



BUAP

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE MEDICINA

**HOSPITAL IMSS-BIENESTAR DE TRAUMATOLOGÍA Y
ORTOPEDIA "DR Y GRAL. RAFAEL MORENO VALLE"**

NOMBRE DE LA TESIS:

**EVALUACIÓN DEL DOLOR Y FUNCIÓN A NIVEL
DEL MUSLO EN PACIENTES POST OPERADOS
DE ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON
VÁSTAGOS LARGOS NO CEMENTADOS,
CÓNICO ESTRIADOS VERSUS CILÍNDRICO
RECUBRIMIENTO POROSO EXTENSO.**

**TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL GRADO DE
ESPECIALIDAD EN TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEdia**

PRESENTA:

DR. RAÚL ARAGÓN DELGADO

DIRECTOR DE TESIS:

DR. CRISTIAN RIVERA REYES

DR. LUIS RUBEN OLIVARES ULLOA

ASESOR DE TESIS:

DRA. MARÍA SILVIA MENESES TÉLLEZ



PUEBLA, PUE. FEBRERO 2026

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por brindarme la vida, la fortaleza y la sabiduría necesarias para culminar esta etapa tan importante de mi formación académica.

A mi madre, Martha Delgado Rivera, por su amor incondicional, apoyo constante y sacrificios, que han sido fundamentales para alcanzar este logro.

A mi padre, Raúl Aragón Álvarez, por su ejemplo, consejos y respaldo a lo largo de este camino.

A mis hermanos, Adán Fernando Delgado Rivera y María del Pilar Paola Aragón Delgado, por su cariño, comprensión y ánimo permanente.

A mi novia y futura esposa, Johana Michele Nuñez Hurtado, por su amor, paciencia, motivación y apoyo incondicional durante todo este proceso.

A todos ellos, mi más sincero agradecimiento, pues este logro también es fruto de su acompañamiento.

Dedicatoria

“La ciencia exige sacrificios; sus frutos solo se obtienen mediante la constancia y el esfuerzo.”

Carlos Juan Finlay

Dedico este trabajo de tesis, en primer lugar, a Dios, por guiar mis pasos y darme la fortaleza necesaria para no rendirme ante las dificultades.

A mi madre, Martha Delgado Rivera, y a mi padre, Raúl Aragón Álvarez, por su amor, esfuerzo y apoyo incondicional, pilares fundamentales de mi formación personal y académica.

A mis hermanos, Adán Fernando Delgado Rivera y María del Pilar Paola Aragón Delgado, por su compañía y aliento constante.

De manera muy especial, dedico este logro a mi novia y futura esposa, Johana Michelle Nuñez, por su amor, comprensión y por ser una fuente permanente de motivación.

Este trabajo es reflejo del esfuerzo compartido y del apoyo de quienes han sido parte esencial de mi camino.

**HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia DOCTOR Y GENERAL "RAFAEL
MORENO VALLE"**

TÍTULO:

**EVALUACIÓN DEL DOLOR Y FUNCIÓN A NIVEL DEL MUSLO EN
PACIENTES POST OPERADOR DE ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON
VÁSTAGOS LARGOS, NO CEMENTADOS, CÓNICO ESTRIADO VERSUS
CILÍNDRICO CON RECUBRIMIENTO POROSO EXTENSO**

Investigador responsable:

Dr. Raúl Aragón Delgado

Investigador Asociado:

Dra. María Silvia Meneses Téllez

Investigador Tutor:

Dr. Cristian Rivera Reyes

Dr. Luis Rubén Olivares Ulloa.

Correspondencia:

Dr. Raúl Aragón Delgado: Médico residente del Hospital de Traumatología y Ortopedia
"Dr. y Gral. Rafael Moreno Valle". Lateral autopista México-puebla 2726 colonia San Pablo
Xochimehuacán. CP 72014 Puebla, Puebla., México. Teléfono 2221222030, Ext. 1402 email:
aragondelgado.r@gmail.com

Dr. Cristian Rivera Reyes médico adscrito del servicio de articular Hospital de
Traumatología y Ortopedia "Dr. y Gral. Rafael Moreno Valle". Lateral autopista México-
puebla 2726 colonia San Pablo Xochimehuacán. CP 72014 Puebla, Puebla., México.
Teléfono 2221222030 Ext 1402

Dr. Luis Rubén Olivares Ulloa. médico adscrito y jefe de servicio del Hospital de
Traumatología y Ortopedia "Dr. y Gral. Rafael Moreno Valle". Lateral autopista México-
puebla 2726 colonia San Pablo Xochimehuacán. CP 72014 Puebla, Puebla., México.
Teléfono 2221222030 Ext 1402

Dra. María Silvia Meneses Téllez: Médico adscrito de la jefatura de enseñanza del Hospital de
Traumatología y Ortopedia "Dr. y Gral. Rafael Moreno Valle". Lateral autopista México-
puebla 2726 colonia San Pablo Xochimehuacán. CP 72014 Puebla, Puebla., México. Teléfono
2221222030, Ext. 1402

Índice

I Resumen.	6
II Antecedentes.	7
III Planteamiento del problema.. . . .	31
IV Justificación.	31
V Objetivos	31
General.	31
Particulares	32
VI Material y Métodos.	32
VI.1 Diseño.	32
VI.2 Sitio.	32
VI.3 Temporalidad.	32
VI.4 Material.	32
VI.4.1 Criterios de selección.	32
VI.4.1.1 Criterios de inclusión.	32
VI.4.1.2 Criterios de no inclusión.	33
VI.4.1.3 Criterios de eliminación.	33
VI.5 Métodos.	33
VI.5.1 Técnica de muestreo.	33
VI.5.2 Cálculo del tamaño de muestra.	33
VI.5.3 Metodología.	34
VI.5.4 Descripción de variables.	35
VI.5.5 Recursos Humanos.. . . .	37
VI.5.6 Recursos materiales.	37
VII Análisis estadístico de los resultados.	38
VIII Consideraciones éticas.	47
IX Factibilidad.	48
X Discusión	48
XI Conclusión	50
XII Referencias bibliográficas.	51
XII Anexos.	55
Anexo 1.	55
Anexo 2.	56

I. RESUMEN

Introducción:

Los pacientes sometidos a la artroplastia total de cadera (ATC) con diferentes tipos de diseño, materiales o tamaño del vástago llegan a presentar síntomas de dolor y anormalidad en la función, el presente estudio determinara la evaluación del dolor y función a nivel del muslo en los pacientes post-operados de artroplastia total de cadera con vástagos largos cónico estriado comparados con los cilíndrico con recubrimiento poroso extenso y esta relacionado a este problema.

Planteamiento del problema y Justificación:

La artroplastia total de cadera ha sido uno de los tratamientos definitivo para aliviar el dolor en pacientes con desgaste articular, enfermedades crónicas degenerativas, fracturas o ya sean cirugías de revisión tratados con diferentes materiales o también la longitud de vástagos puede estar relacionado con el dolor en el postoperatorio a nivel del muslo y los tipos de vástagos no cementados. No obstante, en algunos pacientes llegan a presentar dolor en muslo que pudiera estar asociado al material del vástago, longitud y el tipo del mismo. El seguimiento de estos pacientes y la correlación clínica es algo importante para describir las variables que disminuyan el dolor y se mantenga la mayor función posible. El presente estudio busca un beneficio en la calidad de vida en pacientes post-operados de artroplastia total de cadera en cuanto al dolor, función y determinar o recomendar una medida estándar de longitud del vástago en estos pacientes.

Objetivo General: valorar la función y el dolor a nivel del muslo en pacientes post-operados de artroplastia total de cadera manejados con vástagos largos no cementados cónico estriados comparados con los cilíndricos con recubrimiento poroso extenso

Material y métodos:

Se realizará un estudio cohorte, descriptivo, analítico, retrospectivo, prospectivo en el hospital de traumatología y ortopedia Dr. y general Rafael Moreno Valle. Se analizó una búsqueda exhaustiva en la base de datos del hospital, desde la bitácora del área de quirófano desde la apertura del hospital hasta el 2024, localizando el numero de expedientes, archivo y numero

telefónico. Localizando a los pacientes operados para realizar también evaluaciones clínicas en consulta externa donde valoramos la función (escala de Harris Hip) y el dolor (escala visual análoga) a nivel del muslo en pacientes post-operados de artroplastia total de cadera manejados con vástagos largos no cementados cónico estriados comparados con los cilíndricos con recubrimiento poroso extenso

Análisis estadístico: medidas de tendencia central, dispersión para variables numéricas y porcentaje de variables cualitativas

Período: Enero 2016 a diciembre del 2024

II. ANTECEDENTES

INTRODUCCION

Los metales de prueba incluyeron láminas de oro y una aleación de cobalto-cromo- molibdeno (Co-Cr-Mo) que luego se usaron como materiales dentales. Para 1804 se documentó el uso del acero para reparar grietas (1). Para la década de 1950, McKee y Ferrar introdujeron la primera junta de metal con metal de una pieza, inicialmente en acero inoxidable pero luego cambiando a Co-Cr-Mo (2). Las aleaciones de cobalto fueron aceptadas por la comunidad de biomateriales en la década de 1950 y principios de la de 1960. Las aleaciones actualmente utilizadas en ortopedia incluyen principalmente aleaciones a base de hierro (acero inoxidable), aleaciones a base de cobalto y aleaciones a base de titanio (3). Recientemente, el mecanismo del fracaso de los implantes se ha convertido en objeto de una intensa investigación, ya que la esperanza de vida y las expectativas de dichos implantes están aumentando (4,5). En 1988, aproximadamente 11 millones de personas en los Estados Unidos poseían al menos un implante médico. Las articulaciones representan el 44% de todos los implantes médicos. La proporción de personas que usan algún aparato de fijación y prótesis articular con uno o más problemas fue de 33,2% y 31,6% respectivamente. Se espera que la demanda de tales implantes de dispositivos médicos aumente en los próximos años. (5). Los tipos de metales, los fabricantes estándares, las aleaciones, la composición, las condiciones de procesamiento y las propiedades mecánicas afectan las interacciones metal-hueso. El acero inoxidable, el cobalto, el titanio y sus aleaciones se utilizan ampliamente en la fabricación de prótesis articulares y dispositivos de sujeción. Las ventajas del titanio sobre las aleaciones de cobalto son su menor módulo de elasticidad y su mayor biocompatibilidad (6). Los vástagos femorales de titanio no cemento para la artroplastia total de cadera (ATC) se introdujeron hace más de 3 décadas. (7). El reemplazo total de cadera es un procedimiento quirúrgico mayor con muchas complicaciones y una tasa de mortalidad del 1-2%. (8). Sir John Charnley, el cirujano ortopédico inglés que desarrolló los principios básicos de la articulación artificial de la cadera, es considerado el padre del reemplazo total de cadera. Desarrolló reemplazos de cadera a mediados y finales de la década de 1960. Solo en los EE. UU. aprox. 500.000 ATC anuales. Se espera que la artroplastia total de cadera (ATC) primario aumente en un 71 % a 635 000 para 2030 (9). Las prótesis de cadera no cementadas imitan la estabilidad y supervivencia que las prótesis cementadas clásicas.

El diseño de un implante femoral con soporte metafisario proximal recubierto de titanio poroso e hidroxiapatita para la estabilidad inicial y la osteointegración temprana que compite con las prótesis cementadas se ha considerado hasta hace poco como el estándar de oro para la artroplastia de cadera (10). Es por esta razón la investigación de que tanto dolor y función presentan los pacientes sometidos a esta cirugía con el diferente tipo de material del vástago. Con el propósito de mejorar los síntomas o ya sea la prevención de estos.

Marco teórico

Estructura atómica y defectos

Los metales están formados por cristales. Es decir, los átomos de metal en un cristal individual están dispuestos en una periodicidad tridimensional. Un implante típico consta de muchos cristales metálicos. (es decir, es policristalino) se combina en los límites de grano (Figura 1).

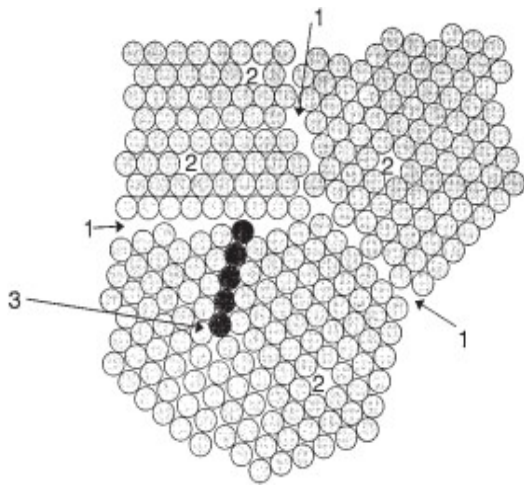


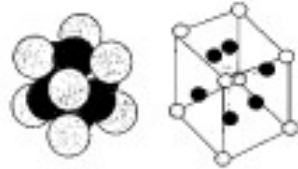
Figura 1. Representación esquemática de la estructura de cristal metálico de tres granos, (1) nótese la presencia de límites de granos, (2) vacantes (agujero en cristal), (3) dislocaciones. Los átomos oscuros representan el semiplano adicional. Observe la distorsión de la red debajo del semiplano adicional

Figura 1. Imagen tomada y traducida del libro The adult hip: Volumes I and II. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 129

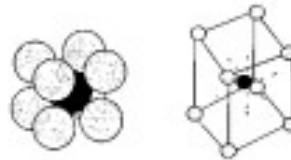
Muchas de las propiedades físicas y mecánicas de los metales están determinadas por estos

cristales. Hay varias relaciones posibles diferentes entre los átomos de un cristal (es decir, su estructura cristalina). Estos incluyen cúbicos centrados en el cuerpo (BCC), cúbicos centrados en las caras (FCC) y hexagonales compactos (HCP) (Figura 2).

A.- Cúbicos centrados en las



B.- Cúbicos centrados en los



C.- Hexagonales compactos

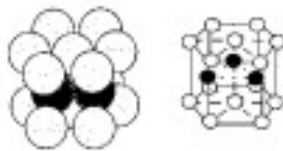


Figura 2. Tres estructuras cristalinas comunes que se encuentran en las aleaciones de implantes: cúbica centrada en las caras (FCC) (a), cúbico centrado en el cuerpo (BCC) (b), hexagonales compactos (HCP) (c).

Figura 2. Imagen tomada y traducida del libro The adult hip: Volumes I and II. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 129

El cristal tiene 14 arreglos diferentes de átomos (la llamada red de Bravais (11). La mayoría de las aleaciones de implantes utilizadas en ortopedia son BCC (p. ej., -Ti), FCC (p. ej. Acero inoxidable 316L) o HCP (p. ej., -Ti, Co-Cr) (13).

Propiedades mecánicas:

Cuando se habla de los mecanismos de fortalecimiento de los metales, es importante comprender qué significa la fuerza. La figura 3 muestra una curva típica de tensión- deformación de un metal.

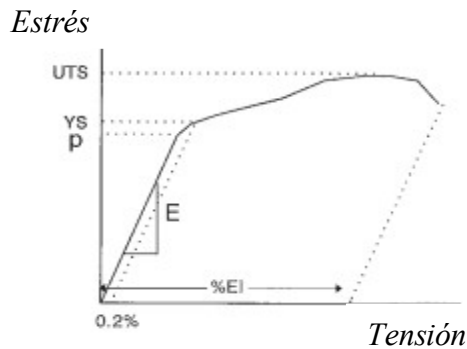


Figura 3. Esquema de las Curvas de tensión-deformación de un metal típico. (E) observe la región elástica con el módulo de Young. (P) límite proporcional. (YS) fuerza de rendimiento. (UTS) resistencia a la tracción. (%EI) porcentaje de elongación

Figura 3. Imagen tomada y traducida del libro *The adult hip: Volumes I and II*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 131

En la figura 3; define los términos utilizados para describir el comportamiento mecánico de los metales (u otros materiales). En regiones de baja tensión/baja deformación, la tensión y la deformación son generalmente lineales. Esta relación se llama módulo, módulo de Young o módulo de elasticidad. Esta propiedad refleja la rigidez del material, que depende de cuán fácil sea estirar los átomos desde sus posiciones de equilibrio en la red. El módulo es relativamente insensible a defectos tales como dislocaciones y la rigidez de la prótesis es el resultado de una combinación de geometría y módulo.

Para los vástagos de cadera donde la flexión es el modo dominante de deformación, el concepto de rigidez de la viga a flexión se denomina "rigidez a la flexión" (EI), donde I se denomina segundo momento de área y es el área de la sección transversal alrededor de su parte central.

Este concepto se utiliza en algunos vástagos de cadera, por ejemplo, mediante la inserción de una ranura en el eje del vástago distal para reducir la rigidez a la flexión. Esto reduce efectivamente la rigidez del tronco distal y permite una menor protección contra la tensión. En la Fig. 3, cuando la tensión aumenta más allá del rango elástico, hay un punto donde comienzan a formarse dislocaciones, que transfieren alguna deformación plástica a través de los granos (P). Cuando esto sucede, ya no existe una relación lineal entre la tensión y la deformación. El material

alcanza su límite proporcional cuando la deformación permanente alcanza el 0,2 % y la tensión en esta deformación permanente arbitraria define el límite elástico del material.

El material tiene el esfuerzo de rotura en el punto más alto, el esfuerzo alcanzado durante la prueba; el alargamiento es la cantidad de tensión aplicada antes de la falla y es una medida de la elasticidad del material. Otras medidas de ductilidad incluyen la reducción del área, que es el cambio porcentual en el área de la sección transversal de una muestra de tracción antes de la prueba y después de la falla. También deben tenerse en cuenta otras propiedades importantes del material cuando se utilizan implantes.

La propiedad mecánica más importante del reemplazo total de la articulación es la resistencia a la fatiga. La fatiga es un proceso en el que se aplica tensión o deformación cíclica a un material y durante muchos ciclos (hasta 10⁷ ciclos o más) se inicia una fisura y se propaga hasta la falla. La mayoría de las personas estresan sus caderas un promedio de 2 a 5 millones de veces al año, lo que claramente es un estado de fatiga de alto ciclo. La resistencia a la fatiga de un material es el esfuerzo cíclico requerido para causar la falla en un número dado de ciclos. Un término comúnmente utilizado para describir el comportamiento de fatiga. La vida de fatiga de un material es el número de ciclos hasta la falla con una carga cíclica fija. La resistencia a la fatiga y la vida útil a la fatiga están correlacionadas en una curva clásica de tensión cíclica frente al número de ciclos hasta la falla (también conocida como curva de Wohler o curva S-N). En la figura 4 se muestra una gráfica de la tensión cíclica versus el logaritmo del número de ciclos hasta la falla.

