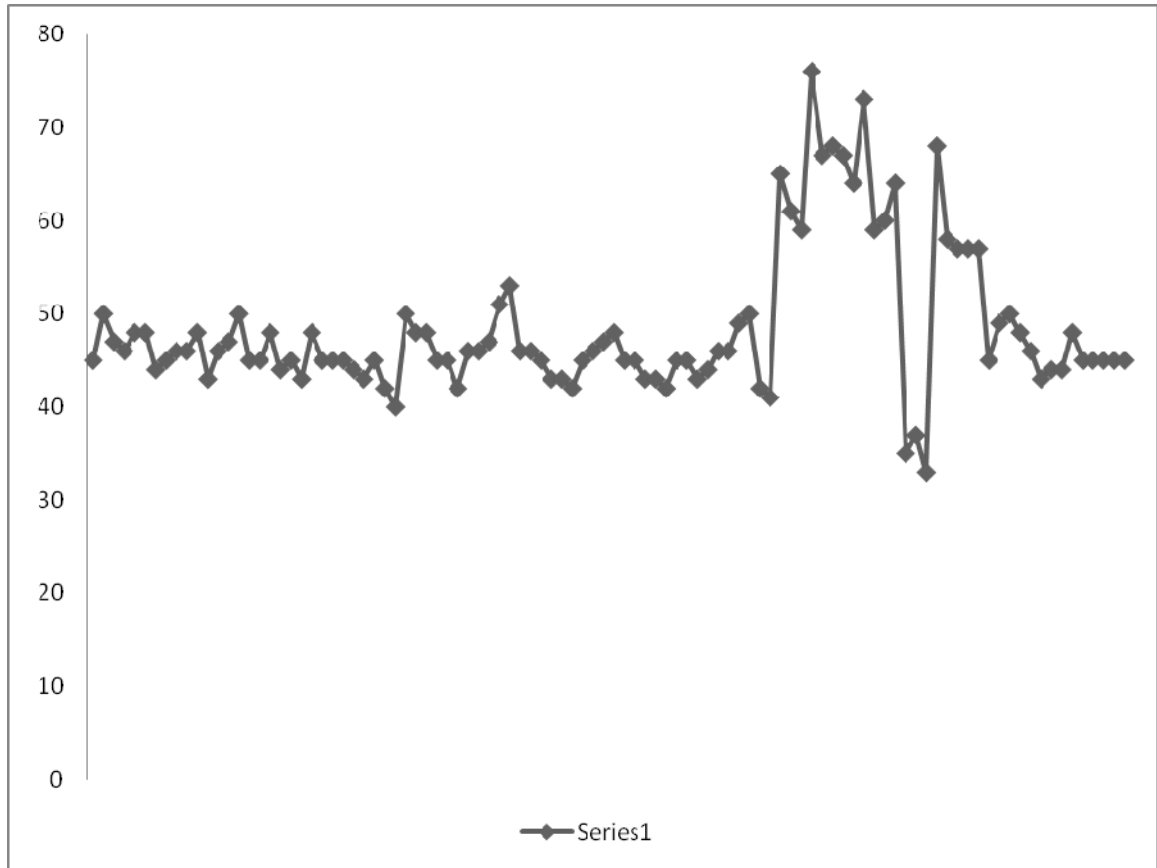


## MEDIDAS DE TENDENCIA CENTRAL

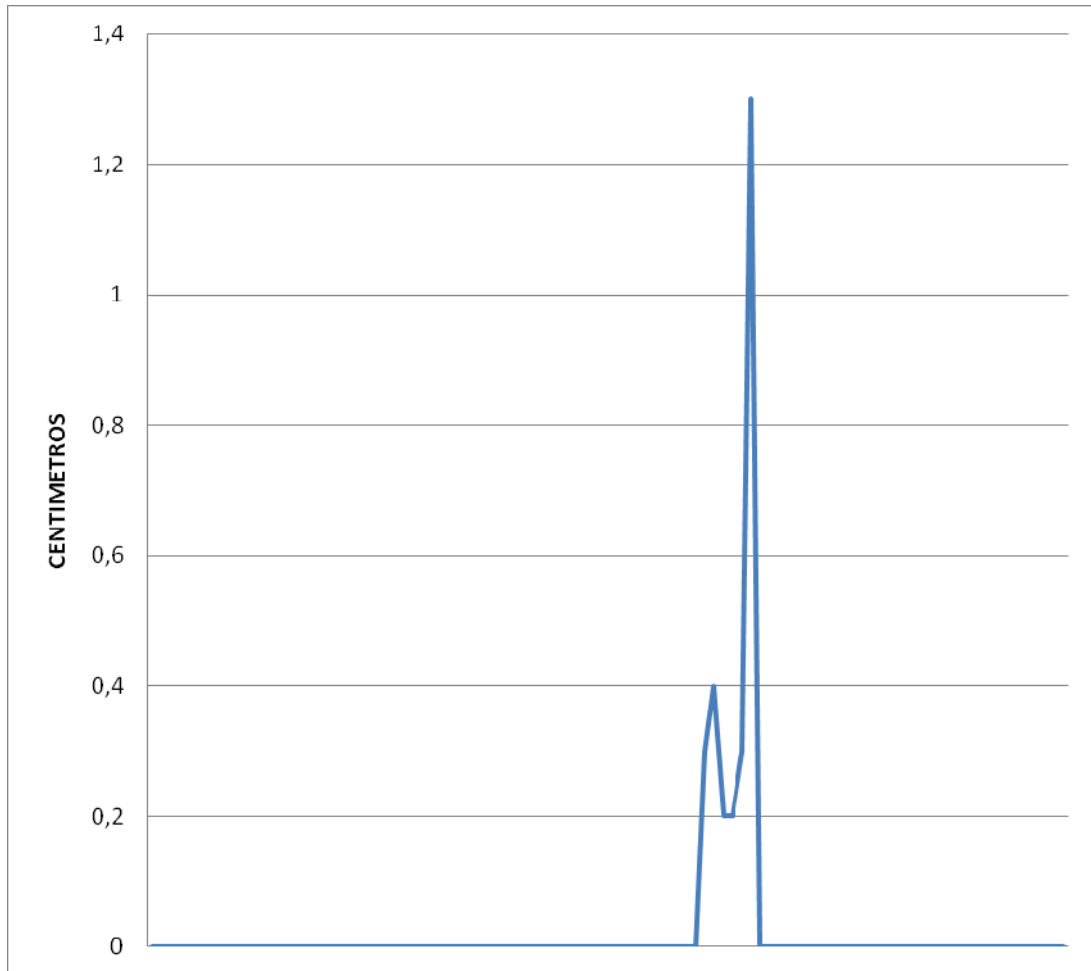
	OFFSET	EFEECTO VOSS	LINEA INTERCEFALICA	ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR	ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR
PROMEDIO	1.8619	0.14	0.027	48.34	5.953311616
MEDIANA	1.55	0	0	46	14
MAX	4.3	1	1.3	76	28
MIN	0.5	0	0	33	-6
STD	1.1468663	0.34873509	0.143446044	7.825392493	5.953311616
CONFIDENCIA		0.05433328	0.054333277	0.054333277	0.054333277
	1	14			
	0	85			



