

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**  
**INSTITUTO DE SEGURIDAD Y SERVICIOS SOCIALES DE LOS TRABAJADORES**  
**DEL ESTADO**  
**HOSPITAL DR. DARÍO FERNÁNDEZ FIERRO**

**CORRELACIÓN DE HALLAZGOS CLÍNICO PATOLÓGICOS EN EXCERESIS DE  
CABEZA FEMORAL DE FRACTURAS INTRACAPSULARES EN ARTROPLASTIA  
TOTAL PRIMARIA DE CADERA EN UN HOSPITAL DE SEGUNDO NIVEL DEL AÑO  
2010 AL 2013**

**TESIS DE POSGRADO PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**  
**ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA**

**PRESENTA:**

**DR. JUAN MANUEL VIRUEGA AVALOS**

**CURSO DE ESPECIALIZACIÓN EN ORTOPEDIA**

**N° DE REGISTRO 107.2013**

**MÉXICO, D.F 2014**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

**INSTITUTO DE SEGURIDAD Y SERVICIOS SOCIALES DE LOS TRABAJADORES  
DEL ESTADO**

Unidad médica: Hospital "Dr. Darío Fernández Fierro", ISSSTE

**Número de registro: 107. 2013**

**Realizadores**

**Investigador responsable**

Dr. Viruega Avalos Juan Manuel

**Investigador asociado**

Dr. González Perales Aldo Alan

## DATOS DEL ALUMNO

### AUTOR

**Apellido paterno:** Viruega

**Apellido Materno:** Avalos

**Nombre:** Juan Manuel

**Teléfono:** 55-51-01-97-12

**Universidad:** Universidad Nacional Autónoma de México

**Facultad ó escuela:** Facultad de medicina. Posgrado

**Para especialidad:** Ortopedia

**Número de cuenta:** 09529698-4

**Datos del asesor:**

**Apellido paterno:** González

**Apellido materno:** Perales

**Nombre (s):** Aldo Alán

**Datos de la tesis:**

**Título:** Correlación de hallazgos clínico patológicos en exceresis de cabeza femoral de fracturas intracapsulares en artroplastia total primaria de cadera en un hospital de Segundo Nivel del año 2010 al 2013

**Número de páginas:** 88

**Año:** 2014

**Número de registro:** 107. 2013

## ASPECTOS ÉTICOS

El presente estudio se ajusta a la declaración de Helsinki para la investigación cuya última revisión fue en Octubre de 2000 en Edimburgo, Escocia sobre la investigación en seres humanos. Se informó a los pacientes la finalidad del estudio los efectos colaterales y los beneficios potenciales.

La prótesis utilizados ya han sido aprobados para uso en humanos.

Protocolo validado por la coordinación de cirugía, jefatura de ortopedia y traumatología y por la coordinación de enseñanza.

En ningún momento se atenta contra la integridad del derecho habiente del ISSSTE como pacientes, dado que los procedimientos médico quirúrgicos ortopédicos tanto diagnósticos como terapéuticos se encuentran sustentados mediante un amplio respaldo conformado por toda la infraestructura de investigación, contando todos y cada uno de estos procedimientos con una aceptación internacional para el manejo médico quirúrgico de fracturas intracapsulares.

No se está llevando un estudio experimental ni innovaciones de manejo médico quirúrgico ortopédicos vigentes, ya que la técnica de artroplastia total de cadera se ha utilizado en pacientes con fracturas intracapsulares previo a este estudio sin modificación a lo establecido a nivel internacional, donde a existido una respuesta favorable así como margen de seguridad en los pacientes.

El estudio realizado es únicamente para establecer la correlación de del estudio clínico de las fracturas intracapsulares con el estudio anatomico patológico de las cabezas femorales encontradas posterior a la cirugía de artroplastia total de cadera de los pacientes atendidos en el Hospital Dr. Darío Fernández Fierro.

Aprobado por el Comité de Ética e Investigación del Hospital General Dr. Darío Fernández Fierro, ISSSTE con número de registro 107. 2013

**AUTORIZACIONES**

**JEFE DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN DE LA UNIDAD**

**NOMBRE: DR. HUGO ERNESTO ALEJOS GARDUÑO**

---

**ENCARGADO DE SERVICIO DE ORTOPEDIA**

**NOMBRE: DR ALONZO ESCAMILLA ORTÍZ**

---

**PROFESOR TITULAR DEL CURSO UNIVERSITARIO DE TRAUMATOLOGIA Y  
ORTOPEDIA**

**NOMBRE: DR. ALDO ALAN GONZALEZ PERALES**

---

**PROFESOR ADJUNTO AL CURSO UNIVERSITARIO DE TRAUMATOLOGIA Y  
ORTOPEDIA**

**NOMBRE: DR. ABELARDO CELIS PINEDA**

---

**REALIZADOR DE TESIS**

**DR. JUAN MANUEL VIRUEGA AVALOS**

---

## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero agradecer a mi familia todo el apoyo que tuve en este tiempo de residencia al soportar el tiempo de ausencia por las guardias, tiempo de estudio continuo dedicado a esta especialidad.

El apoyo por cada uno de mis maestros que tuve en este tiempo de residencia guiándome con las enseñanzas de dos grandes escuelas a mi punto de vista en mi formación como residente de la especialidad que son la del ISSSTE y la del INR que me hizo ver las distintas formas de trabajo en mi desarrollo profesional.

Muchas Gracias



## ÍNDICE

Resumen	9
Marco teórico	12
Material y métodos	18
Análisis estadístico	57
Discusión y Conclusiones	85
Bibliografía	88

## RESUMEN

Las fracturas intracapsulares se encuentra con limitación y desprotección del aporte sanguíneo de la cabeza y así como la atrofia trabecular del cuello femoral que son factores que inhiben la consolidación de la fractura, osteonecrosis o posteriormente al aplastamiento de la cabeza femoral, motivo por lo que se vio la necesidad de tratamiento de realizar hemiartroplastia o artroplastia total de cadera. La epidemiología de las fracturas intracapsulares es aproximado de 280,000 en Estados Unidos que se encuentran relacionadas con osteoporosis en un 63 %. Las fracturas de cuello femoral se dan en dos grupos de población: un grupo del 3 a 5 % que se encuentran sometidos a trauma de alta energía principalmente en accidentes de tráfico y caídas de grandes alturas. El resto se produce en población mayor donde el 90 % de casos se presentan en caídas de plano de sustentación. La osteoporosis progresiva se acepta generalmente como primera causa de aumento del aumento de incidencia de la fractura en ancianos y los pacientes donde disminuye la masa mineral ósea con respecto a pacientes control de la misma edad. Aunque se estima que solo el 2 % de las caídas sin embargo las caídas con contusión laterales con impacto sobre el trocánter conlleva mayor riesgo para la fractura aumentando el riesgo 10 veces mayor. Se han observado las 4 condiciones para la presentación de fractura: la orientación de la caída debe de ser a nivel cadera o cerca de ella, reflejos protectores inadecuados o disminuidos ó demasiado lentos para disminuir la potencia de la caída, tejidos blandos alrededor de la cadera son incapaces de absorber la energía y la resistencia ósea inadecuada para resistir las fuerzas a nivel de la cadera. La artroplastia total de cadera es el procedimiento que se utiliza para devolver en lo posible un grado variable la movilidad de la articulación coxofemoral así como mejorar la función muscular, ligamentos y estructuras que ayudan a controlar la estabilidad de la cadera. En el estudio se han seleccionado en un hospital de segundo nivel del servicio de ortopedia en el año de enero del 2011 a agosto del 2013, se realiza un estudio prospectivo a los derechohabientes que presentaron una fractura de tipo intracapsular independientemente del género y que fueron candidatos de artroplastia primaria de cadera con la correlación anatómica patológica de las cabezas femorales que cumplieron. Se excluyeron a los pacientes que presentaron fracturas de cadera que no fueran intracapsulares, que no se haya tenido un estudio anatómico patológico, se hayan manejado con manejo conservador con bota antirotacional reposo o con hemiartroplastia de cadera tipo Thompson que se maneja dentro de la institución donde se realizó el estudio. Dentro de los objetivos del estudio es identificar los factores de riesgo relacionado a las fracturas intracapsulares con los resultados clínicos y anatomopatológicos encontrados donde se encontró que los factores asociados de diabetes mellitus, tabaquismo, género femenino están asociados con las fracturas intracapsulares de cadera con un índice de Sign alto con respecto a lo encontrado en el resultado de patología donde no se observo datos de coxartrosis a comparación con losel género masculino.

## **Propósito**

Identificar las causas asociadas y correlacionar patologías presentes en fracturas intracapsulares de cadera, valoradas con estudio radiográfico y estudio anatomopatológico de la cabeza femoral al realizar la artroplastia de cadera..

## **Objetivo general:**

Identificar patologías presentes en los pacientes con fracturas intracapsulares estudiados mayores de 65 años, Se revisarán los factores de riesgo asociados a la coxartrosis así como el mecanismo de trauma con la correlación de hallazgos clínicos y microscópicos en base a estudio patológico de la cabeza femoral dentro de un hospital de segundo nivel de atención médica en el Distrito Federal.

## **Objetivos específicos**

Determinar la frecuencia de fracturas intracapsulares asociadas a osteoporosis en pacientes mayores de 65 años que son manejados con artroplastia total primaria de cadera.

Determinar la frecuencia de fracturas intracapsulares asociadas a coxartrosis en pacientes mayores de 65 años que son manejados con artroplastia total primaria de cadera.

H1 Las mujeres tienen mayor riesgo de sufrir una fractura de cadera intracapsular que los hombres.

H2 Existe mayor riesgo de fractura intracapsular en personas mayores de 65 años de edad con osteopenia.

H3 La comparación estadística de pacientes con osteopenia es mayor en comparación con datos de coxartrosis en pacientes con fractura intracapsular manejados con artroplastia total de cadera primaria.

La falta de literatura y revisiones de casos de fracturas intracapsulares secundaria a datos de coxartrosis vs. Osteopenia de los pacientes a través de un estudio clínico patológico que son sometidos a artroplastia total primaria de cadera en un hospital de segundo nivel.

Con base a los resultados identificados de este estudio se podrá establecer un estudio con determinación del grado de osteoporosis real de los pacientes a través de densitometrias, así como, el manejo médico asociado con uso de medicamentos para osteoporosis como factor protector de fracturas intracapsulares de cadera para disminuir el impacto en el gasto hospitalario de los pacientes fracturados de cadera.

## **Material y métodos**

### **Diseño:**

Se trata de un estudio prospectivo, descriptivo, analítico de pacientes con fracturas intracapsulares de cadera manejados con artroplastia total primaria de cadera con resultado de patología de las excresis de cabeza femoral en el Hospital General Dr. Darío Fernández Fierro, en el período del 01/03/2010 al 01/05/2013.

### **Métodos:**

Grupo de estudio: Se incluye a un grupo de pacientes con fracturas intracapsulares de cadera que se encuentran comprendidos durante el periodo correspondiente del 01/03/2010 al 01/05/2013, que han cumplido el tratamiento de artroplastia total primaria de cadera y valorados en la consulta del Hospital General Dr. Darío Fernández Fierro.

### **Tamaño de la muestra:**

La muestra del estudio se encuentra conformada por un total 115 de pacientes de ambos sexos, de los cuales son 60 pacientes que cumplen los criterios de inclusión/exclusión con los derecho vigentes al momento del estudio dentro del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE) que cuenten con el antecedente de haber sido sometidos a tratamiento quirúrgico por fracturas intracapsulares con artroplastia total primaria de cadera en la cuál se encuentra basado nuestro estudio.

### **Criterios de inclusión.**

Se incluyen en el estudio los pacientes que cuenten con las siguientes características:

Con derechos vigentes para la atención por parte del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE).

Contar con historial clínico completo y en disponibilidad para la consulta en el Sistema de Informática Médica, Estadística y Financiera (SIMEF) por el cuál se rige nuestra Istitución.

Pacientes con antecedente de haber sido sometidos a una cirugía de artroplastia total primaria de cadera por algún tipo de fractura intracapsular que cuenten con estudio anatómico patológico.

Pacientes captados en el servicio de Ortopedia del Hospital General Dr. Darío Fernández Fierro del 01/03/2010 al 01/05/2013.

### **Criterios de exclusión**

Se excluyen de manera directa del protocolo aquellos pacientes en quienes se encuentren alguno de los puntos que se encuentran a continuación:

Pacientes que no cuenten con comprueben la vigencia de derechos para la atención dentro de la Institución.

Pacientes que no cuenten con historial médico completo o que no se encuentren en la base de datos del SIMEF ó en el archivo clínico.

Pacientes con protocolo diagnóstico tanto clínico como anatómico patológico, expediente incompleto ó no concluyente.

Pacientes que fueron sometido a otros tratamientos quirúrgicos que no fueron artroplastia total primaria de cadera.

Pacientes con fracturas extracapsulares de cadera.

Pacientes con fractura intracapsular de cadera menores de 65 años de edad.

## **Criterios de eliminación**

Se elimina de nuestro estudio aquellos pacientes que se encuentren englobados dentro de las características que se mencionan a continuación.

Abandono en cualquiera de las fases del manejo médico o quirúrgico.

Paciente que no acepta el manejo médico quirúrgico propuesto, complicaciones posibles de la artroplastia total primaria de cadera.

Muerte por causas atribuibles a patologías agregadas ó trauma.

Pacientes que fueron sometido a otros tratamientos quirúrgicos que no fueron artroplastia total primaria de cadera.

Pacientes con fracturas extracapsulares de cadera sometidos a artroplastia total primaria de cadera.

## Recursos financieros

Computadora personal con programas de procesamiento de texto Word y Excel 2010.

Intranet hospitalario modulado por router alámbrico.

Internet personal modulado por router inalámbrico.

Expediente clínico proporcionados por el archivo clínico del hospital.

Estudios radiográficos simples en proyección antero posterior de pelvis, ap de cadera afectada.

Estudios radiográfico simple de tórax para integración de protocolo prequirúrgico.

Electrocardiograma para realización de estudio para integración de protocolo prequirúrgico.

Estudios de laboratorio para realización de estudio para integración de protocolo prequirúrgico.

Estudio anatómico patológico de la excrescencia de cabeza femoral de fracturas intracapsulares de cadera.

Valoración prequirúrgica de servicios de medicina interna para asignación de riesgo quirúrgico preoperatorio.

Material de prótesis de cadera primaria utilizado dentro de la licitación del ISSSTE o por compra directa: prótesis total de cadera primaria de empresas Depuy ó Smith & Nephew.



Set de instrumental para prótesis de cadera primaria.

Personal médico, quirúrgico, técnico y auxiliar con capacitación en el manejo del paciente pre, trans y postquirúrgico.



## MARCO TEÓRICO: INTRODUCCIÓN

El hueso es un tejido muy organizado desde la modulación de la distribución de los cristales de hidroxiapatita hasta el nivel molecular y el patrón de esfuerzo de las cascadas trabeculares en el plano orgánico. La sinergia de la distribución molecular, celular y tisular proporciona una fuerza tensil cercana a hierro, con un uso tan eficiente del material que el esqueleto tiene un peso relativamente bajo para soportar una estructura tan grande.

El hueso comprende dos formas: primario y laminar, el hueso primario es considerado como hueso inmaduro, o hueso primitivo y se encuentra normalmente en el embrión, recién nacido, en el callo de las fracturas y en región metafisaria del hueso en crecimiento. En algunos tumores, osteogénesis imperfecta y en la enfermedad de Paget.

El hueso primario tiene fibras gruesas que no presentan una orientación uniforme de las fibras de colágena. Tiene más células por unidad de volumen que el hueso laminar, cuyo contenido mineral varía y sus células están dispuestas al azar. La relativa desorientación de las fibras de colágena del hueso primario le confiere sus características isotrópicas mecánicas. El hueso laminar empieza a formarse un mes después del nacimiento. Hacia el primer año de edad sustituyendo al hueso primario al reabsorberse este aproximado a los 4 años de edad la mayoría de hueso normal es hueso laminar. El hueso laminar es un hueso más duro producto de la remodelación del hueso primario previamente existente, el hueso laminar se encuentra en varias estructuras y sistemas funcionales: láminas trabeculares, láminas exteriores e interiores, circunferenciales, láminas intersticiales y osteonas con láminas concéntricas.

El colágeno bien organizado y orientado a la carga del hueso laminar le confiere sus propiedades anisotrópicas, esto es el comportamiento mecánico del hueso laminar difiere según la fuerza paralela al eje longitudinal de las fibras colágenas.

El hueso primario y laminar están estructuralmente organizados en hueso trabecular o esponjoso y cortical ó denso o compacto que tiene 4 veces la masa del hueso trabecular, aunque el recambio metabólico del hueso trabecular es 8 veces mayor al hueso cortical. El recambio óseo, es un evento superficial, y el hueso trabecular tiene una mayor área de superficie que el hueso cortical.

El hueso trabecular se encuentra principalmente, en la metafisis y epifisis de los huesos largos y cuboides, los haces internos o espículas de hueso trabecular, forman una red tridimensional, ramificada a lo largo de áreas de carga.

El hueso trabecular esta sujeto a un conjunto de cargas y esfuerzos, aunque parece predominar la compresion. en comparacion con el hueso laminar dispuesto en un patron trabecular con distribucion en capas de fibras de la matriz.

El hueso cortical se encuentra en una disposicion como una envoltura en los hueso cuboides y diafisis de los huesos largos. el hueso cortical esta sujeto a fuerzas de flexion y torsion, asi como fuerzas comprensivas, no hay una distribucion especial en la red vascular de hueso cortical, consiste en capas de hueso laminar, denominadas " hueso compacto" el hueso cortical esta formado por capas de hueso laminar y hueso primario, estan los canales vasculares y localizados sobre todo en el hueso primario. este hueso se cononce como hueso plexiforme.

El hueso haversiano es el tipo mas complejo de hueso cortical. esta compuesto por canales vasculares rodeados circunferencialmente de hueso laminar. esta compleja distribucion de hueso alrededor del canal vascular se conoce como osteona. la osteona es un cilindro irregular, ramificado y anastomosado, compuesto de un canal neurovascular, colocado centralmente y rodeado por capas con matriz osea permeable. las osteonas generalmente esta orientadas sobre el eje lo largo del hueso y son las principales unidades estructurales del hueso cortical, el hueso cortical es por lo tanto, un complejo formado por muchas osteonas adyacentes y sus laminas intersticiales y circunfernciales.