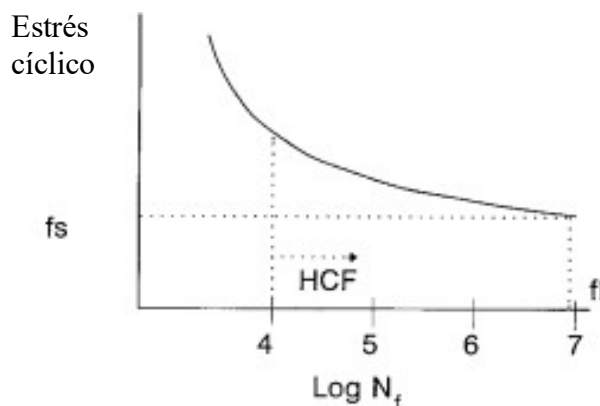


Figura 4. Esquema de una curva de fatiga. Diagrama de Wohler. (S-N curva) Tensión cíclica frente al número logarítmico de la curva cíclica hasta la falla para evaluación de fatiga. (fs) fuerza de fatiga a 107 ciclos. (fl) vida fatigada en fs. (HCP) régimen de fatiga de alto ciclo

Figura 4.-Imagen tomada y traducida del libro The adult hip: Volumes I and II. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 131

En general, la resistencia a la fatiga de una aleación de implante será proporcional a la resistencia a la tracción de la aleación. Por ejemplo, la resistencia a la fatiga (107 ciclos) es de aproximadamente 0,3 a 0,5 de la resistencia máxima a la tracción (UTS) a ciclo alto/esfuerzo bajo. (12).

Fisiología de los metales (cromo-cobalto) al hueso

La estabilidad a largo plazo está estrechamente relacionada con la integración hueso- implante. Los osteocitos median la respuesta inicial a los implantes. La interacción entre los osteoblastos y las superficies de biomateriales se ha evaluado cuidadosamente. La respuesta de la célula osteoblástica al cobalto ampliamente utilizados en las primeras 12 horas las aleaciones mostraron elongación celular para ambas aleaciones. La inmunotinción de vinculina en los contactos de adhesión a nivel de puntos fue común en todas las células adheridas a las aleaciones de titanio, pero fue relativamente rara y restringida a procesos celulares en aleaciones de cobalto (13). Las células se unen directamente al material del implante mediante integrinas. Por lo tanto, la interacción inicial entre el implante y el hueso circundante puede diferir de la fuente de osteoblastos tanto el titanio así como el cobalto (14). La aleación tiene buena biocompatibilidad, aunque el cartílago y el tejido osteoide se observaron con mayor frecuencia en las superficies de aleación de cobalto que en las de aleación de titanio, hubo menos osteointegración en las superficies de aleación de cobalto (15). Se ha informado que las aleaciones de cobalto liberan grandes cantidades de iones metálicos, lo que puede promover la liberación de citoquinas y reacciones de hipersensibilidad (16). En consecuencia, algunas células de la médula ósea formaron capas incompletas cuando entraron en contacto con implantes de titanio y mostraron características morfológicas de macrófagos y células gigantes multinucleadas (17). El desgaste

de los implantes se considera la causa más importante de aflojamiento aséptico en las cirugías de prótesis articular (18-22). Las partículas de desecho desencadenan una respuesta inflamatoria mediada por células que conduce a granulomas de células gigantes de cuerpo extraño o a la liberación masiva de factores osteolíticos que afectan la biología y el metabolismo óseo (23). Las quimiocinas liberadas por los macrófagos en respuesta a las partículas de desgaste pueden contribuir a la inflamación crónica en la interfaz hueso-implante (24). Los signos clínicos del aflojamiento aséptico de las articulaciones artificiales son dolor y pérdida de movilidad. Las radiografías muestran osteólisis en la interfaz hueso-implante. La osteólisis se puede identificar con implantes cementados y no cementados. En algunos pacientes con implantes no cementados, la osteólisis puede ser asintomática, lo que sugiere que la osteólisis sola puede ser clínicamente insignificante y un signo de resolución. Se sabe que la osteólisis aumenta con años de seguimiento en pacientes cementados y un implante no cementado (25,26). También se ha demostrado que las partículas de metal inducen la apoptosis en las células de los tejidos que rodean el implante. Numerosos macrófagos, células gigantes de cuerpo extraño y fibroblastos a menudo rodean abundantes restos granulares (27). La fagocitosis de desechos mediada por macrófagos puede estimular la activación celular a través de la síntesis y secreción de factores de resorción ósea. Dichos factores son mediadores proinflamatorios como la interleucina-1 (IL-1), interleucina-4 (IL-4), interleucina-6 (IL-6), interleucina-8 (IL-8), factor estimulante de colonias de granulocitos- macrófagos (GM-CSF), el factor de necrosis tumoral- (TNF.-), prostaglandina E2 (PGE2), nitrógeno dióxido-ARN-M-inducción sintética (iNOS), fosfolipasa amarillo A2 (CPLA2) y TNF se expresan en implantes no cementados. Se descubrió que la activación de la IL- 4 regula las partículas de macrófagos, mientras que las partículas de titanio aumentan la expresión de las metaloproteinasas de la matriz estromelina y colagenasa en los fibroblastos (28,29, 30)

Biocompatibilidad.

Aleación a base de cobalto

Las aleaciones a base de cobalto suelen contener cromo, molibdeno, carbono y otros elementos como el níquel y el silicio. Material a base de cobalto definido por las aleaciones ASTM utilizadas en dispositivos médicos. Las aleaciones a base de cobalto actualmente en uso son

ASTM F-75, F-90, F-562, F-563, F-688, F-799, F-1058, F-1091, F-1377 y F-1537 (31-40). Algunas de estas especificaciones tienen composiciones similares a otras o no cubren las composiciones de las aleaciones. La única diferencia entre el F-1537 y el F-75 es la mayor concentración de nitrógeno en el primero. Las aleaciones de cobalto pueden tener una estructura FCC (normalmente por encima de 400 °C) o una estructura HCP (T por debajo de 400 °C) (41). En aplicaciones alternativas donde se requiere alta resistencia a la corrosión, estas aleaciones se fortalecen mediante una solución sólida y en cierta medida el endurecimiento por precipitación mediante depósitos de carburo. La microestructura típica de una prótesis de cadera en moldes de Co-Cr-Mo se muestra en una micrografía óptica de sección transversal en la Figura 5.

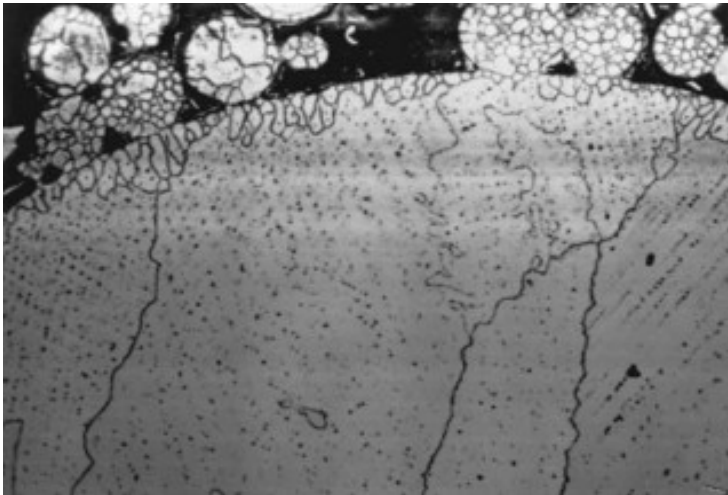


Figura 5. Fotografía óptica de una sección transversal a través de una prótesis de Co-Cr-Mo con recubrimiento poroso, grabado electrolíticamente en solución salina tamponada con fosfato a aproximadamente 800 mV (SCE) durante 20 horas. Observe los granos grandes que indican una estructura fundida y los carburos dispersos en cada grano. Los granos en la región de la superficie y en las perlas de revestimiento poroso son mucho más pequeños que en la aleación a granel.

Figura 5. Imagen tomada y traducida del libro The adult hip: Volumes I and II. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 133

Se debe considerar la presencia de granos muy grandes debido a la fundición, así como granos más pequeños cerca del recubrimiento poroso de la superficie. Esta micrografía también muestra que hay carburos dispersos en los granos (y en los límites de los granos), lo que aumenta

ligeramente la precipitación. La estructura de Co-Cr-Mo es una estructura dendrítica (similar a la de un árbol) con propiedades químicas muy diferentes dentro de las estructuras dendríticas (llamadas "descorazonadora") (42,43). También hay carburos interdendríticos. La composición química y la estructura de fase de las aleaciones de Co-CrMo aún no están claras. electrones retrodispersados. En la Figura 6. se muestra una micrografía de la estructura fundida.

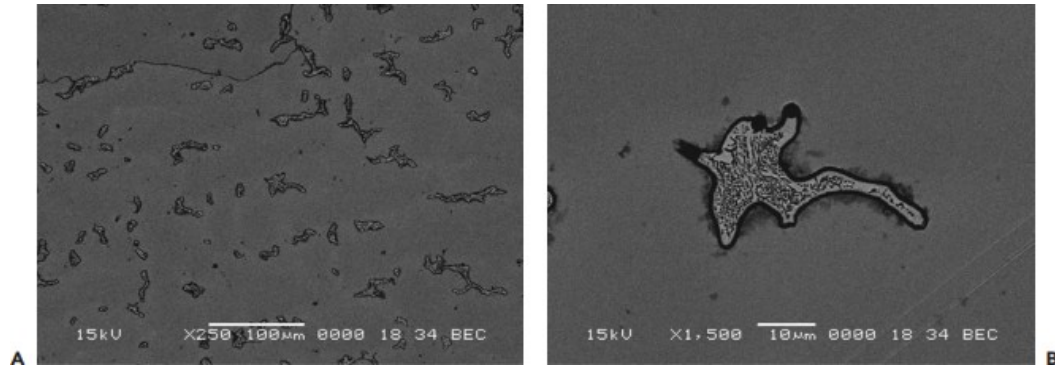
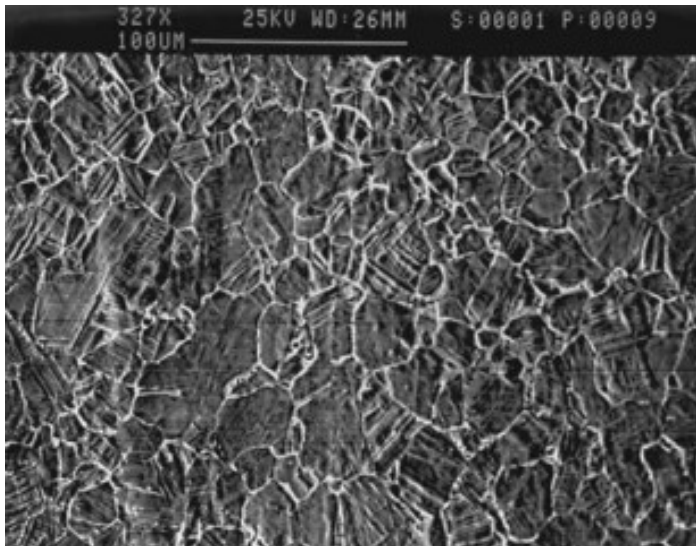


Figura 6. Micrografía de electrones retrodispersados de una aleación de Co-Cr-Mo fundida (ASTM F-75) que muestra la compleja estructura de carburo presente en estas aleaciones. los puntos brillantes y oscuros representan las regiones de carburo, y el contraste variable se debe en parte a las diferencias de composición entre las regiones; imagen de bajo aumento (A) y mayor aumento (B) de un carburo.

Figura 6. Imagen tomada y traducida del libro The adult hip: Volumes I and II. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 134

Las regiones de carburo (regiones claras y oscuras) son complejas en estructura y composición química. El aspecto microestructural del Co-Cr-Mo mecanizado es completamente diferente del Co-Cr-Mo fundido. Este material generalmente tiene granos más pequeños y uniformes (es decir, aproximadamente el mismo diámetro en todas las direcciones), como se muestra en la Figura 7.



*Figura 7. Micrografía electrónica de barrido (SEM) de la cabeza forjada de Co-Cr-Mo después de colocar soluciones corporales en la región modular cónica. Lo más probable es que la exposición de esta microestructura fuera el resultado de la corrosión por rozamiento en grietas dentro del rebaje cónico de la conexión modular, y es un indicador de la gravedad del ataque que puede ocurrir dentro de estos conos Figura 7. Imagen tomada y traducida del libro *The adult hip: Volumes I and II*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1), página 134.*

Esta es una SEM de una cabeza femoral de Co-Cr Mo forjada recuperada (ASTM F- 799) en un cono modular después de la recuperación de un paciente. La superficie es corroída por el cuerpo, lo que da como resultado erosión por corrosión en las grietas del cuerpo (44). Las propiedades de las aleaciones a base de cobalto les otorga una alta resistencia al desgaste, haciéndolas ideales para superficies articulares. Las Aplicaciones de los carburos están presentes en la superficie (y en la aleación en general), la resistencia al desgaste de estos materiales mejora al proporcionar una dispersión muy dura de carburos incrustados en la matriz de la aleación metálica, creando un contacto superficial con la matriz de la aleación metálica. La desventaja del alto endurecimiento de este material es la dificultad de procesamiento y deformación de la aleación. Estas aleaciones de cobalto también tienen muy buena resistencia a la corrosión en soluciones que contienen cloruro (45).

Biomaterial

La razón fundamental detrás del diseño de componentes anatómicos femorales no cementados con carga metafisaria para el reemplazo total de cadera (THR) es transferir fuerzas desde la

cadera al fémur proximal para mantener la mayor carga posible en este sitio y minimizar la pérdida ósea. La mayoría de los vástagos no cementados están hechos de cromo cobalto (Cr-Co) o titanio. El Cr-Co es más duradero, mientras que el titanio tiene una flexibilidad más parecida a la del hueso. (46). Dado que el titanio es más flexible que el Co-Cr, uno pensaría que el vástago de titanio sería menos doloroso en el muslo. (47). La parte femoral reemplaza la cabeza y el cuello del fémur, debe estar hecho de materiales duraderos y biocompatibles. Además de transferir carga al fémur proximal, también debe transferirla fisiológicamente al hueso circundante para evitar el estrés y la concentración de carga. El fémur debe soportar una carga de 2 a 3,5 kilo-newtons bajo en 1 a 2 millones de ciclos por año (48).

La resistencia de un vástago a la fractura no está determinada únicamente por su rigidez; también está determinado por la ductilidad (capacidad de deformarse elásticamente antes de romperse) y el módulo de elasticidad. Generalmente, los vástagos con un módulo elástico similar al hueso transfieren las cargas de manera más fisiológica. Los vástagos no adheridos están hechos de varias aleaciones. Las más comunes son las aleaciones de cromo-cobalto y las aleaciones de titanio. El módulo de elasticidad de la aleación de cobalto-cromo es de 220 a 234 GPa, mientras que el del titanio es de 105 a 110 GPa.

En cuanto a la capacidad de integración, los estudios de microscopía electrónica revelaron la presencia de ultraestructura de crecimiento óseo en la superficie del implante en vástagos de titanio (Ti6Al14V), cromo-cobalto y acero inoxidable. Las aleaciones a base de cobalto y titanio se utilizan para prótesis de cadera no cementadas. La rigidez de la varilla es proporcional a la cuarta potencia de su diámetro y depende del módulo de elasticidad del material. El módulo de elasticidad del titanio es el 50% del cromo cobalto. Por lo general, los vástagos no cementados deben rellenarse con un canal femoral de mayor diámetro que los vástagos cementados. La mayor rigidez de estos vástagos debido a la menor diferencia en el módulo de elasticidad en relación con el hueso conduce a la reabsorción en el área medial del cuello y a una mayor transferencia de carga fisiológica con vástagos de titanio. Esto debería dar como resultado una remodelación ósea reducida, una fijación más prolongada y mejores resultados clínicos. Otro aspecto menos conocido es que las aleaciones de cobalto-cromo están asociadas con un mayor riesgo de infección que las aleaciones de titanio porque las bacterias tienen una mayor capacidad

para adherirse y formar "biopelículas" en sus superficies (49). Las ventajas del reemplazo de cadera metal sobre metal incluyen una menor tasa de desgaste, preservación de la masa ósea para futuras cirugías de revisión, restauración de la mecánica anatómica de la cadera y mayor estabilidad debido al mayor diámetro de la articulación. Sin embargo, la desventaja es que los recubrimientos de metal a metal liberan grandes cantidades de partículas de desgaste muy pequeñas e iones metálicos. Las consecuencias biológicas a largo plazo de la exposición a estas partículas e iones de Co-Cr siguen siendo en gran parte desconocidas (50).

UN NUEVO SISTEMA DE CLASIFICACIÓN PARA VÁSTAGOS FEMORALES NO CEMENTADOS EN ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA.

Los vástagos femorales no cementados fueron clasificados en 2011 por Khanuja et al. (51). En 2020, ese sistema de clasificación fue modificado por Kheir et al (52) para incluir tallos cortos. Estos sistemas definieron 7 principales tipos de implantes, más desglosados por geometría del vástago, propiedades de la sección transversal y características de la superficie. Aunque estos sistemas de clasificación permiten una discusión estructurada de vástago no cementado por su resultado funcional, la especificidad con la que clasifican los vástagos en función de geometría, propiedades de la sección transversal, características de la superficie y la longitud dificulta la clasificación de varios vástagos nuevos.

FUNDAMENTOS DE LA FIJACIÓN NO CEMENTADA

La implantación exitosa de un vástago femoral no cementado está compuesta por 3 principios fundamentales: estabilidad inicial rígida (logrado a través del contacto directo entre el hueso y la superficie del implante), fijación biológica a mediano plazo (osteointegración) y equilibrio distribución del estrés femoral para la supervivencia a largo plazo.

CARACTERÍSTICAS DEL VÁSTAGO

Al desarrollo de algunas clasificaciones, se consideran algunas características del vástago: materiales, geometría de la sección transversal, coronal, perfil sagital, longitud, ubicación prevista de fijación y máxima relleno del canal, tratamiento de superficie en su ubicación, presencia de collar, ubicación de la modularidad y método previsto de preparación del hueso.

MATERIALES

La mayoría de los vástagos femorales no cementados están hechos de titanio. aleación de aluminio vanadio o aleación de cobalto-cromo molibdeno, siendo la gran mayoría aleación de titanio aluminio vanadio. Un ensayo controlado aleatorizado de 423 ATC primarios demostró que los vástagos de titanio están asociados con tasas más bajas de estrés y dolor en el muslo en comparación con los tallos de cobalto-cromo (53). Albrektsson et al (54) demostraron que la osteoinducción, la osteoconducción, y la osteointegración son producto de la biocompatibilidad y el módulo de elasticidad más bajo de la aleación de titanio (100 GPa), que se parece más al hueso cortical (20 GPa) en comparación con el cobalto-cromo (220 GPa).

PERFIL CORONAL

Las características pertinentes del perfil coronal del tallo incluyen la presencia de un ensanchamiento metafisario medial o lateral, la presencia de un relieve trocantéreo en el hombro lateral, la disponibilidad de opciones para abordar la geometría coxa vara o coxa valga, el ángulo de cualquier conicidad diafisaria y la disponibilidad de perfiles modificados para Dorr A y C (55).