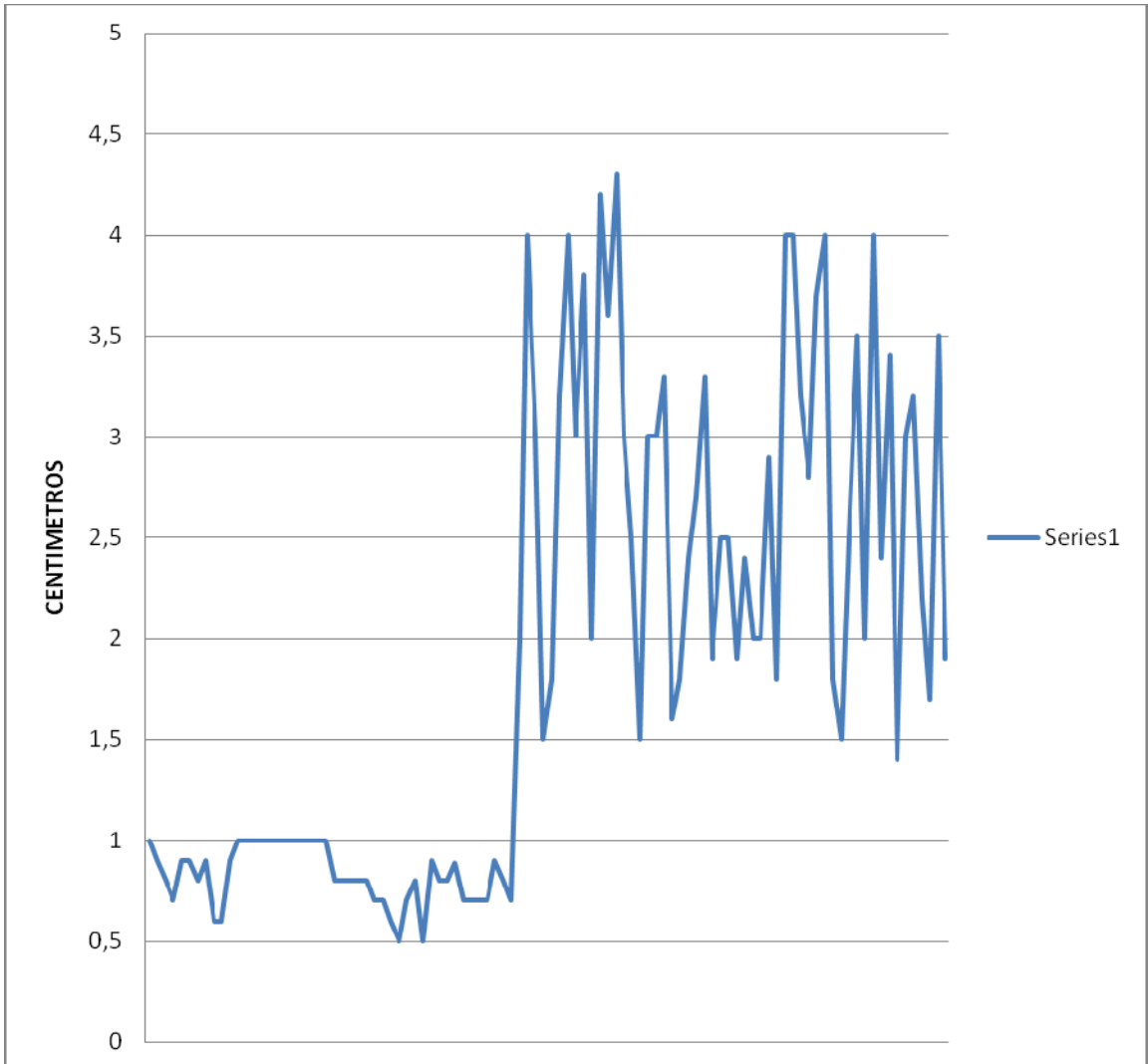
**ANGULO DE ANTEVERSIÓN ACETABULAR**



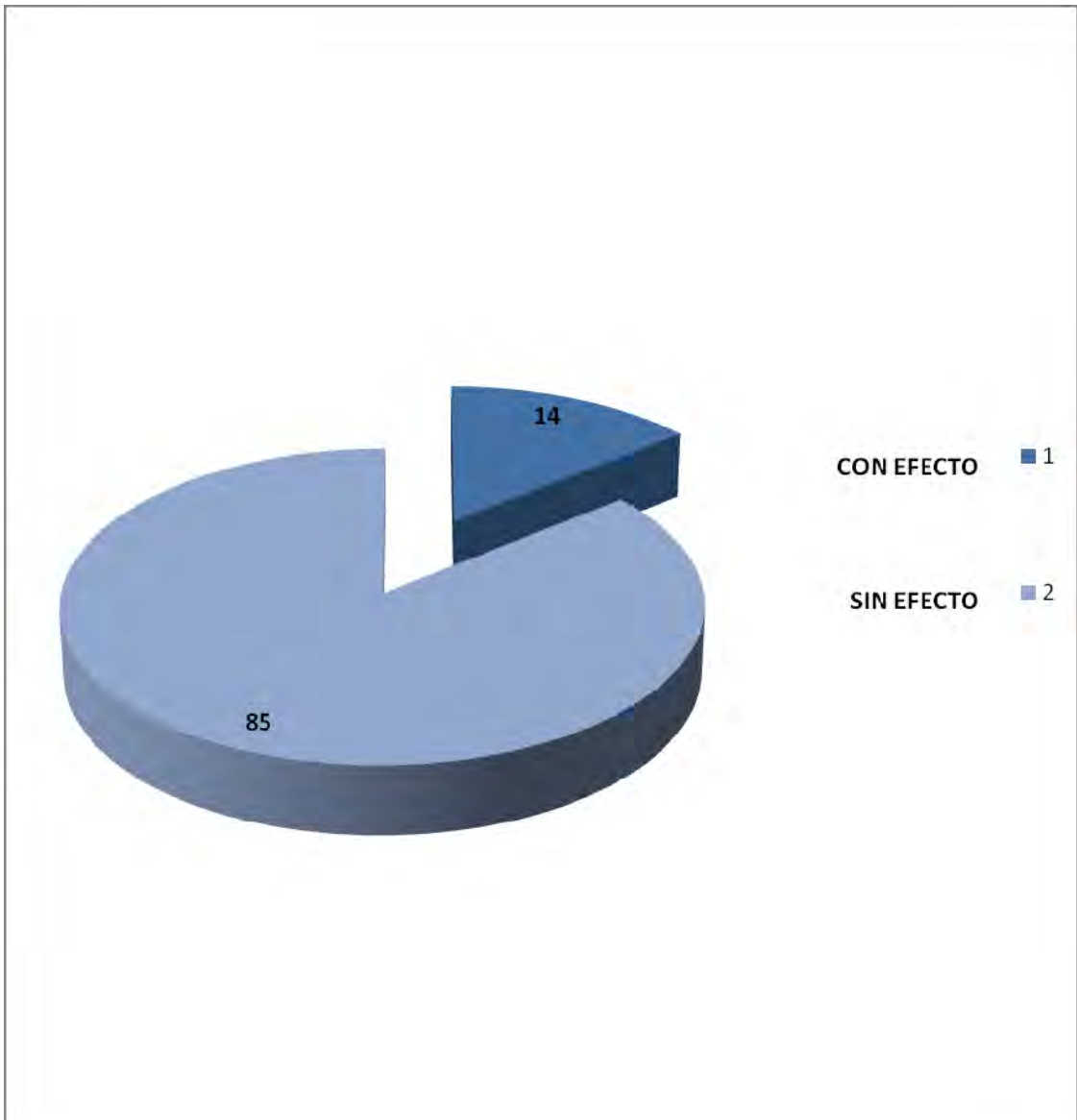
**ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR**