El canal central de una osteona, llamado canal haversiano, contiene celulas, vasos y ocasionalmente nervios. la mayoría de los vasos de los canales haversiano tiene características ultraestructurales de los capilares, aunque algunos vasos de mayor tamaño parecen vasos linfaticos. en el examen histologico estos vasos mas pequeños contienen solo una proteina precipitada sus paredes endoteliales no estan rodeadas por membrana basal, estas características son dsitintivas de los vasos linfaticos. la membrana basal de las paredes capilares pueden funcionar como la barrera limitante o selectiva de trasporte de iones, porque todos los materiales que atraviesan el vaso deben pasar a traves de la membrana basal que tiene una especial importancia en e transporte de iones de calcio y fosforo al interior y exterior del hueso y en las cargas mecanicas.

Los capilares de los canales centrales derivan de las principales arterias nutricias del hueso o de las arterias epifisarias, metafisarias. El hueso intacto actua como un amazon que soporta y protege las partes blandas, permite la locomocion y el funcionamiento mecanico de las extremidades.

Las características mecánicas más importantes del hueso son su rigidez ( el hueso se deforma poco bajo carga) y resistencia (tolera cargas) considerando la fractura y su curación, la fragilidad del hueso es de interés ya que el hueso es fuerte pero se rompe bajo una muy pequeña deformación. Esto sugiere que el hueso se comporta más como el cristal que como a goma. Por eso, a comienzo de la consolidación de la fractura, el hueso no puede puentear una brecha de fractura que está continuamente sujeta a movimiento. En una fractura inestable o de estabilidad relativa se produce una secuencia de fenómenos biológicos fundamentalmente la formación de un callo blando y después duro, que ayuda a reducir la movilidad y deformación de los tejidos de reparación. La resorción de los fragmentos ayuda a reducir la deformación tisular. Estas reacciones terminan consiguiendo la estabilización biológica de la fractura. Finalmente la remodelación interna restaura la estructura original del hueso.

### **Efectos del movimiento**

Al principio del período postoperatorio, se forma una capa de escasos fibroblastos y una trama ósea adyacente al implante hasta constituir una conexión segura en algunos casos o una membrana fibrosa en otros. El ambiente mecánico puede afectar de manera profunda la maduración del hueso cicatrizante. En el callo de una fractura, la calidad del tejido que se desarrolla entre los fragmentos de la fractura está en función del micromovimiento relativo entre los fragmentos. Cuando más intenso sea el movimiento que se produce en la conexión entre los fragmentos, más blando será el tejido interpuesto. La fijación interna rígida produce unión ósea primaria directa mediante el proceso de sustitución lenta y progresiva. Las fijaciones menos rígidas producen cicatrización de la fractura a través de un estado intermedio de callo cartilaginoso. Los movimientos interfragmentarios más amplios producen unión fibrosa y movilidad amplia entre los fragmentos de la fractura que evita del todo la cicatrización, produciendo ausencia de unión. Se han postulado los micromovimientos como el estímulo para la formación de una membrana fibrosa en la conexión hueso-prótesis. Las propiedades mecánicas de la membrana formada en la conexión hueso-cemento varía según las regiones con diferente tensión, lo cual sugiere que los principios antes expuestos pueden gobernar la formación de esta membrana. El tejido inicial de la conexión aumenta la rigidez del sistema y después es reemplazado por una capa intermedia más rígida. El sistema evoluciona hacia una unión ósea sólida de artroplastia.

Una membrana fibrosa, adherida sólo a uno de los lados de la conexión, desune el hueso de la prótesis y por lo tanto, aumenta la tolerancia del sistema. Si la desunión es completa, se produce una cadena de hechos mecánicos y posiblemente biológicos, que conduce a más aflojamiento de la prótesis implantada.

El movimiento puede interferir con la respuesta de cicatrización de las heridas de la regeneración del hueso destruyendo el estroma óseo regenerativo, tejido cicatricial fibroso. Otro efecto importante del movimiento es la formación de una bursa dentro del tejido conjuntivo en el que el movimiento ténsil y de cizallamiento ha producido la solución de continuidad tisular y la formación de una cavidad o un saco limitado por células pseudosinoviales. El tejido extraído de alrededor de una prótesis aflojada presenta características de tejido pseudosinovial. La presencia de células sinoviales, macrófagos y células fibroblásticas es importante porque éstas podrían ser activadas por otros agentes, como detritus, para producir moléculas proinflamatorias. El proceso de activación de este tejido puede asemejarse al que se da en la sinovial articular inflamatoria o en la bursitis. El movimiento de la prótesis conduce a la formación de tejidos pseudosinovial.

### **Efectos de las partículas**

Los detritos particulados pueden generarse por el desgaste que se produce en las superficies articulares de las prótesis de reemplazo total y por abrasión de los componentes contra los fragmentos del envoltorio de cemento óseo o el hueso circundante. Detritos particulados pueden producir cambios en la sinovial articular y en el tejido que rodea a los componentes protésicos. Las reacciones biológicas a las partículas se relacionan con el tamaño, la cantidad, la química, la topografía y la forma de las partículas.

Las partículas suficientemente pequeñas para ser fagocitadas (<10  $\mu\text{m}$ ) producen una respuesta celular más adversa que las partículas más grandes. Este proceso degenerativo se conoce como *enfermedad de partículas pequeñas*.

Se ha encontrado que las partículas de superficie rugosa o ángulos agudos, las que producen más irritación tisular, son las que desencadenan la respuesta más celular y fibrocítica. La movilidad en el lugar de conexión exacerba esta reacción. La carga y la química de la superficie, así como su textura, influyen en la respuesta celular a las partículas.

## **Enfermedades y fármacos**

Antinflamatorios, así como ciertos fármacos anticancerosos, reducen la proporción de crecimiento óseo en las etapas precoces de la cicatrización después de la implantación.

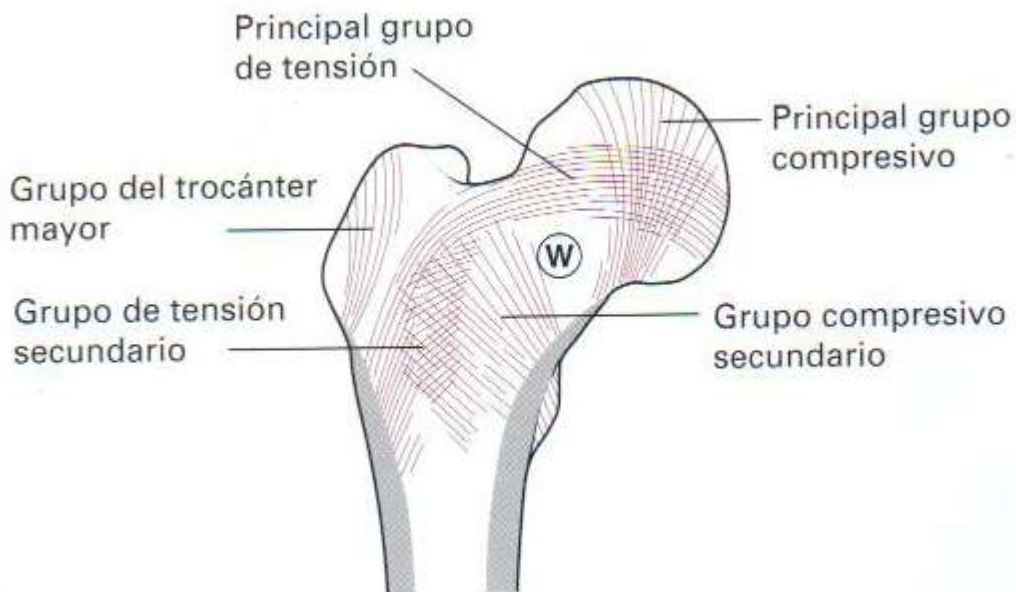
Los osteoblastos y los osteoclastos están influidos por la magnitud y el estado de la distensión impuesta sobre ellos por cargas aplicadas al hueso. Las tensiones o las distensiones dentro de un nivel determinado parecen requerirse para mantener un estado estable de remodelación del hueso, en el cual la velocidad de formación del hueso es igual a la velocidad de reabsorción. Las tensiones por debajo del nivel óptimo a menudo se vinculan con protección de la tensión que produce reabsorción ósea. Se requieren tensiones cíclicas para mantener la homeóstasis ósea; cargas constantes dentro del nivel deseado ofrecen un estímulo insuficiente para mantener la masa ósea. Las observaciones de los potenciales eléctricos del hueso relacionados con la tensión, de los biopotenciales y de la estimulación eléctrica de la osteogénesis se combinan para sugerir un fenómeno bioeléctrico como regulador de la remodelación adaptativa del hueso.

Las respuestas inmunológicas incluyen reacciones mediadas por anticuerpos y por células y la activación del sistema de complemento. Los iones metálicos se comportan como haptenos, los cuales, cuando forman complejos con proteínas séricas, pueden desencadenar una respuesta inmunológica. Los tiempos celulares que se espera se encuentren en lugares de reacciones mediadas por anticuerpos o por células a menudo no se encuentran en el tejido recuperado en la revisión de dispositivos. Estas células incluyen linfocitos y células plasmáticas.

La respuesta de hipersensibilidad tardía es una forma de reacción inmunitaria mediada por células que ha sido estudiada en relación con los implantes. La alergia al metal ha sido implicada como causa del fallo de prótesis articulares en algunos pacientes.

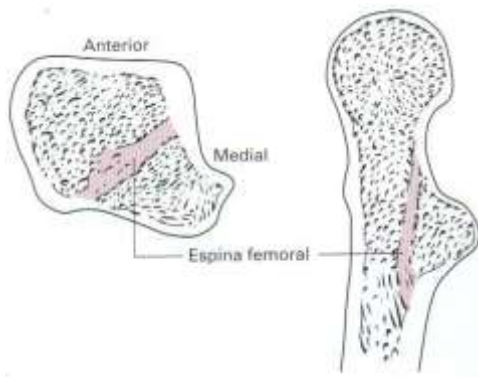
## Anatomía de la cadera

El eje del ángulo del cuello del fémur normal de un adulto de ambos sexos tienen una media de  $130^\circ$  con una desviación estándar de  $7^\circ$ , anteversión femoral de  $10^\circ$  con una desviación media de  $7^\circ$ . La cabeza femoral es dos tercios de una esfera con un ángulo generalmente paralelo al ángulo del cuello, en ocasiones existe una retroversión con respecto al cuello. La profundidad del cartílago articular es de 4 mm de grosor en la zona de carga y se va reduciendo en grosor hasta 3 mm cerca del ecuador de la articulación. Los trocánteres se proyectan posteriormente al cuello que se encuentra ligeramente anterior al plano de eje medio del plano femoral.



La estructura trabecular interna del fémur proximal fue descrita por Ward, de acuerdo con la ley de Wolff las trabeculaciones surgen sobre las líneas de fuerza a las que el hueso está expuesto. En el cuello femoral y la región intertrocantérica la trabeculación presenta una transición desde la corteza ósea hacia la metáfisis. Las trabeculaciones de la compresión y la tensión primaria pasan a través del cuello y se separan dejando un área de hueso poroso o triángulo de Ward. Cuando se prueba mecánicamente la sección del cruce el hueso esponjoso de la cadera incrementa la rigidez por las líneas de fuerza y se reduce en el triángulo de Ward y en la región intertrocantérica. No hay un patrón homogéneo de densidad ósea y la rigidez es particularmente ostensible en pacientes de hueso osteoporótico. Un refuerzo denso de hueso en el plano coronal que es la espina femoral se extiende proximalmente desde la porción posteromedial de la diáfisis femoral distal y profundamente al trocánter menor. La espina o calcar es una pieza clave en la resistencia del cuello femoral que por su posición vertical y que se encuentra en la transición entre el cuello y la diáfisis.

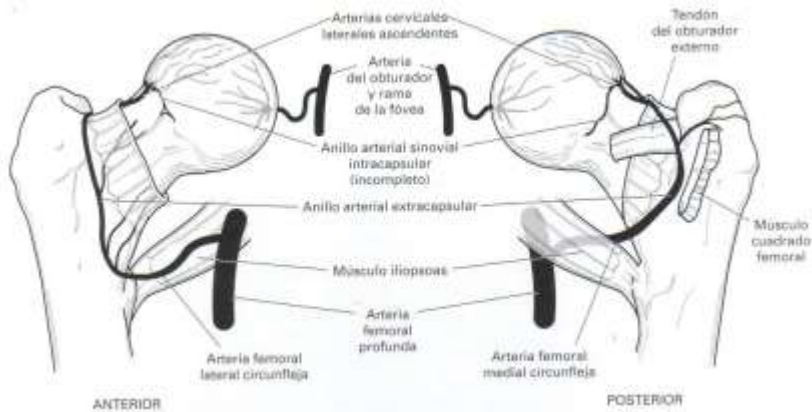
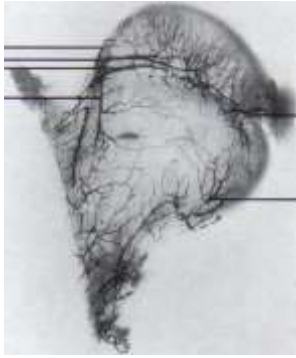




## ANATOMIA VASCULAR

Dada la alta tasa de necrosis avascular (NAV) y pseudoartrosis después de las fracturas de cuello femoral, el aporte de sangre a la cabeza femoral es importante para su viabilidad donde el estudio de Trueta y Harrison demuestra que el aporte primario de sangre intraóseo de la cabeza femoral viene desde las ramas terminales de la arteria femoral medial circunfleja que termina en las arterias epifisarias laterales en número de 4 a 6 nutren más de dos terceras partes de la cabeza femoral, que invariablemente el área superolateral de la cabeza que es la que habitualmente se colapsa se nutre principalmente de estas ramas de la arteria. La arteria del ligamento redondo o teres que es rama de la arteria del obturador provee un aporte secundario variable de la cabeza del 10 al 25 % dependiendo de la literatura y grupo de edad en jóvenes a adultos jóvenes apareciendo como desde insignificante hasta llegar al casi la mitad de la epífisis.

La anatomía extraósea del fémur proximal fue descrita en forma adecuada por Howe en el año de 1950 después de 40 muestras, donde la arteria circunfleja medial femoral habitualmente se origina de la arteria femoral profunda y cursa posterior entre el psoas y el pectíneo junto a la base del cuello femoral extracapsularmente proximal al trocánter menor. Riega al obturador externo pasa junto a su borde inferior profundo al cuadrado femoral para alcanzar la porción posterior del cuello femoral, donde emerge en el intervalo entre el cuadrado y el obturador externo donde da ramas a la superficie posterolateral del trocánter mayor. Las ramas terminales de la arteria atraviesan la cápsula superolateral y corren en profundidad hacia el reflejo sinovial antes de entrar en la cabeza femoral distal a la unión articular. La arteria circunfleja lateral femoral también se origina de de la arteria femoral profunda luego avanza lateralmente sobre el iliopsoas, donde envía ramas para nutrir a los músculos anterolaterales y a lo largo de la línea intertrocantérica nutriendo la cápsula anterior al cuello femoral y al trocánter mayor. Con el uso de anastomosis de anillos intra y extracapsulares que están conectados por los vasos cervicales ascendentes.



## Fisiopatología

Las fracturas de cuello femoral degradan y cortan la perfusión de la cabeza femoral en varias formas: las fracturas desplazadas cervicales cortan el flujo intraóseo desde el cuello dejando intactas solo las arterias subsinoviales ascendentes y ramas del ligamento redondo en caso de que todavía existan para nutrir la cabeza. Una necrosis total o casi total aparece hasta en el 64 % de las cabezas femorales en promedio en estudios anatómicos patológicos en promedio de estudio a los 16 días donde presentaban distintos signos de daño con grados de necrosis variable. Los osteocitos permanecen visibles en las áreas isquémicas cerca de 3 a 4 semanas desde la fractura. El área superior de la cabeza es la más afectada sin embargo el área subfoveal frecuentemente se salva donde en los casos donde no se realiza tratamiento quirúrgico siendo el manejo conservador se ha visto que existen fracturas que curan a pesar de tener cabezas femorales con necrosis significativa, esto sucede por la invasión de las arteriolas y capilares a través de la línea de fractura y el ligamento. Aunque el hueso necrótico no presenta cambios en la radio densidad la revascularización de la cabeza a menudo ofrece un aumento de la densidad debido al nuevo depósito óseo.

Todas las fracturas del cuello femoral sangran hacia la capsula y dependiendo de la integridad capsular donde existe rotura del 11 a 40 % de las fracturas desplazadas de cuello femoral, elasticidad y volumen de sangrado pueden crear un efecto taponador limitando la perfusión de la cabeza con la consiguiente hemartrosis. La relación entre el hematoma intracapsular, presión y flujo sanguíneo de la cabeza en caso de fracturas desplazadas condicionar un flujo con presiones aumentadas intracapsulares revisado con gammagrafía que pueden condicionar el taponamiento isquemia reversible de la cabeza femoral en caso de descompresión con aspiración.

## **TRATAMIENTO CONSERVADOR**

Actualmente hay pocas indicaciones para el manejo conservador del paciente con fractura de tipo intracapsular ya que incluso los pacientes con fracturas impactadas o sin desplazamiento se benefician con la fijación de la estabilización quirúrgica para la movilización sin restricción inmediata mejorando el pronóstico del paciente, sin embargo, la decisión de tratar de manera conservadora no esta basada en el estado de la cadera ya que generalmente se presta poca atención a la fractura sino a las variables de los pacientes en los que no se puede esperar ningún beneficio del manejo de las ventajas de una cadera funcional como pacientes preterminales, sin movilidad o pacientes con algún estado psiquiátrico alterado que no se mueven de manera independiente o se encuentran postrados en cama evitando las complicaciones de la inmovilización forzosa como son escaras, alteraciones pulmonares, intestinales, alteraciones neurológicas.

