



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
SECRETARÍA DE SALUD
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN Luis
Guillermo Ibarra Ibarra
ESPECIALIDAD EN:
ORTOPEDIA

**Comparación de luxación protésica de cadera con copa
convencional versus copa de doble movilidad en pacientes con
fractura intracapsular de cadera en el Instituto Nacional de
Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra**

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE
MÉDICO ESPECIALISTA EN:
ORTOPEDIA

P R E S E N T A:
Alfredo Riva Palacio Irigoyen

PROFESOR TITULAR
Juan Antonio Madinaveitia Villanueva

DIRECTOR DE TESIS
Gerardo Rafael Gutierrez Sevilla



Ciudad de México

Junio 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

**Comparación de luxación protésica de cadera con copa convencional versus copa de
doble movilidad en pacientes con fractura intracapsular de cadera en el Instituto
Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra**

DR. JUAN ANTONIO MADINAVEITIA VILLANUEVA
PROFESOR TITULAR

DR. GERARDO RAFAEL GUTIÉRREZ SEVILLA
DIRECTOR DE TESIS

DR. MICHEL RUIZ SUAREZ
ASESOR DE TESIS

Comparación de luxación protésica de cadera con copa convencional versus copa de doble movilidad en pacientes con fractura intracapsular de cadera en el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra

**DRA. MATILDE L. ENRÍQUEZ SANDOVAL
DIRECTORA DE EDUCACIÓN EN SALUD**

**DR. HUMBERTO VARGAS FLORES
SUBDIRECCIÓN DE EDUCACIÓN MÉDICA**

**DR. ROGELIO SANDOVAL VEGA GIL
JEFE DEL SERVICIO DE EDUCACIÓN MÉDICA DE POSGRADO**

DEDICATORIA

A mis papás, cuyo esfuerzo y apoyo incondicional se reflejan en cada aspecto de mi vida; son mis ejemplos a seguir y quien aspiro ser. Este es solo el comienzo.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis, el Dr. Gerardo Rafael Gutiérrez Sevilla, por su apoyo, asesoría y acompañamiento durante la realización de este trabajo

Al Dr. Michell Ruiz Suárez, por su valiosa contribución y asesoría en la metodología del proyecto.

A mis maestros, por su tiempo y enseñanzas compartidos.

A mis compañeros residentes, quienes representaron un apoyo sólido durante cuatro años y lo seguirán siendo durante nuestra vida profesional

ÍNDICE

➤ Resumen.....	7
➤ Introducción	8
➤ Objetivos	10
➤ Hipótesis	11
➤ Marco Teórico	12
➤ Justificación	27
➤ Planteamiento del problema	29
➤ Materiales y métodos.....	30
➤ Metodología.....	33
➤ Resultados.....	35
➤ Discusión.....	39
➤ Conclusión.....	41
➤ Bibliografía.....	42
➤ Anexos.....	47

RESUMEN

Antecedentes. La luxación protésica es la principal causa de cirugía de revisión en pacientes con prótesis. En quienes la indicación quirúrgica es la fractura de cadera, cobra vital importancia debido a las características propias del grupo etario que las presentan. Distintos diseños protésicos han sido propuestos para evitar esta complicación, entre ellos la copa de doble movilidad, sin embargo no existen estudios publicados que describan los resultados en población mexicana. **Objetivo.** Comparar la proporción de luxación protésica de cadera entre la copa de doble movilidad y la copa convencional en pacientes con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera postoperados de artroplastia total de cadera. **Materiales y métodos.** Estudio clínico, longitudinal, observacional, analítico, de casos y controles, retrospectivo en pacientes con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera, postoperados de artroplastia total de cadera no cementada, atendidos por el servicio de Traumatología del INRLGII en el periodo comprendido entre el 01 de enero de 2016 al 30 de junio de 2022, identificándose los casos de luxación de cadera en ambos grupos. **Resultados.** Se encontraron 204 pacientes que cumplieron criterios de inclusión, siendo 41 pacientes con copa de doble movilidad encontrándose 0 casos de luxación y 163 pacientes con copa convencional encontrándose 6 casos de luxación, con una diferencia no estadísticamente significativa ($p=0.64$), con un tiempo de seguimiento promedio de 12 y 8 meses respectivamente. **Discusión.** Las poblaciones entre ambos grupos estudiados son comparables por sus características demográficas y las condiciones transoperatorias, sin embargo, la proporción de casos con copas convencionales es mayor que el de copas de doble movilidad, lo cual contribuye al resultado obtenido. **Conclusiones.** En la población del INRLGII no se encuentra una diferencia estadísticamente significativa entre el uso de los dos tipos de copas, sin embargo, el aumento del tamaño de muestra permitirá realizar análisis a futuro que permitan reevaluarlo.

Palabras clave: Doble movilidad, fractura de cadera, artroplastia de cadera, luxación protésica de cadera

INTRODUCCIÓN

La inestabilidad es una de las principales indicaciones de cirugía de revisión posterior a la realización de una artroplastia total de cadera, aumentando en gran medida la morbilidad en los pacientes que ameritan la intervención.

Las copas convencionales presentan una tasa de luxación del 5% por lo que el desarrollo de nuevos diseños protésicos nos ha permitido incidir sobre esto. Un ejemplo es la prótesis tripolar la cual presenta una doble articulación en la copa acetabular, permitiendo un mayor rango de movimiento y aumentando la distancia de salto para que se lleve a cabo una luxación.

En esta tesis se pretende analizar el riesgo de luxación protésica de cadera entre la copa de doble movilidad y la copa convencional en pacientes con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera tratados mediante artroplastia total de cadera por el servicio de traumatología del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, llevándose a cabo además un análisis de la literatura científica existente.

Diversos autores en diferentes partes del mundo han estudiado al diseño de copa de doble movilidad y sus ventajas y desventajas; en Italia, Alberio et al. (1) hablan de una incidencia de luxación del 0.2-10% en prótesis convencionales, con un aumento subsecuente de la mortalidad de hasta el 65%. En este estudio se tuvo como objetivo comparar los resultados clínicos y radiológicos a corto plazo entre artroplastia de cadera convencional y artroplastia de cadera con copa de doble movilidad, planteando que los resultados serán similares, pero con una incidencia menor de luxación en esta última. Se trata de una serie de 56 pacientes, 28 de los cuales recibieron artroplastia convencional y 28 con copa de doble movilidad, en un periodo de 2 años. Se realizó el seguimiento por un promedio de 24 meses, con un rango de 12 y 40 meses en los cuales se reportaron 2 casos (8%) de luxación protésica de cadera en el grupo de artroplastia convencional y ninguna en el otro grupo. La puntuación WOMAC

no presentó diferencias estadísticamente significativas. Concluyen que las copas de doble movilidad son buenas opciones en pacientes poco cooperadores y con factores de riesgo para luxación protésica.

Por su parte Plummer et al. (2) realizaron una revisión sistemática en la que reporta en artroplastias primarias una incidencia de luxación en prótesis de doble movilidad entre 0 y 3.6%, mientras que hay una incidencia de luxación intraprotésica en diseños de primera generación de entre 1.9 y 5.2% y en diseños de última generación entre 0 y 2.4%, con periodos de seguimiento de entre 6 y 9 años y supervivencia del implante de hasta 96% a 9 años. En cuanto al uso del implante en pacientes con fractura de cadera, se reportó una incidencia de luxación en el primer año de 9-10% con uso de copa convencional, mientras que se encontró una incidencia de 1-2% de luxación en pacientes con copa de doble movilidad.

Por su parte, You D. et al (3) realizaron una revisión sistemática en el cual buscaban evaluar la tasa de complicaciones relacionadas al uso de una copa de doble movilidad comparándolas con copas convencionales en pacientes con fractura de cadera. Encontraron 23 artículos que cumplieron con sus criterios de inclusión obteniendo 7189 pacientes con una edad media de 77 años y seguimiento promedio de 30 meses con un rango de 9 a 68 meses. Obtuvieron que el uso de copa de doble movilidad es un factor protector para luxación de cadera comparándose con la copa estándar con una razón de momios de 0.2. se encontró una incidencia de luxación intraprotésica de 1.5%. Sugieren en el futuro realizar el análisis monetario que esto implica y la realización de estudios prospectivos.

OBJETIVOS

Objetivo general

Comparar la proporción de luxación protésica de cadera entre la copa de doble movilidad y la copa convencional en pacientes con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera postoperados de artroplastia total de cadera por el servicio de traumatología en el INR LGII.

Objetivos específicos

- Describir las variables demográficas de la cohorte de población con fractura de cadera intracapsular tratadas con artroplastia total de cadera no cementada
- Identificar casos de luxación protésica, intraprotésica, infección y muerte.
- Describir la marcha y uso de auxiliares en los pacientes de la cohorte.

HIPÓTESIS

En la población de pacientes del servicio de traumatología del INR LGII con fractura intracapsular de cadera tratados mediante artroplastia total de cadera, se espera encontrar una diferencia estadísticamente significativa entre la luxación protésica de cadera en pacientes en quienes se colocó copa convencional y en pacientes en quienes se colocó copa de doble movilidad.

MARCO TEÓRICO

Uno de los grandes logros de la ortopedia moderna durante el siglo XX fue la introducción de la técnica de la artroplastia total de cadera, logrando preservar la funcionalidad y disminuir el dolor en padecimientos estructurales de la cadera. (4)

En un inicio la cirugía de cadera era evitada dadas sus altas tasas de complicaciones y de mortalidad. La principal indicación quirúrgica previo al siglo XX era la patología tuberculosa de la articulación coxofemoral y algunos traumatismos y artritis séptica. Con la invención de la anestesia en 1847 y los procedimientos de antisepsia en 1865 la tasa de infección postoperatoria disminuyó, sin embargo el riesgo era aún importante. El aumento de la esperanza de vida a partir de la primera mitad del siglo XX trajo consigo un aumento en la prevalencia de patología degenerativa de las articulaciones y de fracturas asociadas a osteopenia y fragilidad. Esto causó un aumento en la demanda de un tratamiento que aliviara el dolor y restaurara la funcionalidad de la población afectada (5).