**LINEA INTERCEFALICA**

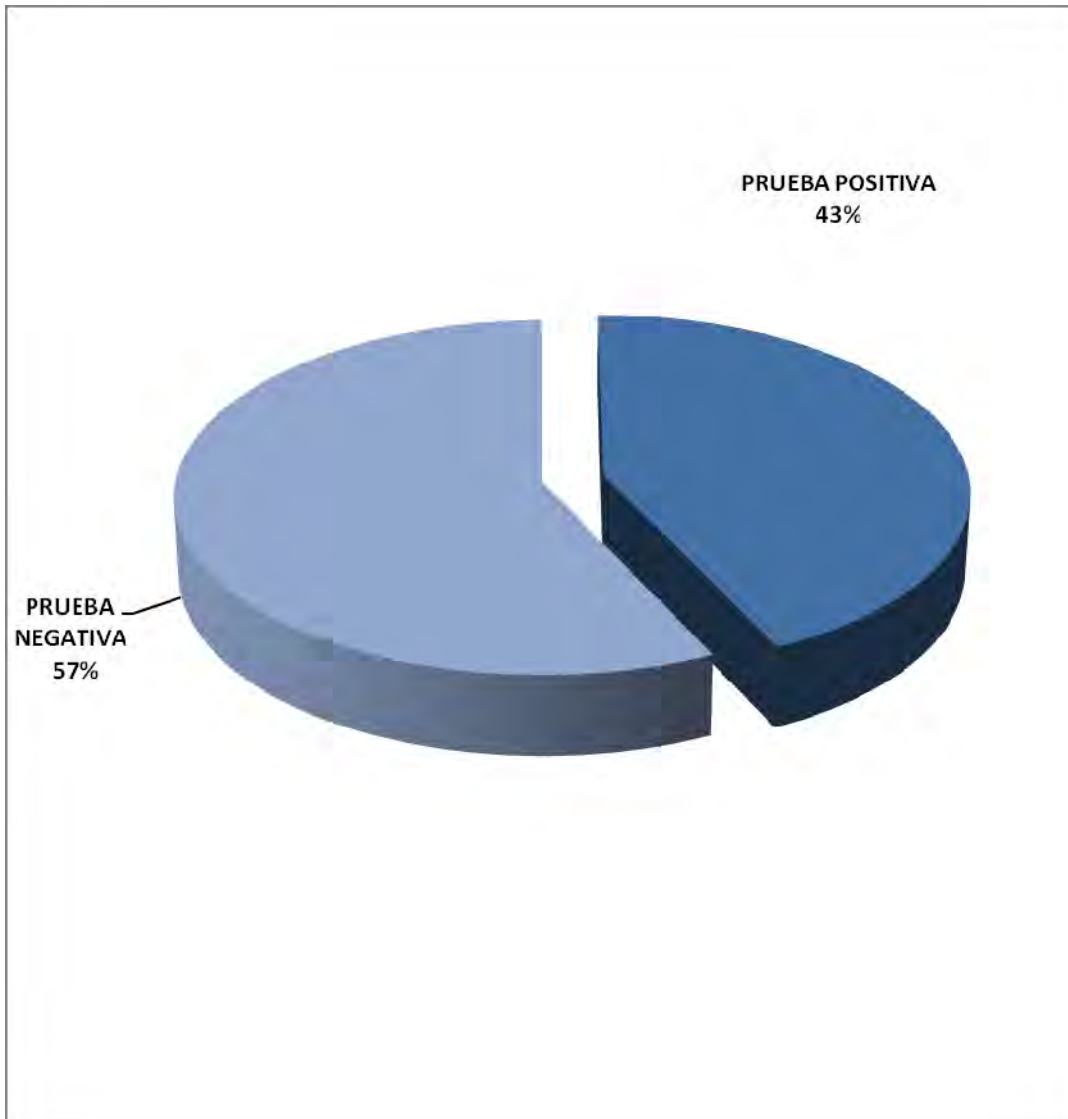


**VALORES OBTENIDOS EN LA MEDICION