PERFIL SAGITAL

Las características pertinentes del perfil sagital del vástago proximal incluyen la presencia de cualquier anteversión incorporada, brotes metafisarios (incluidos los ensanchamientos metafisarios asimétricos en tallos anatómicos), y el ángulo de cualquier conicidad. Características pertinentes del vástago sagital distal incluyen la presencia de cualquier arco diafisario (gradual cambio en el radio de curvatura sagital), torceduras diafisarias (agudas pero pequeño cambio angular en el perfil sagital), o alivio del vástago distal para navegar por el arco femoral anterior

RELLENO MÁXIMO DEL CANAL

Las características geométricas del vástago determinan la ubicación de la máxima relleno del canal femoral y fijación primaria. Los componentes femorales pueden lograr metafisaria parcial o total, metafisaria-diafisaria, o compromiso diafisario dependiendo de la geometría de la sección transversal. Los vástagos metafisarios o metafisarios- diafisarios son comúnmente elegido para la THA primaria, mientras que la participación diafisaria los implantes pueden elegirse para abordar las deficiencias óseas metafisarias o morfologías femorales proximales anormales

PREPARACIÓN FEMORAL

La preparación meticulosa del canal femoral proximal es fundamental para lograr la estabilidad inicial del implante y maximizar contacto entre el implante y el hueso cortical.

MODULARIDAD DEL VÁSTAGO

Se han desarrollado componentes femorales modulares para optimizar compensación de la longitud de las extremidades, desplazamiento femoral, anteversión femoral, amplitud de movimiento libre de pinzamiento y tensión de los tejidos blandos (56).

LONGITUD DEL TALLO

A pesar de los excelentes resultados clínicos típicos, la ATC a menudo se asocia con una transferencia de carga proximal menos que fisiológica y una fijación predominantemente diafisaria. Este fenómeno ha sido asociado con dolor en el muslo y protección contra el estrés proximal, que según un estudio de Jo et al (57) analizaron 240 ATC primarias no cementadas que se producen en el 11,3% de los pacientes. Tanto Ishii et al como Nam et al informaron que el llenado deficiente del canal a lo largo de la probable que el vástago sea responsable de esta osteointegración insuficiente y dolor posterior en el muslo [58,59]. Más tarde se introdujeron tallos más cortos y puede permitir una transferencia de carga proximal más fisiológica [60].

CLASIFICACIÓN DE VÁSTAGOS NO CEMENTADOS

La clasificación publicada para tallos no cementados por Khanuja et al, actualizado posteriormente por Kheir et al, divide los implantes en 7 principales tipos, más desglosados por geometría del tallo, sección transversal propiedades y características de la superficie. El sistema de clasificación presentado aquí caracteriza los implantes de acuerdo con 3 características: (1) geometría; (2) ubicación de la modularidad; y (3) longitud. Además, se introdujeron 2 modificadores para especificar un aditivo único características del tallo, la presencia de un collar y el tratamiento de la superficie tecnología.

GEOMETRÍAS DE VÁSTAGO

Nuestra clasificación considera 6 geometrías de vástago clave: conicidades planas, Vástagos cortos cuadrangulares, fit-and-fill, cónicos, cilíndricos y calcar guiados (Fig. 8).

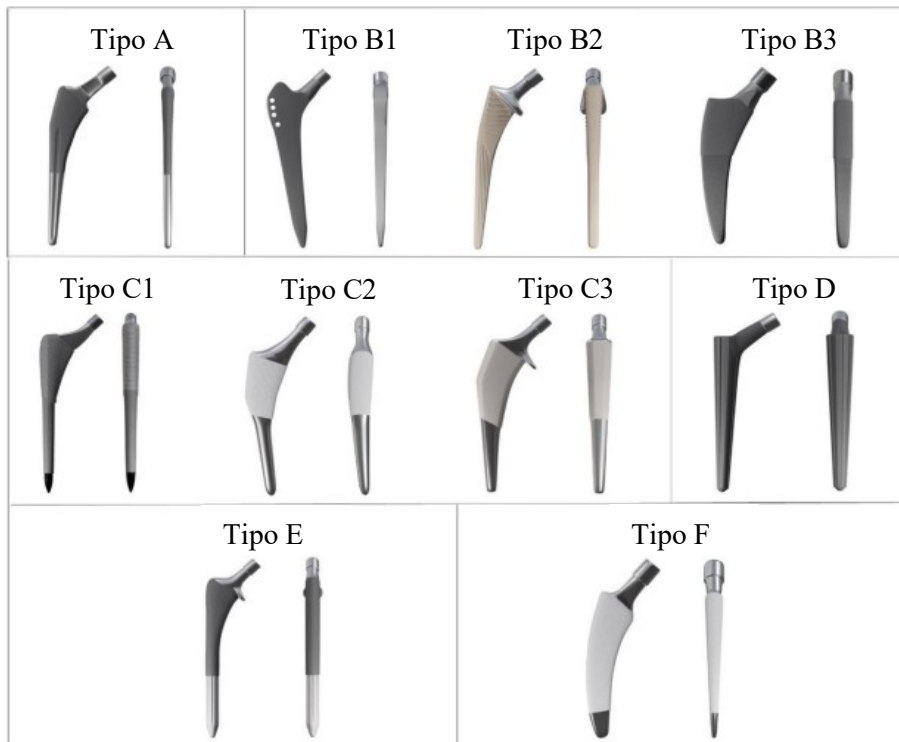


Figura 8. Las 6 geometrías de vástago clave mostradas en los planos AP y ML: cono plano (tipo A); conos cuadrangulares (tipos B1-B2-B3); ajuste y llenado (tipos C1-C2-C3); cónico (tipo D); cilíndrico (tipo E); y tallos cortos guiados por calcar (tipo F). AP, anteroposterior; ML, mediolateral.

Los subtipos de estas geometrías son definidos según sea necesario para la especificidad y para permitir la comparación directa de tipos de tallos específicos en la literatura.

En Nuestro estudio nos enfocaremos en los vástagos tipo D y E.

TIPO D: VÁSTAGOS CÓNICOS

Los implantes cónicos tienen una sección transversal circular, se estrechan distalmente y exhiben con frecuencia ranuras longitudinales para la estabilidad axial y rotacional

La preparación del canal femoral generalmente se logra mediante técnicas de solo rimas. Se diseñaron vástagos cónicos cortos para abordar la morfología femoral proximal anormal, incluida la displasia del desarrollo de la cadera o cuellos femorales en valgo alto. Estos implantes fueron desarrollados específicamente para acomodar morfologías óseas proximales en las que La fijación de una prótesis de ajuste metafisario tradicional puede ser difícil. El fundamento del diseño es lograr la fijación y la rotación. estabilidad en o por debajo del nivel del trocánter menor y para evitar la geometría femoral proximal anormal.

TIPO E: VÁSTAGOS CILÍNDRICOS

Los implantes cilíndricos se basan en la fijación a lo largo de la prótesis, y la mayor parte del compromiso óseo se produce en la cortical diáfisis Estos diseños de vástago tienen una sección transversal circular, para lograr un compromiso diafisario completo. La mayoría de estos implantes son recubierto con una superficie de crecimiento interno y exhibir un collar para mejorar estabilidad axial y para mejorar la transferencia de carga al calcar medial. Esta característica es particularmente importante si se tiene en cuenta que los vástagos cilíndricos se pueden utilizar para tratar a pacientes que tienen mala calidad del hueso metafisario o geometría femoral proximal anormal que colocan vástagos cónicos estándar o cortos guiados por calcar en riesgo de aflojamiento temprano del implante. La preparación del canal femoral se basa principalmente en fresar la diáfisis, aunque normalmente se utilizan brocas para asegurar una abertura metafisaria adecuada para la inserción del vástago

MODULARIDAD DEL VÁSTAGO

TIPO I: MODULARIDAD DE LA CABEZA

La mayoría de los componentes femorales permiten una cabeza para ser unida a un vástago por un cono Morse (Fig. 9). Esta forma de modularidad permite cabezas femorales de diferentes diámetros y longitudes de cuello que se unirán a cualquier tamaño de vástago o geometría. Aunque la utilidad de estos sistemas está bien establecida, la cabeza, la modularidad está asociada con riesgos de complicaciones mecánicas, tales como luxación y dificultad a la reducción, la fractura cónica y la corrosión por fricción. De hecho, una revisión sistemática de Wight et al (61) sugiere que las cabezas grandes compensadas pueden aumentar el riesgo de corrosión por contacto en la unión cónica cabeza-cuello. La modularidad de la cabeza es esencialmente universal en los diseños de vástagos modernos; Los vástagos con modularidad de solo cabeza a menudo se denominan "monobloque" o "no modular" dada la falta de otras uniones modulares.



Figura 9. Los 4 tipos de vástagos modulares: sólo cabeza (tipo I); modularidad de cabeza y cuello (tipos I y II); modularidad cefálica y subtrocanterica (tipos I y III); y modularidad del cabezal y vaina de fijación metafisaria modular (tipos I y IV).

TIPO II: MODULARIDAD DEL CUELLO

Estos vástagos modulares tienen un cono aplanado que conecta el cuello protésico al vástago femoral (Fig. 9). La modularidad del cuello permite al cirujano ajustar la longitud

y el desplazamiento de la extremidad después de lograr la fijación, independientemente del tamaño del vástago y realizar pequeños ajustes en anteversión femoral. La mayoría de los vástagos con modularidad tipo II también tienen modularidad tipo I. Las complicaciones de la modularidad del cuello incluyen la conicidad fractura y corrosión por fricción. Mecánicamente la corrosión asistida por grietas depende del micro- movimiento (62), la introducción del cuello por

restos óseos ha sido reportada por Jauch et al (63), para aumentar el micro-movimiento más de 3 veces en Ti-Ti conexiones de cuello y 1,5 veces en conexiones de cuello Co-Cr. La corrosión aumenta el riesgo de fractura cónica y la incidencia de efectos adversos esto por reacciones a desechos metálicos (63).

TIPO III: MODULARIDAD SUBTROCANTÉREA

Esta forma de modularidad generalmente se aplica a cilíndricos o cónicos. vástagos diseñados para lograr la fijación diafisaria (Fig. 9). La modularidad subtrocantérica o de vástago medio permite al cirujano ajustar altura del vástago una vez que se logra la fijación diafisaria, para establecer el desplazamiento en función del diámetro del vástago y para desacoplar la anteversión femoral desde la ubicación de cualquier torcedura del vástago, arcos o relieves de la punta del vástago distal.

TIPO IV: MANGUITO DE FIJACIÓN METAFISARIA MODULAR

Este sistema modular consta de un vástago de titanio con diferentes compensaciones, a menudo con estrías distales, que se impactan usando un invertido Cono Morse en una manga metafisaria. La anteversión femoral puede ser establecido independientemente de la geometría metafisaria (Fig. 9). La rotacional la estabilidad se logra a través de la porción diafisaria del vástago, mientras que la fijación metafisaria se logra mediante el crecimiento óseo promovida por el revestimiento superficial poroso de la vaina metafisaria.

LONGITUD DEL TALLO

No existe una clasificación universalmente aceptada de la longitud del vástago. La longitud del vástago debe clasificarse en función de la longitud del vástago solo que se ignora la anatomía del paciente o la longitud del vástago con relación a la anatomía de cada paciente. Nuestro enfoque específico del paciente utiliza la distancia relativa entre el trocánter menor y la punta distal del implante.

Se clasificado en 5 categorías: ultracorta, corta, tradicional, larga y ultra larga.

- Ultracorto se definió como menos de un tercio del implante que se extiende por debajo del trocánter menor.

- Corto se definió como un tercio a la mitad del implante que se extiende debajo del trocánter menor.
- Tradicional se definió como la mitad a tres cuartas partes del implante que se extiende por debajo del trocánter menor.
- Largo se definió como más de las tres cuartas partes de implante que se extiende por debajo del trocánter menor.
- Ultra-largo fue definido como un implante que se extiende más allá del istmo femoral

EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA DE LA BIOFIJACIÓN DE COMPONENTES FEMORALES DE SUPERFICIE POROSA.

Ciertos puntos de referencia radiográficos son valiosos para predecir la fijación osteointegrada del componente femoral no cementado al hueso. Otras características también son valiosas para predecir la estabilidad general de los componentes femorales no cementados.

La evaluación clínica por sí sola no es suficiente para evaluar la estabilidad de los reemplazos de cadera cementados y no cementados, ya que los componentes inestables no siempre preceden a los síntomas y las prótesis osteointegradas esto ocasionalmente pueden volverse sintomáticas. "La evaluación radiográfica proporciona información útil y se ha demostrado el valor predictivo de ciertas características radiográficas". Para las prótesis cementadas se ha creado un sistema para mejorar la estabilidad. Se han definido tres características radiológicas: radiolucidez del cemento óseo, radiolucidez del implante cementado y sedimentación. Como puntos de referencia principales para la implantación de una prótesis anatómica de bloqueo medular [AML] con un recubrimiento esponjoso de dos tercios (DePuy, Varsovia, Indiana), dos puntos de referencia radiográficos, denominados "puntos de referencia primarios", fueron útiles para predecir la fijación osteointegrada.

La ausencia de una línea de reacción alrededor de la superficie porosa del implante indica osteointegración. La presencia de hueso nuevo que conecta la superficie endóstica y la parte porosa del implante también es un signo importante de osteointegración (64). La

presencia de migración progresiva del implante es un indicador importante de la inestabilidad del implante. (65.66). En la mayoría de los casos, la presencia de uno o más de estos signos predice la fijación y estabilidad del implante. Sin embargo, esta es la excepción y en la mayoría de las AML con superficies muy porosas, la presencia de una o más características significativas predice la fijación y la estabilidad. Con los implantes femorales de superficie esponjosa proximal actualmente populares, las mismas características cardinales son más difíciles de visualizar y la predicción de la fijación y la estabilidad se vuelve cada vez más difícil. Estos implantes están destinados a lograr una fijación proximal únicamente.

Las líneas radiolúcidas y de reacción alrededor del segmento distal liso no indican la ausencia de osteointegración en la superficie esponjosa proximal.

Sin embargo, como se muestra en la Figura 10, si el revestimiento poroso se limita a estas áreas de revestimiento poroso adyacentes, es difícil obtener imágenes de rayos X en las que el haz sea completamente tangencial a la superficie porosa.

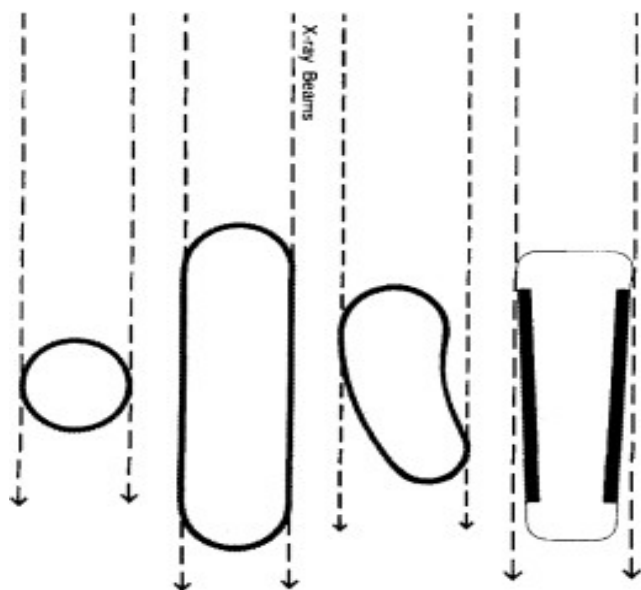


Figura 10. Esquema que ilustra la dificultad encontrada en la obtención de radiografías con el haz tangencial a la superficie porosa de un implante proximalmente recubierto por poroso.

Los Signos menos específicos como calcar atrofía o hipertrofia, retraso en el desprendimiento de partículas de la superficie del implante o la presencia de nueva formación de hueso endóseo alrededor y en contacto con la parte distal lisa del implante son importantes para predecir la fijación

y la estabilidad. El criterio de valoración de la fijación óptima se definió como la osteointegración del sistema operativo. El examen microscópico del hueso adherido siempre confirma que el hueso está directamente adherido al implante, sin una capa de tejido fibroso. La combinación de estos hallazgos forma la definición de osteointegración. La estabilidad se utiliza como término mecánico y se refiere a la ausencia de movimiento visible entre el implante y el hueso bajo carga. La confirmación de signos radiológicos se produjo en situaciones de osteointegración exitosa o fallida, mientras que se encontraron signos radiológicos en casos confirmados de inestabilidad estable y severa.

SEÑALES DE FIJACIÓN

La ausencia de líneas de reacción cerca de la superficie porosa del implante y la presencia de nuevas soldaduras óseas intraóseas en contacto con la superficie porosa (67) se consideran signos esenciales de osteointegración. Las líneas de reacción anchas alrededor de la superficie porosa del implante se consideran un signo importante de falta de osteointegración.

En algunos casos, se observaron puntos de soldadura intraósea porque no se conocía la osteointegración en las radiografías. Se considera sólo un signo menor de fracaso de la osteointegración. La superficie del implante se divide en 7 zonas de Gruen (Fig.11). Las radiografías anteroposterior (AP) y lateral se deben obtener con el implante girado de modo que la radiografía sea completamente tangencial a la superficie esponjosa proximal para determinar la presencia de áreas de líneas de reacción y puntos de soldadura.

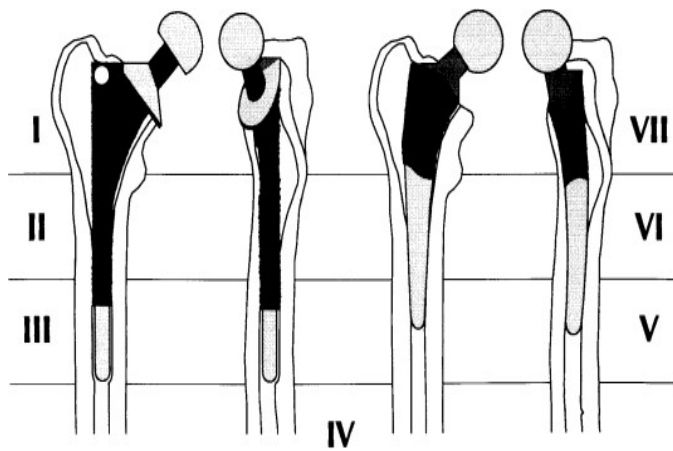


Figura 11. Representación esquemática de fémures implantados con prótesis AML y PCA. El Se muestran siete zonas de Gruen. Las superficies porosas están presentes en el doble de zonas de Gruen para la AML prótesis como para la prótesis PCA.

Las radiografías AP estaban disponibles para la prótesis que tenía un recubrimiento poroso rodeando de los dos tercios proximales del implante, dos zonas mediales y dos laterales de Gruen con superficies porosas. Ocasionalmente se han observado líneas reactivas en la mitad superior de las zonas 1 o 7 de Gruen asociado con implantes obviamente bien fijados con soldaduras por puntos en el dosel en la mitad inferior de la mismas dos zonas (Fig. 12).

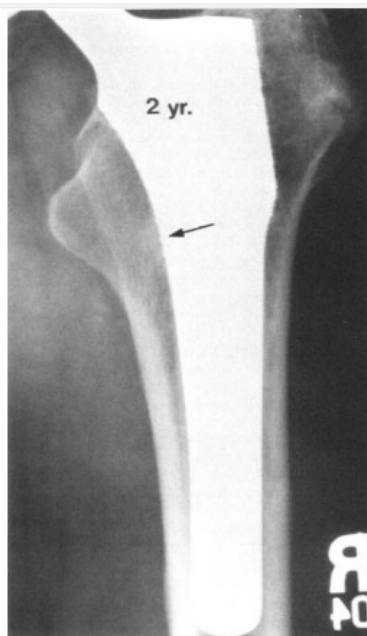


FIGURA. 12. Radiografía AP postoperatoria de dos años de un fémur al que se le ha implantado una prótesis PCA. Hay una fijación óptima. La flecha indica un punto de soldadura endóseo. Nótese la disminución densidad ósea del cuello femoral medial por encima del soldadura por puntos. Observe también la línea reactiva en la parte superior. parte de la zona I de Gruen. Dado que la mayoría de los La superficie porosa en esta zona tenía una apariencia de interfaz óptima, esta zona no se registró como subóptimo.