Dentro de los antecedentes más antiguos se encuentra la prótesis propuesta por Themistocles Gluck en 1888, colocando implantes de marfil y cemento de resina, con altos índices de falla por resorción ósea. (4) Posteriormente Murphy desarrolló técnicas quirúrgicas utilizando colgajos de fascia y grasa interpuestos entre las superficies articulares remodeladas, posteriormente modificada por Baer en 1917 por vejiga porcina cromada, conocida como la membrana de Baer (5). En 1923 Girdlestone describió una técnica en la que retiraba la cabeza, cuello y trocánter mayor del fémur y se realizaba una transferencia de la musculatura a la diáfisis. En 1937 Smith-Petersen desarrolló implantes de vitalio con resultados satisfactorios en la gran mayoría de los casos. En 1938 Wiles implementó componentes de acero inoxidable fijados al acetábulo a través de tornillos. Fue en 1962 cuando John Charnley realizó la primera artroplastia total de cadera moderna, utilizando implantes con baja fricción con inserto de polietileno de alta densidad (4). Gilles Bousquet, médico francés, inició su trabajo en las prótesis de doble movilidad en 1974, creando diversos modelos, decidiendo la necesidad de un implante no cementado para este diseño en específico. (6)

Actualmente, la cirugía de reemplazo articular tiene un importante impacto en la calidad de vida de las personas. Más de un millón de artroplastias de cadera son realizadas cada año, con una esperanza de vida media de 10 años, siendo posible hasta 30 años. (7) Al haber aumentado el número de artroplastias que se realizan, las complicaciones asociadas han sido magnificadas por lo que el conocer el tipo de implantes que pueden ser utilizados es importante (8). La primera distinción es la presencia o no de un componente acetabular. Aquellas cirugías en las que se coloca solamente un componente femoral con vástago se denominan hemiarthroplastias, mientras en las que existe tanto componente femoral como acetabular se denominan artroplastia total. Se ha reportado que la artroplastia total proporciona mejores resultados funcionales que la hemiarthroplastia sin embargo también se ha reportado que presenta mayores tasas de complicaciones transquirúrgicas y necesidad de reintervención (9). Bhandari et al. (9) realizaron un estudio multicéntrico internacional en 1495 pacientes que recibieron artroplastia total o hemiarthroplastia, previamente deambuladores sin uso de auxiliares. Se encontró que no hubo diferencias entre la necesidad de una cirugía secundaria ni en la capacidad funcional postoperatoria. En las artroplastias totales es importante considerar factores de los implantes, como su conformación y geometría y el material a través del cual se articulan los componentes:

- Metal-polietileno: Popularizado por la técnica de Charnley, este tipo de implantes desplazó al resto de los materiales de la época. Actualmente representa una opción segura y costo efectiva para la mayoría de los pacientes. La principal desventaja es la formación de detritos que crean osteólisis periprotésica, llevando al aflojamiento del implante. (8)
- Metal-metal: Cayeron en desuso en la década de 1970 cuando se pensaba que se asociaban a metalosis, desarrollo de cáncer y aflojamiento. Sin embargo actualmente se han creado nuevos diseños que disminuyen, aunque no exentan, de estas complicaciones. Al tener una cabeza femoral de mayor diámetro presenta un

índice menor de luxaciones; también se han reportado menos datos de desgaste de los componentes por lo que suelen ser utilizados en pacientes jóvenes.

- Cerámica-cerámica: Desarrollado en 1970 por el cirujano francés Boutin, las cabezas femorales de cerámica tienen alta dureza, resistencia a rayaduras y el detrito tiene una naturaleza biológicamente inerte e hidrofílica que mejora la lubricación y movilidad. La desventaja que presenta es el alto costo que tiene.

Otra importante variante es la técnica de fijación del implante, la cual puede ser cementada o no cementada. La prótesis cementada fue propuesta por Charnley como ha sido mencionado previamente, su supervivencia ha variado a lo largo de su desarrollo. Las técnicas de cementado de primera generación recurrían al amasado del cemento en su fase pastosa dentro de un canal femoral no taponado. Los implantes femorales se elaboraban de acero inoxidable, perfiles nítidos y un borde medial estrecho. Las técnicas de segunda generación incluían un tapón del canal medular, limpieza del canal con lavado pulsátil y la inserción de cemento de forma retrógrada con una pistola. Estos métodos condujeron a las superaleaciones con bordes mediales amplios y perfiles redondeados. Las técnicas de tercera generación consiguieron la disminución de la porosidad a través de la mezcla al vacío o centrifugación y la presurización del cemento. Las superficies del implante se modificaron para mejorar la unión entre el implante y el cemento, que incluyen el micro y macro texturizado y la aplicación del polimetilmetacrilato. El cementado de cuarta generación incorpora todas las técnicas de tercera generación junto con el centrado proximal y distal del vástago para asegurar un manto de cemento adecuado y simétrico (10).

Dentro de los diseños acetabulares resaltan las copas con componente de doble movilidad, en la que se articula una cabeza protésica en un implante retentivo de polietileno - primera movilidad – que es libre de articularse en una coraza metálica – segunda movilidad- que se fija en el acetábulo. La primera movilidad otorga un rango de movimiento que depende

directamente del implante directamente proporcional a la proporción cabeza-cuello, mientras que la segunda movilidad otorga una movilidad que incrementa junto con el tamaño de la copa metálica, así aumentado la distancia de salto para que ocurra una luxación protésica combinando así el concepto del aumento de la estabilidad al aumentar el tamaño de la cabeza femoral propuesto por McKee y el concepto de baja fricción propuesto por Charnley (2,6). Las copas acetabulares consisten en una fijación no cementada junto con superficie de alumina; el inserto de polietileno tiene un borde biselado que evita la luxación intraprotésica del componente y el pinzamiento. (6) La literatura describe que los candidatos para la colocación de una copa de doble movilidad son aquellos pacientes con un riesgo mayor para sufrir una luxación: mayores de 75 años, cirugía previa de cadera, enfermedad neuromuscular, alto puntaje de Sociedad Americana de Anestesiólogos (ASA), sexo femenino, enfermedades neurológicas, aparición de delirium, su utilización como tratamiento para una fractura de cadera (1,2). Una indicación que en últimos años se ha encontrado es la rigidez espinal y alteraciones en el balance espinopélvico, ya sea por intervención quirúrgica o enfermedad. En estos pacientes el pinzamiento es magnificado y retroversión acetabular en la sedestación. (11)

Los componentes femorales no cementados recubiertos por cubierta porosa fueron utilizados por primera vez en la década de 1950 por Austin-Moore. Este vástago con grandes fenestraciones conseguía un macrobloqueo con la anatomía a través de la colocación de injerto óseo (10). Inicialmente estas prótesis eran hechas de una aleación cromo-cobalto con una cubierta porosa en casi toda su superficie. Sin embargo, al notarse la alta rigidez de este material y la predisposición a mayores tasas de dolor postoperatorio, fue sustituida por titanio, con un módulo de elasticidad más parecido al del hueso se ha visto relacionado con menores tasas de estas complicaciones. (12,13) La propiedad más importante del titanio para la osteointegración es su baja conductibilidad eléctrica, lo cual fomenta la formación de una capa óxido que induce la proliferación y adhesión de osteoblastos a la superficie del implante. Aún así el titanio es considerado como ajeno por el sistema inmunológico y fibrosis puede ser creada alrededor del implante secundario a esto. La

liberación de iones químicos amplifica el proceso inflamatorio y el tejido fibroso. La limitación de este proceso es importante en la prevención de aflojamiento de la prótesis, lo cual puede ser obtenido a través de la aplicación de un revestimiento con materiales bioactivos, como la hidroxiapatita, silicotitanato, células troncales u osteoblastos. Las técnicas de recubrimiento más comunes incluyen el recubrimiento de superficie y el grabado ácido (13), ambos estudiados por Agnes et al probaron que mejora la osteointegración (14). Tras varias décadas de investigación se establecieron dos criterios básicos de las superficies porosas: es posible conseguir microcrecimiento dentro de una superficie porosa cuando el tamaño del poro estaba entre 50 y 500 micras; el segundo implica que un mínimo movimiento de la interfaz es necesario para el endocrecimiento. Los componentes femorales no cementados deben su éxito a la fijación rígida. La precisión del ajuste del implante contra el endostio del hueso cortical determina la rigidez de fijación del implante y la resistencia contra las fuerzas axiales y rotacionales (10). Un micromovimiento <28 micras induce el crecimiento de hueso, entre 30 y 150 micras índice el crecimiento de tejido óseo y fibroso, mientras que un movimiento >150 micras induce el crecimiento solamente de tejido fibroso. (15) El crecimiento interno en el recubrimiento poroso es el resultado de factores de crecimiento y diferenciación celular liberados por células sanguíneas presentes en la interfaz hueso-implante. Primero, una matriz de fibrina es creada, funcionando como andamio para el crecimiento de células osteoprogenitoras. Cuando existe una osteointegración adecuada, los poros son rellenados por tejido óseo, mientras que una falla en la integración conlleva crecimiento de tejido fibroso resultando en una menor resistencia y aflojamiento del implante. Los iones de metales liberados de los implantes juegan un rol importante en el aflojamiento protésico, debido a que promueven una reacción inflamatoria local que conlleva a la restricción de producción de osteoblastos que deben de fijarse al implante. Algunos materiales tienen efectos sistémicos, como el aluminio pueden predisponer a enfermedades neurológicas, mientras que el vanadio propicia mutaciones celulares. Los metales utilizados deberán tener como características: alta biocompatibilidad, resistente a la corrosión, no tóxico, costo-efectivo, módulo de

elasticidad parecido al del hueso. Otra característica de importancia en la superficie del implante es energía de superficie, la cual se define como las fuerzas intermoleculares que interaccionan entre dos superficies. Un implante con una carga de superficie positiva lo hace hidrofílica, aumentando la adherencia de proteínas al implante y promoviendo la proliferación osteoblástica. (13) Las actividades normales postoperatorias como la deambulación pueden producir fuerzas de contacto de hasta 7 veces el peso del cuerpo. Las fuerzas axiales pueden tolerarse bien; sin embargo las fuerzas torsionales pueden cursar con micromovimientos aumentados y subsecuente aflojamiento (10). Quienes abogan por el uso de prótesis no cementadas refieren que una interfaz entre el implante y el hueso disminuye la osteólisis e implica una mayor duración del vástago, aunado a una técnica quirúrgica más simple y reproducible. (12)