DE OFFSET**

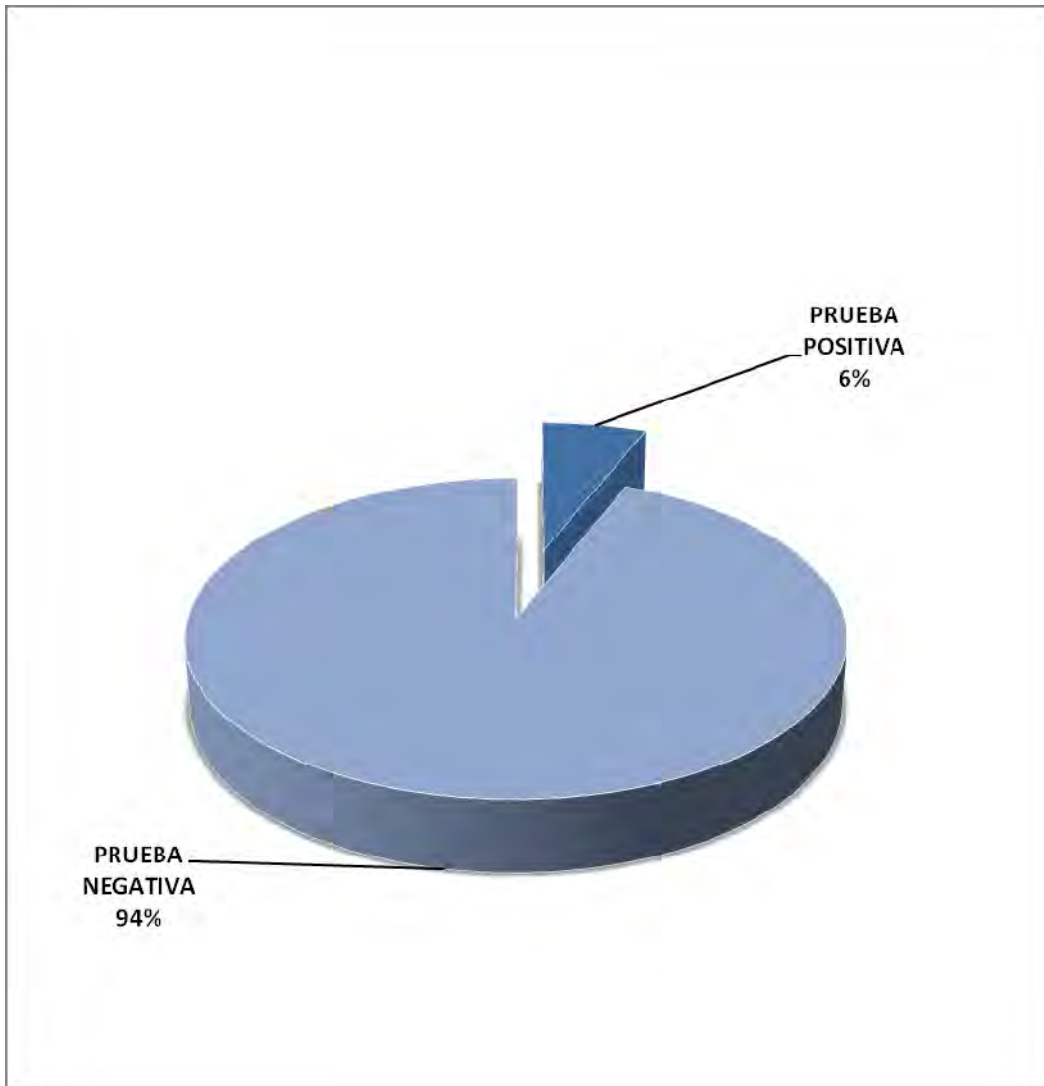


## EFFECTO VOSS

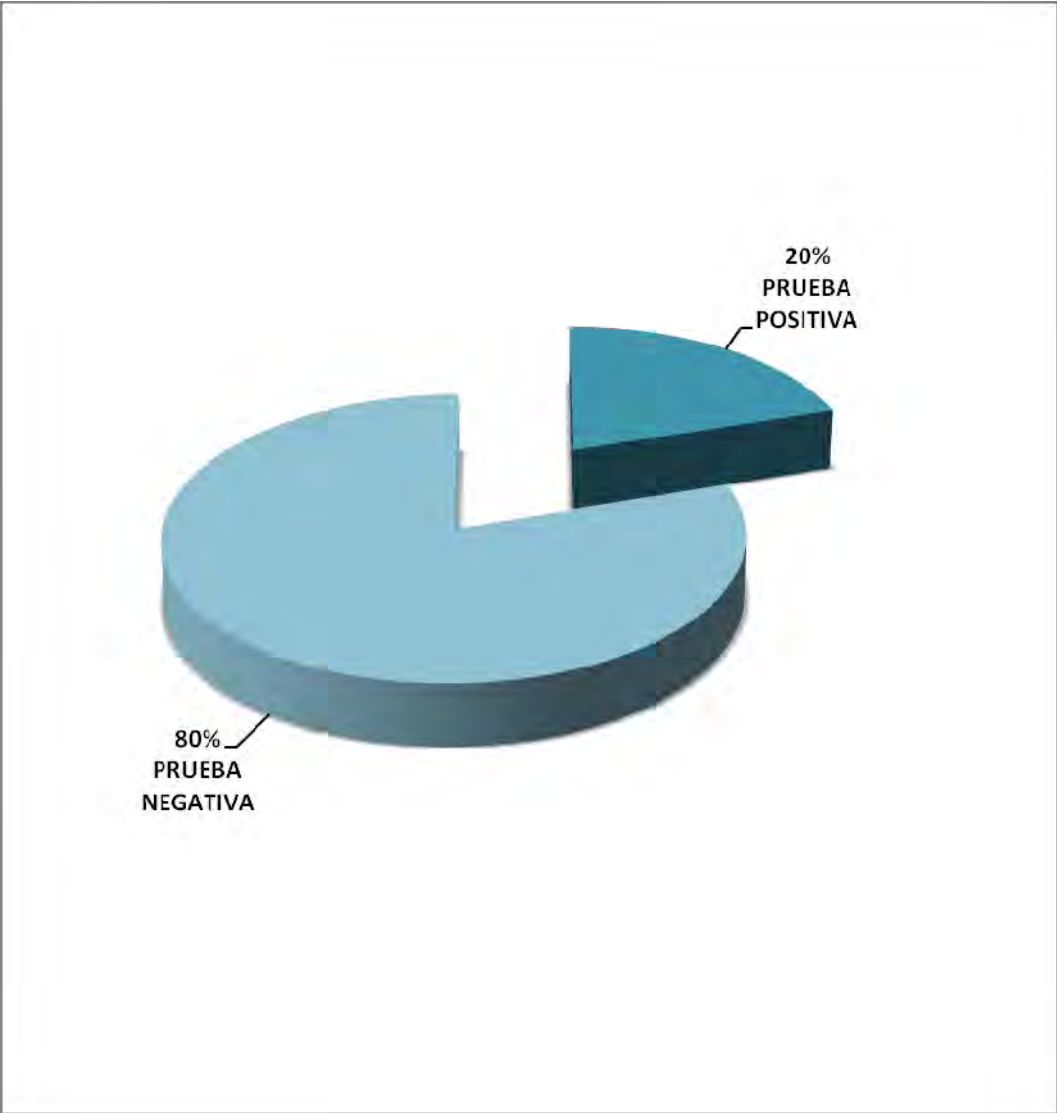