Por esta razón, Las líneas están presentes sólo en la mitad superior de una Zona de Gruen, si la interfaz hueso-implante en la mitad inferior dio un crecimiento óseo hacia el interior, Sin embargo, si el reactivo líneas extendidas es más del 50% de la longitud de la zona o al área donde se encuentra la mancha endóstica normalmente se espera que ocurran soldaduras, la zona Se registró que mostraba una osteointegración fallida. (Figura 13).

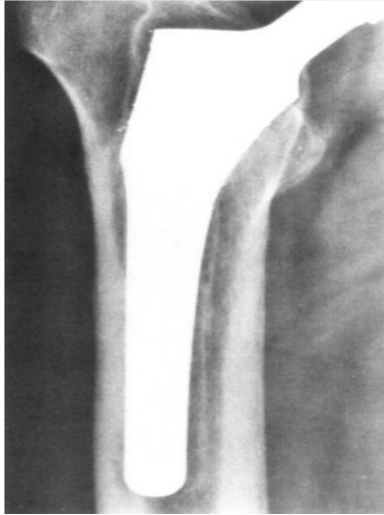


FIGURA. 13. Una radiografía posoperatoria de dos años del paciente sintomático con inestabilidad Prótesis anatómica con revestimiento poroso y baja puntaje. A diferencia de la Figura 3, la línea reactiva en La zona de Gruen I se extiende a lo largo de toda la superficie porosa, incluida la ubicación donde se Se vería la soldadura por puntos endoóseo. Negativo Se otorgaron puntos por líneas reactivas alrededor del revestimiento poroso, para el desprendimiento tardío de partículas, y para un vástago distal inestable

Una línea de reacción se define como extensa si se encuentra en al menos la mitad de las líneas de Gruen donde está presente el recubrimiento poroso. La ausencia total de líneas de reacción cerca de la superficie porosa se considera un indicador importante de osteointegración.

SIGNOS DE INESTABILIDAD

La migración es un cambio mensurable en la posición del implante entre los dos exámenes anuales más recientes y es el único signo significativo de inestabilidad del implante. La migración se definió como un cambio en la distancia vertical entre el hombro pseudolateral y el extremo superior del trocánter mayor igual o mayor a 2 mm. Los cambios en la posición del implante de menos de 2 mm se consideraron cambios dentro de los límites de error del método

y no se registraron como marcadores.

LÍNEAS REACTIVAS QUE AGITAN LA SUPERFICIE LISA DEL IMPLANTE:

Se cree que la línea de reacción alrededor de la parte distal del vástago del recubrimiento semiporoso es diferente de la línea de reacción alrededor del recubrimiento poroso proximal. Una línea de reacción ancha alrededor de una superficie esponjosa indica un crecimiento óseo fallido hacia el interior. Se fijan sobre superficies porosas, pero los implantes no siempre son inestables. Las líneas de reacción alrededor de la superficie lisa de la porción distal de la superficie porosa proximal del implante, como las que se muestran en la Figura 14, indican que se produce movimiento en esta interfaz pero no en la porción porosa proximal del implante. Fallo del crecimiento óseo.

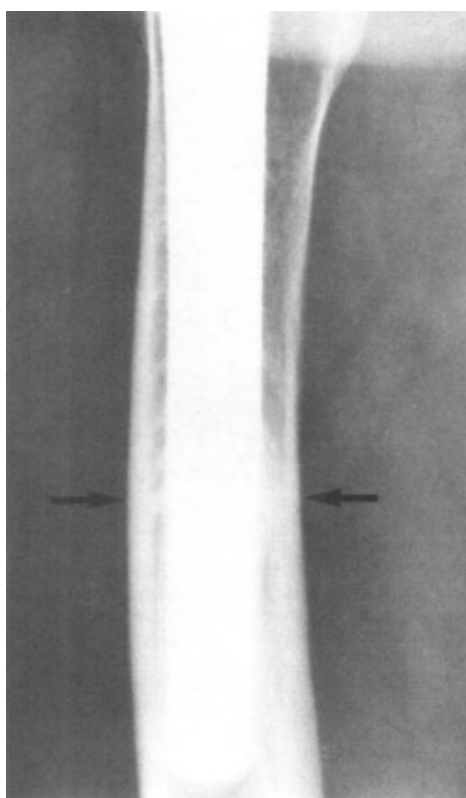
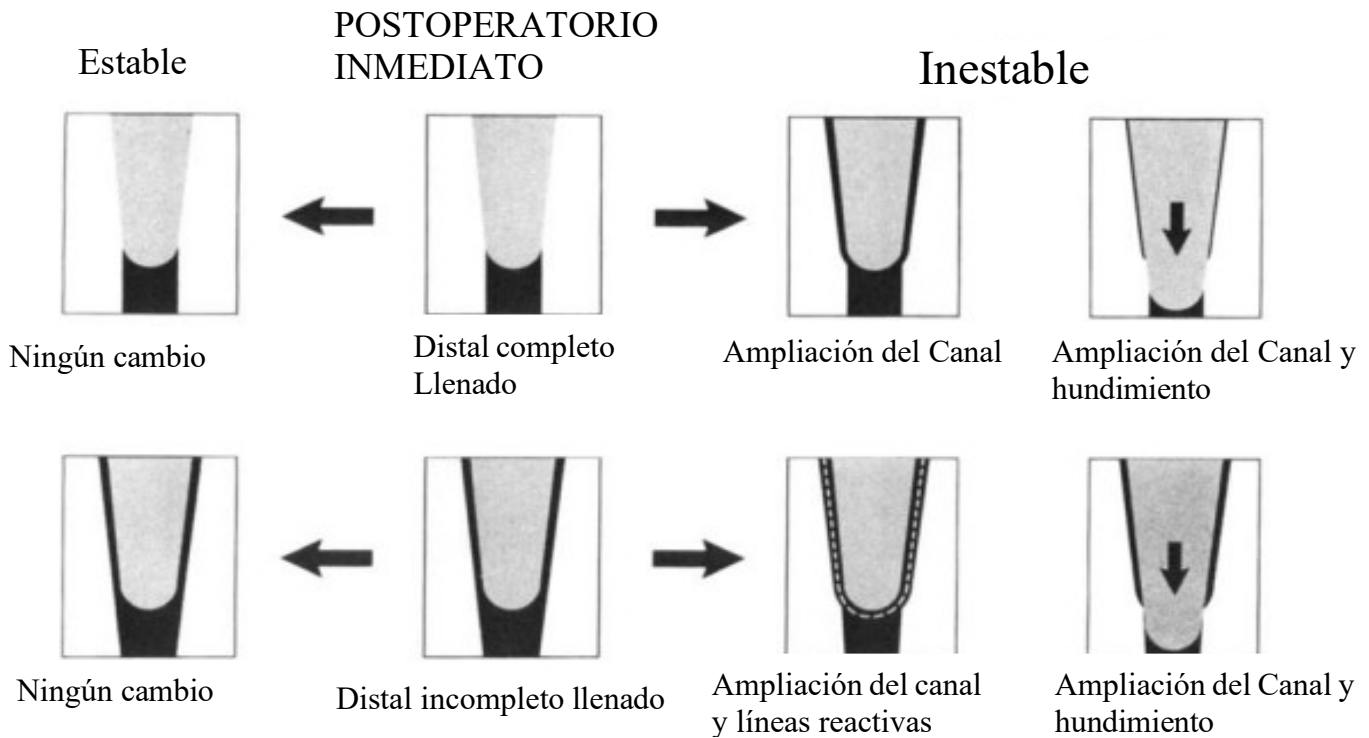


FIGURA. 14. Radiografía lateral posoperatoria de dos años de un fémur al que se le han implantado dos tercios Prótesis de AML con revestimiento poroso. Las flechas apuntan hasta el nivel de los puntos de soldadura endóseos. hueso nuevo parece cerrar la brecha entre el endostio superficie del fémur y la superficie porosa del provenir. La nueva formación de hueso es más visible en la unión entre el revestimiento poroso y el partes lisas del implante. La corteza femoral posterior por encima del punto de soldadura endóseo es delgada. Hay líneas reactivas alrededor de la porción distal lisa del implante.

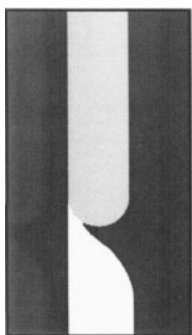
Líneas distales alrededor de una capa porosa proximal, tiene un valor limitado para predecir crecimiento óseo proximal hacia el interior, pero de valor potencial en una puntuación para la estabilidad general del tallo. El método para definir la estabilidad del vástago liso distal se muestra en la Figura 15.



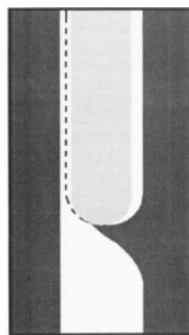
FIGURA; 15. Un esquema que ilustra las características radiográficas de un distal estable versus uno inestable. provenir. Las mediciones de la expansión del canal sólo son precisas si se obtienen radiografías femorales. con el fémur en idéntica rotación. Este signo también tiene menos significado con tallos rectos y cónicos, ya que un El vástago cónico puede llenar el nuevo espacio radiolúcido causado por la expansión del canal cuando éste se hunde.

LA ESTABILIDAD DE LA PORCIÓN DISTAL DE IMPLANTES CUBIERTOS PROXIMALMENTE.

La clasificación se realizó comparando la radiografía postoperatoria inmediata con la radiografía más reciente. Si el extremo distal del vástago femoral llena completamente el canal intramedular en la radiografía postoperatoria inmediata, y si la última radiografía con la misma rotación del fémur muestra un ensanchamiento del canal intramedular de tal manera que el vástago ya no hace contacto con ambas superficies endósticas, entonces se considera que la parte distal del vástago femoral se vuelve inestable. Si el vástago continúa llenando el canal, no forma una línea de reacción y no se hunde, se considera que el extremo distal del vástago permanece estable. Si el extremo del vástago no llena el conducto en la radiografía postoperatoria directa y no hay cambios, es decir, el conducto radicular no se ensancha y no aparece una línea de reacción, entonces el extremo distal del vástago todavía se considera de llenado. canal, aunque no del todo, y no hay signos de inestabilidad. Por el contrario, si una punta de vástago inicialmente de tamaño insuficiente desarrollaba una radiolucidez más amplia o líneas reactivas, se consideraba que se había vuelto inestable. Las radiografías posoperatorias inmediatas y finales para determinar la aparición de formación de pedestal. Un pedestal óseo se define como un estante de hueso nuevo endodóseo ya sea parcial o completamente. puenteando el canal intramedular en una aparente Intente sostener la punta de la prótesis (Fig. 16).



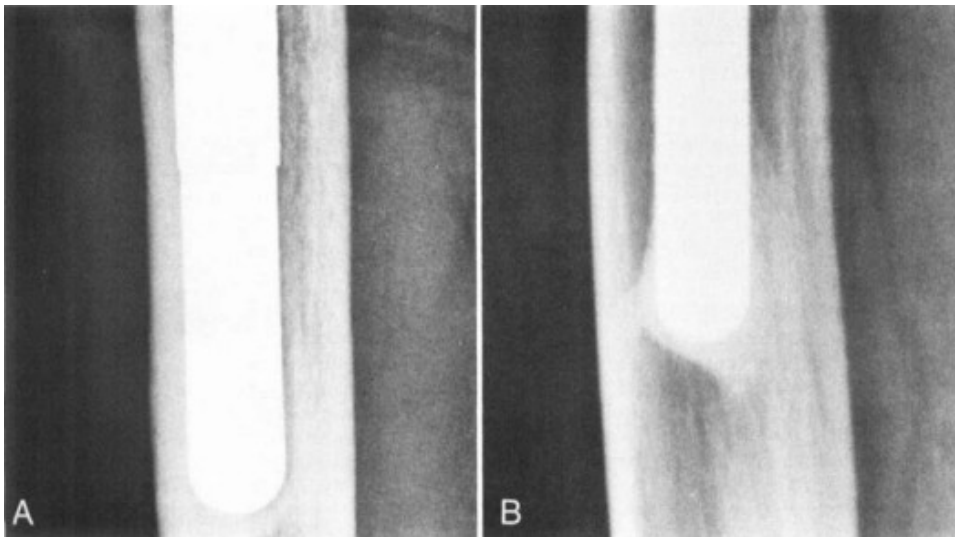
Debajo de la punta estable



Debajo de la punta inestable
Sugiere inestabilida

FIGURA. 16. Un esquema que ilustra las características de un pedestal intramedular que sostiene un establo. y un vástago distal inestable. Las líneas reactivas y la expansión del canal indican movilidad del tallo.

Si esta nueva formación ósea estuviera en contacto directo con la punta distal del vástago y no hubiera nuevos radiolucidez o líneas reactivas alrededor del tallo punta, esto se definió como un pedestal asociado con un Vástago distal estable. Por el contrario, si había una radiolucidez y una línea que rodeaba el vástago distal, Se consideró que el pedestal debajo del vástago estaba asociado con una punta del vástago inestable. En la Figura 17 muestra el aspecto característico de los pedestales asociado con un distal estable y un inestable provenir. También se tiene que evaluar y comparar el efecto inmediato postoperatorio hasta las últimas radiografías de seguimiento. El modelado Calcar se definió como el cambio en la densidad ósea del cuello femoral medial (Figura 18).



Higos. 17A Y 17B. Radiografías postoperatorias de dos años de dos fémures que contienen prótesis de AML. (A) Un pedestal intramedular que soporta una punta de vástago inestable. (B) Un pedestal que soporta una punta estable.

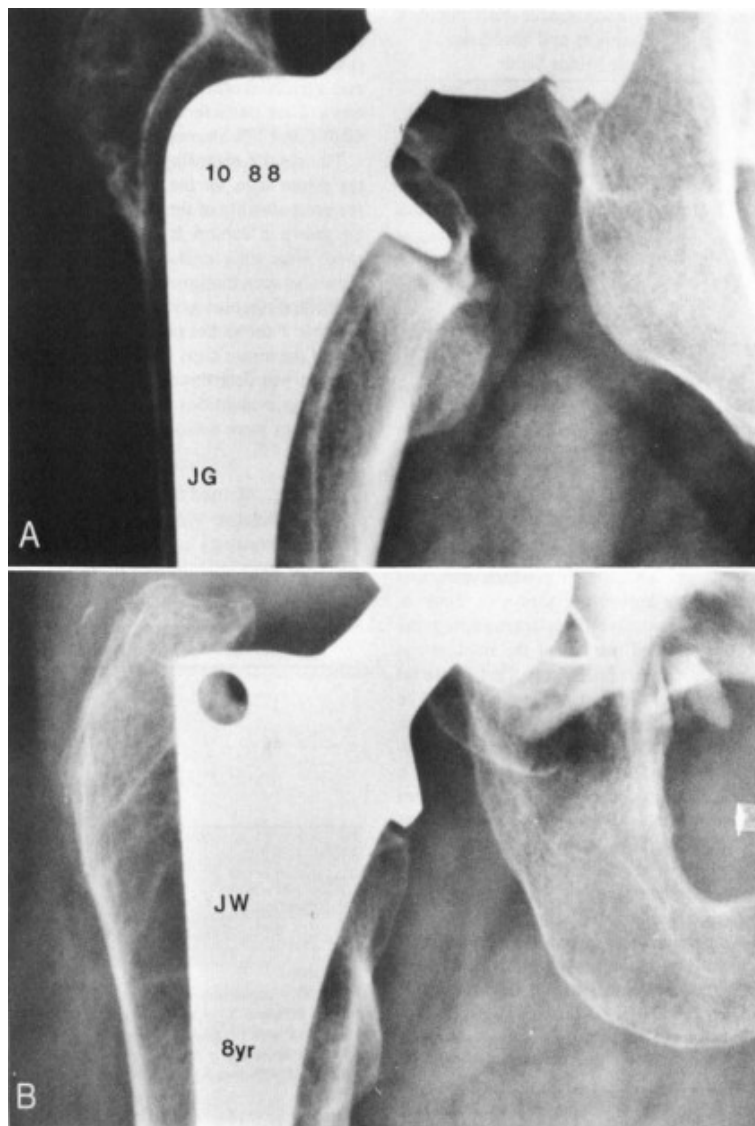


Figura. 18A Y 18B. Radiografías AP de dos fémures proximales que demuestran las diferencias en la Modelado óseo relacionado con la estabilidad del vástago. (A) Densificación en la corteza femoral medial que ocurre con una Prótesis femoral inestable. (B) La pérdida de densidad ósea de la corteza femoral medial asociada con una Prótesis óptimamente fijada

ESCALA UTILIZADAS

ESCALA DE CADERA DE HARRIS (HHS).

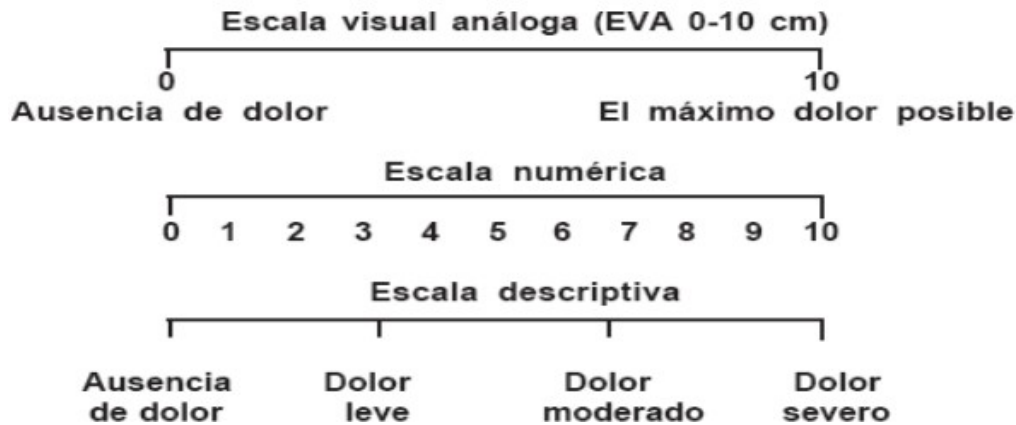
El HHS se introdujo en 1969 y se usa para evaluar la patología traumática de la cadera en cuatro dimensiones (dolor, función, deformidad y rango de movimiento) recibe diferentes puntos de manera diferente según el juicio clínico de los autores. A pesar de su disponibilidad a largo plazo y su uso generalizado, existen pocos estudios que lo validen parcialmente. El HHS incluye cuatro dimensiones (dolor, función, rango de movimiento y ausencia de deformidad) y utiliza una escala de calificación de 0 (menor capacidad funcional) a 100 (mejor capacidad funcional) (68).