### **Tratamiento quirúrgico**

Sabiendo del severo deterioro del aporte en la perfusión de la cabeza femoral que se produce después de la fracturas desplazadas o no del cuello femoral donde la lógica de la potencial restauración del flujo sanguíneo con la reducción de la fractura es un método de atención tan pronto como sea posible por el riesgo elevado de necrosis avascular de la cabeza femoral sintomática y la falta de tratamiento principalmente en personas jóvenes la reducción debe de ser considerado una emergencia quirúrgica en personas jóvenes.

En los pacientes ancianos es diferente donde las causas de comorbilidad pueden complicar una cirugía son frecuentes ya sea electiva o urgente donde la artroplastía total de cadera puede evitar eficazmente la necrosis avascular de la cabeza femoral, en estudios realizados por Barnes y Holmberg en forma aislada fueron incapaces de identificar algún incremento de la tasa de complicaciones cuando la operación fue retrasada hasta 6 a 7 días de la fractura sin embargo Manninger sugirió que el riesgo de pseudoartrosis y NAV disminuye si la reducción y fijación con osteosíntesis se realiza dentro de las 6 horas posteriores a la fractura. Donde en el caso de los ancianos es necesario identificar cualquier problema médico agudo de importancia y corregir todos aquellos que sean reversibles previo a la cirugía. Mientras se espera la cirugía se tomaran las precauciones contra úlceras de decúbito y la posición de ligera flexión con rotación externa de cadera para minimizar la hipertensión capsular que puedan comprometer la circulación de la cabeza femoral.

El uso de la artroplastía de cadera en fracturas intracapsulares en sus inicios en 1980 reportaban inconvenientes con regulares resultados donde Hunter reportó una mortalidad a los 6 meses oscila en el 14 al 41%, con tasa de infección alta del 42 % y luxación hasta 11 %. El uso de la prótesis son generalmente aplicables al paciente con fracturas de cadera, el implante óptimo para el paciente sano, activo con fibrosis puede no ser apropiado para un paciente osteoporótico sedentario con fractura.

Las fracturas intracapsulares se encuentra con limitación y desprotección del aporte sanguíneo de la cabeza y así como la atrofia trabecular del cuello femoral que son factores que inhiben la consolidación de la fractura, osteonecrosis o posteriormente al aplastamiento de la cabeza femoral, motivo por lo que se vio la necesidad de tratamiento de realizar hemiarthroplastía o artroplastía total de cadera en respuesta para profilaxis de pseudoartrosis y de la necrosis avascular que se observaron como resultado posterior de métodos de fijación de osteosíntesis.

La epidemiología de las fracturas intracapsulares es aproximado de 280,000 en Estados Unidos que se encuentran relacionadas con osteoporosis en un 63 %. Las fracturas de cuello femoral se dan en dos grupos de población: un grupo del 3 a 5 % que se encuentran sometidos a trauma de alta energía principalmente en accidentes de tráfico y caídas de grandes alturas. El resto se produce en población mayor donde el 90 % de casos se presentan en caídas de plano de sustentación. La incidencia anual se dobla cada 5.6 años después de los 30 años en mujeres alcanzando 18 fracturas por cada 1000 habitantes en mujeres por encima de los 85 años. La osteoporosis progresiva se acepta generalmente como primera causa de aumento del aumento de incidencia de la fractura en ancianos y los pacientes donde disminuye la masa mineral ósea con respecto a pacientes control de la misma edad.

El estudio de Aitken de 1984 fue el primero en sostener que la caída es la principal causa de fractura y el desarrollo de osteoporosis debe de determinar únicamente el tipo de fractura de cadera. El riesgo de caída aumenta con la edad donde el índice se dobla entre los 65 y 85 años.

Aunque se estima que solo el 2 % de las caídas sin embargo las caídas con contusión laterales con impacto sobre el trocánter conlleva mayor riesgo para la fractura aumentando el riesgo 10 veces mayor. Se han observado las 4 condiciones para la presentación de fractura: la orientación de la caída debe de ser a nivel cadera o cerca de ella, reflejos protectores inadecuados o disminuidos ó demasiado lentos para disminuir la potencia de la caída, tejidos blandos alrededor de la cadera son incapaces de absorber la energía y la resistencia ósea inadecuada para resistir las fuerzas a nivel de la cadera.

El deterioro general de las condiciones de salud y enfermedades asociadas como los estados confusionales, debilidad, pérdida de capacidad psicomotora como el parkinson, patología tiroidea, accidente vascular cerebral previo, parálisis, debilidad, pérdida de la visión, ingesta de medicamentos como antihipertensivos, sedantes que predisponen a caídas o disminuye los reflejos, los que disminuyen la masa ósea o atrofia muscular como corticoides, anticonvulsionantes, laxantes, son factores que aumentan el riesgo de caídas, el alcohol o el tabaco, peso corporal bajo por disminución de protección ósea en caídas.

### FACTORES DE RIESGO DE FRACTURA OSTEOPORÓTICA

MODIFICABLES	NO MODIFICABLES
Tabaquismo	Fractura previa en adulto
Bajo peso corporal ( <58 kg)	Caucásico
Déficit estrogénico	Edad avanzada
Hipocalcemia (a lo largo de la vida)	Mujer
Sedentarismo	Demencia
Caídas recurrentes	Salud débil
Alteraciones de la visión	
Alcoholismo	

### OSTEOPOROSIS

#### Categorías de la osteoporosis

#### PRIMARIA

Postmenopáusica	Idiopática
Senil	

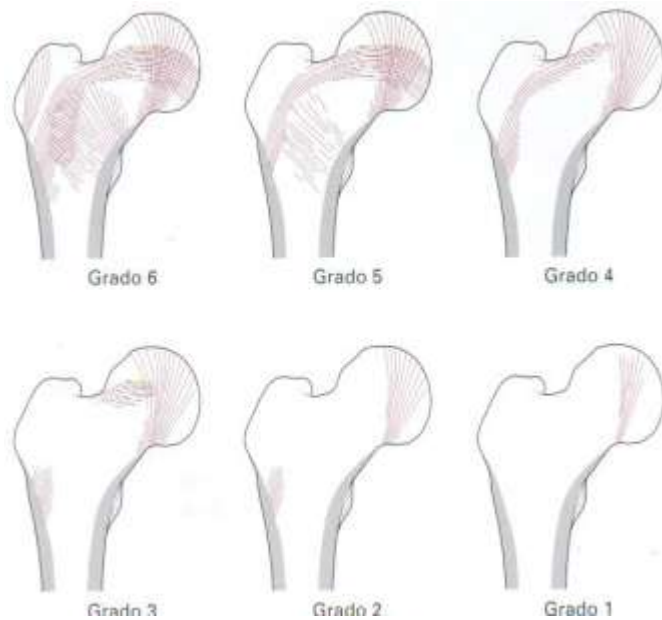
## SECUNDARIA

<b>ENFERMEDADES ENDOCRINAS</b>	<b>NEOPLASIA</b>
Hiperparatiroidismo	Mieloma múltiple
Hiper o hipoparatiroidismo	Carcinomatosis
Hipogonadismo	<b>GASTROINTESTINAL</b>
Tumores pituitarios	Desnutrición
Diabetes tipo 1	Malabsorción
Enfermedad de Addison	Insuficiencia hepática
<b>ENFERMEDAD REUMATOLÓGICAS</b>	Deficiencia de vitamina C o D
<b>MEDICAMENTOS</b>	<b>MISCELÁNEOS</b>
Anticoagulantes	Osteogenesis imperfecta
Quimioterapia	Inmovilización
Corticoesteroides	Enfermedades pulmonares
Anticonvulsivantes	Homocistinuria
Alcohol	Anemia

Los cambios relacionados de la edad influyen enormemente en el metabolismo del hueso. Los osteoblastos de las personas ancianas reducen la replicación y biosíntesis potencial en comparación con los osteoblastos de personas jóvenes. También algunas proteínas de la matriz extracelular (están obligadas también los factores de crecimiento que son células mitógenas y osteoprogenitoras y estimulan activamente la síntesis osteoblástica) pierden su potencia biológica con el tiempo donde el resultado final es la disminución de la capacidad para formar hueso (OSTEOPOROSIS SENIL).

## REDUCCIÓN DE ACTIVIDAD FÍSICA

En 1970 Singh debido a la osteoporosis como uno de los factores principales en la epidemiología de las fracturas de cadera en el anciano, publicó un índice de osteoporosis basado en su interpretación de los patrones de las trabéculas del fémur proximal mostrado en una radiografía de pelvis anteroposterior que se correlacionaba con el hallazgo encontrado en 35 pacientes en la biopsia de cresta ilíaca donde solo la mitad de los pacientes tenían fractura de cadera y solo eran 2 pacientes mayores de 70 años por lo que este estudio es limitado, desarrolló un sistema de 6 grados como forma rápida y barata para la decisión preoperatoria como clasificación estándar de osteoporosis contra los estudios como la densitometría y la tomografía.



**Figura 3B-4.** Índice de osteopenia de Singh desde la normalidad (grado 6; todos los grupos trabeculiares son visibles), grado medio (grado 3; trabéculas más finas con rotura en el principal grupo de tensión), hasta la severidad (grado 1; sólo las trabéculas primarias de compresión son visibles y están disminuidas) ordenado según la reducción en el trocánter, la tensión y finalmente la compresión primaria de las trabéculas. El grado está determinado por una proyección anteroposterior de un fémur proximal intacto. (Adaptación de Singh M, Nagrath AR, Maini PS. Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. Utilizado con autorización de *J. Bone Joint Surg* 1970;52A:457-467).

La densitometría se basa en un haz de fotones que pasa a través de un segmento del esqueleto y se mide la absorción usando una diferencial entre los dos picos de energías del rayo x y del tejido blando en un receptor de Rx de energía dual (DEXA) para determinar exactamente el contenido mineral del hueso. Se ha determinado la densitometría en los huesos del radio distal y proximal, columna lumbosacra, fémur proximal, calcáneo; pero la densitometría del fémur proximal se ha visto ser la mejor que se relaciona con el contenido mineral trabecular en la cadera y en la osteoporosis de las extremidades. Sin embargo el valor predictivo de esta prueba para las fracturas de cuello femoral es cuestionable donde estudios como el revisado por Ericksson y Widhe demostraron que no había diferencia significativa entre el DEXA de cuello femoral en mujeres que sufren fractura de cadera contra las pacientes de la misma edad. El tratamiento actual de la osteoporosis se basa en cuatro fármacos: suplementos de calcio, (habitualmente con vitamina D), estrógenos, calcitonina, alendronatos. La ingesta adecuada de calcio en niños a adulto joven debe de ser de 1.2 a 1.5 gr./día y mantenerse en ancianos alrededor 1 gr/día.

El uso de terapia estrogénica sustitutiva tiene una menor incidencia de fracturas en las mujeres tratada en comparación con los controles, donde la terapia sustitutiva con estrógenos en mujeres postmenopáusicas se mostró más eficaz si comenzaba dentro de los 5 años siguientes y se continuaba por 10 años, sin embargo aumenta el riesgo de cáncer de mama y de endometrio.

La calcitonina es una terapia alternativa en los pacientes que esta contraindicado el uso de estrógenos, esta hormona puede ser administrada en forma de nebulización nasal disminuyendo la resorción ósea. Los bifosfonatos inhiben la resorción ósea osteoclástica. El tratamiento combinado actual con mejor aceptación funcional en las pacientes es la combinación de suplementos de calcio y alendronato como tratamiento de elección para mujeres con osteoporosis, solo es recomendable el uso de estrógenos si existe riesgo de enfermedad cardiovascular.

El alendronato es un bifosfonato de tercera generación con gran actividad que no inhibe la mineralización que se ha visto que disminuye el 51 % el índice de fracturas de cadera en pacientes con masa ósea baja y fracturas vertebrales a los dos años.

Otro medicamento que se ha visto aparente beneficio en la osteoporosis son los diuréticos tiazídicos donde pueden proteger al hueso de pérdidas y mantener los niveles de calcio corporal total al evitar la excreción urinaria de calcio.

## **MECANISMO DE LESIÓN**

En la población anciana la fractura de cuello femoral habitualmente es el resultado de una caída de la posición en la que se encuentra donde existen tres teorías. Uno es la caída directa sobre la cara lateral del trocánter mayor donde este puede ser también responsable en el impacto hacia adentro de los fragmentos óseos. El segundo mecanismo es la rotación lateral con un aumento repentino en la carga, con la cabeza fija en el acetábulo una rotación externa de la extremidad inferior apoyada respecto al torso como fuerza de compresión de la parte posterior del cuello a lo largo del acetábulo como lo describe Garden (multifragmentación posterior). El tercer mecanismo posible es la repentina pero espontánea fractura por fatiga que precede y causa la caída.

Freeman y colaboradores han demostrado que la mayor densidad de fracturas microtrabeculares se produce en el área subcapital y que aumenta drásticamente independiente del nivel de actividad cuando la densidad ósea cae a niveles de osteoporosis del  $0.5 \text{ g/cm}^3$ .



Las fracturas en personas jóvenes están más relacionadas con traumatismos de gran energía como caídas de altura o accidentes de tráfico donde el mecanismo de lesión es el resultado del desplazamiento óseo con lesiones de partes blandas es mayor por carga axial en fémur distal o de pie si la rodilla esta extendida ya que la fuerza se transmite al cuello femoral con una fractura por cizallamiento en el punto de transición del eje axial transversal del cuerpo por lo que si esta en abducción y la cadera centrada en el acetábulo se presenta una fractura de cuello femoral.

## **CLASIFICACIÓN**

La clasificación debería de predecir el riesgo de pseudoartrosis y necrosis avascular, la más popular es la clasificación de Garden que se basa en la radiografía anteroposterior que reconoce 4 tipos de fracturas del cuello femoral, se basa simplemente en el patrón de desplazamiento de acuerdo al mecanismo de lesión. Describió el ángulo trabecular o índice de alineamiento observado en la placa antero posterior, como el ángulo subtendido entre la disposición trabecular primario de la cabeza y el eje de la diáfisis femoral (normal 160°)

Estadio I: Alineamiento en valgo con al menos la carilla lateral del cuello impactada en la cabeza.

Estadio II: Fractura completa, pero no desplazada, sin impactación ó cambio en el ángulo trabecular.

Estadio III: fractura desplazada, mantiene alguna continuidad hueso a hueso entre los dos fragmentos, ángulo trabecular disminuido.

Estadio IV: Fractura desplazada, cabeza tiende a realinearse con el acetábulo, la disposición trabecular de ambos lados de la articulación aparece paralelo en la rx AP.

Otra clasificación es la de Pauwles define tres tipos basado en el ángulo oblicuo de la línea de fractura en una radiografía anteroposterior, su base mecánica de la fractura se basa en que un ángulo mayor de fractura que tiene un peor pronóstico por que la orientación de la fractura se verticaliza las fuerzas reactivas de la articulación tienden a tener un efecto de cizalla más que compresivo de la fractura condicionando problemas de cicatrización, sin embargo el ángulo de Pauwels no es predictivo de consolidación o de necrosis avascular.

Sin embargo la clasificación de Pauwels esta en desuso para los pacientes ancianos dado que la oblicuidad de la línea de fractura rara vez varía que es aplicable para las fracturas de la zona media del cuello femoral por alta energía en la población joven aunque sigue siendo controversial.

## **FRACTURAS POR SOBRECARGA**

Suelen ser secundarias a excesos de cargas continuas o microtraumatismos que exceden la capacidad reparadora del hueso. Son más frecuentes en personas acostumbradas a entrenamientos de resistencia, atletas, adolescentes amenorreicas y pacientes con severa osteoporosis. Son cuando ocurren en hueso normal que se expone a cantidades repetitivas de carga y fracturas insuficientes cuando los huesos osteoporóticos u otro tipo de hueso débil ceden ante la actividad de la vida diaria. Son difíciles de diagnosticar por la variedad de presentación, la falta de traumatismo agudo y el retraso de la radiografía. Cuando inicia la sintomatología se queja de dolor en la ingle quizá irradiado a la rodilla que es exacerbado pero no limitado por el esfuerzo excesivo, donde el dolor empeora cuando se continua con el esfuerzo excesivo y se alivia algo con el reposo, se pueden quejarse de dolor nocturno donde suele ser bilateral que puede ser diferente por el grado de desplazamiento y la necrosis avascular femoral. En la primera radiografía es negativa pero la sintomatología persisten se debe de tomar una gammagrafía ósea o resonancia magnética son los métodos de elección. La reducción de la médula es el signo que se puede ver en la resonancia magnética con densidad en T1, el edema alrededor de la fractura puede estar o no presente por lo que Devas fue el primero en subdividir estas fracturas en dos grupos basados en la localización y morfología de las fracturas. Las fracturas por tensión comienzan en el cuello superior y se extienden transversalmente por lo que tienen un riesgo alto de desplazamiento que son típicas en ancianos. Las fractura de tipo compresivo se ven en un corte inferior y normalmente se solucionan modificando la dirección del peso. Existe una modificación por Fullerton y Snowdy ampliaron la clasificación añadiendo una tercera categoría para las fracturas por sobrecarga desplazada. Para las fracturas por tensión la estabilización profiláctica con una actividad restringida parece ser lo más apropiado mientras que la simple modificación de actividades es apropiado para las lesiones por compresión. En raras ocasiones la gran deformidad del eje del ángulo del cuello es la causa y no el resultado de la fractura por sobrecarga, donde el tratamiento debe de incorporar una osteotomía correctiva para lograr la unión del hueso.

## FRACTURAS PATOLÓGICAS

La fractura de cuello femoral en una persona joven o un anciano con un traumatismo mínimo ó una lesión lítica debe sospechar en un proceso patológico motivo por lo que debe de buscarse con una gammagrafía con tecnecio 99 (Tc99m) previamente a la fijación para valorar otros puntos de inminente fractura patológica. Las fuentes más común de metástasis del cuello femoral son el cáncer de mama y mieloma múltiple. Cuando ya se ha producido la metástasis los pacientes se liberan del dolor y mejoran funcionalmente con una fijación interna o una artroplastia proximal del fémur. Lane y colaboradores dividieron los criterios para la fijación profiláctica de las lesiones patológicas en el cuello femoral:

Lesión lítica doloroso mayor del 50 % del diámetro de sección transversa del hueso.