Un factor importante que debe de ser tomado en cuenta al momento de considerar la cirugía protésica y sus complicaciones son los vástagos femorales. Para un mejor entendimiento de su funcionamiento y elección es importante conocer ciertos aspectos claves sobre la anatomía de la cadera. El fémur se trata del hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, con la resistencia requerida para transmitir las fuerzas musculares y el peso corporal. En su mayor parte es cilíndrico, arqueado en sus caras anterior y lateral de su parte media. Esta curvatura toma relevancia cuando es exagerada, ya que impediría la colocación de implantes rectos largos sin tener que recurrir a tallas más bajas. La metafisis proximal del fémur y el cuello se encuentran inclinados 15° hacia anterior con respecto al borde posterior de los cóndilos femorales, mientras que el ángulo cuello-tallo es de 125° . La geometría metafisaria proximal presenta una gran variabilidad que solamente podrá ser valorada cuando se seccione el fémur proximal en el transquirúrgico. La configuración del canal femoral cobra especial relevancia en las prótesis no cementadas debido a que el vástago deberá rellenar no solo las dimensiones anteroposterior y mediolateral del canal, sino que además maximizar el contacto endostial en la dirección caudal de su cubierta porosa. El fémur proximal de pacientes jóvenes suele presentar una configuración en trompeta o copa de champagne, mientras que en adultos mayores la expansión del

endostio los lleva a tener una configuración en tobera. Los pacientes con una configuración en tobera requieren un implante más poroso para maximizar el contacto endóstico (10). Dorr propuso un índice para clasificar la configuración y calidad ósea del fémur proximal. La calidad ósea del fémur proximal resulta de importancia en la planificación preoperatoria en una artroplastia, para la elección del diseño y método de fijación de los componentes. En esta clasificación la calidad ósea femoral se divide en tres tipos: utilizando la radiografía anteroposterior del fémur proximal en donde la tipo A tiene corticales gruesas, la C corticales muy delgadas y la B siendo un punto intermedio. (16) El índice es calculado midiendo el canal femoral a nivel del trocánter menor (y) y 10cm distal a éste (x), dividiendo x/y . Cuando esta relación se acerca a 1, aumenta la probabilidad que el llenado de la prótesis tanto proximal como distal sea insuficiente.

El diseño del vástago femoral y la elección del mismo son de importancia ya que el diseño de éstos dicta los sitios de contacto entre el implante y el hueso cortical, resultando en diferencias biomecánicas y de fijación. El objetivo es lograr estabilidad primaria con adecuado contacto óseo con subsecuente integración biológica. Se describen 7 tipos de vástago femoral, siendo los tipo 1 corto, del 2 al 5 se refieren a vástagos rectos convencionales progresivamente más largos, los tipo 6 son vástagos modulares y los tipo 7 tienen un diseño curvo y anatómico:

- **Vástagos cortos.** Tipo 1: se tratan de alternativas a los vástagos convencionales para la preservación de stock óseo del fémur proximal, generalmente utilizados para artroplastias primarias. Tiene las ventajas de la preservación ósea, menos dolor en el muslo y fijación en el hueso similar a lo fisiológico limitando la protección al estrés. Pueden ser subclasificados en las siguientes configuraciones:
 - 1-A, Cuello femoral: tienen fijación únicamente en el cuello femoral, la fijación ocurre a través de compresión. Debido a la variabilidad de los cuellos femorales, existen múltiples iteraciones de los vástagos: en varo o valgo; cuñas, cilíndricos y roscadas. Los estudios no son concluyentes si son

superiores al resuperficialización, sin embargo estudios en cadáveres sugieren que tienden a fallar con 23% menos carga.

- 1-B, Apoyo en calcar: Vástago de preservación del cuello femoral, consiguen fijación en el calcar y cortical proximal del fémur. La preservación de tejido óseo se logra evitando el raspado del mismo, si no con la impactación del implante. Al preservar el cuello femoral consigue una estabilidad rotacional que le es inherente sin embargo puede presentar protección al estrés en el trocánter mayor.
- 1-C, Apoyo en calcar con protrusión lateral: como su nombre lo indica, contiene una protrusión lateral que logra la fijación en la cortical lateral y en el calcar, distribuyendo las cargas de una forma fisiológica, demostrando que es posible lograr una fijación estable sin fijación diafisaria.
- 1-D, Corta con vástago cónico: son similares a los convencionales, vástagos cónicos cortos con recubrimiento proximal, extendiéndose solamente a la porción proximal de la diáfisis femoral. Tienen buen pronóstico a largo plazo, demostrando una mínima cantidad de casos de aflojamiento a 7 años.
- **Vástagos convencionales.** Tipo 2, cuña única: Se acoplan a la cortical ósea en el plano mediolateral solamente, siendo planas en el plano anteroposterior ofreciendo también estabilidad rotacional. De manera inicial, la estabilidad se obtiene con fijación con la forma en cuña del implante y la fijación en tres puntos.
- Tipo 3, cuña doble: Se acoplan al fémur proximal en un plano anteroposterior y mediolateral. Algunos vástagos requieren adaptarse a la diáfisis proximal para proporcionar estabilidad rotacional. Se han demostrado excelentes resultados a largo plazo, con menor desarrollo de aflojamiento y protección al estrés que en aquellos vástagos cilíndricos completamente recubiertos.
- Tipo 4, conicidad gradual de relleno metafisario: tienen una conicidad fluida y gradual en sus caras anteroposterior y mediolateral, con la fijación en la porción

metafisodiafisaria. Están indicadas en artroplastias primarias o de revisión con suficiente stock óseo.

- 4-A, Conicidad redonda: tienen un diseño cónico con esquinas redondeadas. Las dos terceras partes más proximales se encuentran recubiertas con hendiduras para proporcionar estabilidad rotacional.
- 4-B, Cónica con vástago rectangular: se trata de un implante recto con un corte axial rectangular, proporcionando estabilidad rotacional, totalmente recubierta. Al ser recto, confiere tres puntos de apoyo metafisodiafisarios.
- Tipo 5, apoyo diafisario: son utilizadas en caderas cuya fijación proximal es difícil, indicadas como prótesis de revisión en aflojamiento o fracturas periprotésicas o en caderas cuyo stock óseo proximal sea limitado.
 - 5-A, Cónica con ranura: tienen una superficie porosa en su totalidad, con ranuras longitudinales diseñadas para acuñarse en el canal medular proporcionando estabilidad axial, de flexión y rotacional.
 - 5-B, Cilíndrica: su estabilidad es dependiente a un adecuado llenado y contacto de la prótesis con el endostio de la diáfisis femoral. Algunos de estos sistemas presentan una pequeña protrusión a manera de cuello que se apoya sobre el calcar femoral. Debido a su extenso revestimiento puede causar protección al estrés temprano y dolor en el muslo, sin embargo, a largo plazo son pocos los casos que ameritan cirugía de revisión.
- Tipo 6, modular: son vástagos cuyos componentes son ensamblables. Esto presenta algunas ventajas, como poder realizar ajustes finos a la anteversión del implante, so longitud y offset. Sin embargo, también puede presentar complicaciones como corrosión en el sitio del ensamble de los componentes y subsecuente reacción local.
 - Tipo 6-A, vástago con cuello modular: es posible hacer ajustes al ángulo cervicodiafisario, sin embargo, el estudio de este tipo de implante es aún limitado.

- Tipo 6-B, Vástago con cuerpo modular: es posible realizar ajustes entre la porción metafisaria y diafisaria del vástago femoral. Es por esto que pueden ser utilizados en deformidades complejas en donde es necesario tomar en cuenta deformidades torsionales y acortamientos.
- Tipo 7, anatómicas: estos vástagos se inclinan hacia la metáfisis, paralelas a la geometría endóstica del fémur proximal, maximizando el contacto. (15)

En años recientes el uso de prótesis no cementadas se ha visto en aumento, por lo que diversos estudios han surgido en los que se compara el uso de este tipo de prótesis vs las cementadas. Wyatt et al (17) usaron un registro global para realizar esta comparación, encontrando que las prótesis cementadas confieren una mayor vida útil a la prótesis siendo el aflojamiento aséptico la principal causa de cirugía de revisión. Sin embargo, Mäkelä et al. (18) realizaron un análisis incluyendo datos de pacientes de 24 años en el que reportan que en pacientes entre 55 y 74 años los vástagos femorales rectos con cubierta porosa presentan mayor supervivencia que los vástagos cementados, mientras que en los pacientes mayores de 75 años no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. También se reportan menores tasas de complicaciones transquirúrgicas, como menor sangrado, menor tiempo quirúrgico, menor mortalidad transquirúrgica (15,18–20)

A pesar de los avances en el diseño y técnicas para prolongar la vida útil de los diseños protésicos, la incidencia de la artroplastia de revisión continúa en incremento, en parte debido a que se realiza una mayor cantidad de estos procedimientos. Debido a múltiples factores incluyendo el precio de los implantes y mayores estancias hospitalarias, la carga financiera de las revisiones es hasta 76% mayor que en las prótesis primarias, por lo que las implicaciones económicas de una prótesis de revisión sean muy severas (21). Además, se reportan tasas de mortalidad de hasta 7 por cada 1000 a los 90 días de la cirugía, más del doble que la reportada por cirugías primarias. Se prevé que se realicen hasta 100,000 artroplastias de revisión de cadera por año para el 2030 (22). Se ha identificado a la

inestabilidad como la principal indicación de artroplastia de revisión (23), seguido por aflojamiento aséptico e infección protésica (21,24). El riesgo de revisión posterior a una artroplastia total de cadera se reporta de 2% en los primeros 18 meses, subsecuentemente aumentando 1% por año, con el riesgo de mortalidad igualando y superando este riesgo a largo plazo (22). Se han estudiado diversos factores que se han asociado al aflojamiento protésico, como el abordaje y los vástagos utilizados. En el abordaje anterior se han descrito como factores asociados el nivel de dificultad de la técnica, la dificultad de exponer y preparar el fémur para la colocación del implante incrementando el riesgo de una alineación inadecuada o colocar un tamaño más pequeño que el que se amerita (25). El aflojamiento protésico aséptico puede ser definido como el fallo de la fijación del implante en ausencia de infección, como resultado de fijación inicial inadecuada, pérdida mecánica de la fijación a través del tiempo y pérdida de la fijación biológica, inducida por osteólisis inducida por partículas, que combinados son los factores por los que se presenta esta entidad clínica, que inducen un sistema de retroalimentación positiva que resulta en una progresión continua del aflojamiento (22). Este proceso de aflojamiento puede iniciar inmediatamente después de la cirugía por una mala técnica de colocación o desarrollarse a largo plazo debido a los factores previamente mencionados. (26) La pérdida mecánica de la fijación ocurre debido a largo tiempo de uso o sobrecarga. La inevitable carga cíclica del implante induce el desarrollo de microinestabilidad, que desencadena una alteración en la microcirculación, microfracturas y subsecuente aumento en la actividad osteoclástica. Esta última debilita la interfaz hueso-implante, que induce inestabilidad. El aflojamiento protésico se trata de una alteración multifactorial, en la cual interactúan factores como la obesidad, osteoporosis, deficiencia estrogénica y hábito tabáquico. La experiencia del cirujano y la técnica utilizada también han sido relacionados con el riesgo de desarrollar aflojamiento. (22) Janssen et al. (25) realizaron un estudio en artroplastias primarias con un seguimiento mínimo de 2 años colocadas con un abordaje anterior, lateral o posterior con distintos diseños de vástago femoral. Reportaron un mayor índice de aflojamiento en vástagos de apoyo metafisario colocados a través de un abordaje anterior (RM 10.4) y

abordaje lateral (RM 2.28), comparado con vástagos anatómicos con el mismo abordaje y los colocados mediante abordaje posterior.