Las puntuaciones globales se obtuvieron simplemente sumando las puntuaciones de cada una de las cuatro dimensiones: dolor (hasta 44 puntos), función (hasta 47 puntos, dividida en función de la marcha, hasta 33 puntos) y actividades diarias (hasta 14 puntos), las que reciben un mayor peso. Una puntuación de 4 corresponde a deformidad y una puntuación de 5 corresponde a rango de movimiento. Sus autores ofrecen criterios para la interpretación cualitativa de los resultados. Excelente: 90-100, Bueno: 80-89, Regular: 70-79 y Malo: <70) (68)

EVA (ESCALA ANALÓGICA VISUAL) figura 20

- Escala Visual Analógica (EVA) que consiste en una regla de 10 cm marcada con cero en un extremo, lo que significa que no hay dolor, y diez en el otro extremo, que representa el peor dolor.
- Una escala verbal que describe cómo percibe la intensidad del dolor: leve, moderado y severo
- La escala numérica consiste en una regla de 10 cm con un cero en un extremo, en incrementos de 1 a 10 por centímetros, donde 10 representa el dolor más intenso (69).

Figura 20. Escala para medir la intensidad del dolor



III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los remplazos articulares tienen una alta incidencia conforme aumenta la pirámide poblacional y con base a eso un aumento de revisiones femorales. La articulación coxofemoral tiene una serie de movimiento soportar la marcha y carga, que con el paso del tiempo sufre desgaste ya sea por la propia actividad laboral o física del paciente, en otras situaciones por enfermedades osteoarticulares o propias enfermedades de la infancia, el cual puede requerir un implante o prótesis, estos implantes tienen una vida media en cuanto a su utilización y estos pacientes pueden requerir una nueva reintervención por diferentes etiologías y necesitar vástagos largos con apoyo diafisario. Los diferentes vástagos no cementados de nuestro estudio el cual nos enfocamos es el cónico estriado comparando a los cilíndricos de recubrimiento poroso y estos tienen también un diseño, longitud, material, forma, un módulo elástico del hueso al implante, el cual puede influir el dolor a nivel del muslo en pacientes postoperados, el cual podemos determinar y recomendar una medida estándar de largo en estos pacientes.

IV. JUSTIFICACIÓN

Evaluar el dolor a nivel del muslo en portoperados en pacientes tratados con vástagos largos no cementados cónico estriado comparando a los cilíndricos de recubrimiento poroso, evaluando el diagnóstico, tamaño del implante que son causa de dolor, por lo cual normar criterios o recomendaciones a una medida estándar de acorde a nuestros resultados y así tener un manejo integral para el paciente. En nuestro hospital dado la cantidad de artroplastia de cadera que se realizan, hace conveniente saber que nuestros pacientes deben de tener un manejo multidisciplinario para la disminución el dolor y mantener una adecuada funcionalidad. Esperemos que nuestro estudio tenga un valor agregado para nuestros pacientes postoperados de artroplastia total de cadera.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN:

Es causa de dolor a nivel del muslo y alteración de la función en pacientes postoperados de artroplastia de cadera con vástagos largos cónico estriado vs cilíndrico con recubrimiento poroso extenso.

V OBJETIVOS:

V.1 GENERAL

Evaluación del dolor y función a nivel del muslo en pacientes post operados de artroplastia de cadera con vástagos largos cónico estriado vs cilíndrico con recubrimiento poroso extenso

V.2 PARTICULARES

- Valorar el dolor a nivel del muslo que presentan los pacientes post-operados en artroplastia total de cadera con vástago largos no cementados cónico estriado comparados con los cilíndrico con recubrimiento poroso
- Valorar la función de los pacientes post-operados en artroplastia total de cadera con vástago largos no cementados cónico estriado comparados con los cilíndrico con recubrimiento poroso.

HIPOTESIS GENERAL.

- Influye el tamaño del vástago para causar dolor a nivel del muslo y modificar la funcionalidad en los pacientes post-operados de artroplastia total de cadera tratados con vástago largos no cementados cónico estriado comparados con los cilíndrico con recubrimiento poroso

VI. MATERIAL Y METODOS

VI.1 Diseño

Cohorte, observacional, ambispectivo, descriptivo, longitudinal

VI.2 Sitio

Consulta externa en el servicio de articular en traumatología y ortopedia ''Dr. y general Rafael Moreno Valle''

VI.3 Temporalidad

Cirugías realizadas de artroplastia total de cadera en el año 2016 hasta el diciembre del 2024 tratados con vástago no cementados largos no cementados cónico estriado comparados con los cilíndrico con recubrimiento poroso

VI.4 MATERIAL

VI.4.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN

VI.4.1.1 Criterios de Inclusión

- 1.-Todos los pacientes operados de artroplastia total de cadera de revisión con vástagos

largos no cementados cónico estriado comparados con los cilíndrico con

recubrimiento poroso post-operados en el hospital de trauma y ortopedia Dr. y general Rafael moreno valle.

2.-Cualquier edad y sexo.

3.-Entre enero del 2016 a diciembre del 2024

VI.4.1.2 Criterios de No Inclusión

1.-Artritis inflamatorias.

2.-protesis primarias.

VI.4.1.3 Criterios De Eliminación

a.-Pérdida de información

b.-Pacientes que no continuaron con su seguimiento de artroplastia total de cadera

VI.5 MÉTODOS

VI.5.1 Técnica de muestreo:

No probabilístico de casos consecutivos.

VI.5.2 Tamaño de la muestra:

Cómo calcular el tamaño de muestra para una población finita

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{e^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

El cálculo de tamaño de muestra se establece mediante la fórmula de poblaciones finitas para estudios comparativos observacionales mencionada por Hulley et al, teniendo en cuenta la una proporción de pacientes que presentan artroplastía total de revisión en el registro internacional del registro australiano del 9% y una amplitud de ± 0.2 esperado total

- N= tamaño de muestra aceptable con relación a nuestra población hospitalaria es de 48 pacientes.
- n= tamaño de muestra aceptable 34
- Z_{α}^2 = parámetro estadístico que depende del nivel de confianza es de 1.96 (seguridad del 95%)
- d/e^2 = error de estimación máximo aceptado o precisión (.05)
- p= probabilidad de que ocurra el evento estudiado .09
- q= 1-p (en este caso 1-0 .05= 0.95) sería .91

$$N = N * Z_{\alpha}^2 * p * q$$

$$d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q$$

$$48 (3.8416) .09 (.91)$$

$$0.0025 (47) + 3.8416 (.09) (.91)$$

$$48 (3.8416) .0816$$

$$0.0025 (47) + 3.8416 (.09) (.91)$$

$$\begin{array}{r}
 48 \times .3146 \\
 \hline
 0.0025 (47) + 3146
 \end{array}$$

$$\begin{array}{r}
 48 \times .3146 \\
 \hline
 0.1175 + 3146
 \end{array}$$

$$\begin{array}{r}
 15.101 \\
 \hline
 = 34 \\
 .4321
 \end{array}$$

Nuestra muestra al final para que sea significativa debemos de contar con 17 paciente con el tipo de implante cónico y 17 paciente con implante cilíndrico.

VI.5.3 Metodología:

De acuerdo con los criterios de selección mencionados, se identificará al paciente en la consulta externa del servicio de articular, de ésta unidad hospitalaria y que cuenten con seguimiento post-operados de artroplastia total de cadera con vástago largo de revisión tipo cónico estriado vs cilíndrico con recubrimiento poroso. Se realizo una búsqueda exhaustiva en la bitácora de registro de quirófano, el archivo del hospital para poder identificar a los pacientes y citarlos con su radiografía de control y así evaluar el estado funcional y dolor con la escala de Harris hip score y la escala visual análoga (EVA) del dolor. Para fines de almacenamiento se guardará la información, para evitar pérdidas de material, tanto en una memoria de tipo USB, en la computadora personal de uno de los investigadores. Posteriormente se procederá a realizar el análisis estadístico de los datos obtenidos.

VI.5.4 VARIABLES.

VI.5.4.1 VARIABLES DEMOGRAFICAS

1.- EDAD

Definición Conceptual:

Tiempo que ha vivido una persona o cierto animal o vegetal

Definición Operacional:

El número de años cumplidos, referidos por el paciente desde su nacimiento a la fecha del interrogatorio

Tipo de Variable:

Cuantitativa, discreta

2.- SEXO

Definición Conceptual:

Condición orgánica, masculina o femenina de los animales

Definición Operacional:

Referido como el fenotipo aparente del paciente, pudiendo ser masculino o femenino

Tipo de Variable:

Cualitativa, nominal y dicotómica

3.- ÍNDICE DE MASA CORPORAL

Definición Conceptual:

Es un número que se calcula con base en el peso y la estatura de la persona.

Definición Operacional:

Es una razón matemática que asocia la masa y la talla de un individuo, la cual se clasifica como normal, sobrepeso, obesidad grado I, grado II, grado III y mórbida.

Tipo de Variable:

Cualitativa, discreta

4.- DIAGNOSTICO MEDICO

Definición Conceptual:

Es un procedimiento por el cual se identifica una enfermedad

Definición Operacional:

Entidad nosológica o síndrome que altere el estado de salud de una persona 5.-

CIRUGIA DE REVISIÓN

Definición Conceptual:

Es un procedimiento quirúrgico en el cual una prótesis de cadera primaria no funciona y esta se deba de revisar

Definición Operacional:

Es un quirúrgico en el cual se ha colocado una prótesis primaria y es necesario revisarla por diferentes etiología y en caso de requerir cambio de componente femoral se realiza, con prótesis de apoyo diafisario.

Tipo de Variable:

Cualitativa, nominal y dicotómica

6.- VASTAGO LARGO O DE APOYO DIAFISARIO

Definición Conceptual:

Largo se define como más de las tres cuartas partes del componente femoral que se extiende por debajo del trocánter menor.

Ultra-largo fue definido como el componente femoral que se extiende más allá del istmo femoral

Definición Operacional:

Se considera de apoyo desafiaria apartir de 190 mm, esto con relación estándar a los pacientes.

Tipo de Variable:

Cualitativa, discreta

VI.5.4.2 VARIABLES DEPENDIENTES

1.- FUNCIONALIDAD CON BASE A LA DE HARRIS SCORE HIP

Definición Conceptual:

Es un instrumento válido y sensible a los cambios en pacientes en rehabilitación tras artroplastia de cadera.

Definición Operacional:

Escala utilizada en paciente post-operados de artroplastia total de cadera para evaluar la funcionalidad.

Tipo de Variable:

Cuantitativa, Discreta.

2. ESCALA VISUAL ANALOGA (EVA)

Definición Conceptual:

- Escala Visual Analógica (EVA) que consiste en una regla de 10 cm marcada con cero en un extremo, lo que significa que no hay dolor, y diez en el otro extremo, que representa el peor dolor.

Definición Operacional:

Escala que se utiliza para la intensidad del dolor, interferencia del dolor con el disfrute de la vida y la actividad general.

Tipo de Variable:

Cuantitativa, discreta

VI.5.4.3 VARIABLE INDEPENDIENTE**1.- VÁSTAGO DE REVISION CONICO ESTRIADO****Definición conceptual:**

Son implantes cónicos el cual tiene una sección transversal circular, se estrechan distalmente y exhiben con frecuencia ranuras longitudinales para la estabilidad axial y rotacional

Tipo de Variable:

Cualitativa, nominal y dicotómica

2.- VASTAGO DE REVISION CILINDRICO CON RECUBRIMIENTO EXTENSO**Definición conceptual:**

Son implantes cilíndricos el cual tienen una sección transversal con un compromiso diafisario completo. Tienen recubrimiento en la superficie de crecimiento interno.

Tipo de Variable:

Cualitativa, nominal y dicotómica

VI.5.5 RECURSOS HUMANOS:**Investigador responsable:**

Dr. Raúl Aragón Delgado

Investigador Asociado:

Dra. María Silvia Meneses Téllez

Investigador Tutor:

Dr. Cristian Rivera Reyes

Dr. Luis Rubén Olivares Ulloa.

VI.5.6 RECURSOS MATERIALES:

Material de papelería, computadora personal, radiografía simples, software de análisis estadístico SPSS versión 15.0 en inglés.

VII. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se captarán los datos crudos o primarios en la hoja de recolección de datos para el estudio, basado en la descripción de las variables. de la hoja de recolección se vaciarán los datos a la base de datos que se formará en el paquete spss versión 15.0 en inglés, para su análisis, se realizará análisis univariado, con medidas de dispersión y tendencia central, así como pruebas de homogeneidad de las variables dependientes, con prueba estadística chi cuadrada. entonces dentro de nuestros resultados son los siguientes:

En nuestra muestra se obtuvieron un total de 48 pacientes de los cuales fueron el 52.08% mujeres y 47.92% fueron hombres, respectivamente 25 mujeres y 23 hombres. (figura 1).

Dentro de los diagnósticos reportados en la primera cirugía de la prótesis primaria fueron, coxartrosis con un 47.92%, displasia de cadera con un 6.25%, fractura basicervical con un 12.50%, fractura subcapital con un 6.25%, fractura transcervical 18.75%, osteonecrosis secundaria a fractura con un 6.25% y cut out de clavo centromedular con un 2.08%. (figura 2).

El índice de masa corporal (IMC) reportado, fue normal 39.58% con un total de 19 pacientes, sobrepeso con un 41.67% con un total de 20 pacientes y obesidad grado I con 18.75% con un total de 9 paciente. (figura 3).

Dentro de las etiologías como causa de revisión, están las fracturas periprotésicas con un 31.25% el cual en su total fueron 15 pacientes, infecciones periprotésicas con un 27.08% con un total de 13 pacientes, aflojamiento aséptico con un 25% con un total de 12 pacientes e inestabilidad con

un 16.67% con un total de 8 pacientes (figura 4).

Con relación al dolor a nivel del muslo durante el apoyo, el total de paciente que con dolor fue el 35.42% con un total de 17 pacientes (esto combinado con ambos implantes) pacientes asintomaticos fueron un total de 64.58% con un total de 31 pacientes (esto al combinar ambos implantes) figura 5. En cuanto a los resultados de la escala funcional de Harris hip, de las 48 prótesis de revisión, se obtuvieron una escala funcional buena que se representa con un total de 43.75% con un total de 21 pacientes, en cuanto a la función favorable se obtuvieron un 33.33% con un total de 16 pacientes, una función excelente con un 20.83% representado con un total de 10 pacientes y un la función mala con un porcentaje de 2.08%, con un total de 1 paciente en total (estos resultados al combinar ambos implantes figura 6. Teniendo en cuenta estos resultados en nuestras variables dependientes (dolor y función). en la evaluación del dolor del componente femoral de revisión con el vástago cónico estriado se obtuvo un total de 24 pacientes post-operados, los pacientes asintomaticos representados fueron 31.25% y con dolor un 18.75%. que al final se representan un 50% en la figura 7. respecto al componente femoral de revisión del vástago cilíndrico con recubrimiento poroso extenso se obtuvo un resultado con un total de 24 pacientes post-operados dentro de lo reportado obtuvimos un 33.33% asintomático y un 16.67 con dolor. que a final esto se representa con un total del 50% en su totalidad figura 7.

Partiendo dentro de estos resultados en cuanto al dolor no tuvo significancia estadística obteniendo una $p = 0.76$ figura 7. nuestro registro total estudiado necesitaba un mínimo de 17 pacientes asintomáticos por cada implante. La otra variable dependiente estudiada fue la función con base a la escala de Harris hip, al comparar diferentes componentes de revisión femoral. nuestros resultados obtuvieron un total de 24 paciente con vástago cónico estriado (50%) y 24 pacientes con vástago cilíndrico con recubrimiento poroso extenso (50%). dentro del vástago cónico estriado se obtuvo una buena función con 29.17%, favorable 16.67%, excelente función con 2.08% y 2.08% con función mala. por otra parte el vástago cilíndrico con recubrimiento poroso extenso se obtuvo una función buena con un 14.58%, favorable con un 16.67% y excelente un 18.75%. entonces partiendo dentro de estos resultados funcionales existe una significancia estadística dando resultado con un $p < 0.021$ y recomendando en cuanto a la función los vástagos cilíndricos con recubrimiento extenso.