Lesión lítica dolorosa a lo largo de la cortical mayor o igual que el diámetro de la sección transversa del hueso o mayor de 2.5 cm en la longitud axial.

Dolor que no responde a la radioterapia.

La radioterapia esta normalmente indicada en forma postquirúrgica en las enfermedades metastásicas pero se puede cambiar basándose en la naturaleza de la lesión primaria y puede interferir en la curación del hueso si ya se ha presentado una fractura patológica.

La artroplastia total de cadera es el procedimiento que se utiliza para devolver en lo posible un grado variable la movilidad de la articulación coxofemoral así como mejorar la función muscular, ligamentos y estructuras que ayudan a controlar la estabilidad de la cadera.

La artroplastia total de cadera tuvo inicio a mediados del siglo XIX cuando los cirujanos intentaron realizar una pseudoartrosis extra articular mediante la resección simple de la articulación coxofemoral anquilosada pasando de una artroplastia de resección simple a una artroplastia interposicional por la limitada movilidad funcional alcanzada a largo plazo. En la artroplastia interposicional se colocaban distintos tipos de materiales entre las superficies resecaadas para prevenir una reintervención por anquilosis así como tejido autólogo como la fragmentos de cápsula articular, músculo, tejido graso, piel, fascia latta mejorando los resultados en cuanto anquilosis, sin embargo, no surtió efecto en zonas artríticas.

Con el paso de tiempo se utilizaron biomateriales sintéticos como la baquelita, cristal, celuloide como material interposicional en las superficies articulaciones artríticas, sin embargo con malos resultados a largo plazo hasta 1940 cuando Smith-Petersen realizó la artroplastia interposicional de cadera con un molde de vitallium (aleación colada de cobalto-cromo-molibdeno),

Con el paso del tiempo se desarrollaron otros tipos de endoprótesis como son las endoprótesis para reemplazar un lado de una articulación como alternativa a la prótesis convencional, donde empezaron a sustituirlas siendo las hemiprótesis los implantes más utilizados como la tipo Moore, Thompson, Lazcano donde las limitantes referidas por los pacientes fueron el mejorar el dolor de manera parcial donde nuevamente resurge el uso de prótesis totales de metal-metal sin embargo demostraron que su incompatibilidad como una función normal para la articulación siendo motivo de riesgo para presentar desgaste excesivo, aflojamiento ó infección siendo esta discontinuada.

La era moderna de las artroplastias totales de cadera comenzó en 1960 por el Dr. Sir John Charnley introdujo los conceptos de artroplastia con un par de fuerzas de fricción baja, lubricación, materiales, diseño, ambiente de un quirófano, introducción del cemento acrílico de fraguado en frío (polimeilmetacrilato) para la fijación de componentes de prótesis con cabeza femoral y vástago de acero inoxidable. Charnley vio inicialmente que los chasquidos que se oyen a veces en pacientes con las prótesis causaba una fricción intensa entre la cabeza y acetábulo para **favorecer el aflojamiento del principalmente en el vástago que en la articulación**, así como una pérdida de líquido sinovial que actúa como lubricante conlleva a una mayor desgaste por fricción. Se realizaron varios intentos con cabeza de acero contra politetrafluoroetileno era de consistencia aproximado a las articulaciones normales, insertó una prótesis Moore y recubrió el acetábulo con una capa plástica y la cabeza femoral con capa metálica sin embargo esta llevaba a una necrosis avascular de la cabeza femoral; posteriormente se experimento cementando el vástago y la copa de plástico con polimetilmetacrilato para fijar los componentes en el hueso y transferir la carga más uniforme en el hueso, se redujo la cabeza femoral de 40 mm a 22 mm para reducir la resistencia al movimiento al disminuir el brazo de palanca de la fuerza de fricción, **Charnley comprendió que una cabeza más grande era menor la presión por unidad de superficie reduciendo el desgaste, sin embargo, considero más importante disminuir el par de fuerzas de fricción usando una copa más gruesa** pero debido al desgaste y reacción tisular excesivo el politetrafluoroetileno fue sustituido por polietileno de alta densidad (PEAD) y posterior en polietileno de peso molecular ultra elevado (PMUE).

Desde 1970 en Estados Unidos varios investigadores coincidieron que no se producía desgaste excesivo con las copas de polietileno con alivio de dolor y mejoría de funciones donde solo con estudios de seguimiento a 5 años se comprobó que los principales problemas eran el **aflojamiento**, dificultades para la fijación del trocánter, fracaso del vástago y protrusión de la copa motivo por lo que se han realizado distintas combinaciones de materiales sin embargo el estándar es el componente metal-polietileno.

Con el paso del tiempo la búsqueda del problema de aflojamiento del vástago y copas con ajuste a presión con cubiertas porosas de hidroxiapatita para evitar el uso de cemento empleando la penetración y aposición ósea para conseguir una fijación esquelética duradera.

Se han empleado distintas técnicas para mejorar la fijación femoral cementada con baja viscosidad, oclusión de conducto medular, , reducción de porosidad, presurización de cemento, centrado de vástago, cambio en tipo de aleaciones hasta llegar vástagos sin uso de cemento a presión, sin embargo, con los avances técnicos se mejora la duración de la fijación del implante surgieron problemas relacionados con el desgaste de las superficies articulares donde evolucionaron las pruebas a biomateriales en la cabeza femoral y acetábulo de cerámica y metal-metal por tener coeficiente de fricción bajos, uno de los que se están usando más son los de titanio con mejor aceptación biológica al ser biocompatibles y más resistentes, pero su dureza parcial y resistencia al desgaste no es como se hubiera deseado

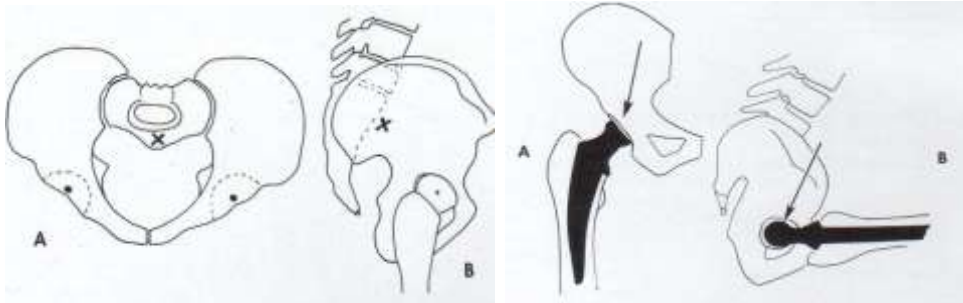
## **BIOMECÁNICA**

Los componentes de una prótesis de cadera deben soportar muchos años una carga cíclica igual al menos 3-5 veces sin embargo en algunas situaciones es de hasta 10-12 veces, por lo que es importante entender tanto la biomecánica de la articulación coxofemoral y la prótesis total de cadera.

**FUERZAS QUE ACTUAN EN LA CADERA:** Se representa como una carga aplicada a un brazo de palanca que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral. La musculatura abductora donde su brazo de palanca va desde la cara lateral del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza femoral debe de tener un **momento** igual para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre la pierna y un momento mayor para bascular la pelvis hacia el lado de apoyo al caminar o correr por la longitud del brazo de palanca del peso del cuerpo y de la musculatura abductora que oscila alrededor del 2.5:1

La carga estimada sobre la cabeza femoral en la fase de estancia de marcha es igual a la suma de las fuerzas creadas por los abductores y por eso el peso del cuerpo equivale a por lo menos 3 veces el peso del cuerpo donde la carga sobre la cabeza es aproximado igual durante la elevación de la pierna extendida por el contrario con el uso de prótesis de cadera en estudios vistos por Crowninshield, Davey, Rydell que e distintas actividades da contacto articular de 2.6-2.8 veces el peso en la estancia sobre una pierna, el levantamiento, la carrera o el salto pueden ser equivalentes a 10 veces el peso del cuerpo, por lo tanto estos movimientos pueden llevar a una forma acelerada para aflojar, doblar, romper el vástago del componente femoral.

Las fuerzas que actúan sobre la articulación lo hacen solo en el plano coronal debido a que el centro de gravedad del cuerpo (línea por delante de cuerpo de S2) es posterior al eje de la articulación.



El aumento de la anchura de la porción proximal del vástago para ser lo más proporcional a la metáfisis aumenta la estabilidad torsional del componente femoral principalmente cuando se usa sin cemento, aunque si se da apoyo más largo del cuello femoral, Freeman demostró que el cementado o no de vástagos no dependía de la estabilidad de vástago sino en realidad debe de conservar el mayor cantidad de segmento de cuello femoral. Las estrías de corte longitudinal y cubiertas porosas que “rascan” el endostio diafisario mejoran la estabilidad rotacional en ausencia de cemento.

## BIOMATERIALES

Al implantar un biomaterial se lesiona un tejido vivo por lo que es importante estudiar la reacción de los tejidos a tal agresión. La primera reacción es la inflamación, seguida de reparación y la cicatrización.

Los biomateriales pueden definirse como productos aptos para ser utilizados en seres vivos con el propósito de tratar una enfermedad o lesión y para la sustitución o modificación de su anatomía o de un proceso fisiológico. Incluye cualquier producto natural puro, sintético o natural modificado que pueda ser usado como dispositivo médico o parte de él. Se incluyen materiales de tipo metálico, cerámico, polimérico y las combinaciones. Un biomaterial es un elemento, mezcla o combinación de sustancias y productos que está concebido y desarrollado para entrar en contacto con los órganos, tejidos y fluidos del organismo, con el fin de evaluar, tratar, aumentar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo. Este conocimiento abarca la descripción de su estructura, composición, características, propiedades, comportamiento en el medio biológico, manejo y aplicaciones. Generalmente se refiere a materiales sintéticos y naturales tratados en que se utilizan para reemplazar y aumentar la función del tejido u órgano. Se debe cumplir con la biocompatibilidad, biofuncionalidad y biodegradación en algunos casos.

La **biocompatibilidad** es la capacidad del biomaterial o dispositivo médico implantable para ser tolerado por el organismo o aceptado por el medio biológico que lo va a rodear una vez implantado.

La **biofuncionalidad** hace referencia a la capacidad del dispositivo de proporcionar la suficiente estabilidad e integridad para mantener unas condiciones óptimas durante el proceso curativo.

La **biodegradación** considera la descomposición del material y su destrucción o modificación en un medio tan agresivo como es el organismo humano.

Para la evaluación de la biocompatibilidad se pueden realizar pruebas in vitro o in vivo, según las normas internacionales vigentes. Las pruebas convencionales in vitro son: cultivos celulares, ensayos de mutagénesis y carcinogénesis. Las pruebas in vivo consisten en ensayos de hemólisis, implantes tisulares, pruebas de irritación cutáneo-mucosa, ensayos de sensibilización, test inmunológicos, de irritación ocular, de toxicidad general, de pirogénesis e histoquímica enzimática. Las más utilizadas son los cultivos celulares y los ensayos de implantes tisulares.

El comportamiento en el medio biológico es la biocompatibilidad o aceptabilidad biológica, que es la interacción de los biomateriales con las células, tejidos y órganos susceptibles de estar en contacto con ellos. Estos niveles de interacción son la reacción biomaterial-tejido, relacionados con los procesos de degradación y aquellos relativos a factores mecánicos.

Los requisitos de un biomaterial ó aceptabilidad biológica es ser biofuncionales y capaces de realizar una función específica y apropiada en el lugar de implantación y ser biocompatibles para ser capaces de seguir realizando su función durante el tiempo necesario con una respuesta adecuada. Las **características del biomaterial ideal son no producir una respuesta del sistema inmune, no ser tóxicos ni carcinogénicos, ser biocompatibles y hemodinámicamente compatibles, de fácil manejo, bajo coste y biodegradable.**



Las **características del biomaterial ideal son no producir una respuesta del sistema inmune, no ser tóxicos ni carcinogénicos, ser biocompatibles y hemodinámicamente compatibles, de fácil manejo, bajo coste y biodegradable.**

Existen clasificaciones de los biomateriales, una de las primeras clasificaciones fue promulgada por la ASTM (American Society for Testing and Materials), en 1898.

Según su naturaleza pueden ser:

- Biomédicos que son de origen artificial ó inorgánico: metálicos, cerámicos y poliméricos.
- Biológicos, de origen natural ú orgánico: colágeno y factores de crecimiento.



## Biomateriales inorgánicos metálicos:

### Aceros inoxidables (SS)

Aleaciones de hierro (Fe) y en distintas proporciones de:

- Ni (níquel) (proporciona resistencia a la corrosión y al endurecimiento).
- Cr (cromo) y Mo (molibdeno) (mayor resistencia y menor corrosión).

Se clasifican según su microestructura:

- Martensíticos (11,5-18% Cr).



- Ferríticos (14-27% Cr).



- Austeníticos (Cr y Ni 23%).



Las ventajas de estos materiales su bajo costo, su ductilidad y maleabilidad; y sus contras la tendencia a la corrosión, la imposibilidad de porosidad y el riesgo más alto de infección que con otros metales.

Tabla 1. Clasificación de biomateriales de ASTM

1. Implantes externos	A. Con canales naturales internos (catéteres urinarios,...)	
2. Implantes con comunicación exterior	B. Con tejidos y fluidos	b1. Intraoperatorios
		b2. Contacto corto tiempo, menos de 30 días
	C. Con la sangre	b3. Contacto tiempo medio, más de 30 días
c1. Indirecta		
c2. Directa corto tiempo		
3. Implantes largo tiempo	c3. Directa largo tiempo	
	A. Contacto con hueso	
	B. Contacto con tejidos y fluidos	
C. Contacto con la sangre		

### Aleaciones de cromo y cobalto (Cr-Co)

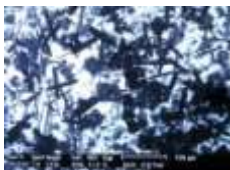
Aleaciones que además de estos dos elementos en mayor proporción, asocian Ni, Mo, Fe y W (wolframio) que reduce la fragilidad.

Las principales son:

- **Co-Ni-Cr-Mo**: Aleación forjada en caliente que la hace más resistente pero menos dúctil y muy utilizada en vástagos.

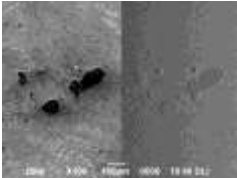


- **Co-Cr-Mo**: Aleación moldeada utilizada en articulaciones artificiales y odontología.



Sus ventajas son ofrecer la máxima resistencia a fractura, fátiga y desgaste, pero es menos resistente a la corrosión.

Inconvenientes es la rigidez (que perjudica en la transmisión de cargas y provoca lisis en el hueso), su baja ductilidad que hace difícil la mecanización en la producción, costo elevado (por su alto contenido en Co), la posibilidad de liberar iones y provocar reacciones de hipersensibilidad <sup>3</sup> y un mayor riesgo de infección que el titanio.



### Aleaciones de titanio (Ti)

Presentan el mejor módulo de Young o elasticidad que evita la lisis por transmisión de cargas, alta resistencia a la corrosión, menor citotoxicidad que el níquel y cobalto, no genera respuestas inmunes y tiene menor riesgo de infección que otras aleaciones metálicas, por lo que son las más utilizadas en implantes quirúrgicos.

El más utilizado industrialmente es la aleación Ti-6Al-4Vn, con un 6% de aluminio y 4% de vanadio, entre sus inconvenientes está su baja resistencia a la fricción que hace que no sea una aleación óptima en las superficies convexas de rozamiento de las artroplastias (cóndilos en la rodilla y cabeza de fémur en las caderas).



## Tantalio (Ta)

Elemento metálico puro que entre sus propiedades: duro, dúctil, resistente a la corrosión y altamente biocompatible, similar al titanio en muchas de sus propiedades. Se comenzó a utilizar hace más de 50 años en derivaciones de marcapasos y en 1994 se diseñaron los primeros implantes de ortopedia de tantalio. Fue aprobado para su uso por la FDA, en 1995, pero antes ya se habían diseñado en Francia implantes, prótesis cervicales y lumbares como elemento de soporte estructural en problemas oncológicos.

Tiene excelente osteointegración por su porosidad, un volumen con un 80% de poros interconectados de 550 micras.

*Figura 1. Micrografía que muestra la matriz de los espacios vacíos del tantalio cubierto de hueso 8 semanas después de la cirugía del fémur en perros. Imagen cedida por Zimmer.*



Sus propiedades mecánicas dependen de la cantidad de materia constitutiva del sistema y de su distribución, con una alta correlación entre el grosor trabecular y su resistencia. Su módulo de elasticidad es de 3 Gpa, muy similar al del hueso subcondral.

*Figura 2. El metal trabecular (tantalio) se sitúa entre el hueso cortical y subcondral en términos de módulo de elasticidad (Gpa). Imagen cedida por Zimmer.*



Se ha sido utilizado para los componentes acetabulares, tanto primarios como de revisión.

## Aleaciones metálicas en recubrimientos porosos

Buscan la fijación biológica de los implantes mediante el crecimiento de hueso en el interior de los poros que facilita el anclaje y aumenta la superficie de transmisión de cargas. El diámetro de los poros facilita el crecimiento osteoblástico y de las yemas vasculares. Sin embargo estas superficies aumentan el riesgo de infección, pero con un buen comportamiento clínico.



Desde el punto de vista metalúrgico existen tres procedimientos para proporcionar la rugosidad a los implantes:

- **Sinterización:** obtención de varias capas de esferas mediante el calentamiento del componente a altas temperaturas que proporciona una porosidad del 30% y un diámetro del poro de entre 150 y 300 micras, puede empeorar las propiedades mecánicas.
- **Difusión:** utilización de una malla fibrosa de titanio obtenida mediante una alta presión y temperatura, menor que en la sinterización, y que aporta menor porosidad y un diámetro del poro de 350 micras.
- **Plasma-spray o espuma plasmática:** se basa en el rociado de una superficie con el material en polvo fundido, que da como resultado una superficie irregular porosa del 30-40% y un diámetro del poro de entre 50 y 200 micras.