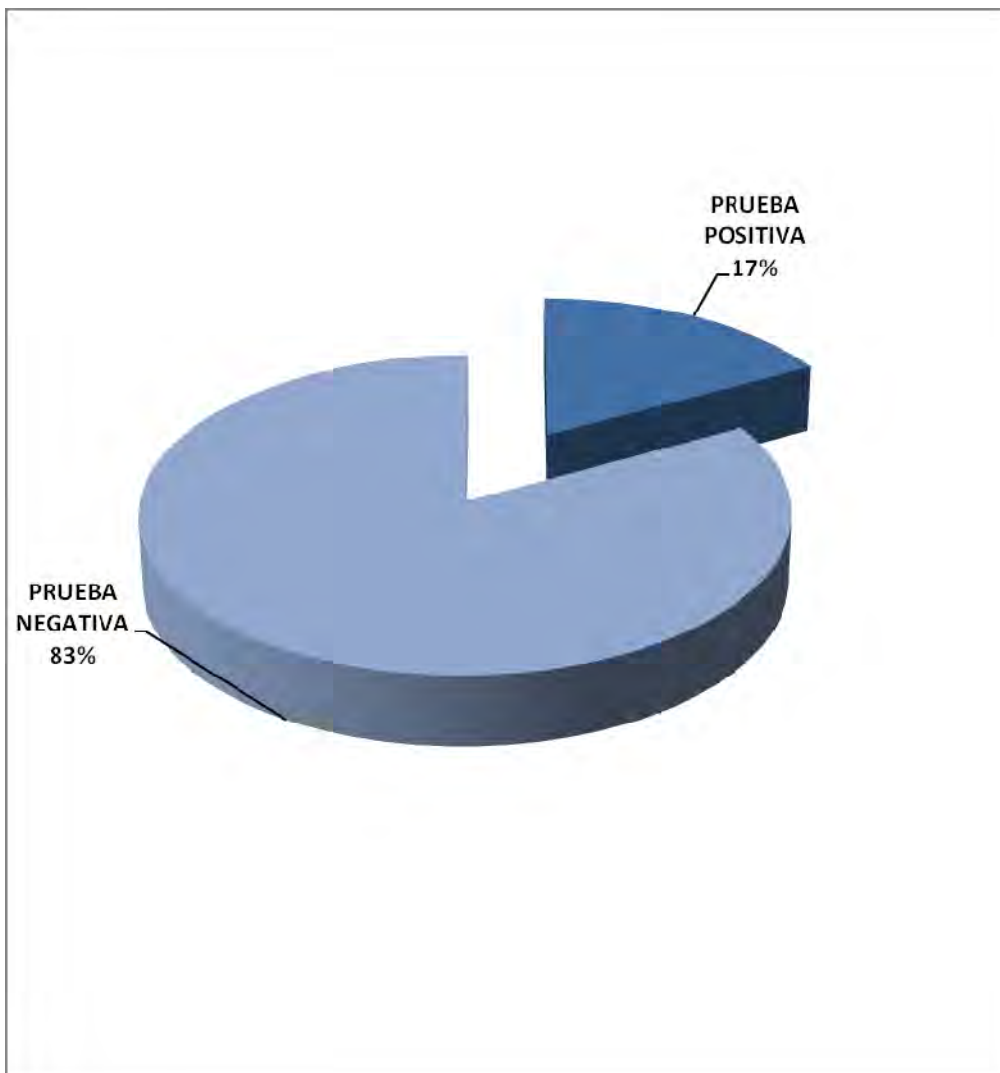
## RESULTADOS RADIOMETRICOS DE OFFSET FEMORAL