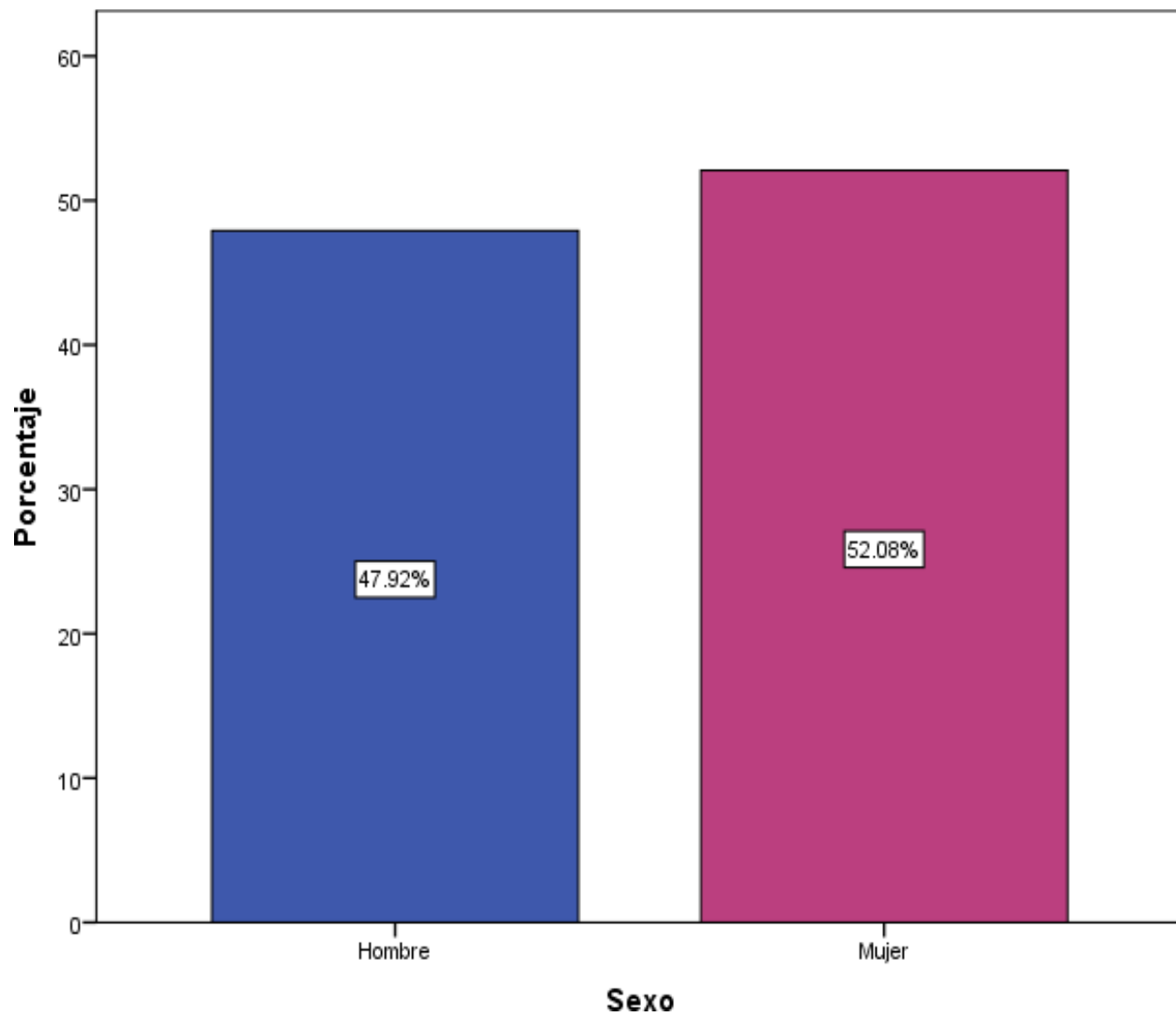


FIGURA 1

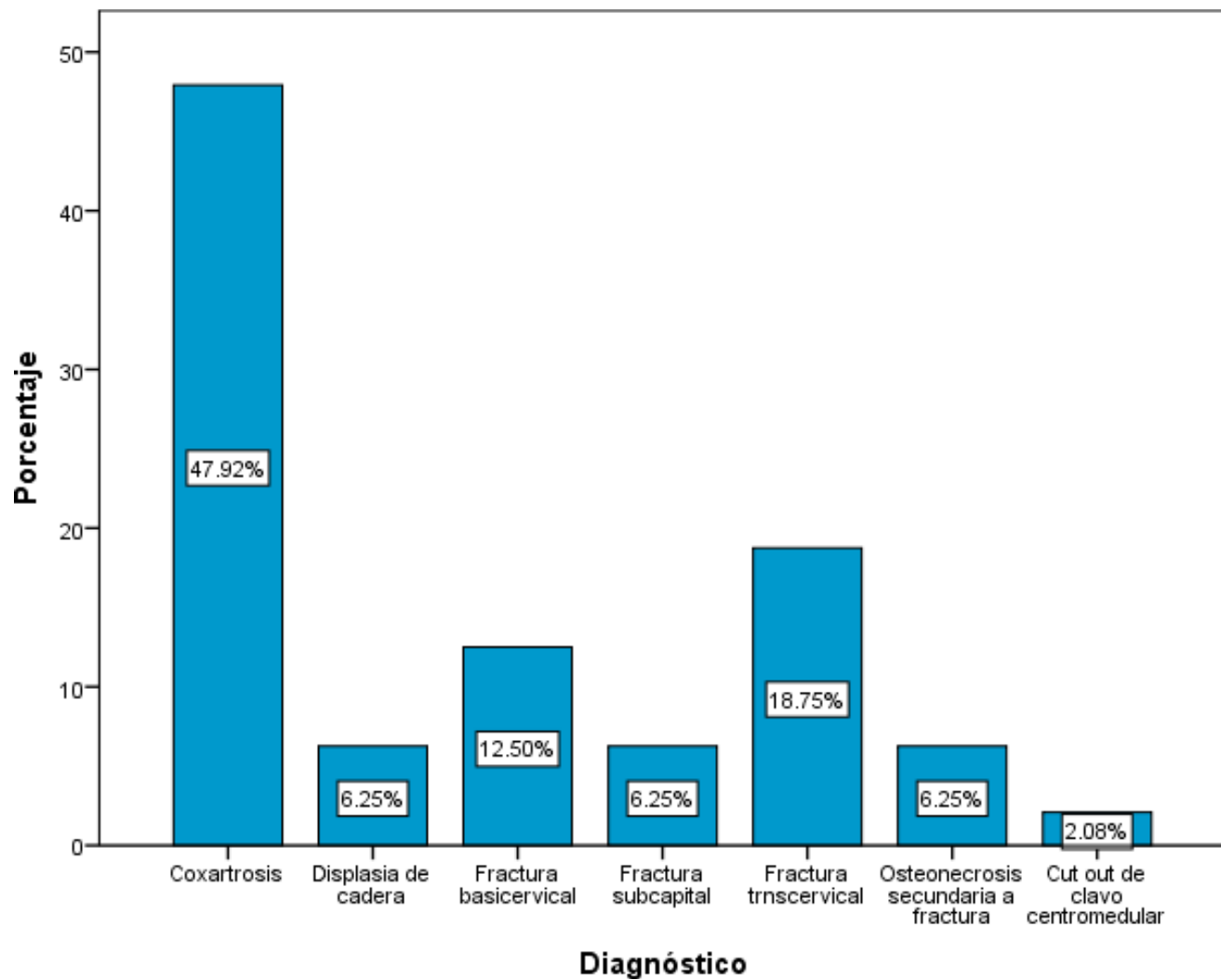


FIGURA 2

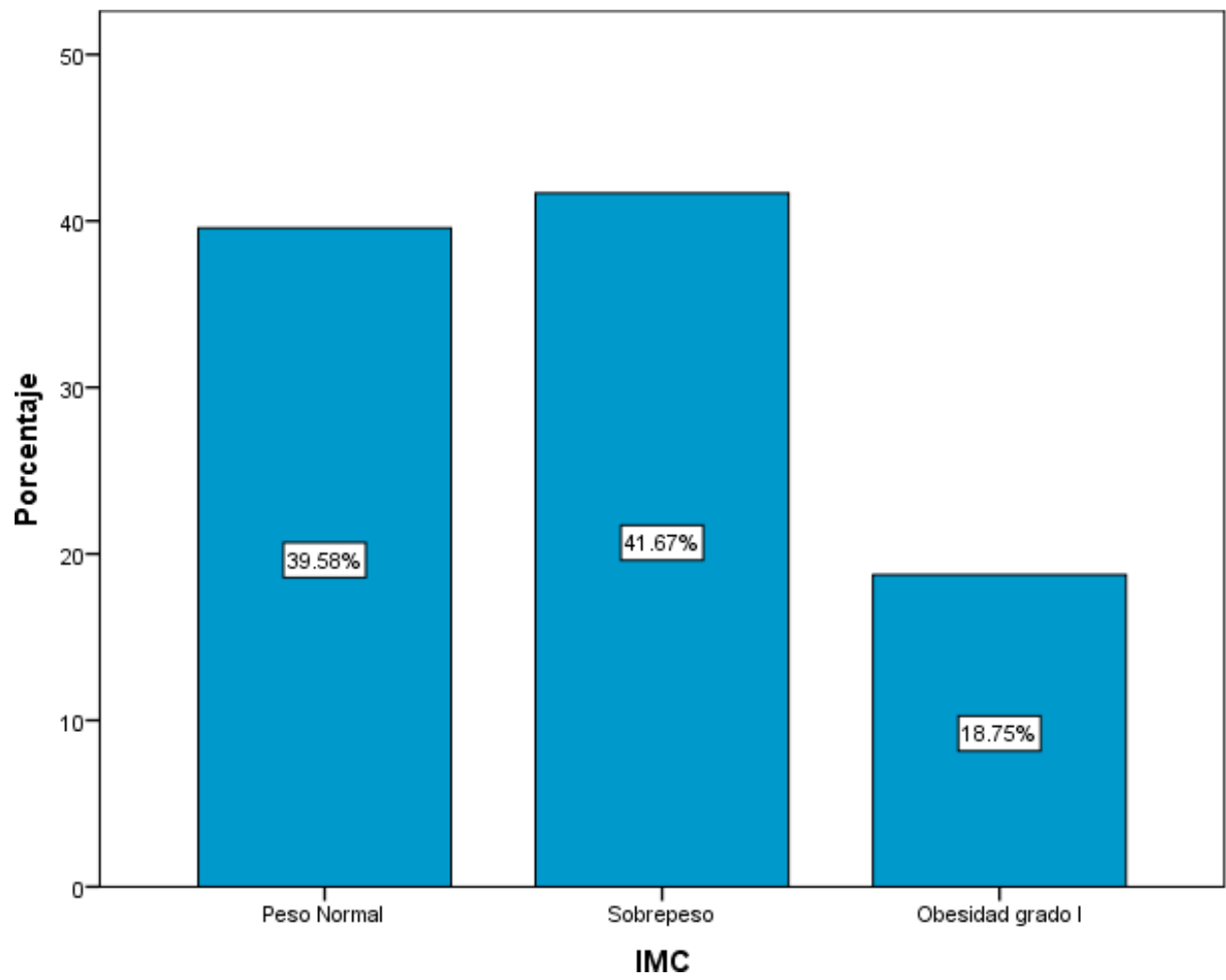


FIGURA 3

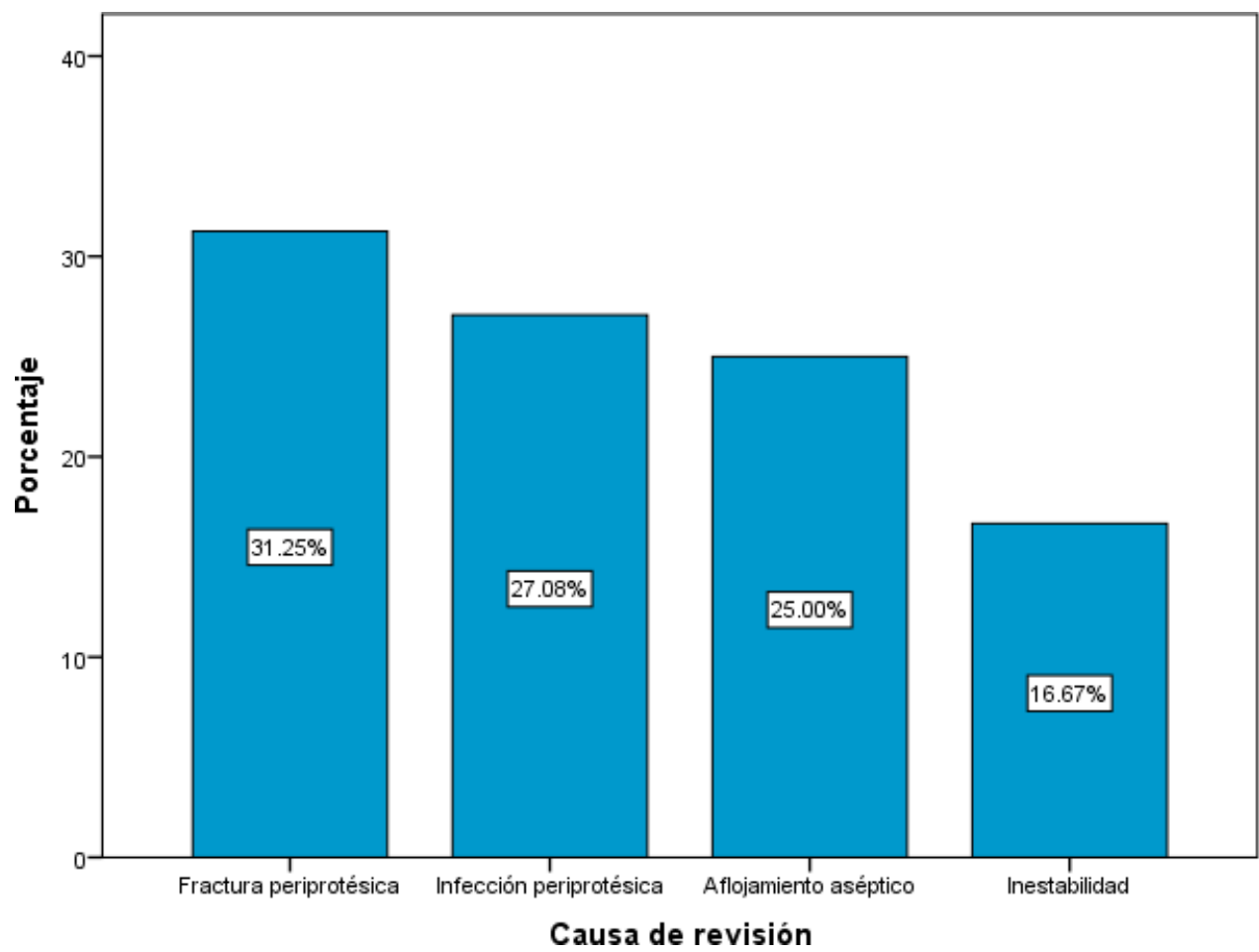


FIGURA 4

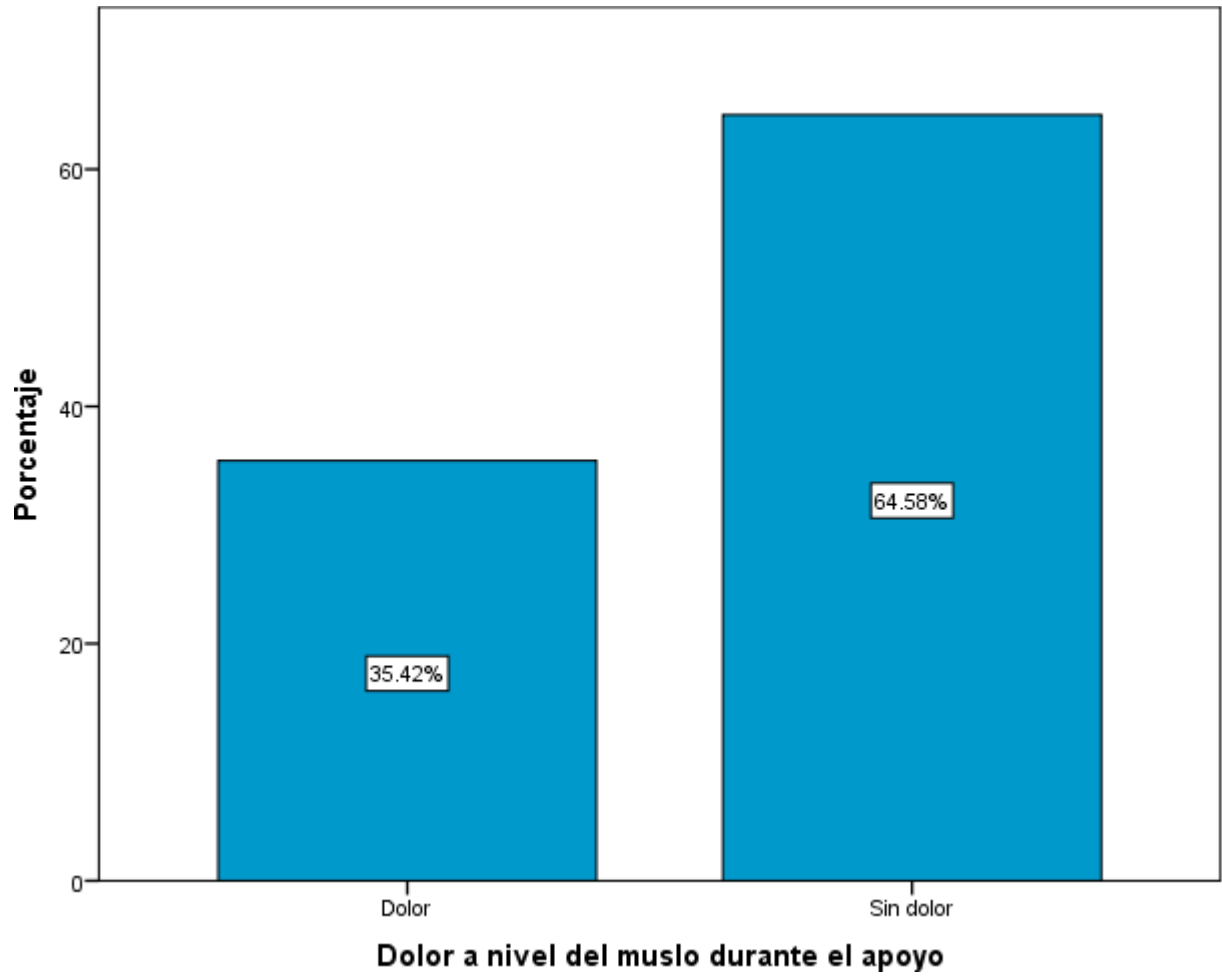


FIGURA 5

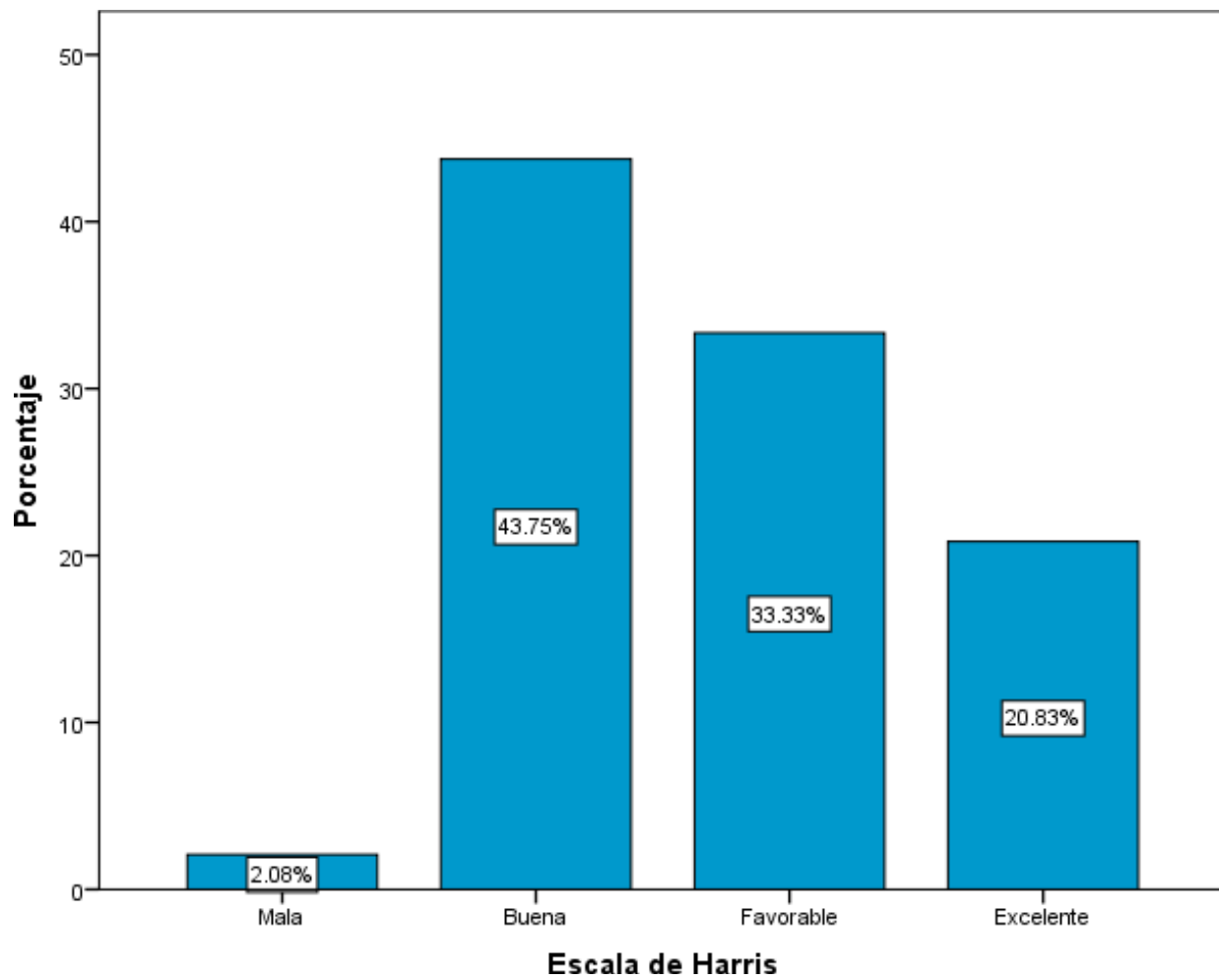


FIGURA 6

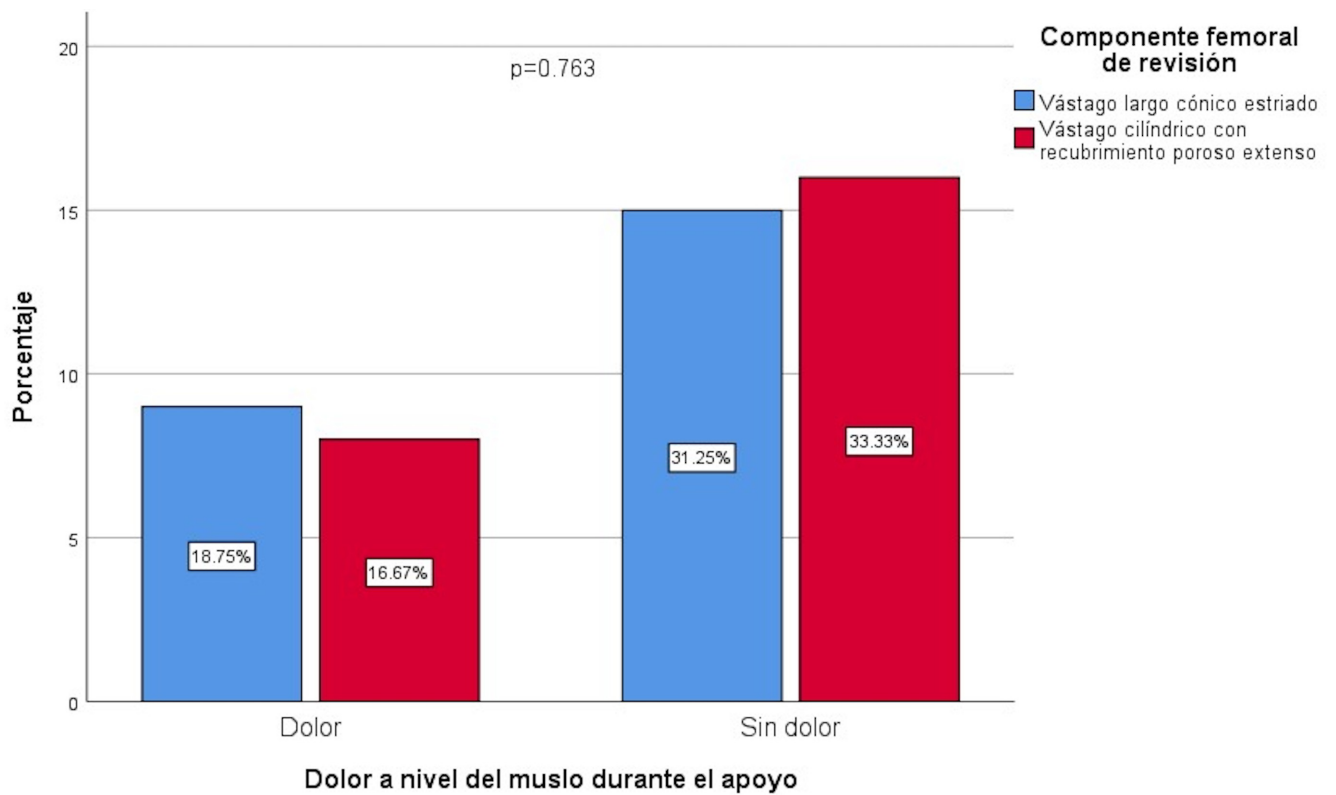


FIGURA 7

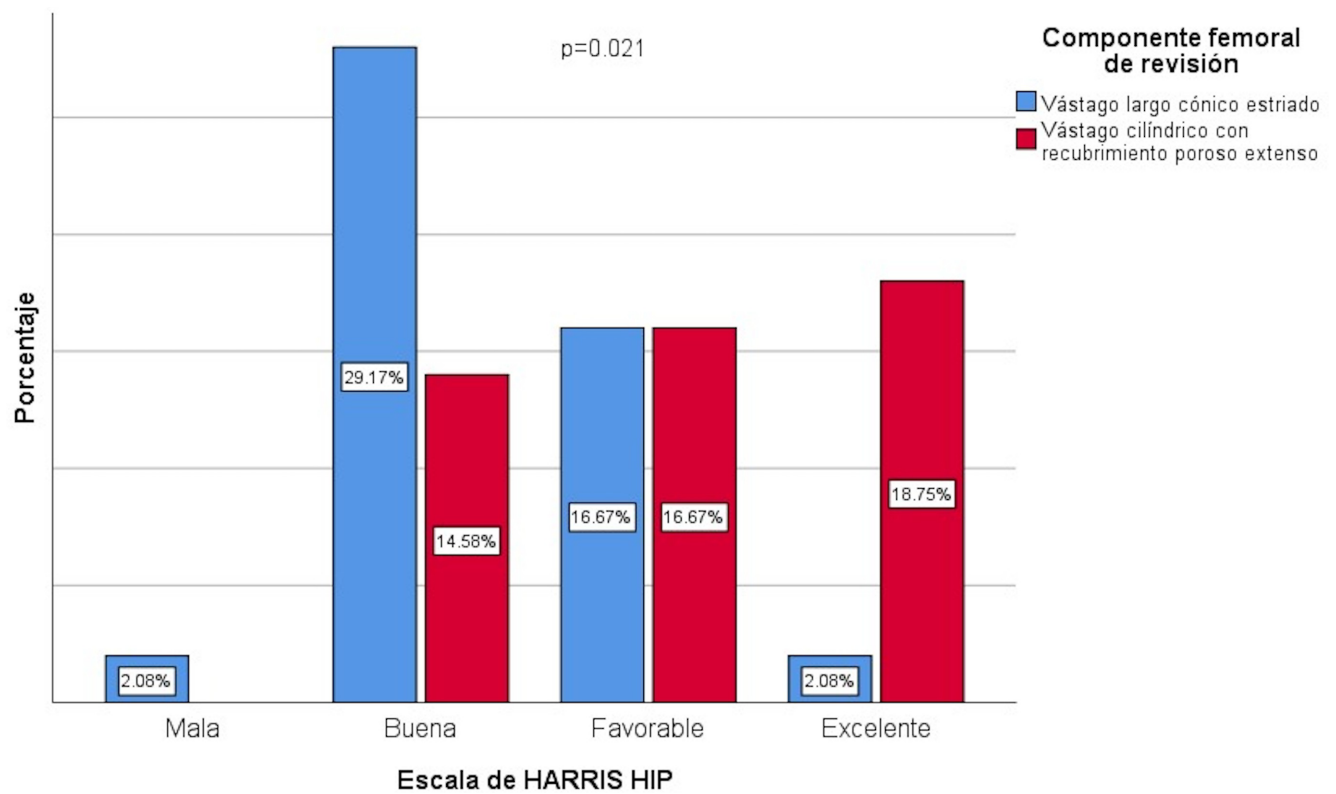


FIGURA 8

VIII. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Dado que la investigación para la salud, es un factor determinante para mejorar las acciones encaminadas a proteger, promover y restaurar la salud del individuo y la sociedad en general; para desarrollar tecnología e instrumentos clínicos mexicanos en los servicios de salud para incrementar su productividad. Conforme a las bases establecidas, ya que el desarrollo de la investigación debe atender a los aspectos éticos que garanticen la libertad, dignidad y bienestar de la persona sujeta a investigación, que a su vez requiere de establecimiento de criterios técnicos para regular la aplicación de los procedimientos relativos a la correcta utilización de los recursos destinados a ella; que sin restringir la libertad de los investigadores en la investigación en seres humanos de nuevos recursos profilácticos, de diagnósticos, terapéuticos y de rehabilitación, debe sujetarse a un control de seguridad, para obtener mayor eficacia y evitar riesgos a la salud de las personas. Por lo que el presente trabajo de investigación se llevará a cabo en pacientes con patología tumoral de rodilla, el cual se realizará en base al reglamento de la Ley General de Salud en relación en materia de investigación para la salud, que se encuentra en vigencia actualmente en el territorio de los Estados Unidos Mexicanos. Título segundo: De los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos, capítulo 1, Disposiciones generales. En los artículos 13 al 27.

Título tercero: De la Investigación de Nuevos Recursos Profilácticos, de Diagnósticos, Terapéuticos, y de Rehabilitación. Capítulo I: Disposiciones comunes, contenido en los artículos 61 al 64. Capítulo III: De la Investigación de Otros Nuevos Recursos, contenido en los artículos 72 al 74.

Título Sexto: De la Ejecución de la Investigación en las Instituciones de Atención a la Salud. Capítulo único, contenido en los artículos 113 al 120.

Para tales efectos y basados en lo contenido en el título segundo; capítulo I, artículo 17 del mencionado reglamento nuestra investigación se considera sin riesgo.

Así como también acorde a los códigos internacionales de ética: Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial.

Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Adoptada por la 18ª Asamblea Médica Mundial; Helsinki, Finlandia, Junio 1964 y enmendada por la 29ª Asamblea Médica Mundial Tokio, Japón, Octubre 1975 52ª Asamblea General Edimburgo, Escocia, Octubre 2000.

El presente trabajo se presentará ante el comité local de investigación respectivo para su autorización y registro respectivo.

El presente estudio no pone en peligro la integridad del paciente ni biológica, funcional o moral, dado que el riesgo es menor al mínimo, por lo que se apega a las normas vigentes de salud en México.

IX. FACTIBILIDAD

Para la realización del presente estudio, se requiere del siguiente equipo y material humano que a continuación se mencionan;

Médicos para el reclutamiento de los pacientes a través de la consulta externa del servicio del servicio de articular.

Médicos adscritos al servicio de articular, de la unidad para realizar exploración clínica y radiográfica, para integrar el diagnóstico. Papelería para los formatos de los pacientes que serán sometidos al estudio, así como de los formatos que se utilizarán para el vaciado de los mismos. Lápices y plumas para el registro de datos

3 equipos de cómputo para la recolección de los datos, así como software del paquete estadístico SPSS versión 21.0 en inglés, para el manejo de los datos y el cálculo estadístico.

El presente estudio es factible porque se cuenta con la disponibilidad de médicos en la especialidad de ortopedia para la recolección de datos, así como la cantidad de pacientes necesaria para llevar a cabo el estudio y tener conclusiones adecuadas, de igual forma el recurso humano especializado con el que cuenta la unidad hacen factible un estudio que será observacional y que no llevará a cabo intervenciones en los pacientes.

DISCUSION.

En cuanto al dolor a nivel del muslo durante el apoyo en nuestros resultados y estudios previos se ha tenido muy poca evidencia al comparar un implante contra el otro, sin embargo el tiempo de inicio y duración del dolor es una variable dependiente que deben de seguirse en todos los pacientes, nuestro estudio la incidencia de dolor en el muslo durante el apoyo después de una artroplastia de revisión de cadera con el uso de un vástago cónico estriado fue del 18,75%, en comparación de otro estudio realizado donde su incidencia fue del 11.3%, sin embargo este estudio solo compara una sola etiología (osteonecrosis femoral proximal) como etiología de colocación del vástago cónico a diferencia de nuestro estudio que compara dos implantes que es el cónico y cilíndrico. Nuestros resultados tenemos obtenemos 4 causas como artroplastia de revisión que es la fractura periprotésica, infección periprotésica, aflojamiento aséptico e inestabilidad. Entonces eso puede inferir en los resultados como causa de dolor en el muslo, pero una desventaja de nuestro estudio es no determinar el tiempo del dolor durante la evaluación en la consulta externa y el tiempo postoperatorio como se explica en este artículo (70). Debemos recordar que existen factores de riesgo reportados del dolor a nivel de muslo en artroplastia no cementadas de revisión como son el tamaño del vástago, el módulo elástico, la posición del vástago y la osteoporosis que debemos de tomar en cuenta para tener un abordaje integral al paciente. (72) y en nuestro estudio no pudimos identificar algún factor de riesgo ya mencionado para el dolor en el muslo durante el apoyo.

En cuanto a la función, existe artículos que comparan la función y el dolor a nivel del muslo donde no son estadísticamente significativo en sus resultados (71). Sin embargo, nuestro estudio compara dos componentes femorales (cónico y cilíndrico), la función (escala de Harris hip) y el dolor (EVA). Donde existe una significancia estadística con relación a la escala de Harris hip y así recomendar el vástago cilíndrico en comparación del vástago cónico, por lo que abre pautas a varias cuestiones en cuanto a nuestro estudio, desde el inicio de la fractura, padecimiento primario, tipo de población, técnica quirúrgica y otros factores que pueden ser relacionado al cirujano, paciente o ya sea institución medica. En cuanto a la longitud no existe una clasificación universal en cuanto a la definición de la longitud de los vástagos, con base a eso, la definición mas actual va relacionado a la distancia relativa del tocanter menor y a la punta distal del