## **Aleaciones metálicas y fricción (PAR METAL-METAL)**

Entre sus ventajas destaca:

- Desgaste lineal (3-5 micras al año); desgaste volumétrico 60 veces menos que el par metal-polietileno (PE) y una menor producción de partículas que combinado con PE.

- Autorreparación de grietas creadas por terceros cuerpos mediante pulido.
- Buenos resultados clínicos.

Inconvenientes:

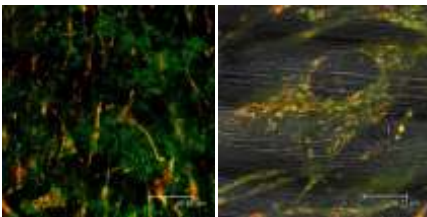
- Tamaño de las partículas de desgaste (inferior a 1 micra) y composición.
- Liberación de iones metálicos activos química y biológicamente.
- Concentraciones elevadas de iones Cr y Co (citotóxicos **in vitro**) en sangre y orina.

Para obtener una mejor resistencia al desgaste, en algunas superficies metálicas se obtiene un recubrimiento cerámico mediante oxidación térmica.

## BIOMATERIALES INORGANICOS NO METALICOS (CERÁMICAS)

### Bioinertes (ALUMINIO Y CIRCONIO)

Elevada estabilidad, gran resistencia mecánica y óptima biocompatibilidad.



## Bioactivas (FOSFATO TRICÁLCICO (TCP) E HIDROXIAPATITA (HAP):

Son osteoconductoras, con una biocompatibilidad es excelente. Sus características mecánicas inferiores a los materiales bioinertes.

## Alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )

La alúmina se fabrica mezclando polvo cristalino de gran pureza con aglutinante, agua y lubricante, compresión en molde, secado, sinterización a 1.800 °c para aumentar su densidad, y por último tratamiento de acabado. Este proceso permite el máximo grado de oxidación, de manera que se consigue una gran estabilidad termodinámica y resistencia a la corrosión.

Destacan sus ventajas:

- El par alúmina-alúmina es el mejor coeficiente de fricción conocido.
- En aquellos pares en los que uno de los componentes es metal-polietileno (PE), el par alúmina-metal-polietileno (PE) presenta el mejor coeficiente de fricción (su desgaste es 20 veces inferior al par crco-PE) y no empeora con el paso del tiempo.
- Apenas presenta desgaste por adhesión, abrasión o tercer cuerpo.
- Escasa producción de partículas y no son citotóxicas.

Entre sus inconvenientes:

- Fragilidad, con un riesgo de rotura del 0,02% .
- Elevado costo.



### Fosfatos de calcio e hidroxiapatita (HAP)

Todas las cerámicas de fosfato de Ca forman parte de la familia de las apatitas.

La HAP [ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ] es el fosfato de calcio más parecido al componente mineral del hueso, pero su proporción Ca/P que es 1,67 resulta mayor que la ósea; en cambio el fosfato tricálcico (TCP) [ $\text{Ca}^3(\text{PO}_4)^2$ ] presenta una proporción Ca/P de 1,5.

Las cerámicas bifásicas de fosfato de calcio (BCP) son mezclas controladas de proporciones variables de TCP y HAP con propiedades intermedias.

Los Fosfatos de calcio e hidroxiapatita (HAP) tienen las siguientes características:

- Poros 100-200 micras.
- Reabsorción x células gigantes.
- Tasa de reabsorción 1% anual.



El TCP se caracteriza por siguientes:

– Reabsorción en semanas, más rápida que la formación de hueso.

– Propiedades mecánicas pobres para sustituir al hueso.

• **Propiedades mecánicas:** La resistencia a la compresión de todas las cerámicas es muy alta, pero muy frágiles a la flexión, torsión y cizallamiento, sus indicaciones sirven para el relleno de cavidades óseas, realización de puentes de artrodesis a nivel del raquis, pero no para sustituir defectos diafisarios o en de cargas de torsión.

• **Propiedades biológicas:** Las cerámicas bioactivas tienen la propiedad de ser conductoras por su estructura porosa. Los macroporos son rellenados por yemas vasculares acompañadas de células osteogénicas y aunque el hueso que se forma es lamelar, desarrolla una remodelación a partir del segundo mes que consigue formar una matriz ósea celular sobre la superficie de la cerámica.

Las apatitas se degradan por fenómenos físicos, químicos y biológicos, dependiendo de las características del material: porosidad, pureza, cristalinidad y del medio en el que se degradan (pH del medio, micromovimientos, carga mecánica, superficie de contacto y tipo de hueso).

Las tasas de degradación de 15 micras/año en los recubrimientos de metales que desaparecen en el momento que se osteointegran. En los bloques de HAP la reabsorción es de 2-10 mm de espesor y luego se detienen. La reabsorción del TCP es 10-20 veces más rápida.

Para recubrir los implantes se utiliza principalmente el chorro de plasma, y las características de la capa dependen de la temperatura, velocidad de la llama de plasma, presión del gas, distancia entre la pistola y el sustrato, gases contaminantes y características del polvo de HAP.

Ventajas de las apatitas:

- Biocompatibles.
- Diversidad de formas y tamaños.
- Seguras.
- Osteoconductoras.
- Sustrato para factores inductores.

Inconvenientes:

- Más útiles como vehículo de bmps.
- Quebradizas.
- Tiempo de degradación y resistencia.



## Polietileno (PE)

El PE es un polímero formado por cadenas lineales de etileno unido mediante enlaces covalentes. Los conocidos polietilenos de ultra alto peso molecular (UHMWPE) son los más utilizados actualmente. El polietileno procede de síntesis química que se realiza a partir de gas etileno catalizado, que da lugar a un polvo blanco formado por partículas de 45 a 500 micras de diámetro, con una densidad de 0,93-0,945 Kg/l y un punto de fusión de 139 °C.

Tiene una estructura cristalina con tres fases simultáneas (60% cristalina ortorrómbica, 10% cristalina monoclinica y 30% amorfa); la fase amorfa es la que modifica la deformidad y resistencia a la tracción y el alargamiento previo a la ruptura.

El polietileno es el material de referencia para las artroplastias por su muy bajo coeficiente de fricción (0,35 mm/año en el par SS-PE y 0,1-0,2 mm/año en crco-Pe). Por motivos tribológicos, el componente más blando de un par de fricción debe ser el de la superficie cóncava. En su desgaste influyen, además de sus características, el grosor que no debe ser menor de 6 mm, la uniformidad del grosor, el radio de curvatura de la superficie cóncava, el defecto de adaptación a la superficie sobre la que asienta, el defecto de alineación del componente con respecto a los ejes mecánicos del esqueleto, la congruencia, la estabilidad de la artroplastia y el peso del paciente.

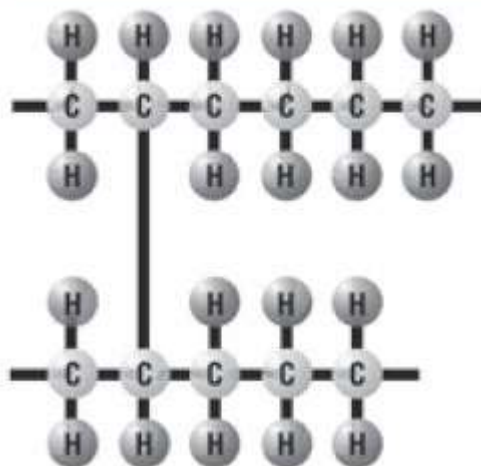
La oxidación del polietileno tiene un efecto mecánico pues rompe las cadenas, dejando unidades de menor peso molecular que proporciona mayor cristalinidad originando una menor resistencia al desgaste y la fractura. También se producen cambios macroscópicos por modificaciones en la densidad a diferentes profundidades, que ocasiona micro vacíos y en fases avanzadas el amarilleamiento del material.



### Polietilenos entrecruzado o reticulado

Es un polietileno con gran número de enlaces covalentes entre cadenas adyacentes o entre distintas zonas de la misma cadena formando una estructura tridimensional interconectada. Para establecer esos enlaces se irradia con rayos gamma o beta que provocan la liberación de átomos de hidrógeno y liberación de enlaces, posteriormente se somete a un calentamiento o fusión que hace móviles las cadenas que permite la unión de enlaces libres entre sí. Un problema secundario es la oxidación que aparece al radiar la fase cristalina, pero que disminuye gracias a la fusión del material tras la radiación. El polietileno entrecruzado tiene ventajas pues ofrece una mayor resistencia al desgaste (entre 0,022-0,07 mm/año), al desgaste por un tercer cuerpo y a la formación de fibrillas en la superficie. Pero también disminuyen otras propiedades mecánicas como son el módulo de elasticidad, la ductilidad, la elongación antes de la rotura, la resistencia a la fatiga, la fractura y la propagación de fisuras.

*Figura 3. Cross-link entre cadenas moleculares de PE, imagen cedida por Zimmer.*



**Centralización de cabeza femoral y alargamiento de brazo de palanca de los abductores:** Charnley propuso acortar el brazo de palanca del cuerpo mediante profundización de acetábulo y alargamiento de brazo de palanca mediante reinserción más lateral del trocánter mayor osteotomizado así disminuye el momento producido por el cuerpo y la fuerza que debe ejercer el mecanismo abductor para equilibrarlo. **El brazo de palanca puede estar reducido en caso de coxartrosis, deformidades con rotación externa, donde el brazo de palanca del peso con los abductores puede llegar a 4:1, sin embargo con la corrección quirúrgica las longitudes de los brazos de palanca puede aproximarse hasta 1:1, donde en teoría reduce la carga hasta un 30 %.**

**Longitud y desplazamiento de cuello:** La reconstrucción ideal reproduce el centro de rotación normal de la cabeza femoral.

Esta determinada por tres factores:

Altura vertical

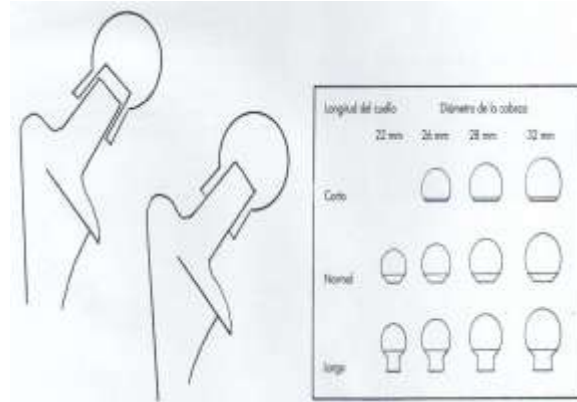
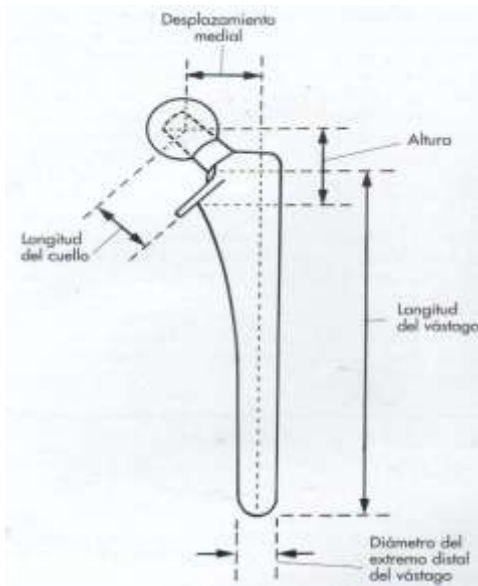
Desplazamiento medial (horizontal)

Versión del cuello femoral (desplazamiento anterior)

La altura vertical y desplazamiento aumentan conforme se prolongue el cuello y la reconstrucción de estas dos es el objetivo al seleccionar el cuello femoral. La longitud del cuello oscila entre 25-50 mm y de modo habitual hay un ajuste de 8-12 mm para el tamaño del vástago.

La altura vertical de la cabeza femoral suele medirse como la distancia hasta el centro de la cabeza femoral desde un punto fijo del trocánter menor, la restauración de esta distancia es esencial para corregir la distancia de la longitud de la pierna.

El desplazamiento medial es la distancia desde el centro de la cabeza femoral hasta una línea a través del eje de la parte distal del vástago. La restauración inadecuada acorta el brazo del momento de la musculatura abductora y conduce al aumento de la fuerza de reacción articular, cojera y choque óseo puede resultar en luxación. A la inversa un aumento excesivo del desplazamiento conduce al aumento de fuerzas dentro del vástago y el manto de cemento (opcional) que condiciona fractura o aflojamiento del vástago. El desplazamiento es sobre todo por el diseño del vástago. Los componentes femorales se fabrican con un ángulo cervicodiafisario fijo alrededor de  $135^\circ$ , sin embargo las caderas en varo tienen un centro de rotación con altura vertical pequeña y desplazamiento relativamente mayor mientras que es lo contrario en las caderas en valgo motivo por lo que actualmente hay con desplazamiento normal y aumentado.

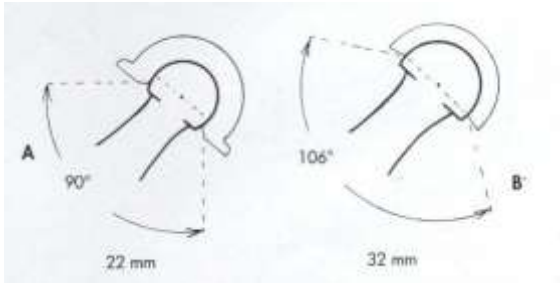


**Versión** se refiere a la orientación del cuello con respecto al plano coronal (anteversión y retroversión). Es importante para la estabilidad de la articulación protésica. El fémur normal presenta 10-15° de anteversión del cuello con relación al plano coronal cuando el pie mira recto hacia adelante y el cuello femoral protésico debe aproximarse a la anteversión. La retroversión puede conducir a luxación posterior, anteversión excesiva puede llevar a luxación anterior.

**Diámetro de la cabeza y el cuello:** Si se emplea una prótesis con cabeza femoral pequeña, el diámetro del cuello debe aproximarse más estrechamente al de la cabeza para que el cuello resulte eficientemente fuerte donde el cuello tiende a chocar con el borde de la copa durante un arco de movilidad más corto. El revestimiento interno de la copa de Charnley es 2 mm más profundo que el radio de la cabeza y los bordes del alvéolo no está biselado permitiendo 90° de movilidad, en caso de que exista un choque del cuello en la copa transfiere una fuerza al borde de la copa y vástago del componente femoral que tiende a luxarla articulación y a aflojar los componentes. Este choque ocurre un arco de movilidad menor cuando se ha producido un desgaste sustancial del revestimiento interno, los revestimientos para la mayoría de las cabezas 32 mm proporciona una cobertura ecuatorial ya que la profundidad de los mismos es igual al radio de la cabeza. Los bordes biselados de la copa alrededor del revestimiento interno permiten un arco de movilidad mayor sin choque, por lo tanto la profundidad del revestimiento interno y los bordes biselados así como el mayor diámetro de la cabeza en comparación con el cuello en las prótesis totales de cadera con cabezas grandes que permiten un mayor arco de movilidad.

Los componentes de Charnley originales permitían un arco de movilidad de 90° comparado con los 118 ° del sistema Amstutz con cabeza de 28 mm y cuello trapezoidal y los 106 ° grados en los sistemas con cabeza 32 mm y cuellos redondos. Una cabeza pequeña tiene que desplazarse menos en sentido lateral para luxarse que una cabeza más grande.

Una capsula fibrosa fuerte se resiste a la luxación en los extremos de movimiento.



### **Diseminación de partículas**

La diseminación de partículas metálicas es mayor en metales que en cerámicas y polietileno. Se han encontrado depósitos metálicos en orina, sangre, nódulos linfáticos, hígado, bazo y médula ósea. Las partículas metálicas que se distribuyen por vía linfática se acumulan en ganglios linfáticos y son fagocitadas por los macrófagos, pudiendo producir una linfadenitis crónica, tumores del sistema linfático y hematopoyético (leucemia).

Figura 4. Micrografía con partículas de implante (vergonzosa) asociadas



Las investigaciones respecto a la respuesta inmune inducida por metales sugieren que la degradación del metal y las partículas metálicas podría ser inmunogénica, inmunosupresora o inmunoneutral, es decir, no bioreactiva.

La prevalencia de reacciones de hipersensibilidad cutánea en pacientes con un implante metálico es de aproximadamente el 25%, mientras que la prevalencia media de reacciones de hipersensibilidad cutánea en pacientes portadores de implante metal-metal con aflojamiento aséptico es del 60% . Las reacciones cutáneas más frecuentes son dermatitis, urticaria y vasculitis.

La dermatitis por contacto es una reacción de hipersensibilidad tipo IV (reacción tardía mediada por células). El metal en estado elemental no produce reacción cutánea. Para producir alergia debe sufrir un proceso de ionización que puede ser por disolución, corrosión o galvanismo que se facilita por el contacto del metal con fluidos biológicos. Cuando ciertos metales pesados penetran en el cuerpo, se ionizan y se vuelven inestables y para restablecer su estabilidad se ligan a proteínas. Para la mayoría de las personas esto no supone riesgo para su salud pero en personas con susceptibilidad alérgica, puede originar reacciones de alergia ya que su sistema inmune reconocerá por error el complejo metal-proteína como un antígeno (como si fuera una bacteria o un virus) y desencadenará la reacción del sistema inmunológico para defenderse del mismo. El metal que más comúnmente provoca reacciones de hipersensibilidad tipo IV es el níquel.

Los metales más utilizados son titanio y cromo que no son “puros” sino que llevan trazas de otros metales. El llamado “acero inoxidable” además de “acero” contiene aproximadamente un 14% de níquel, 18% de cromo, 2% de manganeso y 2-3% de molibdeno. La reacción de hipersensibilidad tipo IV en implantes osteoarticulares no está bien definida porque las células presentadoras de antígenos que se encuentran en la piel (células de Langerhans) no están presentes en el tejido periprotésico. Sin embargo, se ha observado que en pacientes con prótesis articulares la reacción linfocitaria era mayor si existían antecedentes de sensibilización al níquel

### Activación del complemento

Los metales, así como otros biomateriales, pueden producir la activación del sistema del complemento a través de la vía alternativa (activación por superficies extrañas), de la vía clásica (Antígeno-Anticuerpo) y/o vía lectina (C4 dependiente). El complemento se activa sobre una capa de proteínas (albúmina, igg, fibrinógeno) que se une a la superficie del biomaterial y que a su vez activa leucocitos, granulocitos, plaquetas y monocitos-macrófagos.