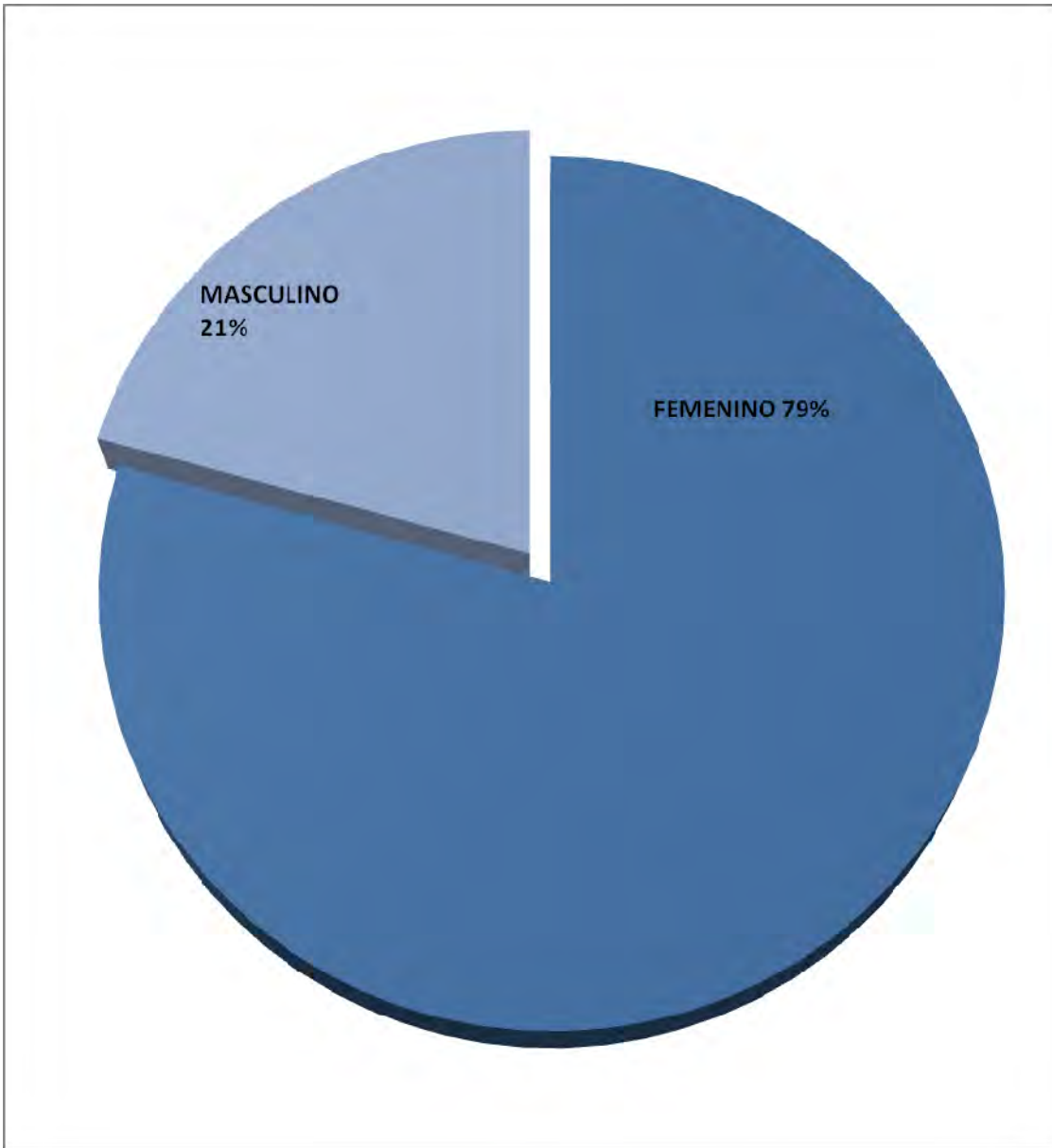
**RESULTADOS RADIOMETRICOS DE LA LINEA INTERCEFALICA**