implante. esto es una desventaja en nuestra población de nuestro hospital, regularmente la talla del fémur en población mexicana donde ya se ha estudiado. partiendo de ese modo con relación a la longitud del tamaño de los vástago utilizados en nuestro estudio con mayor frecuencia en su resultado se encontró el vástago de revisión utilizado fue de 190 mm, tanto cónico y cilíndrico, esto puede ser una de las razones por las causas de dolor a nivel del muslo durante el apoyo y la evaluación funcional. algunos autores recomiendan un componente femoral de 13.5 o más. (72). En cuanto a las etiologías reportadas en nuestro estudio por orden de frecuencia son fracturas (31.25%), infecciones (27.08%), aflojamiento aséptico (25%) e inestabilidad (16.67%), en comparación con el registro australiano que tiene una frecuencia de la siguiente manera aflojamiento aséptico (25.6%), luxación (21.06%), fractura (19.05%) e infecciones (17.7%). otros datos en el registro nacional conjunto que incluye Inglaterra, Gales e Irlanda del Norte sus principales causas de revisión es el aflojamiento aséptico. durante el primer año postoperatorio la luxación, fracturas e infección son las causas más comunes de revisión, pero el aflojamiento aséptico que se presenta después del primer año hasta los 10 años postoperatorios. otro registro importante es el sueco que tiene una frecuencia reportada de la siguiente manera aflojamiento aséptico (44.1%), seguido de la infección (19.5%), fractura (13.6%) e inestabilidad (12.6%). es importante tener en cuenta estos datos ya que no existen un registro mexicano para tener un seguimiento. aclarando esto saber el tiempo de evolución y la etiología en diferentes partes del mundo son diferentes, un artículo concluye que el tiempo de evolución influye a la etiología de la artroplastia de revisión, como es el caso de la luxación e infección reportada como causa de revisión a los primeros 3 años, el aflojamiento aséptico como causa de revisión a largo plazo y fracturas periprotésicas en pacientes mayores activos (73).

Teniendo en cuenta todo lo anterior, debemos de considerar algunos puntos como desventaja en nuestro estudio.

- 1.-No determinamos el tiempo del dolor durante la evaluación en la consulta externa y el tiempo del postoperatorio.
- 2.-No identificamos algún factor de riesgo para el dolor en el muslo durante el apoyo como lo menciona los artículos anteriores.
- 3.-El tamaño del componente femoral en nuestra población hospitalaria en (población mexicana) es un problema por la definición del tamaño del vástago.
- 4.-No reportamos el tiempo de evolución de la artroplastia de revisión, desde la cirugía primaria

a la revisión.

5.- No tenemos un registro mexicano de artroplastia de revisión actualmente, por lo que esto hace muchas preguntas que resolver y variables que estudiar con relación a nuestros resultados.

CONCLUSIÓN:

A medida que hemos llegado a entender los factores de riesgos, las etiologías de las prótesis de revisión y las causas multifactoriales del dolor a nivel del muslo en pacientes post-operados debemos de ser muy juiciosos ante la decisión medica-quirúrgica e individualizar al paciente para decidir el componente femoral mas adecuado para él. Se ha demostrado la longevidad y calidad de vida de una artroplastia total de cadera por lo que debemos de tener en cuenta el costo-efectivo en cuanto a la toma de decisión. Se debe tener cuidado el abordaje inicial con una historia clínica detallada para evitar a un mas el riesgo de falla del componente femoral y prevenir este dolor que llega ser incapacitante para el paciente. El fracaso de una artroplastia total de cadera constituye un motivo de reintervencion cada vez mas habitual, sumando esto el costo elevado para los paciente y sistemas de salud. Nuestro estudio nos ha permitido cambiar las pautas de decisión en cuanto a decidir un tipo de vástago y dar recomendación en cuando al dolor y la función obtenida en nuestros pacientes. Recomendamos realizar un registro nacional mexicano para tener datos nacionales para así realizar estudios de mayor grado y evidencia científica.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- Friedman DW, Orland PJ, Greco RS. *Biomaterials: an historical perspective*. In: Greco RS, ed. *Implantation Biology: The Host Response and Biomedical Devices*. Boca Raton, FL: CRC Press; 1994;1–12
- 2.-McKee, Ferrar. *J Bone Joint Surg*. 1966;48B(2):245.
- 3.-Callaghan, J.J., Rosenberg, A.G. and Rubash, H.E. (2007) *The adult hip: Volumes I and II*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. (libro 1)
- 4.-Total hip replacement. *NIH Consensus Statement*; Sep 12–14, 1994; 12(5):1–31.
- 5.-Praemer A, Furner S, Rice DP. *Musculoskeletal conditions in the United States*. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1992:127–141.
- 6.-Head WC, Bauk DJ, Emerson RH. Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Rel. Res* 1995; 311:85–90.
- 7.-Takaoka Y, Goto K, Kuroda Y, Kawai T, Matsuda S. The Long-Term Results of Total Hip Arthroplasty With a Cemented β -Titanium Stem. *J Arthroplasty*. 2020 Aug;35(8):2167-2172. doi: 10.1016/j.arth.2020.03.050. Epub 2020 Apr 6. PMID: 32359958.
- 8.- Canale, S., Beaty, J. . ., Azar, F. M., Canale, T. S., Beaty, J. H. & Edición, D. (2016, 22 enero). **Campbell.**
Principales procedimientos en cirugía ortopédica y traumatología (1.^a ed.). Elsevier.
- 9.-Sloan M, Premkumar A, Sheth NP. Volumen proyectado de artroplastia articular total primaria en los EE. UU., 2014 a 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2018; 100:1455.
- 10.- Valverde-Mordt, C. & Valverde-Belda, D. (2012, enero). Prótesis femorales conservadoras. Vástagos cortos. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 56(1), 72-79. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2011.08.006>
- 11.- Avaroff LV. *Elements of X-Ray Crystallography*. New York: McGrawHill; 1968;50
- 12.- Pohler OEM. *Study of the Initiation and Propagation Stages of Fatigue and Corrosion Fatigue of Orthopedic Implant Materials [dissertation]*. Columbus: Ohio State University; 1983
- 13.- Shah AK, Sinha RK, Hickok NJ, Tuan RS. High-resolution morphometric analysis of human osteoblastic cell adhesion on clinically relevant orthopedic alloys. *Bone* 1999; 24:499–506.
- 154.- Kurachi T, Nagao H, Nagura H, Enomoto S. Effect of titanium surface on bone marrow–derived osteoblastic cells in vitro. *Arch. Oral Biol* 1997; 42:465–468.