## Cerámicas

Son elementos metálicos y no metálicos con uniones iónicas en un estado muy oxidado. La combinación cerámica (alúmina)-polietileno ha demostrado reducir los niveles de partículas de desgaste en comparación con la combinación metal-polietileno. El mejor par de fricción conocido es el de alúmina-polietileno, pues provoca muy poco desgaste, con una producción mínima de partículas no tóxicas. En cambio el circonio está actualmente en desuso por su gran desgaste a medio-largo plazo. Los fosfatos cálcicos (hidroxiapatita) son bioactivos, osteconductores (no inductores), no producen toxicidad local, reacción inflamatoria, reacción a cuerpo extraño ni respuesta pirógena.

### Reacciones locales

La respuesta es dependiente de la concentración y el tamaño de las partículas de desgaste. El rango de tamaño de las partículas cerámicas es de 0,1-7  $\mu\text{m}$ . La respuesta inflamatoria es menos intensa alrededor de las partículas de cerámica en comparación con las procedentes de metales y polietilenos sin embargo no hay diferencias entre la circoina y la alúmina del mismo tamaño. Las cerámicas producen una activación de la cascada de la osteólisis similar a la que provocan los metales y polietilenos.

### Reacciones sistémicas

Los efectos sistémicos y la diseminación de las partículas de cerámica son poco conocidos porque éstas no se diseminan en el medio biológico.

## ESTADÍSTICA

Se toma como base la  $X^2$  chi o Ji cuadrada como una aplicación de indiferencia estadística que es de las más conocidas, donde la prueba  $X^2$  es utilizada como una prueba de independencia y como prueba de bondad de ajuste en la estimación de varianzas, pero también está involucrada en el problema de estimar la media de la una población normalmente distribuida y en el problema de estimar la pendiente recta de regresión lineal a través de su papel en la distribución T de Student.

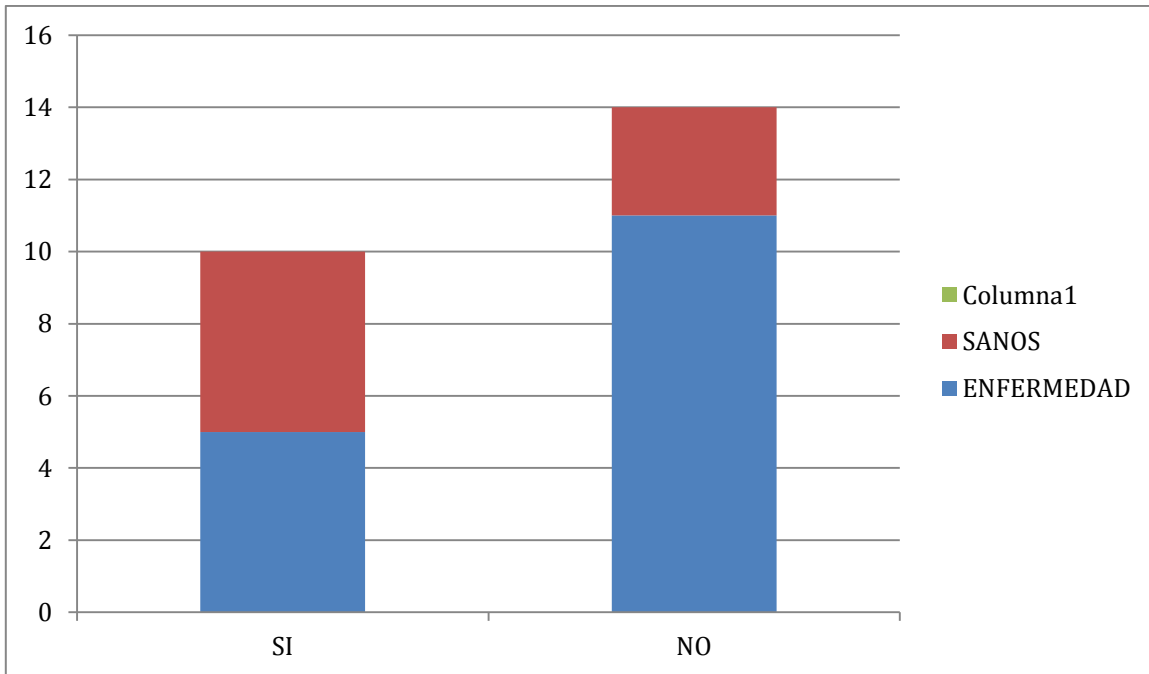
Aparece también en todos los problemas de análisis de variación por su relación con la distribución F de Snedecor que es la distribución del cociente de dos variables aleatorias independientes con distribución  $X^2$ .

Así mismo se toma la razón de momios RM ó razón ó cociente odds ratio (OR) de probabilidades como medida estadística utilizada en estudios epidemiológicos transversales como es este caso o también en los casos y controles y de los metanálisis. Se define como la posibilidad de que una condición de salud o enfermedad se presente en un grupo de población frente al riesgo de que ocurra otro. En el caso de epidemiología se basa la comparación entre seres humanos que presentan condiciones de vida similares con la diferencia de que uno se encuentra expuesto a un factor de riesgo ( $m_i$ ) mientras que el otro carece de esta característica ( $m_o$ ). Por lo tanto la razón de momios o de posibilidad es una medida de tamaño de efecto.

	Si	No	Total
Si	A	b	ni
No	C	d	no
Total	mi	mo	n

Pacientes del género femenino que tienen el antecedente de diabetes mellitus con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	ENFERMEDAD	SANA	TOTAL
SI	5	5	10
NO	11	3	14
TOTAL	16	8	24



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	6.66666667	3.33333333	10
NO	9.33333333	4.66666667	14
TOTAL	16	8	24

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA  
ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	-1.66666667	1.66666667	0
NO	1.66666667	-1.66666667	0
TOTAL	0	0	0

### CHI CUADRADA

	SI	NO	TOTAL
SI	0.416666667	0.833333333	1.25
NO	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

Chi cuadrada tiene una alta significancia para los portadores que cuentan con el antecedente de enfermedad

### PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL

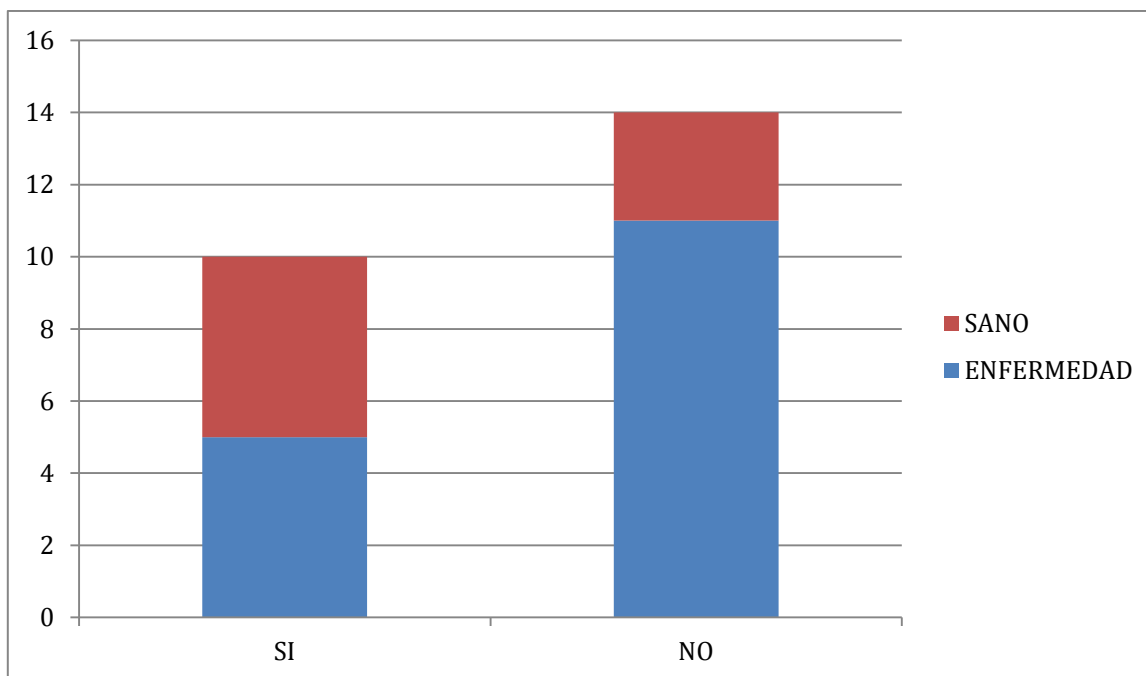
PREVAENCIA TOTAL	1.142857143
PREVALENCIA DE EXPUESTOS	0.5
PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS	0.785714286

MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)	
ENFERMEDAD CRONICA	0.272727273

MEDIDAS DE IMPACTO	
ENFERMEDAD CRÓNICA	total
RAZON ATRIBUIBLE PROPORCIONAL	-266.6666667
RAZON ATRIBUIBLE POBLACIONAL	-83.33333333

Pacientes del género femenino que tienen el antecedente de hipertensión con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	ENFERMEDAD	SANA	TOTAL
SI	5	5	10
NO	11	3	14
<b>TOTAL</b>	<b>16</b>	<b>8</b>	<b>24</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
<b>SI</b>	6.666666667	3.333333333	10
<b>NO</b>	9.333333333	4.666666667	14
<b>TOTAL</b>	<b>16</b>	<b>8</b>	<b>24</b>

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-1.666666667	1.666666667	0
<b>NO</b>	1.666666667	-1.666666667	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.416666667	0.833333333	1.25
<b>NO</b>	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

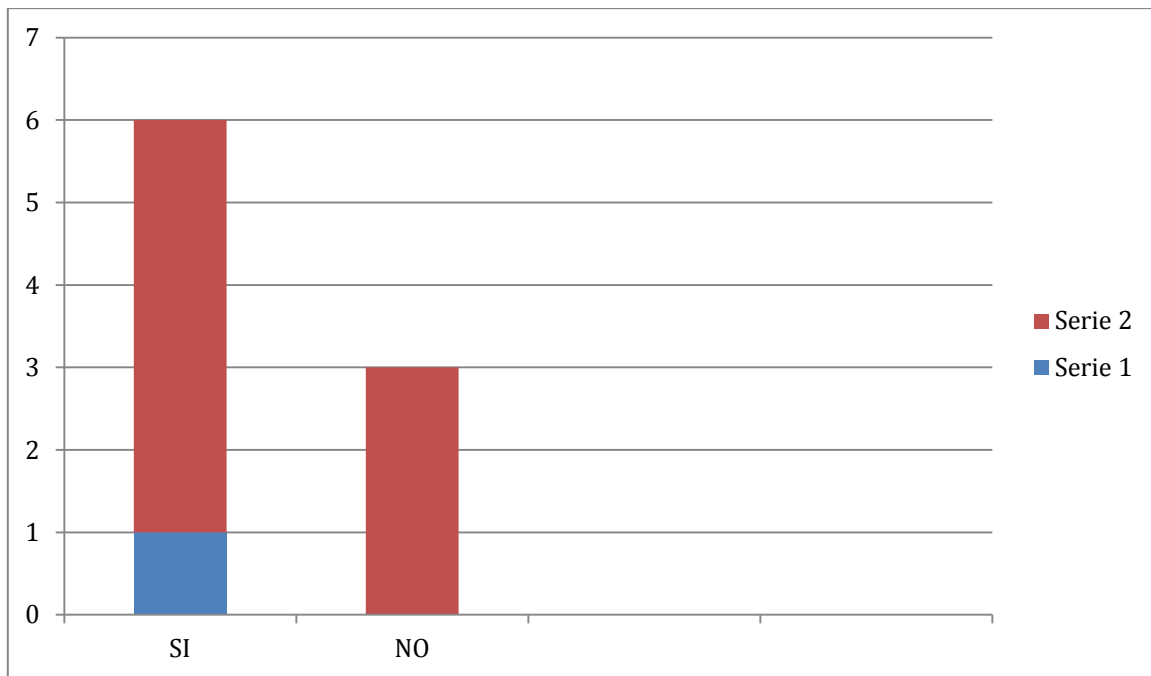
<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON PROPORCIONAL ATRIBUIBLE</b>	-266.6666667
<b>RAZON POBLACIONAL ATRIBUIBLE</b>	-83.33333333

Pacientes del género femenino que tienen el antecedente de artritis reumatoide con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>ENFERMEDAD</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
SI	1	5	6
NO	0	3	3
<b>TOTAL</b>	<b>1</b>	<b>8</b>	<b>9</b>

No se encontró relevancia con el factor de artritis reumatoide en las pacientes que fumaban versus los sanos.



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	6.666666667	3.333333333	10
NO	9.333333333	4.666666667	14
TOTAL	16	8	24

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	-1.666666667	1.666666667	0
NO	1.666666667	-1.666666667	0
TOTAL	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	0.416666667	0.833333333	1.25
NO	0.297619048	0.5952381	0.89285714
TOTAL	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVAENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVAENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

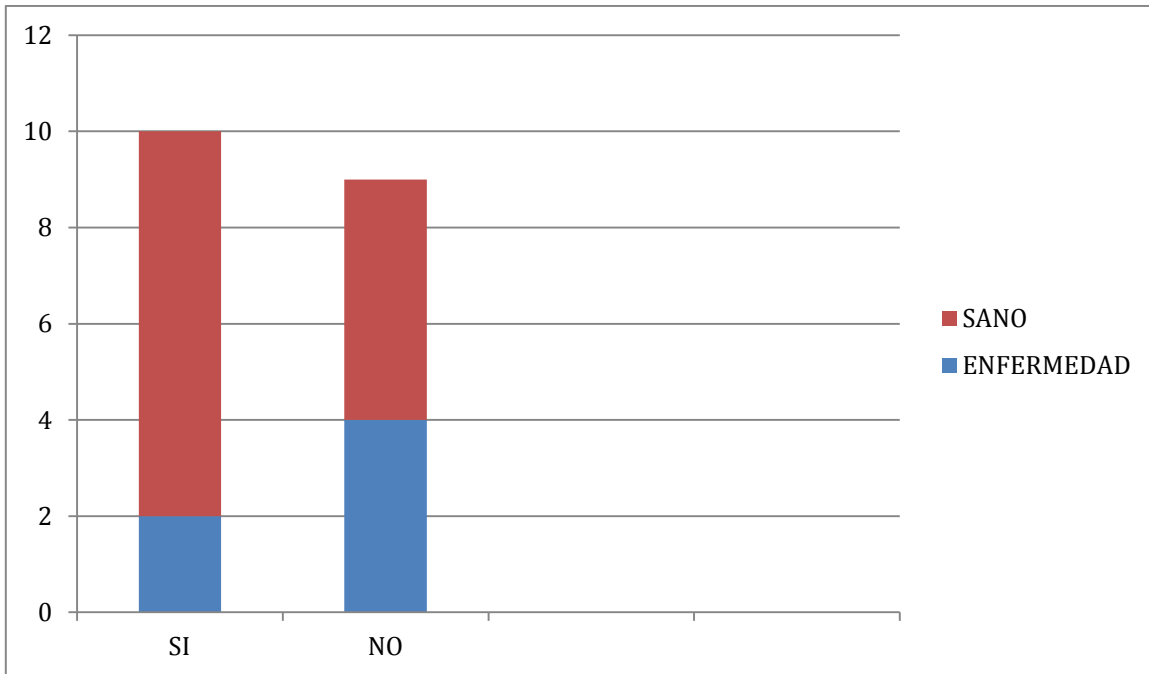


<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALECIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON ATRIBUIBLE PROPORCIONAL</b>	-266.6666667
<b>RAZON ATRIBUIBLE POBLACIONAL</b>	-83.33333333

Pacientes del género masculino que tienen el antecedente de diabetes mellitus con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>ENFERMEDAD</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
SI	2	8	10
NO	4	5	9
<b>TOTAL</b>	<b>6</b>	<b>13</b>	<b>19</b>



**FRECUENCIA ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	6.66666667	3.33333333	10
NO	9.33333333	4.66666667	14
TOTAL	16	8	24

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
SI	-1.66666667	1.66666667	0
NO	1.66666667	-1.66666667	0
TOTAL	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.416666667	0.833333333	1.25
<b>NO</b>	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO  
TRANSVERSAL**

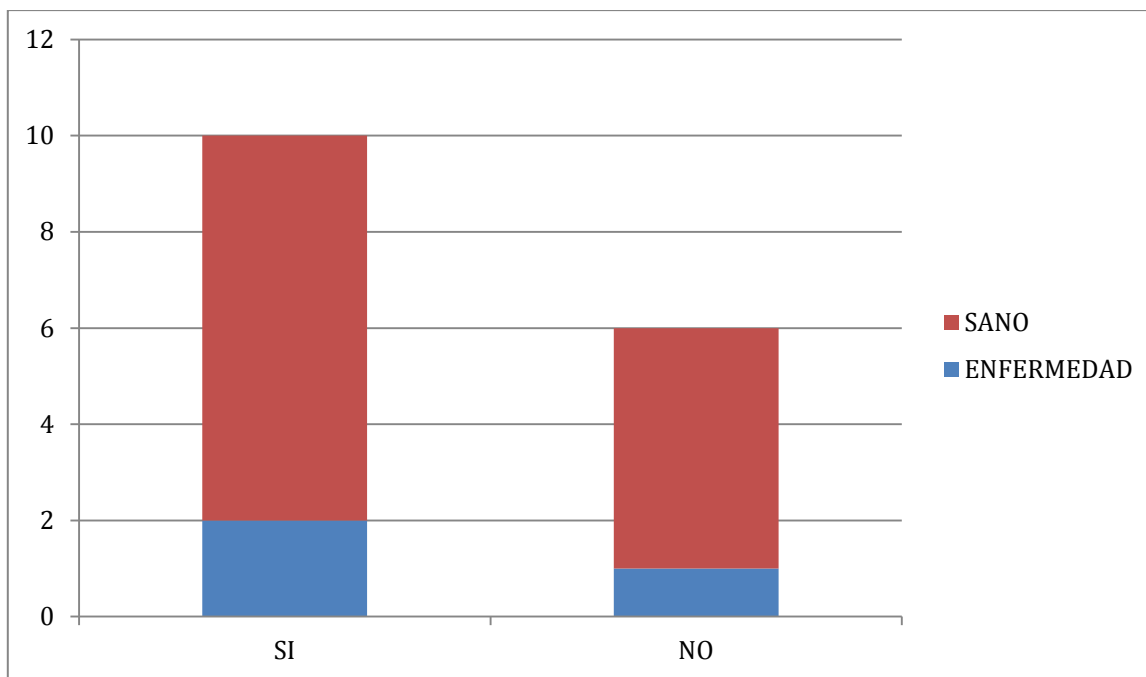
<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON ATRIBUIBLE PROPORCIONAL</b>	-266.6666667
<b>RAZON ATRIBUIBLE POBLACIONAL</b>	-83.33333333