**RADIOMETRICO DE ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR**



**RESULTADOS RADIOMETRICOS DEL ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR**



**INDICE DE LUXACION PROTESICA POR SEXO**

**TABLA DE CONTINGENCIA 2 X 2**

		<b>EFECTO</b>	
		<b>PRESENTE</b>	<b>AUSENTE</b>
<b>EXPOSICION</b>	<b>PRESENTE</b>	NUMERO DE PACIENTES EXPUESTOS QUE DESARROLLAN EL EFECTO <b>29</b>	NUMERO DE PACIENTES EXPUESTOS QUE NO DESARROLLAN EL EFECTO <b>441</b>
	<b>AUSENTE</b>	NUMERO DE PACIENTES NO EXPUESTOS QUE DESARROLLAN EL EFECTO <b>0</b>	NUMERO DE PACIENTES NO EXPUESTOS QUE NO DESARROLLAN EL EFECTO <b>0</b>

## CONCLUSIONES

- 1) El índice de luxación protésica en artroplastia total de cadera en el Hospital Español es del 6.7% en un seguimiento a 6 años.
- 2) El valor radiométrico más frecuentemente afectado fue el offset Femoral.
- 3) El segundo valor radiométrico más frecuentemente afectado fue el ángulo de inclinación acetabular.
- 4) La combinación de estos dos valores radiométricos predispuso al índice de luxación protésica en el Hospital Español de México.
- 5) Los diferentes valores radiométricos juegan una importante función en la tensión de la musculatura pelvitrocantérica, razón por la cual es menester la planificación quirúrgica para la adecuada orientación, fresado y colocación de cada componente protésico para que ésta no se vea afectada.
- 6) El abordaje Posterolateral (Sureño de Moore) influye directamente en el riesgo predictivo de luxación protésica de cadera ya que se realiza tenotomía de la musculatura pelvitrocantérica.
- 7) La adecuada reparación de dicha musculatura disminuye el riesgo de la luxación protésica favoreciendo una adecuada tensión de dichos músculos.
- 8) Determinar radiográficamente el riesgo predictivo de Luxación protésica de cadera favorece a tomar medidas de rescate tales como almohadilla abductora o estabilizador de la cadera y el adecuado fortalecimiento y movilización temprana de la musculatura pelvitrocantérica favorece a prevenir luxaciones protésicas. (27).
- 9) Se sugiere la medición de las variables del Offset femoral y el ángulo de inclinación acetabular como constantes a cada paciente sometido a Reemplazo Articular total de cadera con el objeto de disminuir el riesgo de luxación protésica.

## DISCUSION.

El Offset femoral fue el valor radiométrico que mayormente se presentó alterado en el estudio, considerar un valor menor a 1 (1 cm) equivale a una alteración en la distribución de cargas que se ve afectado en el efecto de coaptación y tensión por parte de los músculos pelvitrocantéricos. Asimismo, el segundo valor radiométrico alterado fue el ángulo de inclinación acetabular en donde a mayor verticalidad del mismo, se encontró una mayor probabilidad de luxación protésica de cadera. Aunque en el resto de los valores radiométricos invariablemente se ve afectada la musculatura pelvitrocantérica, en los 29 pacientes que presentaron luxación protésica de cadera, la constante fue una combinación entre el Offset femoral y el ángulo de inclinación acetabular. Por la distribución de cargas y efecto de movimiento tal y como lo describe Pauwels, en su "Teoría de Momentos y de Fuerzas" donde señala que cualquier fuerza aplicada en un momento específico puede favorecer a la luxación protésica. Y de acuerdo a los ejes de carga; el eje transversal se ve afectado por el Offset femoral potencializado por el ángulo de inclinación acetabular. El eje vertical, afectado por el ángulo de inclinación acetabular es potencializado por el Offset femoral. El eje anteroposterior se ve afectado por el brazo de palanca proporcionado por el Offset femoral. Con respecto a la coaptación femoral los ligamentos y los músculos desempeñan un papel esencial en la sujeción de las superficies articulares. De acuerdo a las estructuras anatómicas y a su distribución, encontramos un determinado equilibrio entre sus respectivas funciones; en la región anterior de la articulación no hay demasiados músculos pero los ligamentos son muy potentes, mientras que en la cara posterior sucede todo lo contrario, los músculos predominan. La acción de los ligamentos es diferente según la posición de la cadera, en alineación normal o en extensión, los ligamentos están tensos y la coaptación ligamentosa es eficaz; sin embargo en flexión, los ligamentos están distendidos y la cabeza no está coaptada en el cótilo con la misma fuerza. La posición de flexión de la cadera es debido a la relajación ligamentaria, una posición inestable para la articulación, semejante a lo que puede suceder cuando la tensión de los músculos pelvitrocantéricos no están con una adecuada tensión.