- 15.- Jinno T, Goldberg VM, Davy D, Stevenson S. Osseointegration of surface-blasted implants made of titanium alloy and cobalt–chromium alloy in a rabbit intramedullary model. *J. Biomed. Mater. Res* 1998; 42:20–29
- 16.- Granchi D, Ciapetti G, Stea S, Savarino L, Filippini F, Sudanse A, Zinghi G, Montanaro L. Cytokine release in mononuclear cells of patients with Co-Cr hip prosthesis. *Biomaterials* 1999; 20: 1079–1086
- 17.- Rahal MD, Branemark PI, Osmond DG. Response of bone marrow to titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants* 1993; 8:573–579
- 18.-Davidson JA, Poggie RA, Mishra AK. Abrasive wear of ceramic, metal and UHMPE bearing surfaces from third- body bone, PMMA bone cement and titanium debris. *Biomed. Mater. Eng* 1994; 4:213–229.
- 19.- Jacobs JJ, Skipor AK, Patterson LM, Hallab NJ, Paprosky WG, Black J, Galante JO. Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg* 1998; 80-A:1447–1458.
- 20.-Zhang X, Morham SG, Langenbach R, Young DA, Xing L, Boyce BF, Puzas EJ, Rosier RN, O’Keefe RJ, Schwarz EM. Evidence for a direct role of cyclo-oxygenase 2 in implant wear debris–induced osteolysis. *J. Bone Miner. Res* 2001; 16:660–670.
- 21.- Bi Y, van de Motter RR, Ragab AA, Goldberg VM, Anderson JM, Greenfield EM. Titanium particles stimulate bone resorption by inducing differentiation of murine osteoclasts. *J. Bone Joint Surg* 2001; 83-A:501–508.
- 22.-Lohmann CH, Schwartz Z, Koster G, Jahn U, Buchhorn GH, MacDougall MJ, Casasola D, Liu Y, Sylvia VL, Dean DD, Boyan BD. Phagocytosis of wear debris by osteoblasts affects differentiation and local factor production in a manner dependent on particle composition. *Biomaterials* 2000; 21: 551–561.
- 23.-Pipino F. The bone–prosthesis interaction. *J. Orthopaed. Traumatol* 2000; 1:3–9.
- 24.-Nakashima Y, Sun DH, Trindade MCD, Chun LE, Song Y, Goodman SB, Schurman DJ, Maloney WJ, Smith RL. Induction of macrophage C-C chemokine expression by titanium alloy and bone cement particles. *J. Bone Joint Surg* 1999; 81-B:155–162.
- 25.-Bos I. Gewebereaktionen um gelockerte hu`figelenkendoprothesen. Eine histologische studie an sekunda`rkapseln und interfacemembranen. *Orthopa`de* 2001; 30:881–889.
- 26.- Bonelli A. Current concepts in orthopaedic biomaterials and implant fixation. *J. Bone Joint Surg* 1994; 76:1897– 1898.
- 27.-Neale SD, Athanasou NA. Cytokine receptor profile of arthroplasty macrophages, foreign body giant cells and mature osteoclasts. *Acta Orthop. Scand* 1999; 70:452–458
- 28.-Glant TT, Jacobs JJ, Mikecz K, Yao J, Chubinskaja S, Williams JM, Urban RL, Shanbhag AS, Lee SH, Sumner DR. Particulate-induced, prostaglandin- and cytokine-mediated bone resorption in an experimental system and in failed joint replacements. *Am. J. Ther* 1996; 3:27–41.
- 29.-Robinson TM, Manley PA, Sims PA, Albrecht R, Darien BJ. Cytokine and eicosanoid production by cultured human

monocytes exposed to titanium particulate debris. J. Arthroplasty 1999; 14: 781–787.

30.-Trindade MC, Nakashima Y, Lind M, Sun DH, Goodman SB, Maloney WJ, Schurman DJ, Smith RL. Interleukin-4 inhibits granulocyte-macrophage colony-stimulating factor, interleukin-6, and tumour necrosis factor-alpha expression by human monocytes in response to polymethylmethacrylate particle challenge in vitro. *J. Orthop. Res 1999; 17:797– 802*

31.-ASTM F-75-92: standard specification for cast cobalt-chromiummolybdenum alloy for surgical implant applications. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:4–5*

32.-ASTM F-90-92: standard specification for wrought cobaltchromium-tungsten-nickel alloy for surgical implant applications. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:9–11*

33.-ASTM F-562-95: standard specification for wrought cobalt-35 nickel-20 chromium-10 molybdenum alloy for surgical implant applications. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:89–91.*

34.-ASTM F-563-95: standard specification for wrought cobaltnickel-chromium-molybdenum-tungsten-iron alloy for surgical implant applications. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995; 13.01:92–94*

35.-ASTM F-688-95: standard specification for wrought cobalt-35 nickel-20 chromium-10 molybdenum alloy plate, sheet and foil for surgical implants. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995; 13.01:166–168*

36.-ASTM F-799-95: standard specification for cobalt-28 chromium-6 molybdenum alloy forgings for surgical implants. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:230–232*

37.-ASTM F-1058-91: standard specification for wrought cobaltchromium-nickel-molybdenum-iron alloy for surgical implant applications. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:355–357.*

38.-ASTM F-1091-91: standard specification for wrought cobaltchromium alloy surgical fixation wire. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:372–373*

39.-ASTM F-1377-92: standard specification for cobalt-chromiummolybdenum powder for coating of orthopedic implants. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:722–723*

40.-ASTM F-1537-94: standard specification for wrought cobalt-28 chromium-6 molybdenum alloy for surgical implants. In: *ASTM Annual Book of Standards. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1995;13.01:865–867.*

41.-Cobalt Monograph. Brussels: Centre d'Information du Cobalt; 1960:170–177

42.-Clemow AJT, Daniell BL. Solution treatment behavior of Co-CrMo alloy. *J Biomed Mater Res. 1979;13:265–279*

43.-Kilner T, Pilliar RM, Weatherly GC. Phase identification and incipient melting in a cast Co-Cr surgical implant alloy. *J*

Biomed Mater Res. 1982;16:63–79.

44.-Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ. In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations: the effect of crevice, stress, motion and alloy coupling. *J Biomed Mater Res.* 1993;27:1533– 1544.

45.-Kuhn AT. Corrosion of Co-Cr alloys in aqueous environments *Biomaterials* 1981;2:68–77

46.- Kim YH. The results of a proximally-coated cementless femoral component in total hip replacement: a five- to 12- year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Mar;90(3):299-305. doi: 10.1302/0301-620X.90B3.20096. PMID: 18310749

47.- Black J. *Orthopaedic Biomaterials: Biomaterials in Othopaedic Research and Practice.* New York: Churchill Livingstone 1988

48.- Cameron HU, Pilliar RM, Macnab I. The rate of bone ingrowth into porous metal. *J Biomed Mater Res.* 1976 Mar;10(2):295-302. doi: 10.1002/jbm.820100210. PMID: 1254617.

49.- Cordero J, Munuera L, Folgueira MD. Influence of metal implants on infection. An experimental study in rabbits. *J Bone Joint Surg Br.* 1994 Sep;76(5):717-20. PMID: 8083257.

50.- Mabilieu G, Kwon YM, Pandit H, et al. Artroplastia de superficie de cadera metal sobre metal: una revisión de las reacciones biológicas periprotésicas. *Acta Orthop* 2008; 79:734.

51.- Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2011;93:500e9. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.00774>

52.- A New Classification System for Cementless Femoral Stems in Total Hip Arthroplasty Radaelli, Marco et al. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 38, Issue 3, 502 - 510

53.- Healy WL, Tilzey JF, Iorio R, Specht LM, Sharma S. Prospective, randomized comparison of cobalt-chrome and titanium trilock femoral stems. *J Arthroplasty* 2009;24:831e6. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.06.035>.

54.- Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001;10:S96e101. <https://doi.org/10.1007/s005860100282>.

55.- Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993;14:231e42. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(93\)90146-2](https://doi.org/10.1016/8756-3282(93)90146-2).

56.- Charles MN, Bourne RB, Rorabeck CH, Roderick Davey J, Greenwald AS, Morrey BF. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *JBJS* 2004;86:1078e88. <https://doi.org/10.2106/00004623-200405000- 00030>.

57.- Jo WL, Lee YK, Ha YC, Park MS, Lyu SH, Koo KH. Frequency, developing time, intensity, duration, and functional score of thigh pain after cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2016;31:1279e82. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.12.016>.

58.- Nam D, Sauber TJ, Barrack T, Johnson SR, Brooks PJ, Nunley RM. Radiographic parameters associated with pain following total hip and surface arthroplasty. *J Arthroplasty* 2015;30:495e501. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.10.005>

- 59.-Ishii S, Homma Y, Baba T, Ozaki Y, Matsumoto M, Kaneko K. Does the canal fill ratio and femoral morphology of asian females influence early radiographic outcomes of total hip arthroplasty with an uncemented proximally coated, tapered-wedge stem? *J Arthroplasty* 2016;31:1524e8. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.01.016>.
- 60.- Yan SG, Weber P, Steinbrück A, Hua X, Jansson V, Schmidutz F. Periprosthetic bone remodelling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop* 2018;42:2077e86. <https://doi.org/10.1007/S00264-017-3691-Z>
- 61.-Wight CM, Lanting B, Schemitsch EH. Evidence based recommendations for reducing head-neck taper connection fretting corrosion in hip replacement prostheses. *Hip Int* 2017;27:523e31. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000545>.
- 62.- Mertl P, Dehl M. Femoral stem modularity. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:S35e42. <https://doi.org/10.1016/J.OTSR.2019.05.019>
- 63.- Jauch SY, Huber G, Hoenig E, Baxmann M, Grupp TM, Morlock MM. Influence of material coupling and assembly condition on the magnitude of micromotion at the stem-neck interface of a modular hip endoprosthesis. *J Biomech* 2011;44:1747e51. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.007>.
- 64.- Engh. C. A.. and Bohyn. J. D.: *Biological Fixation in Total Hip Arthroplasty*. Thoroughfare. New Jersey, Slack, 1985.
- 65.-Engh. C. A., and Bobyn. J. D.: *The influence ofstem size and extent of porous coating on femoral hone resorption after primar plasty*. Clin. Orthop. 231
- 66.- Engh. C. A., and Bohyn. J. D.: *Results of porous coated hip replacement using the AML prosthesis*. In Fitzgerald. R. (ed.): *Non-Cemented Total Hip Arthroplasty*. New York. Raven Press. 1988. pp. 393-406.
- 67.- ErensBill Walter, MBBS, FRACS, doctorado Crowley, Dr. Greg A, Dra. Marianna. (sep 2022). *Artroplastia total de cadera*. null: null
- 68.- Navarro Collado, M., Peiró Moreno, S., Ruiz Jareño, L., Payá Rubio, A., Hervás Juan, M. & López Matéu, P. (2005, enero). *Validez de la escala de cadera de Harris en la rehabilitación tras artroplastia de cadera*. *Rehabilitación*, 39(4), 147-154. [https://doi.org/10.1016/s0048-7120\(05\)74337-1](https://doi.org/10.1016/s0048-7120(05)74337-1)
- 69.- *tratamiento farmacologico del dolor neuropatico en mayores de 18 años*. (2011, 2 enero). <http://www.imss.gob.mx/profesionales/guiasclinicas/Pages/guias.aspx>. Recuperado 2 de enero de 2011, de
- 70.- Jo, Woo-Lam; Lee, Young-Kyun; Ha, Yong-Chan; Park, Moon-Seok; Lyu, Sung-Hwa; Koo, Kyung-Hoi . (2015). *Frequency, Developing Time, Intensity, Duration, and Functional Score of Thigh Pain After Cementless Total Hip Arthroplasty*. *The Journal of Arthroplasty*, (), S0883540315010931—. doi:10.1016/j.arth.2015.12.016
- 71.- Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(6):849.
- 72.- Busch CA, Charles MN, Haydon CM, et al. *Fracturas de vástagos femorales fijados distalmente después de una artroplastia de*

revisión. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:1333.

73.- Karachalios, T., Komnos, G., & Koutalos, A. (2018). Total hip arthroplasty: Survival and modes of failure. *EFORT Open Reviews*, 3(5), 232-239. Retrieved Nov 18, 2024, from <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170068>

XII ANEXOS

Anexo 1

Escala de Harris Hip Score

Nombre del médico (o referencia) _____

Nombre del paciente (o referencia) _____

Por favor, conteste a las siguientes preguntas.

Sección 1	
Dolor	Apoyo
☐ Ninguno, o lo ignora	☐ Ninguna
☐ Ligero, ocasional, sin compromiso en la actividad	☐ Bastón/bastón para largas caminatas
☐ Dolor leve, sin efecto en las actividades promedio, rara vez dolor moderado con actividad inusual, puede tomar aspirina	☐ Bastón/bastón la mayor parte del tiempo
☐ Dolor moderado, tolerable pero hace concesiones al dolor. Algunas limitaciones de la actividad ordinaria o del trabajo. Puede requerir analgésicos ocasionales más fuertes que la aspirina	☐ Una muleta
☐ Dolor marcado, grave limitación de actividades.	☐ Dos bastones/bastones
☐ Totalmente discapacitado, lisiado, dolor en la cama, postrado en cama	☐ Dos muletas o no puede caminar
Distancia recorrida	Cojear
☐ Ilimitado	☐ Ninguna
☐ Seis cuerdas (30 minutos)	☐ Leve
☐ Dos o tres bloques (10 - 15 minutos)	☐ Moderado
☐ Solo en interiores	☐ Grave o incapaz de caminar
☐ Solo cama y silla	
Actividades - zapatos, calcetines	Escalera
☐ Con facilidad	☐ Normalmente sin usar barandilla
☐ Con dificultad	☐ Normalmente usando una barandilla
☐ No se puede ajustar o atar	☐ De cualquier manera
	☐ Incapaz de hacer escaleras.
Transporte público	Sesión
☐ Capaz de usar el transporte (autobús)	☐ Cómodamente, silla normal durante una hora.
☐ Incapaz de utilizar el transporte público (autobús)	☐ En una silla alta durante 30 minutos.
	☐ Incapaz de sentarse cómodamente en cualquier silla.

Para calificar esta sección, los cuatro deben ser 'sí', luego obtener 4 puntos.
Nótese bien. Ni 1 punto por cada cuatro ni nada.

Sección 2	
¿Su paciente tiene TODO lo siguiente: -	
☐ sí	Menos de 30 grados de flexión fija
☐ no	Menos de 10 grados de rotación interna fija en extensión
	Menos de 10 grados de aducción fija
	Discrepancia en la longitud de las extremidades inferior a 3,2 cm (1,5 pulgadas)

Sección 3 - Moción	
Grados totales de flexión	
☐	Ninguna
☐	0 > 8
☐	8 > 16
☐	16 > 24
☐	24 > 32
☐	32 > 40
☐	40 > 45
☐	45 > 55
☐	55 > 65
☐	65 > 70
☐	70 > 75
☐	75 > 80
☐	80 > 90
☐	90 > 100
☐	100 > 110

Clasificación para la puntuación de cadera de Harris

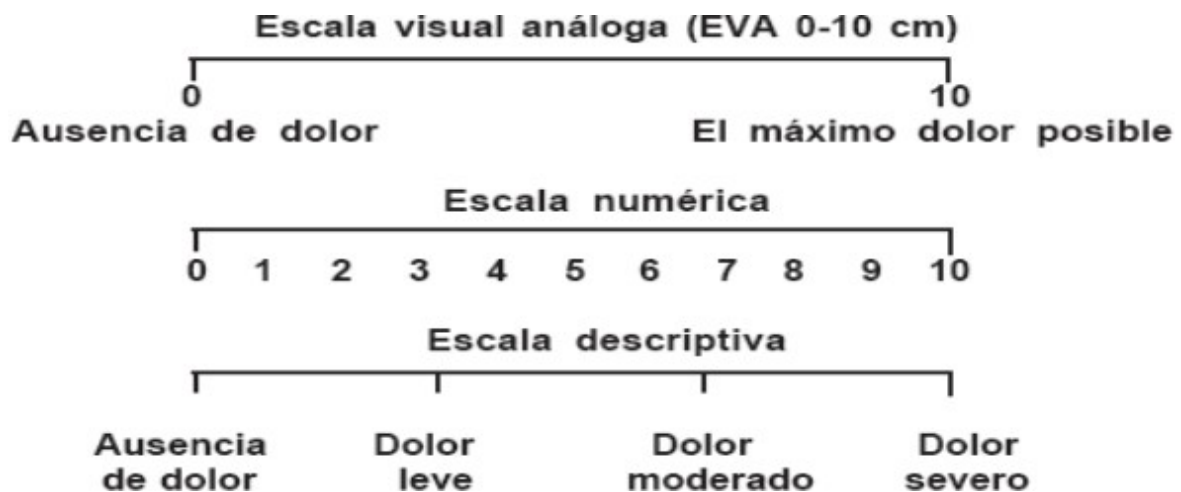
Resultado exitoso

= aumento postoperatorio en Harris Hip Score de > 20 puntos + implante radiográficamente estable + sin reconstrucción femoral adicional

O

<70 Pobre 70 - 79 Justa 80-89 Bueno 90 -100 Excelente

Anexo 2





Gobierno de
México



IMSS BIENESTAR
SERVICIOS PÚBLICOS DE SALUD



HOSPITAL DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA DR Y GRAL. RAFAEL MORENO VALLE
COORDINACIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN
CUATRO VECES HEROICA PUEBLA DE Z. A 06 DE FEBRERO DE 2026

Asunto: AUTORIZACION PARA LA IMPRESIÓN DE TESIS

SERVICIO DE POSGRADO
BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE MEDICINA
A QUIEN CORRESPONDA
PRESENTE

A través de este medio informo que no tengo inconveniente para que **RAÚL ARAGÓN DELGADO**, con número de matrícula **222650494**, de la especialidad en Traumatología y Ortopedia, pueda imprimir su tesis titulada: **EVALUACIÓN DEL DOLOR Y FUNCIÓN A NIVEL DEL MUSLO EN PACIENTES POST OPERADOR DE ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON VÁSTAGOS LARGOS CÓNICO ESTRIADO VERSUS CILÍNDRICO CON RECUBRIMIENTO POROSO EXTENSO**. Con número de registro Folio HTODYGRMV-2024-002 ha sido revisado y autorizado por comité de Ética e Investigación.

AUTORIZAMOS SU IMPRESIÓN

Dra. María Silvia Meneses Téllez
Coordinadora de enseñanza e investigación

Dra.: María Silvia Meneses Téllez
Asesor de tesis



Dr. Cristian Rivera Reyes
Director de Tesis



2026
año de
Margarita
Maza

Lateral Autopista México-Puebla 2726 Col. San Pablo Xochimehuacán, C.P. 72014 Puebla, Pue.
(Tel. 222) 122 20 30 ext. 1402 Correo: enseño2016@gmail.com