El diagnóstico de aflojamiento puede ser un desafío, basado en la historia del paciente, la exploración física y los estudios de imagen. Los pacientes típicamente refieren dolor en la región de la cadera exacerbado con la carga de peso, sobre todo al ponerse de pie y durante los primeros pasos. En el examen físico los hallazgos serán inespecíficos, con claudicación de la marcha, limitación de los arcos de movilidad y si el aflojamiento es avanzado, discrepancia de las extremidades. El análisis y diagnóstico por imagen en primera instancia se debe de hacer con radiografías anteroposteriores de pelvis. (22) La radiografía se recomienda en el primer año postoperatorio, en el año 5 y cada 5 años posteriormente. Esta deberá de ser una proyección anteroposterior de la pelvis, con el paciente en decúbito supino, ambas caderas extendidas con rotación interna de 40°. Lo primero que debe de ser reportado es identificar el tipo de implante, ya sea cementado, no cementado o híbrido; artroplastia total o hemiartroplastia. Posteriormente se identifican los implantes que se encuentran colocados, los acetabulares y/o femorales. Después se evalúa la radiolucidez periprotésica. Este término se refiere a la permeabilidad relativa del implante a los rayos X. La radiolucidez circundante a estos es indicativo de complicaciones concernientes con su implantación, posicionamiento también hablándonos de la relación que tiene el implante con las estructuras circundantes. La radiolucidez se puede presentar tanto en artroplastias cementadas como en no cementadas; tener radiografías postoperatorias inmediatas y posteriormente seriadas es de extrema importancia para discernir cambios que se presenten. Varios sistemas de clasificación han sido propuestos para describir las líneas de radiolucidez. DeLee & Charnley dividieron el componente acetabular en 3 zonas en la proyección AP. Gruen propuso una clasificación en el componente femoral, dividiendo la cadera en 7 zonas en la proyección PA; posteriormente fue modificada por Johnston añadiendo una división en 7 partes en la proyección lateral de la cadera. Las causas de aparición de radiolucidez pueden ser debido a la interacción entre el implante y el hueso, infección y osteólisis. Estos últimos se observan como lesiones líticas de más de 3mm de

diámetro, bien delimitadas y no lineares; son de gran importancia debido a que como se mencionó anteriormente, crean un sistema de retroalimentación positiva que las perpetúan y aumentan, por lo que a su detección es importante la toma de una tomografía axial. Datos de reacción esclerótica también deben de ser buscados de manera intencionada, los puntos de soldadura son áreas de esclerosis endóstica que surgen directamente como consecuencia del apoyo de la porción distal del vástago femoral, que indican estabilidad. Cuando existe un engrosamiento de la cortical aledaña a la punta del vástago se le llama pedestal óseo, su correlación con el aflojamiento aún incierta. Se ha asociado con la estabilidad e integración del implante sin embargo también ha sido observado en caso de inestabilidad, por lo que debe de ser valorado de manera conjunta. Otro dato observado en los primeros dos años posterior a la colocación del implante es la presencia de protección al estrés, junto con reabsorción del calcar. Estos ocurren debido a las fuerzas aplicadas al hueso por el implante, muchos de los vástagos redistribuyen la carga aplicada a las porciones más distales por lo que hay aparición de osteopenia en las áreas en las que disminuye la misma, implicando estabilidad. Los indicadores radiográficos de la integración del implante son la ausencia de líneas de radiolucidez, presencia de un buttress supralateral, presencia de protección al estrés en la cortical medial, presencia de trabéculas radiales y contrafuerte inframedial. En prótesis no cementadas, la presencia de bandas radiolúcidas menores a 2mm pueden ser consideradas normales si no avanzan en el transcurso de los años, si son mayores a 2mm se considera anormal. En ocasiones esta radiolucidez se encuentra rodeada por un delgado margen esclerótico, representando integración fibrosa. En el caso de las prótesis cementadas, el manto de cemento deberá de ser homogéneo y simétrico, mayor de 3mm. En el componente acetabular, la acumulación de cemento en la zona 3 de Gruen es indicativo de medialización inadecuada de la copa acetabular y por consiguiente fallo del implante. La presencia de zonas de radiolucidez en el área del cemento significa atrapamiento de aire en el mismo, lo cual puede ser un punto de estrés para el desarrollo de fracturas. (27–29). Una interfaz mayor a 2mm que progresa en el transcurso del tiempo es indicativo de aflojamiento (30).

El implante en sí también debe de ser evaluado radiográficamente. El hallazgo más evidente es la congruencia articular. Posteriormente, se debe de evaluar la posición de los implantes. El componente acetabular debe de ser evaluado en cuanto a versión, inclinación y centro de rotación, ya que cualquier fallo estos parámetros afectarán la sobrevida de la prótesis, los arcos de movilidad y el riesgo de luxación. La inclinación se mide con un ángulo formado entre una línea de referencia transversal pélvica y otra línea entre el borde medial y lateral de la copa acetabular. El rango aceptable es entre 30° y 55°, siendo una angulación de entre 45°-55° la óptima para conferir un adecuado rango de movilidad. La versión de la copa es medida en una proyección lateral de la cadera sin embargo aún no estandarizada la proyección y su subsecuente medición, por lo que hay un gran margen de error. Los valores normales son de entre 15° y 20°. La relevancia de la versión acetabular se encuentra directamente relacionada con el riesgo de luxación. El centro de rotación vertical se mide comparando la longitud entre el centro de la cabeza femoral y la lágrima o un punto medial alterno; esta distancia debe de ser igual en la cadera contralateral. El desgaste del liner acetabular también puede ser evaluado: la cabeza femoral debe de encontrarse dentro de la copa con la distancia entre el borde de la cabeza femoral y de la copa acetabular. Una diferencia en esta distancia puede hablar del desgaste del polietileno; esta alteración también se encuentra relacionada con el desarrollo de osteólisis. Otro parámetro para evaluar en la longitud de las extremidades, al medir la distancia entre el trocánter menor y la línea bi-isquiática. El acortamiento de las extremidades se encuentra hasta en el 27% de los pacientes, 1cm es el límite para conservar la funcionalidad sin causar síntomas. El componente femoral puede hundirse o migrar a lo largo del eje femoral, es esperado dentro de los primeros dos años, por lo que hundimiento posterior a este límite o mayor a 10mm son indicativos de aflojamiento. Esto es medido con la distancia entre la línea intertrocantérica y el hombro del implante (27). Alternativamente, Streit et al. (31) realizaron un estudio en el cual analizaron las radiografías de 118 pacientes postoperados de artoplastia total de cadera no cementada, con el análisis de componente femoral Einzel-Bild-Röntgen (EBRA-FCA). Encontraron que la migración en los primeros 24 meses

postoperatorios es un factor pronóstico de aflojamiento protésico aséptico en las primeras dos décadas.

Cuando se evalúa radiográficamente una prótesis, el posicionamiento anormal del vástago femoral puede ser un dato de falla del implante: el pistoneo es el movimiento vertical del componente dentro del fémur; la migración con base en el punto medio del vástago se trata de migración medial del extremo proximal con migración lateral del extremo distal del mismo; en el pivote en el calcar existe migración medial o lateral del extremo distal del vástago con adecuado posicionamiento del extremo proximal; en el pivote distal existe migración proximal con adecuado posicionamiento del extremo distal. Por último, el desprendimiento de fragmentos metálicos del implante puede significar micromovimientos del mismo y subsecuente aflojamiento (27).

JUSTIFICACIÓN

La transición epidemiológica ha provocado cambios en la incidencia y prevalencia de múltiples padecimientos, el Consejo Nacional de Población estima que para el 2030 el porcentaje de adultos mayores en la población mexicana será de 14.8%, por lo que el estudio de estos para la mejora de la calidad de vida en adultos mayores cobra vital importancia. Uno de estos padecimientos de los adultos mayores se trata de las fracturas de cadera. La Organización Mundial de la Salud estima que para el año 2050 ocurrirán 6 millones de fracturas de cadera por año en todo el mundo. La fractura de cadera es una de las causas de hospitalización más frecuentes en ortopedia, su incidencia aumentando exponencialmente con la edad, siendo de 2 a 3 veces más frecuentes en pacientes femeninos. La gran mayoría de los pacientes que padecen de esta lesión son mayores de 70 años y una gran mayoría de estos mayores de 85 años, lo cual puede explicarse por los padecimientos propios de su grupo etario, precipitado por las caídas, este último siendo el factor causal más importante para las fracturas. Las caídas se ven influenciadas por una gran cantidad de entidades, entre los que destaca la disminución de la densidad ósea, los cambios neuromusculares asociados a la edad, la pérdida de la agudeza visual y síndromes demenciales. Se calcula que a los 60 años, el 15% de la población sufre de una caída anual, a los 65 es entre el 28 y 35%, a los 80 el 50% sufre una caída al año mientras que el 15% sufren caídas frecuentes y el 5% de caídas habituales (32).

En cuanto al pronóstico, tras una fractura de cadera aumenta significativamente el riesgo de discapacidad a mediano y largo plazo, cerca del 50% no son capaces de regresar a su nivel funcional previo y 30% no son capaces de ser independientes. Aunado a esto, el 10% de los pacientes geriátricos con fractura de cadera fallecerán al mes de fracturarse y un tercio de ellos al año (33). Se ha encontrado que uno de los principales factores que influyen en la mortalidad son las enfermedades sistémicas, por lo que identificarlas y controlarlas es importante para el pronóstico (34). La recuperación funcional posterior a una fractura de cadera es importante, dado que se encuentra dentro de las 10 principales causas de discapacidad a nivel mundial (9).