Pacientes del género masculino que tienen el antecedente de diabetes mellitus con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	ENFERMEDAD	SANA	TOTAL
SI	2	8	10
NO	1	5	6
<b>TOTAL</b>	<b>3</b>	<b>13</b>	<b>16</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	SI	NO	TOTAL
<b>SI</b>	6.666666667	3.333333333	10
<b>NO</b>	9.333333333	4.666666667	14
<b>TOTAL</b>	<b>16</b>	<b>8</b>	<b>24</b>

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-1.666666667	1.666666667	0
<b>NO</b>	1.666666667	-1.666666667	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.416666667	0.833333333	1.25
<b>NO</b>	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

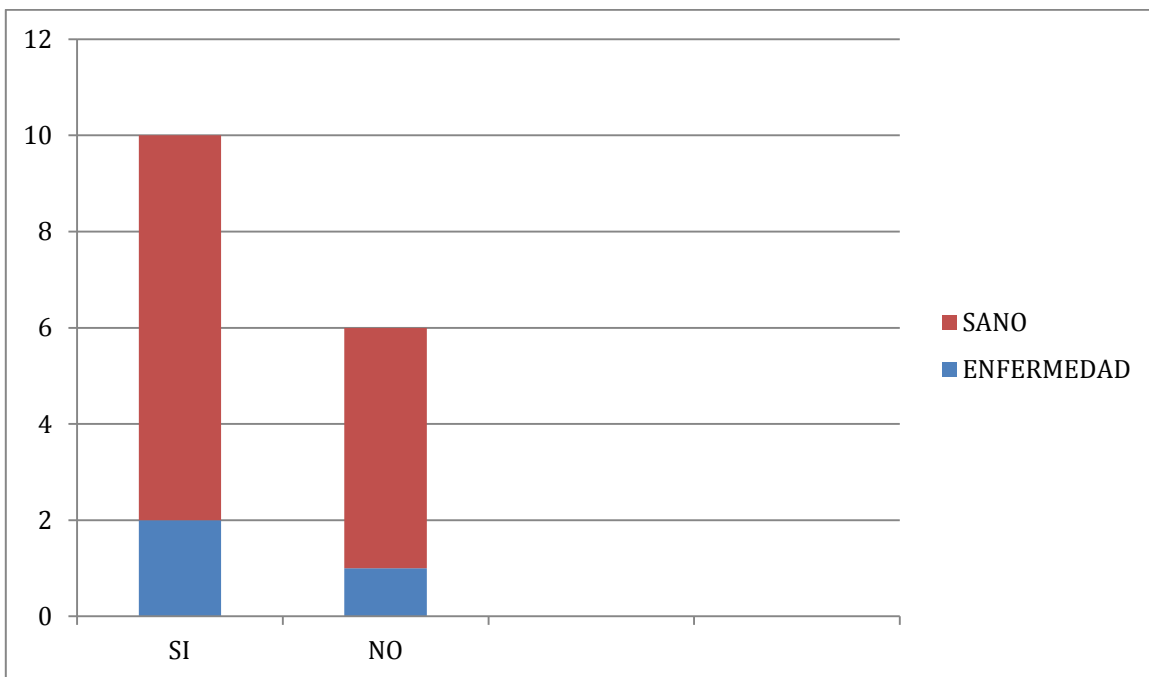
<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON PROPORCIONAL ATRIBUIBLE</b>	-266.6666667
<b>RAZON POBLACIONAL ATRIBUIBLE</b>	-83.33333333

Pacientes del género masculino que tienen el antecedente de hipertensión con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>ENFERMEDAD</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
SI	2	8	10
NO	1	5	6
<b>TOTAL</b>	<b>3</b>	<b>13</b>	<b>16</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	6.666666667	3.333333333	10
<b>NO</b>	9.333333333	4.666666667	14
<b>TOTAL</b>	16	8	24

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-1.666666667	1.666666667	0
<b>NO</b>	1.666666667	-1.666666667	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.416666667	0.833333333	1.25
<b>NO</b>	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVAENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVAENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALECIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON ATRIBUIBLE PROPORCIONAL</b>	-266.6666667
<b>RAZON ATRIBUIBLE POBLACIONAL</b>	-83.33333333

Pacientes del género femenino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 1 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 1</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	2	0	2
<b>NO</b>	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>2</b>

**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	6.666666667	3.333333333	10
<b>NO</b>	9.333333333	4.666666667	14
<b>TOTAL</b>	16	8	24



**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-1.666666667	1.666666667	0
<b>NO</b>	1.666666667	-1.666666667	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.416666667	0.833333333	1.25
<b>NO</b>	0.297619048	0.5952381	0.89285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.714285714</b>	<b>1.42857143</b>	<b>2.14285714</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

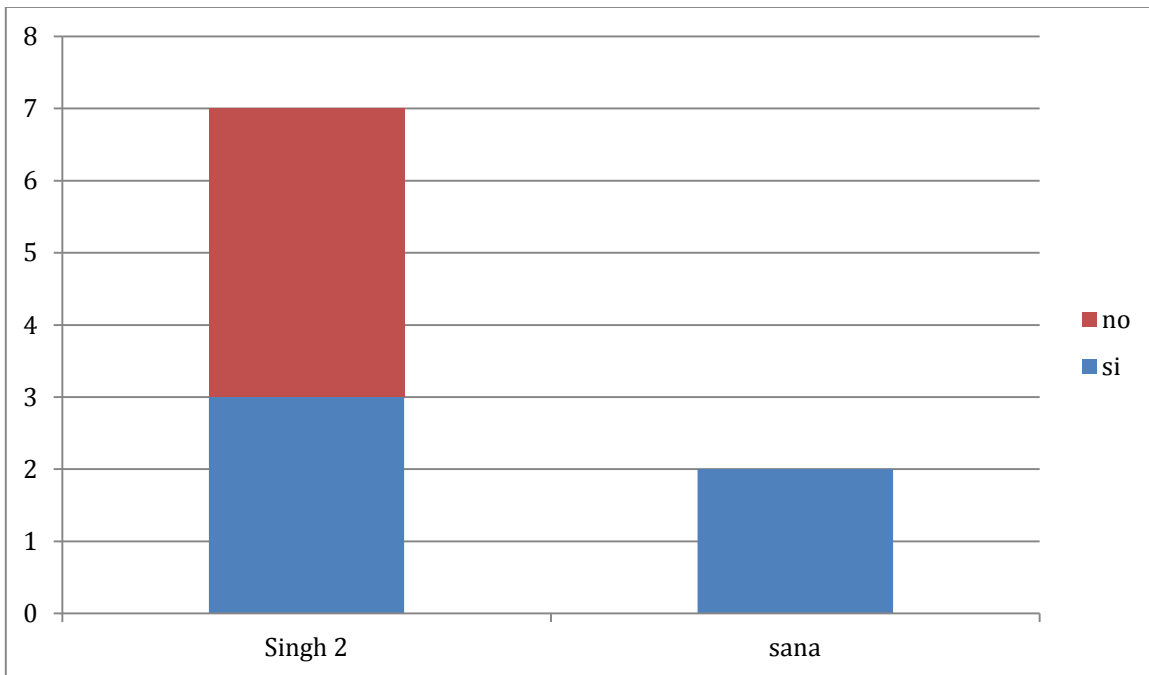
<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.142857143
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.5
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	0.785714286

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0.272727273

<b>MEDIDAS DE IMPACTO</b>	
<b>ENFERMEDAD CRÓNICA</b>	Total
<b>RAZON ATRIBUIBLE PROPORCIONAL</b>	-266.6666667
<b>RAZON ATRIBUIBLE POBLACIONAL</b>	-83.33333333

Pacientes del género femenino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 2 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 2</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
SI	3	2	5
NO	4	0	4
<b>TOTAL</b>	<b>7</b>	<b>2</b>	<b>9</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	3.888888889	1.111111111	5
<b>NO</b>	3.111111111	0.888888889	4
<b>TOTAL</b>	7	2	9

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-0.888888889	0.888888889	0
<b>NO</b>	0.888888889	-0.888888889	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.203174603	0.711111111	0.91428571
<b>NO</b>	0.253968254	0.888888889	1.14285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.457142857</b>	<b>1.6</b>	<b>2.05714286</b>

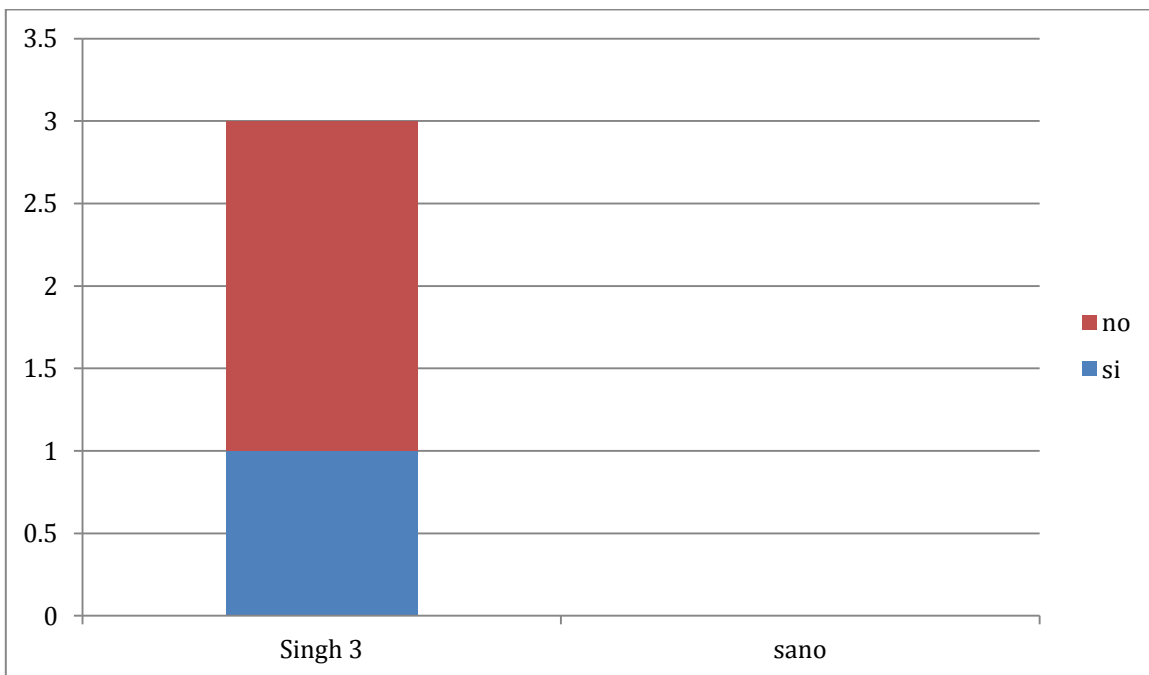
**PREVALENCIA EN ESTUDIO  
TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.75
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.6
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	1

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALECIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0

Pacientes del género femenino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 3 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 2</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	1	0	1
<b>NO</b>	2	0	2
<b>TOTAL</b>	<b>3</b>	<b>0</b>	<b>3</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	3.888888889	1.111111111	5
<b>NO</b>	3.111111111	0.88888889	4
<b>TOTAL</b>	<b>7</b>	<b>2</b>	<b>9</b>

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-0.888888889	0.88888889	0
<b>NO</b>	0.88888889	-0.8888889	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.203174603	0.71111111	0.91428571
<b>NO</b>	0.253968254	0.88888889	1.14285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.457142857</b>	<b>1.6</b>	<b>2.05714286</b>

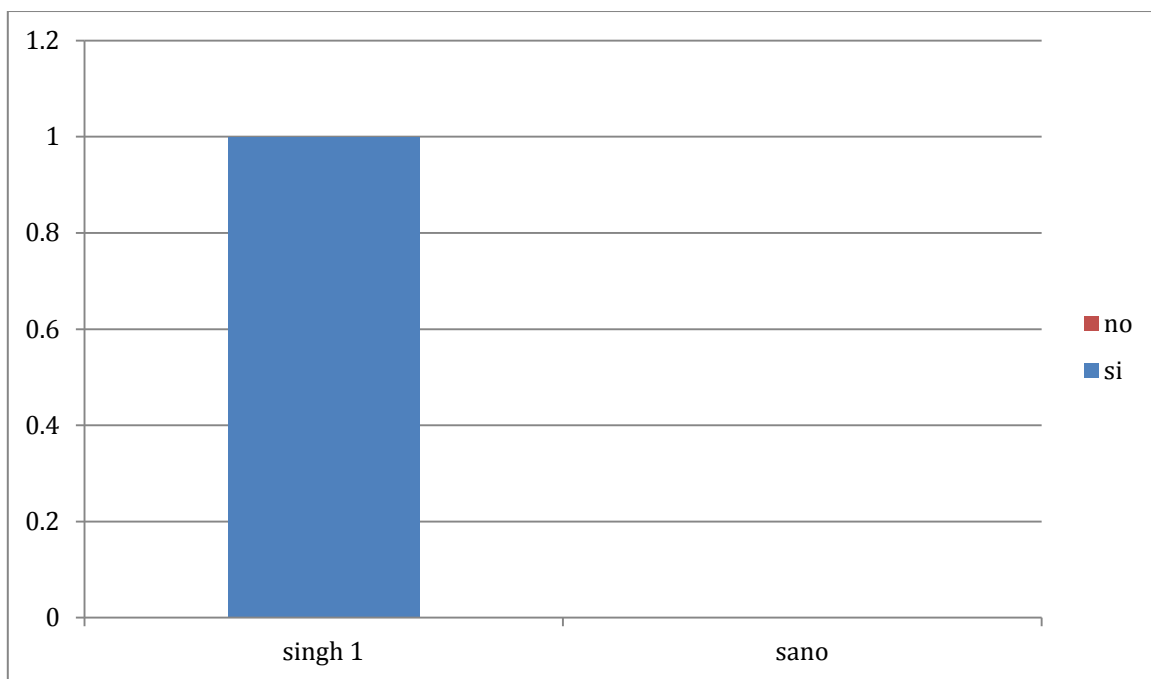
**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.75
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.6
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	1

<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0

Pacientes del género masculino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 1 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 1</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	1	2	3
<b>NO</b>	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>



**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	3.888888889	1.111111111	5
<b>NO</b>	3.111111111	0.888888889	4
<b>TOTAL</b>	<b>7</b>	<b>2</b>	<b>9</b>

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-0.888888889	0.88888889	0
<b>NO</b>	0.888888889	-0.8888889	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.203174603	0.71111111	0.91428571
<b>NO</b>	0.253968254	0.88888889	1.14285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.457142857</b>	<b>1.6</b>	<b>2.05714286</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.75
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.6
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	1

Pacientes del género masculino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 2 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 2</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0	1	1
<b>NO</b>	1	0	1
<b>TOTAL</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>2</b>

**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	3.888888889	1.111111111	5
<b>NO</b>	3.111111111	0.888888889	4
<b>TOTAL</b>	7	2	9

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-0.888888889	0.888888889	0
<b>NO</b>	0.888888889	-0.888888889	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

**CHI CUADRADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0.203174603	0.711111111	0.91428571
<b>NO</b>	0.253968254	0.888888889	1.14285714
<b>TOTAL</b>	<b>0.457142857</b>	<b>1.6</b>	<b>2.05714286</b>

**PREVALENCIA EN ESTUDIO  
TRANSVERSAL**

<b>PREVAENCIA TOTAL</b>	1.75
<b>PREVALENCIA DE EXPUESTOS</b>	0.6
<b>PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS</b>	1



<b>MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALECIA)</b>	
<b>ENFERMEDAD CRONICA</b>	0

Pacientes del género masculino con una comorbilidad que tienen el antecedente de índice de Singh de 3 con y sin tabaquismo Vs pacientes sanos.