Los músculos tienen una función esencial en la estabilidad de la cadera,. Los músculos cuya dirección es parecida a la del cuello, sujetan la cabeza al cótilo, o sea los que tienen una distribución transversal como en el caso del obturador externo y los glúteos, sobre todo el glúteo menor y el glúteo medio, cuyo componente de coaptación no es solo muy importante, sino que gracias a su potencia desempeñan una función primordial por lo que se les denomina músculos sujetadores de la cadera. Razón por lo cual es primordial la reparación estricta y minuciosa en el abordaje posterolateral de cadera (Sureño de Moore).

Estos factores arquitectónicos y musculares son muy importantes en la estabilidad de la prótesis. En una artroplastia total de la cadera, el cirujano debe vigilar específicamente:

- La orientación correcta del cuello: NO demasiada anteversión, sobre todo si se opera por vía anterior y viceversa.

- La orientación correcta del cótilo protésico que, como el cótilo natural, debe dirigirse hacia abajo. (Orientación máxima sobre la horizontal de 45 a 50°) y ligeramente hacia adelante (15°).

- El restablecimiento de una longitud fisiológica del cuello femoral, es decir un brazo de palanca normal de los glúteos, los cuales desempeñan una función esencial de la estabilidad de la prótesis.

También se debe tener en cuenta la importancia de la elección de la vía de abordaje, que deberá ser reparada la estructura muscular o en su defecto perturbar lo menos posible el equilibrio muscular.

## BIBLIOGRAFIA.

1. AO Principles in the treatment fractures. Ruedi, T. Murphy, W. AO Publishing pps. 441, 445.
2. Barrack, R. Dislocation After Total Hip Arthroplasty; Implant Design and Orientation. JBJS (American) 86;9-14 (2004).
3. Bartz, R. Noble, P. The effect of femoral Component Head Size on posterior dislocation of the artificial Hip Joint. JBJS 82;1300 (2000).
4. Berry, D. Von Knoch, M. Effect of Femoral Head Diameter and Operative Approach on Risk of Dislocation after Primary total Hip Arthroplasty. JBJS (American) 2005; 87; 2456-2463.
5. Berry, D. Von Knoch, M. The Cumulative long term risk of dislocation After Primary Charnley Total Hip Arthroplasty. JBJS 78;80-6 (1996).
6. Biedermann, R. Tonin, A. Reducing the risk of dislocation after total hip Arthroplasty. The effect of orientation of the acetabular component. JBJS (Br) 2005; 87.B:762-9
7. Bucholz R, Heckman, J. Fracturas en el adulto Rockwood y Green's. 5ª edición Editorial Marbán. 2003
8. Canale Terry, Cirugía Ortopédica Campbell Volumen uno. 10a Edición Editorial Elsevier 2004.
9. Clarke, M. Lee, P Dislocation after total hip replacement in relation to metal on metal bearing surfaces. JBJS (British) 2003; 85-B: 650-4.
10. Crawford, S. Siney, P Revision of failed total hip arthroplasty with a proximal femoral modular cemented stem. The Journal Of bone and joint surgery 82B(5), July 2000 684-688.
11. Garden RS Low-angle fixation in fractures of the femoral neck. JBJS 1961;43B647-663
12. Hamilton, H. Fung, T. Reconstruction for Chronic dislocation of the hip. JBJS (Br) 2003; 85-B: 802-8.
13. Hoppenfeld, S. de Boer, Piet. Abordajes en Cirugía Ortopédica. Editorial Marbán. 2005.
14. IBJI, Illinois Bone and Joint Institute 2003
15. Kapandji A.I. Fisiología Articular 5a. Edición Editorial Panamericana.
16. Konyves A. Bannister G. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. JBJS (Br) 2005; 87-B: 155-7.
17. Koval, K. Zuckerman, J. Fracturas y Luxaciones 2a edición Editorial Marbán, pp 200.
18. Lian-Arn Lim, Stephen W. Cabanella M. Biomechanics of total Hip Arthroplasty. The Anatomical Record. 257;110-116. 1999
19. Loughhead, J. Chesney, D Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. JBJS (Br) 2005; 87-B; 163-6.
20. McGregory, B. Morrey, B Effect of femoral Offset on Range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. JBJS (British) 1995 (111) pp 865-9.

21. Muller ME (ed): Comprehensive classification of fractures. Pamphlet 1, Bern: ME Muller Foundation, 1995.
22. Muller ME, Nazarian S, Koch P: AO classification of fractures. Berlin: Springer-Verlag, 1987.
23. Muñoz, J. atlas de mediciones radiográficas en Ortopedia y Traumatología. Editorial McGraw-Hill Interamericana.
24. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch ; Ein Mechanisches problem. Stuttgart ; Ferdinand Enke Verlag, 1935.
25. Peak,E. Parvizi, J. The role of patient restrictions in reducing the prevalence of early dislocation following total hip arthroplasty. JBJS (American) 2005; 87; 247-253.
26. Romero,A Mosquera-Louzao .P, Factores de riesgo y tratamiento de las luxaciones de prótesis de cadera. Acta Ortop Gallega 2005:1(2): 66-70
27. Soong ,M. Rubash,H Dislocation After total Hip Arthroplasty. JBJS (American) 2004.