Los tratamientos se encuentran bien definidos, siendo la cirugía de reemplazo articular el tratamiento de elección en fracturas intracapsulares. Los avances tecnológicos a través del tiempo han permitido el desarrollo de distintos diseños protésicos, así como de fijación de los mismos. (19) Las guías de práctica clínica mexicanas no establecen una preferencia entre implantes. La principal causa de cirugía de revisión en artroplastia de cadera es la inestabilidad protésica con luxaciones recurrentes (2), siendo de un costo hasta 75% más elevado que la cirugía primaria, junto con un aumento en la discapacidad y morbilidad (21), aunado al hecho que los pacientes con fractura de cadera a quienes se les colocó una prótesis tienen 5 veces el riesgo de desarrollar aflojamiento protésico y otras complicaciones que en pacientes en quienes se realizó la cirugía de manera electiva (26). You et al. Realizaron un metaanálisis en el que se compraron en población estadounidense las complicaciones posteriores a una artroplastia total de cadera con copa de doble movilidad, copa convencional y hemiarthroplastia concluyendo que la copa de doble movilidad presenta menores tasas de luxación y una proporción similar de otro tipo de complicaciones como aflojamiento e infección. En México existen diversas opciones de copa de doble movilidad sin embargo hasta el día de hoy son nulos los estudios que aborden los resultados del uso de este diseño en población mexicana, por lo que resulta de vital importancia el reportar estudios en poblaciones con estas características. En el INRLGII en su servicio de traumatología se utiliza este diseño por lo que se cuenta con una población a la cual estudiar.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la literatura se reporta que las luxaciones son de las principales indicaciones para la cirugía de revisión, condicionando una mayor comorbilidad y gasto para los sistemas de salud. El desarrollo de nuevas tecnologías y nuevos diseños protésicos nos han permitido disminuir las complicaciones del procedimiento, las copas de doble movilidad contando con dos superficies móviles y un tamaño de cabeza grande que aumenta la distancia de salto para la ocurrencia de una luxación, asociándose a una baja tasa de éstas. En el INR LGII se han observado bajas tasas de luxaciones en pacientes tratados con copas de doble movilidad.

Pregunta de Investigación:

En pacientes con diagnóstico en agudo de fractura intracapsular de cadera, tratados mediante artroplastia total de cadera no cementada, ¿hay una diferencia estadísticamente significativa de luxación de prótesis de cadera entre pacientes con copa convencional y copa de doble movilidad?

MATERIAL Y MÉTODOS

Tipo de estudio

Se plantea un estudio clínico, longitudinal, observacional, analítico, de casos y controles, retrospectivo en pacientes con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera, postoperados de artroplastia total de cadera no cementada, atendidos por el servicio de Traumatología del INRLGII en el periodo comprendido entre el 01 de enero de 2016 al 30 de junio de 2022.

Descripción del universo de trabajo

Pacientes del servicio de traumatología del Instituto Nacional de Rehabilitación “Luis Guillermo Ibarra Ibarra” con diagnóstico de fractura intracapsular de cadera, postoperados de artroplastia total de cadera no cementada.

Definición del grupo control

Pacientes con diagnóstico de fractura de cadera tratados con artroplastia total de cadera con copa de doble movilidad, SIN presencia de luxación.

Criterios de inclusión

- Diagnóstico agudo de fractura intracapsular de cadera
- Pacientes tratados mediante artroplastia total de cadera no cementada en el servicio de Traumatología
- Fecha quirúrgica entre el 01 de enero de 2018 al 30 de junio de 2022

Criterios de exclusión

- Paciente en quien se colocó hemiprótisis o se haya realizado una técnica híbrida o cementada.
- Paciente con alteración o intervención previa de la cadera afectada
- Paciente cuyo procedimiento no fue llevado a cabo por parte del servicio de traumatología del INRLGII.

Descripción de las variables de estudio

Variable	Definición	Tipo de variable	Escala de medición
Edad	Tiempo que ha vivido la persona en años hasta el momento de la lesión	Cuantitativa	Numérica
Sexo	Condición biológica que define a una persona de acuerdo con sus órganos sexuales	Cualitativa	Nominal dicotómica (masculino, femenino)
Tiempo de seguimiento	Meses transcurridos entre el procedimiento quirúrgico y la última valoración médica	Cuantitativa	Numérica
ASA	Escala preoperatoria utilizada para evaluar la	Cualitativa	Nominal politoma (1, 2, 3, 4)

	salud general de los pacientes		
Deambulaci3n prequir3rgica	Capacidad funcional del paciente de realizar marcha previo a la fractura	Cualitativa	Nominal dicot3mica (Realiza, no realiza)
Uso de auxiliares de la marcha prequir3rgica	Tipo de ortesis que el paciente utiliza para realizar la marcha previo a la fractura	Cualitativa	Nominal dicot3mica (Ninguno, usa)
Tiempo quir3rgico	Tiempo en minutos en el cual se realiz3 el procedimiento quir3rgico	Cuantitativa	Num3rica
Sangrado	Cantidad en mililitros que el paciente sangr3 durante el procedimiento quir3rgico	Cuantitativa	Num3rica
Luxaci3n prot3sica	P3rdida de la congruencia articular	Cualitativa	Nominal dicot3mica (SI, NO)
Deambulaci3n postquir3rgica	Capacidad funcional del paciente de realizar marcha durante su 3ltima valoraci3n registrada	Cualitativa	Nominal dicot3mica (Realiza, no realiza)
Uso de auxiliares de la marcha postquir3rgica	Tipo de ortesis que el paciente utiliza para realizar la marcha durante su 3ltima valoraci3n registrada	Cualitativa	Nominal dicot3mica (Usa, no usa)

METODOLOGÍA

Selección de las fuentes, métodos, técnicas y procedimientos de recolección de la información

Las fuentes serán indirectas a través de expedientes en físico o electrónicos.

Descripción de los procedimientos

Se solicita base de datos a departamento de desarrollo tecnológico, solicitando los nombres y números de expedientes de los pacientes, masculinos y femeninos con diagnóstico de fractura de cadera, tratados por el servicio de traumatología del INR LGII, postoperados de artroplastia total de cadera, entre el 01 de enero de 2016 hasta el 30 de junio de 2022. Se realiza un cotejo del implante utilizado para el tratamiento con base a la nota postoperatoria.

Una vez contando con la base de datos se elaborará un documento de Excel en donde se cuente con una columna por cada variable previamente descrita, junto con el nombre completo del paciente y número de expediente.

Por cada caso documentado, se hará una revisión del expediente clínico electrónico anotando los resultados de las variables planeadas.

Posteriormente se hará análisis estadístico y de resultados, en conjunto con asesores del proyecto, abstrayendo conclusiones.

Comité de investigación

Aprobado por comité de ética: 67 / 20 ESP 2023-1

Análisis estadístico

Análisis descriptivo: Se aplicará estadística descriptiva para reportar frecuencias y porcentajes de los niveles de medición de las variables cualitativas en escalas nominales y para las cuantitativas se aplicarán medidas de resumen de tendencia central y de dispersión.

Análisis bivariado. Se aplicará el test de T de Student para comparar diferencia de promedios entre los pacientes con copas convencionales y copas de doble movilidad. Chi cuadrada para comparar proporciones entre ambos grupos. Prueba exacta de Fisher para comparar proporciones de luxación protésica entre ambos grupos; con el programa SPSS® En todos los casos se tomará un p igual o menor a 0.05 como significativa.

RESULTADOS

Bajo los criterios previamente mencionados se encontraron un total de 204 pacientes, de los cuales en 41 se colocó copa de doble movilidad y en 163 se colocó copa convencional. (Gráfico 1)

Resultados de la población

En general, la edad promedio al momento de la cirugía fue de 75.2 años +/- 9.8 (51-91). El 75% de los pacientes era del sexo femenino, el 25% de los pacientes del sexo masculino (Gráfico 2). La lateralidad de la fractura fue derecha en 55% de los casos, 45% izquierda (Gráfico 3).

En cuanto a los resultados transquirúrgicos, se reportó un tiempo promedio de cirugía de 117 +/-28 minutos (60-200 minutos). El sangrado transquirúrgico se reportó en promedio de 515.6 +/- 318.9 mL (10-1800 mL). En 100% de los pacientes se realizó el procedimiento a través de un abordaje lateral directo, encontrando a 12 médicos como primer cirujano. En 23 (11.2%) pacientes se reportó una fractura transquirúrgica en el fémur al momento de colocar el vástago. El seguimiento promedio posterior a la cirugía se reportó de 12 +/-13.4 meses (1-74). En la población se encontraron las siguientes complicaciones: 6 casos de luxación, 10 casos de infección y 6 casos de muerte (Tabla 2). Entre los casos de infección, 2 de ellos provocaron en el paciente choque séptico y su posterior muerte. En los casos de muerte, 2 fueron secundarios a choque séptico como fue previamente mencionado, 1 secundario a tromboembolia pulmonar, 1 secundario a infarto agudo al miocardio, 1 secundario a evento vascular cerebral y 1 secundario a choque hipovolémico.

Resultados de pacientes con copa convencional

Se reportan 163 pacientes en quienes se colocó copa convencional, la edad promedio al momento de la cirugía fue de 74 años +/- 10 (51-91) (Gráfico 4). El 75% de los pacientes era del sexo femenino, el 25% de los pacientes del sexo masculino. La lateralidad de la fractura

fue derecha en 55% de los casos, 45% izquierda. En cuanto al riesgo quirúrgico, a 3 (2%) pacientes se les asignó ASA 1, a 114 (70%) se les asignó ASA 2, a 45 (28%) pacientes se les asignó ASA 3, y a 1 (1%) se les asignó ASA 4; siendo la mediana ASA 2.