	<b>Singh 3</b>	<b>SANA</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	0	1	1
<b>NO</b>	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>1</b>

**FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	3.888888889	1.111111111	5
<b>NO</b>	3.111111111	0.888888889	4
<b>TOTAL</b>	7	2	9

**FRECUENCIA OBSERVADA VS FRECUENCIA  
ESPERADA**

	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>TOTAL</b>
<b>SI</b>	-0.888888889	0.888888889	0
<b>NO</b>	0.888888889	-0.888888889	0
<b>TOTAL</b>	0	0	0

### CHI CUADRADA

	SI	NO	TOTAL
SI	0.203174603	0.711111111	0.91428571
NO	0.253968254	0.88888889	1.14285714
TOTAL	<b>0.457142857</b>	<b>1.6</b>	<b>2.05714286</b>

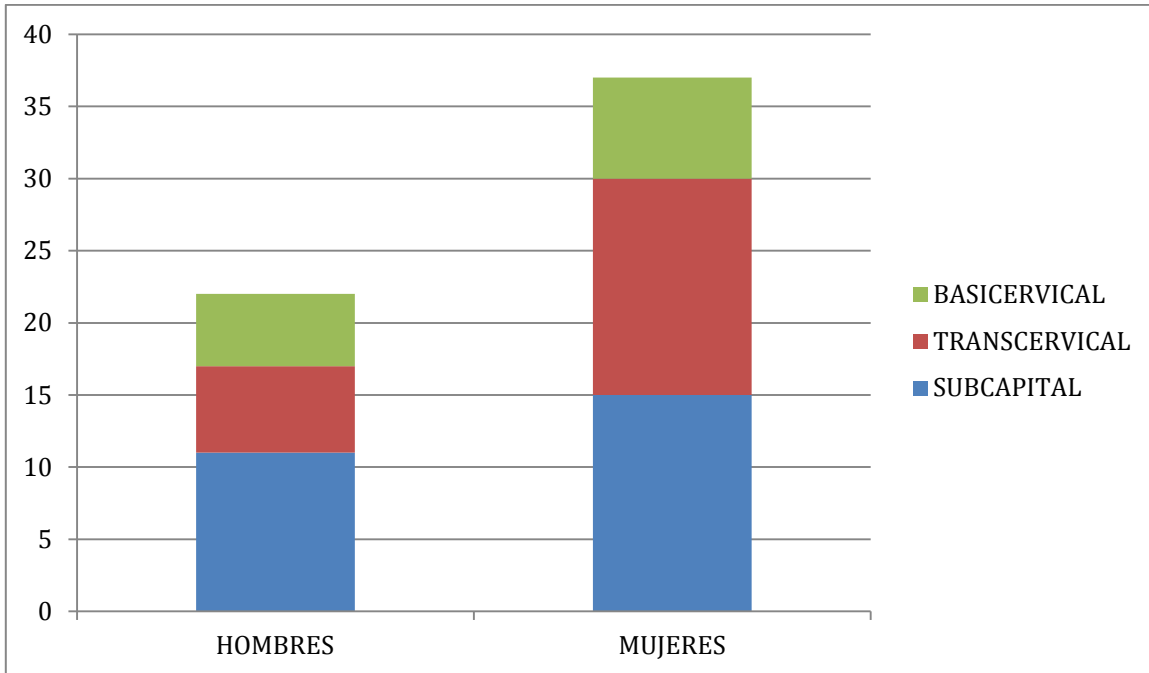
### PREVALENCIA EN ESTUDIO TRANSVERSAL

PREVAENCIA TOTAL	1.75
PREVALENCIA DE EXPUESTOS	0.6
PREVALENCIA DE NO EXPUESTOS	1

MEDIDA DE ASOCIACIÓN (RAZON DE MOMIOS DE PREVALENCIA)	
ENFERMEDAD CRONICA	0

Proporción del tipo de fractura intracapsular por género

	TRANSCERVICAL	%	SUBCAPITAL	%	BASICERVICAL	%	TOTAL	%
<b>FEMENINO</b>	15	40.54	15	40.54	7	18.92	<b>37</b>	<b>62.71</b>
<b>HOMBRE</b>	6	27.27	11	50	5	22.73	<b>22</b>	<b>37.29</b>
<b>TOTAL</b>	<b>21</b>		<b>26</b>		<b>12</b>		<b>59</b>	<b>100</b>

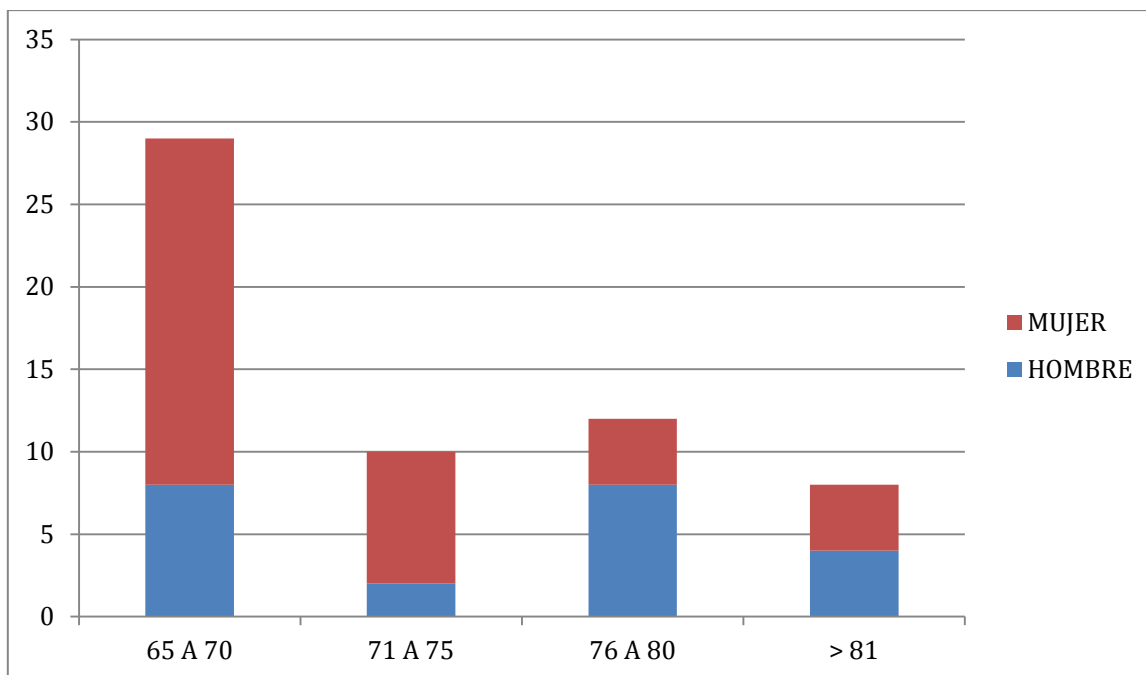


Presentación de fractura intracapsular por grupo de edad por sexo.

Las fracturas intracapsulares son más frecuentes en mujeres donde la mayor presentación es en el caso transcervical, sin embargo en el caso de los hombres se presentó más en el caso subcapital.

Presentación de fracturas por grupo de edad en fracturas intracapsulares y género

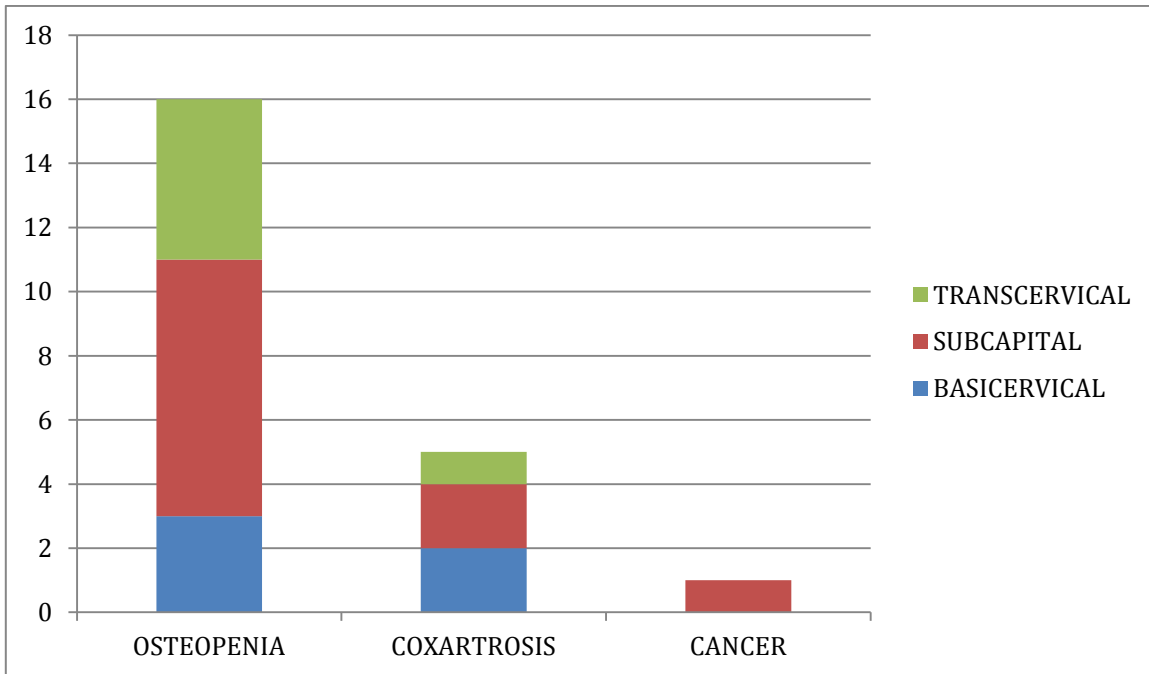
EDAD	65 A 70		71 A 75		76 A 80		> 81		TOTAL
<b>HOMBRES</b>	8	36.36	2	9.09091	8	36.364	4	18.1818	<b>22</b>
<b>MUJERES</b>	21	56.76	8	21.6216	4	10.811	4	10.8108	<b>37</b>
<b>TOTAL</b>	<b>29</b>		<b>10</b>		<b>12</b>		<b>8</b>		<b>59</b>



Son más frecuentes las fracturas intracapsulares en las mujeres con un número de 37 pacientes vs 22 en hombres donde el grupo de edad más afectado en las mujeres es en el grupo de 65 a 70 años y en los hombres en forma bimodal en los grupos de 65 a 70 y 76 a 80 años de edad.

Hombres con resultado de patología con cambios de osteopenia, coxartrosis y metaplasia atípica (cáncer).

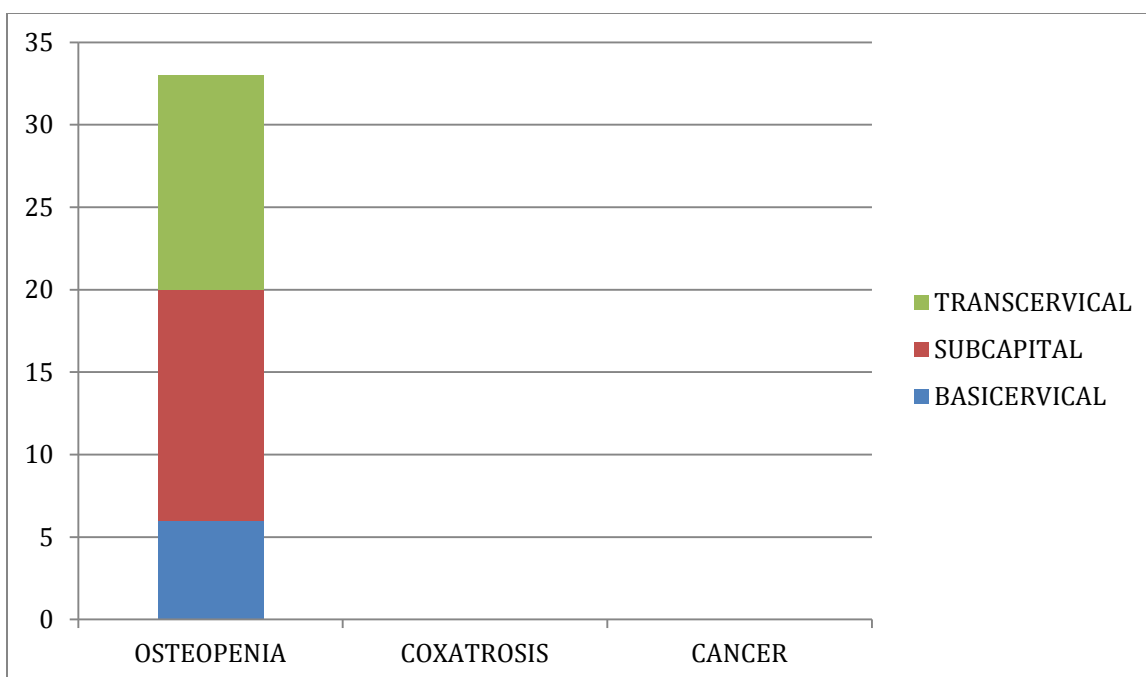
HOMBRES	BASICERVICAL	%	SUBCAPITAL	%	TRANSCERVICAL	%	TOTAL
OSTEOPENIA	3	18.75	8	50	5	31.25	16
COXARTROSIS	2	40	2	40	1	20	5
CANCER	0	0	1	100	0	0	1
<b>TOTAL</b>	<b>5</b>		<b>11</b>		<b>6</b>		<b>22</b>



Es más frecuente la asociación de fracturas subcapitales en las mujeres en el grupo con osteopenia.

Mujeres con resultado de patología con cambios de osteopenia, coxartrosis y metaplasia

MUJERES	BASICERVICAL	%	SUBCAPITAL	%	TRANSCERVICAL	%	TOTAL
TOTAL	6	18.18	14	42.42	13	39.394	33
COXARTROSIS	0	0	0	0	0	0	0
CANCER	0	0	0	0	0	0	0
TOTAL	6		14		13		33



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este estudio se encontró que los factores como son el tabaquismo agregado con una comorbilidad como son la diabetes mellitus (femenino  $X^2$  2.14,  $p=0.49$  / masculino  $X^2$  2.142,  $p=0.482$ ) hipertensión (femenino  $X^2$  2.14,  $p=0.499$  / masculino  $X^2$  2.14,  $p=0.43$ ) están asociados con la presentación de una fractura intracapsular de cadera como son las variantes basicervical, transcervical, subcapital agregado al índice de Signh 1 de  $p= 0.49$ , Signh 2  $p= 0.25$ , Signh 3 0.38.

Se observó por grupo de edad y sexo que la presentación más frecuente fue en las mujeres entre los 65 a 70 años de edad en un 56.76 % con respecto a los hombres que se presento en dos grupos entre los 65 y 70 años y los 76 a 80 años con el 36.36 %..

La proporción presentada de fractuas intracapsulares por género entre los pacientes de edad mayores de 65 años fue de en la mujer muy similar en el caso de subcapital y transcervical con el 40.54 % respectivamente a comparación del hombre donde se presento con más frecuencia en el caso de fractura subcapital con el 50 %.

La asociación de fracturas de cadera intracapsular con asociación con el resultado de patología que reportó cambios por osteopenia en 22 hombres fue más frecuente en el caso de fractura subcapital en el 50 %, transcervical en el 31.25 % y basicervical del 18.5 %. En un total de 16 pacientes con osteopenia vs. datos de coxartrosis en 5 hombres con fractura basicervical y subcapital ambos con 40 % cada uno, 1 caso en fractura transcervical que correspondió al 20 %. Se reportó un caso de metaplasia atípica en los pacientes con fractura intracapsular de tipo subcapital que resulto secundario a una metástasis de cáncer prostático. Con respecto al grupo de mujeres se presentaron solo casos relacionados a osteopenia en el 100 % con distribución principal para fractura subcapital en 14 pacientes el 42.42 %, transcervical en 13 pacientes en el 39.34 % y 6 fracturas basicervicales en el 18.18 %. No se presentaron casos de coxartrosis en el género femenino. Se demostró aunque con una cuenta limitada de pacientes se demostró que el tener una fractura de tipo intracapsular era un factor protector para tener coxartrosis en el caso de las mujeres sin embargo esto no fue demostrado en los hombres en 5 pacientes donde se tendrían que estudiar los factores mecánicos asociados para encontrar o no una asociación para la combinación de las variables de osteopenia /coxartrosis.

Con este estudio se cuenta con una muestra limitada del número de pacientes y no se cuenta con resultados de densitometría ósea para comparar contra los resultados de patología, así mismo se puede valorar la realización a futuro de un estudio comparando el uso de medicamento para prevención de osteoporosis contra un grupo control que haya presentado osteoporosis con una fractura intracapsular con uso de algún tratamiento como uso de bifosfonatos por ejemplo.

En la literatura internacional recabada y revisada para la elaboración de este estudio encontramos mayor significancia en lo recopilado en cuestión de los factores de patología de Robbins donde se encuentra los factores modificables y no modificables para la presentación de osteoporosis como son cada tipo de padecimiento y se cuentan como los factores a las fracturas intracapsulares en personas mayores de 65 años de edad que no se encuentra asociado a coxartrosis.

El estudio de Aitken de 1984 fue el primero en sostener que la caída es la principal causa de fractura y el desarrollo de osteoporosis debe de determinar únicamente el tipo de fractura de cadera. El riesgo de caída aumenta con la edad donde el índice se dobla entre los 65 y 85 años.

Con los datos obtenidos de este análisis con la población del hospital General Dr. Darío Fernández Fernández se apoya en la bibliografía y el resultado observado en los datos observado por Robbins y Rockwood corroborado en el algoritmo realizado en este estudio, sin embargo es necesario especificar que la cantidad de muestra del hospital es limitada para dar un índice de confianza al estudio así como la falta de resultados de densitometría ósea para corroborar el grado de osteopenia-osteoporosis con el resultado encontrado en las muestras de patología de los pacientes que fueron sometidos a una artroplastia de cadera por una fractura intracapsular.

Se puede establecer que los datos que se obtuvieron nos dan una muestra de la población de este hospital esta dentro de las características de la bibliografía revisada así mismo se pueden aplicar lineamientos establecidos para en un estudio posterior con resultados de densitometría ósea y antecedentes dar tratamiento a las personas con osteoporosis de acuerdo a la literatura internacional actual.



## **Bibliografía**

Rockwood & Green. FRACTURAS EN EL ADULTO, tomo 3, Robert W. Bucholz, capítulo 38 fracturas del cuello femoral, página 1579-1634.

Skeletal trauma: Basic science, management and reconstruction, third edition, Bruce Browner, Jesse Jupiter, chapter 17 osteoporotic fragility fractures, pag. 427-436

La cadera: Diagnóstico y tratamiento de su patología, Marvin E. Steinberg, capítulo 2 Anatomía, capítulo 3 biomecánica de cadera, capítulo 10 fracturas intracapsulares, capítulo 15 fracturas de cuello femoral (fracturas patológicas).

Artrosis de la cadera, Renato Bombelli, página 8-108.

Robbins and Cotran Pathologi Basic of disease, seventh edition, pag 1280-1285.

Campbell Cirugía Ortopédica, volumen 1, Terry Canale, parte III Artroplastia de cadera, pág. 315-482

A ten to 15 year follow up of the cementless spotorno stem, Aldinger, the joint journal of bone and joint surgery, B,2003: 209-214

Avascular necrosis associated with fracture of the femoral neck after hip resurfacing, Steffen, the joint journal of bone and joint surgery, 2010: 767-793.