En cuanto a los resultados transquirúrgicos, se reportó un tiempo promedio de cirugía de 119 +/-28 minutos (70-190 minutos) (Gráfico 5). El sangrado transquirúrgico se reportó en promedio de 509 +/- 287 mL (100-1600 mL) (Gráfico 6). En 100% de los pacientes se realizó el procedimiento a través de un abordaje lateral directo, encontrando a 12 médicos como primer cirujano. En 16 (9.8%) pacientes se reportó una fractura transquirúrgica en el fémur al momento de colocar el vástago. El seguimiento promedio posterior a la cirugía se reportó de 12 +/-13.4 meses (1-74) (gráfico 7). Se encontraron las siguientes complicaciones: 6 casos de luxación, 8 casos de infección y 2 casos de muerte. (Tabla 2)

En cuanto a la funcionalidad, se encontró que previo a la cirugía 130 (80%) de los pacientes eran capaces de realizar marcha extradomiciliaria mientras que 33 (20%) realizaban marcha dentro de casa en la mayoría del tiempo. En cuanto al uso de auxiliares para la marcha, 109 (67%) pacientes eran capaces de caminar sin auxiliares mientras que 54 (21%) requerían de algún tipo de apoyo durante la marcha. Posterior a la cirugía en su última valoración médica en la consulta externa, se encontró que 84 (53%) de los pacientes eran capaces de realizar marcha extradomiciliaria mientras que 77 (47%) realizaban marcha dentro de casa en la mayoría del tiempo. En cuanto al uso de auxiliares para la marcha, 35 (21%) pacientes eran capaces de caminar sin auxiliares mientras que 128 (77%) requerían de algún tipo de apoyo durante la marcha.

Resultados de pacientes con copa de doble movilidad

Se reportan 41 pacientes en quienes se colocó copa de doble movilidad, la edad promedio al momento de la cirugía fue de 78 años +/- 10 (53-89) (Gráfico 4). El 71% de los pacientes era del sexo femenino, el 29% de los pacientes del sexo masculino. La lateralidad de la

fractura fue derecha en 54% de los casos, 46% izquierda. En cuanto al riesgo quirúrgico, a 0 pacientes se les asignó ASA 1, a 30 (73%) se les asignó ASA 2, a 11 (27%) pacientes se les asignó ASA 3, y a 0 se les asignó ASA 4; siendo la mediana ASA 2.

En cuanto a los resultados transquirúrgicos, se reportó un tiempo promedio de cirugía de 114 +/-30 minutos (50-200 minutos) (Gráfico 5). El sangrado transquirúrgico se reportó en promedio de 548 +/- 423 mL (100-1800 mL) (Gráfico 6). En 100% de los pacientes se realizó el procedimiento a través de un abordaje lateral directo y el 100% utilizando los mismos componentes: copa Quattro y vástago PAVI HAP, encontrando a 6 médicos como primer cirujano. En 7 (17%) pacientes se reportó una fractura transquirúrgica en el fémur al momento de colocar el vástago. El seguimiento promedio posterior a la cirugía se reportó de 8 +/-7 meses (1-31) (gráfico 7). En la población se encontraron las siguientes complicaciones: 0 casos de luxación, 2 casos de infección y 4 casos de muerte. (Tabla 2)

En cuanto a la funcionalidad, se encontró que previo a la cirugía 26 (63%) de los pacientes eran capaces de realizar marcha extradomiciliaria mientras que 15 (37%) realizaban marcha dentro de casa en la mayoría del tiempo. En cuanto al uso de auxiliares para la marcha, 29 (70%) pacientes eran capaces de caminar sin auxiliares mientras que 12 (30%) requerían de algún tipo de apoyo durante la marcha. Posterior a la cirugía en su última valoración médica en la consulta externa, se encontró que 17 (41%) de los pacientes eran capaces de realizar marcha extradomiciliaria mientras que 24 (59%) realizaban marcha dentro de casa en la mayoría del tiempo. En cuanto al uso de auxiliares para la marcha, 6 (15%) pacientes eran capaces de caminar sin auxiliares mientras que 35 (85%) requerían de algún tipo de apoyo durante la marcha.

Análisis bivariado

Se encontró una diferencia estadísticamente significativa en la edad entre los pacientes con copa convencional versus copa de doble movilidad ($p = 0.044$) con los pacientes con copa

de doble movilidad presentando una mayor edad al momento de la cirugía y en el tiempo de seguimiento ($p = 0.038$), teniendo mayor tiempo de seguimiento los pacientes con copa convencional, sin embargo fue estadísticamente significativo en cuanto al sangrado ($p = 0.56$) y tiempo quirúrgico ($p = 0.38$). La deambulación prequirúrgica entre los pacientes de los dos grupos resultó tener una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.027$) siendo que los pacientes con copa de doble movilidad realizaban marcha extradomiciliaria en menor medida previo a la fractura y cirugía. Previo a la cirugía, no existe diferencia estadísticamente significativa en cuanto al uso de auxiliares ($p = 0.637$). Posterior a la cirugía, se pierde la significancia estadística en la deambulación entre ambos tipos de copas ($p = 0.249$) y continúa sin haber diferencia significativamente estadística entre el uso de auxiliares ($p = 0.37$).

En cuanto a las complicaciones, se utilizó la prueba exacta de Fischer para buscar la significancia estadística entre la presencia de luxaciones en pacientes con copa convencional vs no convencional obteniéndose un valor de 0.602, al tomar en cuenta una $p < 0.05$, se encuentra que no hay una diferencia estadísticamente significativa entre el desarrollo de luxación protésica de cadera en pacientes con copa convencional y de doble movilidad. En el caso de infecciones y muerte se utilizó chi cuadrada, obteniendo que no hay diferencia estadísticamente significativa en cuanto a infecciones en la utilización de copas convencionales versus copas de doble movilidad ($p = 0.994$) sin embargo sí la hay en el caso de muertes ($p = 0.004$).

DISCUSIÓN

En primera instancia, la ocurrencia de 6 casos de luxación en pacientes con copa convencional, comparados con la nula presentación de casos en pacientes con copas de doble movilidad representa una diferencia que no es estadísticamente significativa, contrario a lo presentado en la literatura (3,35,36) sin embargo, la incidencia de 0% presentada en este estudio es menor que la reportada. Las revisiones sistemáticas de You *et al.* y Darrith B. *et al.* incluso reportan tasas de incidencia de luxación protésica en pacientes con copa de doble movilidad de 1.9% y 2.5% respectivamente mientras que de luxación intraprotésica de 0.04% y 0.9% respectivamente; estos estudios cuentan con un tamaño de muestra considerablemente mayor que el presentado, que a pesar de incluir todos a todos los pacientes a los que se les ha puesto una copa de doble movilidad en nuestro instituto, continua siendo insuficiente. Otro dato que llama la atención en cuanto al reporte de una complicación como la luxación, es que el tiempo de seguimiento de los pacientes post operados en nuestro centro -12 meses- es substancialmente menor al reportado en la literatura -30 meses- (3) , por lo que es de gran importancia establecer mecanismos para evitar la pérdida del seguimiento. Al observar la capacidad de deambulación prequirúrgica en los pacientes presentados, los pacientes con copa de doble movilidad presentaban una deambulación intradomiciliaria proporcionalmente mayor que en los pacientes con copa convencional, lo cual va acorde a las indicaciones de estas primeras, ya que los adultos mayores frágiles con una capacidad de deambulación disminuida presentan hasta en un 70% sarcopenia y por consiguiente mayor riesgo de luxación (3). Esta diferencia entre los grupos es estadísticamente significativa ($p = 0.027$), infiriendo que los pacientes seleccionados para colocación de copa de doble movilidad son adecuados.

En cuanto a la composición de los grupos, el promedio de edad de la población estudiada, resultando en 75 años, coincide con lo descrito en la literatura (32–34) en cuanto al aumento de incidencia de caídas en el adulto mayor y siendo en su mayoría pacientes del

sexo femenino (34). En cuanto a las poblaciones específicas, demográficamente su composición es muy similar, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas en cuanto a sexo, edad, lateralidad de la lesión. El abordaje utilizado para la colocación de las prótesis en todos los casos de la población fue el mismo: abordaje lateral directo; esto realizado por el mismo equipo de cirujanos, con un seguimiento postoperatorio sin diferencia estadísticamente significativa. Estas características vuelven a las poblaciones comparables entre sí.

Limitaciones del estudio

Una de las limitaciones más importantes de este protocolo es la diferencia en la cantidad de sujetos de estudio entre los grupos de pacientes en quienes se utilizó copa convencional y en quienes se usó copa de doble movilidad, lo cual podría explicar el hecho que no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre la luxación protésica entre ambos grupos. Otra limitación existente es la pérdida de seguimiento de muchos pacientes durante la pandemia, considerando que sus consultas de seguimiento durante este periodo fueron canceladas por la contingencia por COVID 19.

CONCLUSIÓN

En este estudio se compararon pacientes con fractura de cadera en quienes se colocó una prótesis total de cadera no cementada, dividiendo a aquellos en quienes se colocó una copa convencional y en quienes se colocó una copa de doble movilidad. En este estudio se observó que no existe una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a luxaciones protésicas entre ambos tipos de copas. Sin embargo, se requieren estudios adicionales con una población de estudio más amplia para confirmar o descartar estos hallazgos. Por último, este protocolo da pauta a la realización de más protocolos en los que se estudien a detalle resultados funcionales en pacientes con copa de doble movilidad y estudios demográficos en fractura de cadera.

BIBLIOGRAFÍA

1. Alberio RL, Rusconi M, Martinetti L, Monzeglio D, Grassi FA. Total hip arthroplasty (Tha) for femoral neck fractures: Comparison between standard and dual mobility implants. *Geriatrics (Switzerland)*. el 1 de septiembre de 2021;6(3).
2. Plummer DR, Haughom BD, Della Valle CJ. Dual mobility in total hip arthroplasty. Vol. 45, *Orthopedic Clinics of North America*. 2014. p. 1–8.
3. You D., Sepehri D., Kooner S. Outcomes of total hip arthroplasty using dual mobility components in patients with a femoral neck fracture. *Bone Joint J*. 2020;102(7):811–21.
4. Markatos K, Savvidou OD, Foteinou A, Kosmadaki S, Trikoupis I, Goumenos SD, et al. Hallmarks in the History and Development of Total Hip Arthroplasty. Vol. 27, *Surgical Innovation*. SAGE Publications Inc.; 2020. p. 691–4.
5. Bombelli R. Artrosis de la cadera. Clasificación y patogenia. Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente. 1985a ed. Barcelona: Salvat;
6. Fessy MH. Dual Mobility Concept - Bipolar Hip Replacement. En: *European Surgical Orthopaedics and Traumatology*. Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 2635–47.
7. Ferguson RJ, Palmer AJ, Taylor A, Porter ML, Malchau H, Glyn-Jones S. Hip replacement. Vol. 392, *The Lancet*. Lancet Publishing Group; 2019. p. 1662–71.
8. Knight SR, Aujla R, Biswas SP. Total Hip Arthroplasty-over 100 years of operative history. *Orthop Rev (Pavia)* [Internet]. 2011;3(16):72–5. Disponible en: www.hesonline.nhs.uk
9. Bhandari et al. Total Hip Arthroplasty or Hemiarthroplasty for Hip Fracture. *New England Journal of Medicine* [Internet]. el 5 de diciembre de 2019;381(23):2199–208. Disponible en: <http://www.nejm.org/doi/10.1056/NEJMoa1906190>
10. Callaghan J., Rosenberg A., Rubash H. Cadera. 2da edición, 2012. España: Lipinckot, Williams & Wilkins;

11. Bernstein J, Charette R, Sloan M, Lee GC. Spinal Fusion Is Associated with Changes in Acetabular Orientation and Reductions in Pelvic Mobility. En: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Lippincott Williams and Wilkins; 2019. p. 324–30.
12. Su EP, Barrack RL, of Orthopaedic Surgery P. v PRIMARY HIP RECONSTRUCTION: WHAT WORKS AND FOR WHOM Cementless femoral fixation NOT ALL STEMS ARE CREATED EQUALLY. *Bone Joint J*. 2013;95(11):53–9.
13. Apostu D, Lucaciu O, Berce C, Lucaciu D, Cosma D. Current methods of preventing aseptic loosening and improving osseointegration of titanium implants in cementless total hip arthroplasty: a review. Vol. 46, *Journal of International Medical Research*. SAGE Publications Ltd; 2018. p. 2104–19.
14. John AA, Kumar Jaganathan S, Supriyanto E, Manikandan A. Surface modification of titanium and its alloys for the enhancement of osseointegration in orthopaedics. REVIEW ARTICLES CURRENT SCIENCE. 2016;111(6).
15. Kheir MM, Drayer NJ, Chen AF. An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. Vol. 102, *Journal of Bone and Joint Surgery*. Lippincott Williams and Wilkins; 2020. p. 1646–61.
16. Nakaya R, Takao M, Hamada H, Sakai T, Sugano N. Reproducibility of the Dorr classification and its quantitative indices on plain radiographs. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*. el 1 de febrero de 2019;105(1):17–21.
17. Wyatt M, Hooper G, Frampton C, Rothwell A. Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement. *World J Orthop*. 2014;5(5):591–6.
18. Mäkelä KT, Eskelinen A, Pulkkinen P, Paavolainen P, Remes V. Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients fifty-five years of age or older: An analysis of the Finnish Arthroplasty Registry. *Journal of Bone and Joint Surgery*. el 1 de octubre de 2010;90(10):2160–70.
19. Ramos Montes L. COMPARACIÓN Y SEGUIMIENTO A LARGO PLAZO DE PACIENTES CON REEMPLAZO ARTICULAR DE CADERA COMO TRATAMIENTO DE FRACTURA

INTRACAPSULAR: PRÓTESIS CEMENTADA VS NO CEMENTADA [Tesis]. [Ciudad de México]: Instituto Nacional de Rehabilitación; 2022.

20. Derogatis MJ, Piatek AZ, Jacob R, Kelly SC, Issack PS. Hemiarthroplasty for femoral neck fractures in the elderly: A comparison of cemented and uncemented femoral stems. *JBS Rev.* 2020;8(7):1–12.
21. Uppfill-Brown A, Hsiue PP, Sekimura T, Patel JN, Adamson M, Stavrakis AI. Instability Is the Most Common Indication for Revision Hip Arthroplasty in the United States: National Trends From 2012 to 2018. *Arthroplast Today.* el 1 de octubre de 2021;11:88–101.
22. Anil U, Singh V, Schwarzkopf R. Diagnosis and Detection of Subtle Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty.* el 1 de agosto de 2022;
23. Prudhon JL, Verdier R, Caton JH. Low friction arthroplasty and dual mobility cup: a new gold standard. *Int Orthop.* el 1 de marzo de 2017;41(3):563–71.
24. Schwartz AM, Farley KX, Guild GN, Bradbury TL. Projections and Epidemiology of Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States to 2030. *Journal of Arthroplasty.* el 1 de junio de 2020;35(6):S79–85.
25. Janssen L, Wijnands KAP, Janssen D, Janssen MWHE, Morrenhof JW. Do stem design and surgical approach influence early aseptic loosening in cementless THA? *Clin Orthop Relat Res.* el 1 de junio de 2018;476(6):1212–20.
26. Matthias J, Bostrom MP, Lane JM. A Comparison of Risks and Benefits Regarding Hip Arthroplasty Fixation. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev.* el 1 de noviembre de 2021;5(11):1–9.
27. Chan J, Khoriaty AA, Chiang CH, Hadithy N al. Understanding, Interpreting and Reporting a Total Hip Arthroplasty Radiograph. *Orthopedic & Muscular System.* 2017;06(03):1–8.
28. Patil S, Luis C, Finn H. Porous femoral fixation in total hip arthroplasty with short anatomical stem: Radiographic evaluation. *CiOS Clinics in Orthopedic Surgery.* 2017;9(3):255–62.

29. Mulcahy H, Chew FS. Current concepts of hip arthroplasty for radiologists: Part 1, features and radiographic assessment. Vol. 199, American Journal of Roentgenology. 2012. p. 559–69.
30. Vanrusselt J, Vansevenant M, Vanderschueren G, Vanhoenacker F. Postoperative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know. Vol. 6, Insights into Imaging. Springer Verlag; 2015. p. 591–600.
31. Streit MR, Haeussler D, Bruckner T, Proctor T, Innmann MM, Merle C, et al. Early Migration Predicts Aseptic Loosening of Cementless Femoral Stems: A Long-term Study. Clin Orthop Relat Res. el 1 de julio de 2016;474(7):1697–706.
32. Mendoza Breton et al. Evidencias y Recomendaciones Catálogo Maestro de Guías de Práctica Clínica: IMSS-603-13 GUÍA DE PRÁCTICA CLÍNICA GPC INTERVENCIONES DE ENFERMERÍA para la atención de ADULTOS MAYORES CON FRACTURA DE CADERA Evidencias y Recomendaciones Catálogo Maestro de Guías de Práctica Clínica:GPC-IMSS-603-18 [Internet]. 2018. Disponible en: <http://www.imss.gob.mx/profesionales/guiasclinicas/Pages/guias.aspx>
33. Medina et al. GUÍA DE PRÁCTICA CLÍNICA GPC DE FRACTURA DE CADERA. Manejo médico integral de fractura de cadera en el adulto mayor, evidencias y recomendaciones. [Internet]. Disponible en: <http://www.imss.gob.mx/profesionales/guiasclinicas/Pages/guias.aspx>
34. Negrete-Corona J, Jc AS, La RS. Fractura de cadera como factor de riesgo en la mortalidad en pacientes mayores de 65 años. Estudio de casos y controles [Internet]. Vol. 28, Acta Ortopédica Mexicana. 2014. Disponible en: [www.medigraphic.org.mxArtículooriginalFracturadecaderacomofactorderiesgoenla mortalidadenpacientesmayoresde65años.Estudiodecasosycontroleshttp://www.me digraphic.com/actaortopedica](http://www.medigraphic.org.mx/ArticulooriginalFracturadecaderacomofactorderiesgoenla%20mortalidadenpacientesmayoresde65años.Estudiodecasosycontroleshttp://www.medigraphic.com/actaortopedica)
35. Darrith B, Courtney PM, Della Valle CJ, Darrith v B, Della Valle v C J, Courtney v P M. Outcomes of dual mobility components in total hip arthroplasty A SYSTEMATIC REVIEW OF THE LITERATURE. Bone Joint J. 2018;100(1):11–9.

36. Reina N, Pareek A, Krych AJ, Pagnano MW, Berry DJ, Abdel MP. Dual-Mobility Constructs in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review of Comparative Studies. Vol. 34, Journal of Arthroplasty. Churchill Livingstone Inc.; 2019. p. 594–603.

ANEXOS

Tablas

Tabla 1. Variables cuantitativas

Tipoprotesis		Edad	Sangrado	Tiempoqx	Seguimiento en meses
Convencional	N	163	163	163	163
	Media	74.47	510.12	118.66	12.72
	Mínimo	51	100	70	1
	Desv. Desviación	9.604	286.376	27.594	14.708
Doble movilidad	N	41	41	41	41
	Media	77.93	541.95	114.39	7.76
	Mínimo	53	10	60	1
	Desv. Desviación	10.393	424.854	30.170	7.729
Total	N	204	204	204	204
	Media	75.17	516.52	117.80	11.72
	Mínimo	51	10	60	1
	Desv. Desviación	9.840	318.084	28.106	13.726

Tabla 2. Complicaciones postquirúrgicas

	Población	Copa convencional	Copa de doble movilidad	p
Luxación	6	6	0	0.602
Infección	11	8	3	0.99
Muerte	5	3	2	0.004

Gráficos

Gráfico 1.

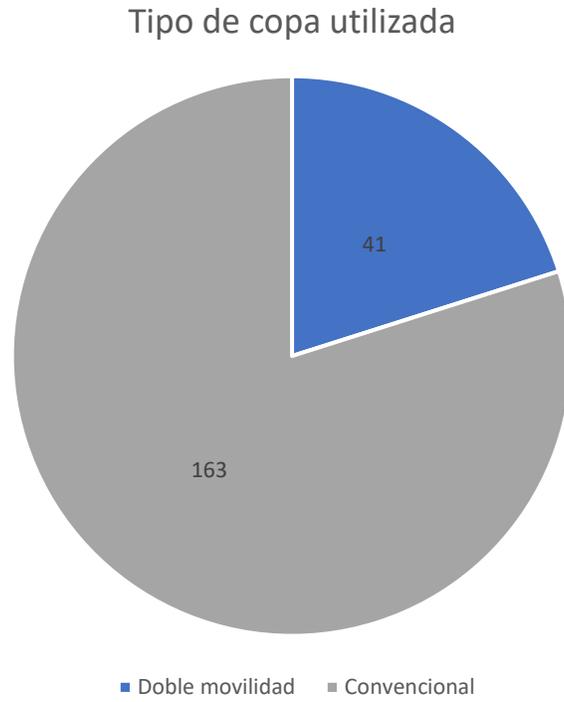


Gráfico 2.

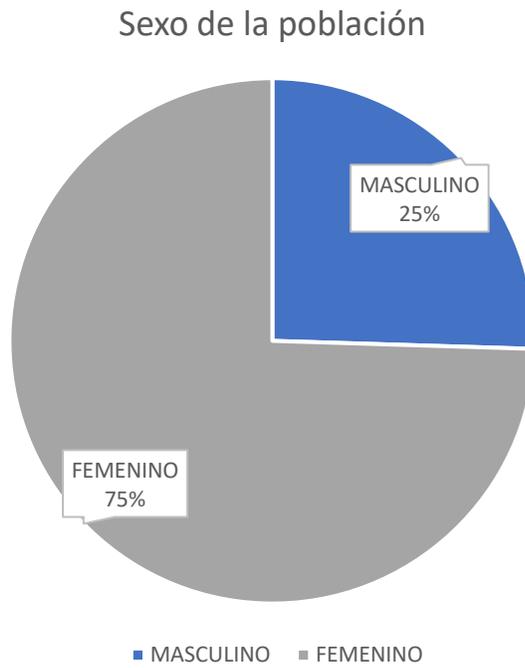


Gráfico 3.

Lateralidad de la lesión en población

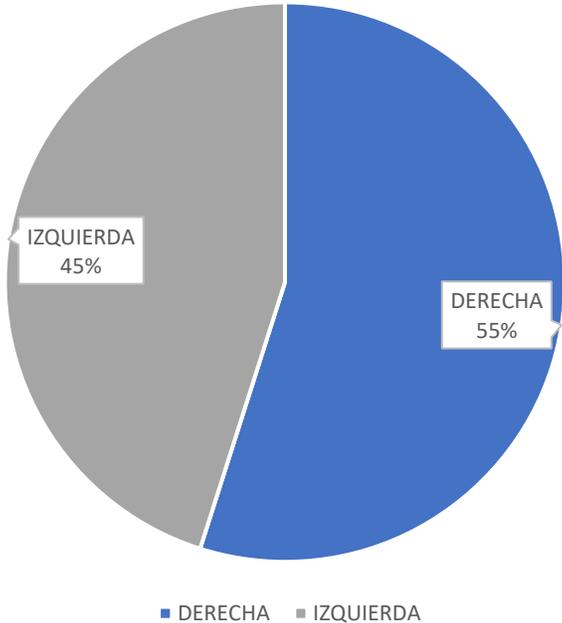


Gráfico 4.

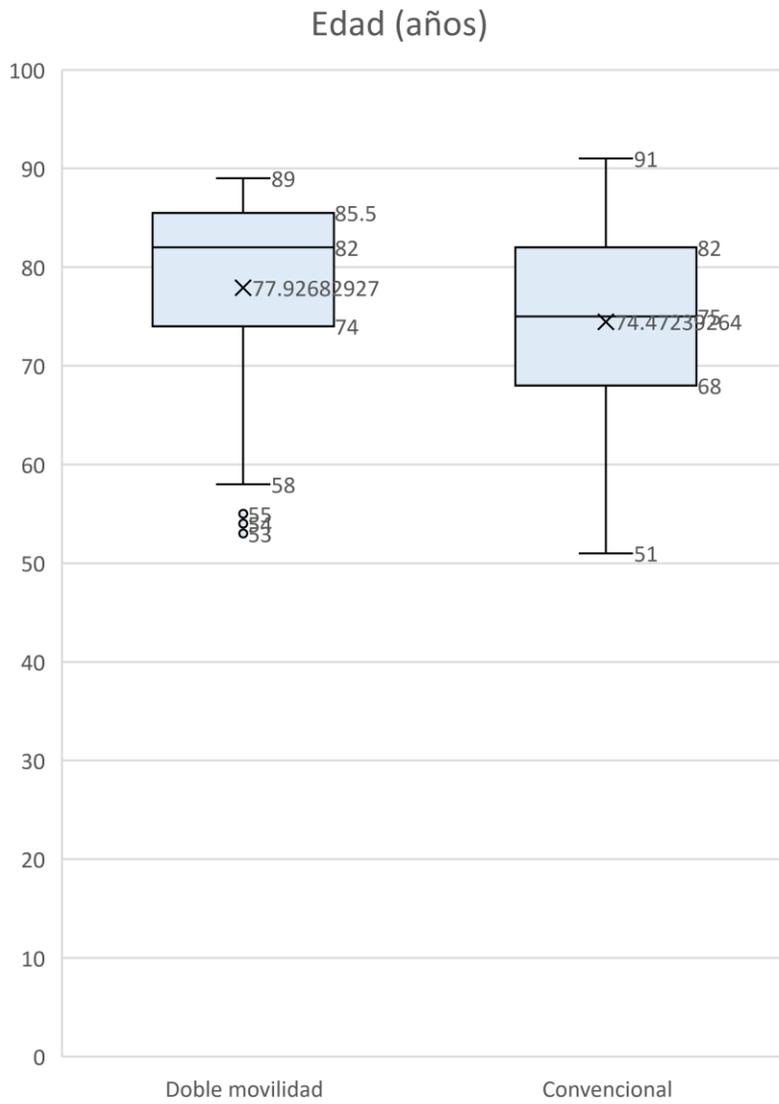


Gráfico 5.

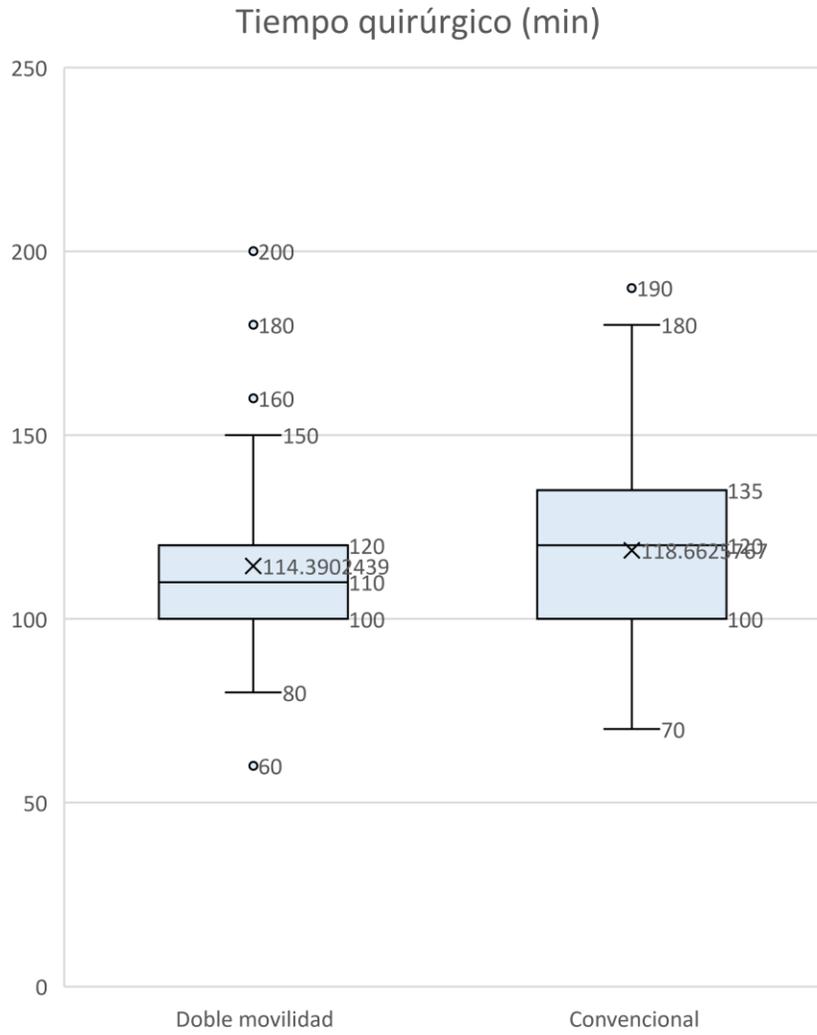


Gráfico 6

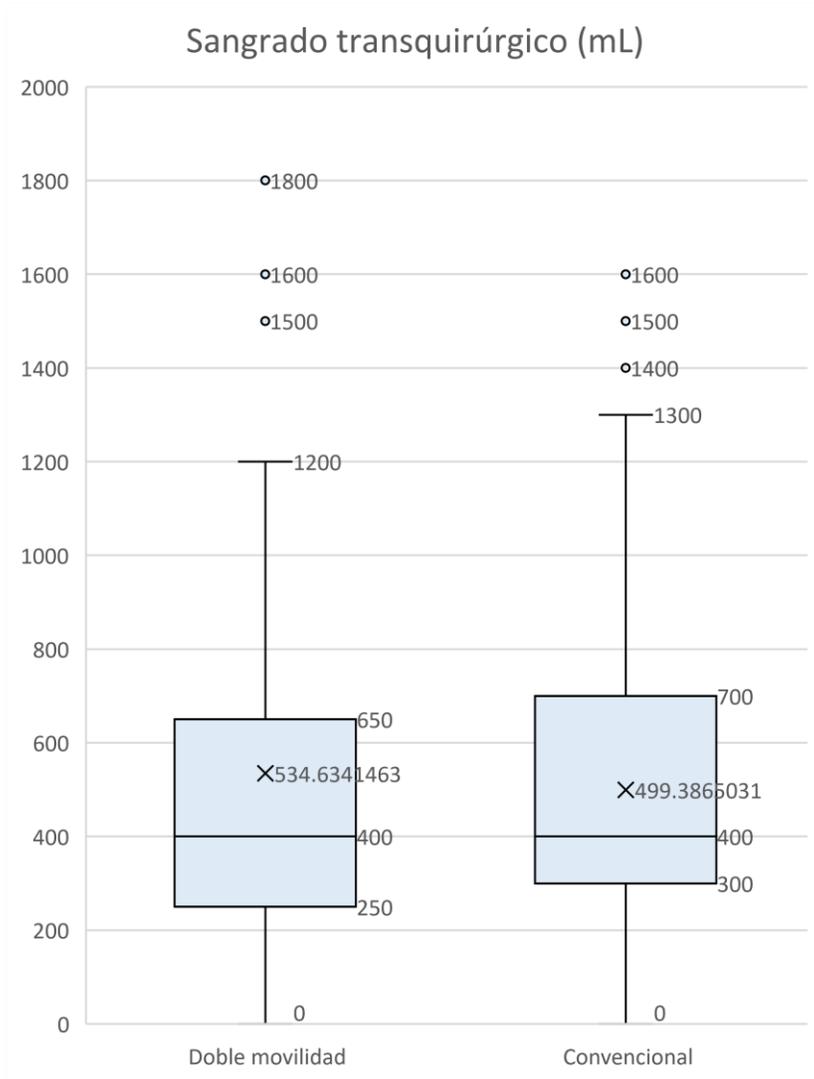


Gráfico 7

