

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE MEDICINA

E.A.P. DE MEDICINA HUMANA

**La geometría femoral proximal mediante radiografía
simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara
Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Médico Cirujano

AUTOR

Gricel Jesus Chilquillo

ASESORES

Víctor Guillermo Laguna Castillo

Marco Antonio Bilbao Calsine

Lima - Perú

2017

DEDICATORIA

Dedico de manera especial, a mis padres Inés Verónica y Fernando, por el quienes me dieron las bases de la responsabilidad y la lucha frente a las adversidades y por su apoyo incondicional en la construcción de mi vida profesional.

AGRADECIMIENTO

A Dios, por permitirme llegar a este momento tan importante en mi vida, enseñándome a valorar cada día más los momentos difíciles y los logros alcanzados.

A mis padres, por ser la base de mi desarrollo en cada decisión y proyecto de mi vida.

Agradecer a mis asesores, por su calidad profesional y brindarme su aporte invaluable en la realización de este trabajo de investigación.

A mis amigos, maestros y a todas las personas especiales en mi vida que me brindaron su conocimiento y me dieron su apoyo moral en el logro de esta meta.

Gracias.

Gricel Jesus Chilquillo

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
i. Lista de tablas, gráficos, figuras y cuadros	5
ii. Resumen	6
I. CAPÍTULO: Introducción	8
1.1. Planteamiento del problema	8
1.1.1. Descripción de la realidad del problema	8
1.1.2. Formulación del problema	10
1.2. Objetivos	11
1.3. Justificación de la investigación	12
1.4. Limitación del estudio	14
II. CAPÍTULO: Marco Teórico	16
III. CAPÍTULO: Diseño Metodológico	26
3.1 Tipo de investigación	26
3.2 Diseño muestral	26
3.2.1 Unidad de análisis	26
3.2.2 Tamaño de la muestra	26
3.2.3 Tipo de muestreo	26
3.2.4 Selección de participantes	26
3.2.5 Criterios de selección	27
3.3 Variables de estudio	27
3.4 Operacionalización de variables	28
3.5 Recolección de datos	29
3.6 Análisis estadístico de los datos	30
3.7 Consideraciones éticas	30
IV. CAPÍTULO: Resultados y Discusión	32
4.1. Resultados	32
4.2. Discusión	39
V. CAPÍTULO: Conclusión y Recomendaciones	42
VI. Referencias bibliográficas	44
VII. Anexos	50

i. LISTA DE TABLAS, GRÁFICOS, FIGURAS Y CUADROS

TABLAS

1. Tabla 1: Características Sociodemográficas descriptivas de pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.
2. Tabla 2. Valores de la prueba de Kolmogórov- Smirnov de la distribución de datos medidos de la geometría femoral proximal en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.
3. Tabla 3. Análisis de los valores de la geometría femoral proximal: media, desviación estándar, mínimo y máximo en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.
4. Tabla 4. Análisis de la significancia de los valores de la geometría en los lados del fémur proximal en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.
5. Tabla 5. Comparación de las mediciones de la geometría femoral respecto del género en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

GRÁFICOS

1. Gráfico 1. Género según edad agrupada de pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

FIGURAS

1. Figura 1. Anatomía del fémur
2. Figura 2. Medición de los valores de la geometría del fémur proximal mediante radiografía simple anteroposterior de pelvis.

CUADROS

1. Cuadro 1. Operacionalización de las variables del estudio

ii. RESUMEN

Introducción: En todo el mundo, hay aproximadamente 1,7 millones de fracturas de cadera por año. La geometría de la cadera juega un papel importante en el conocimiento de la resistencia ósea. La determinación de la geometría ayudará a detección de pacientes con alto riesgo de fracturas de cadera; así como en la prevención secundaria. Además, en el tratamiento de estas fracturas, se utilizan numerosos dispositivos ortopédicos cuyos diseños usan parámetros de poblaciones caucásicas. Por lo que, este estudio tuvo como objetivo determinar las características de la geometría femoral proximal, mediante radiografía, en pacientes del Hospital Guillermo Almenara.

Métodos: Se analizaron las radiografías de pacientes entre 20 y 80 años de edad que acudieron al servicio de emergencia de traumatología y ortopedia y que médicamente requerían un estudio radiológico. Se excluyeron las imágenes que presentaron algún material ortopédico, osteosíntesis o prótesis, o en los que se detectó algún tipo de anomalía o malformación que pudiera afectar la estructura femoral. El análisis radiográfico de las imágenes digitalizadas se midió con los *software* Pacs y Weasis®. Para el análisis estadístico los datos se compararon con la prueba de Kolmogorov- Smirnov y “t- student”.

Resultados: Un total de 119 participantes (86 mujeres y 33 varones) fueron seleccionados para este estudio. Los resultados de los parámetros evaluados fueron los siguientes (media \pm DS), lado femoral derecho e izquierdo respectivamente: el ángulo cervicodiafisario $122.15^\circ \pm 4.55^\circ$ y $122.18^\circ \pm 4.36^\circ$ (*p*-valor: 0.830); lateralización 49.47 ± 4.65 mm y 49.19 ± 5.27 mm (*p*- valor: 0.184); diámetro de la cabeza femoral 49.28 ± 3.97 mm y 48.92 ± 3.92 mm (*p*- valor: 0.011); ancho del cuello femoral 35.37 ± 3.82 mm y 34.97 ± 3.44 mm (*p*- valor: 0.009); longitud del cuello femoral 30.69 ± 3.57 mm y 30.72 ± 3.64 mm (*p*- valor: 0.848).

Conclusiones: Las características de la geometría femoral proximal exploradas distan de parámetros de poblaciones extranjeras. El ángulo cervicodiafisario, la lateralización y la longitud del cuello femoral no mostraron diferencias significativas. Solo la media del diámetro de la cabeza femoral y del ancho del cuello fue estadísticamente significativa.

Palabras clave: *geometría femoral proximal, radiografía simple.*

ABSTRACT

Introduction: Around the world, there are approximately 1.7 million hip fractures per year. Hip geometry plays an important role in the understanding of bone strength. Determining geometry will help detect patients at high risk of hip fractures, as well as in secondary prevention. Furthermore, in the treatment of these fractures, many orthopedic devices are used whose designs use parameters of caucasian populations. Therefore, this study aimed to determine the characteristics of the proximal femoral geometry by radiography in patients of the Hospital Guillermo Almenara.

Methods: We analyzed the radiographs of patients between 20 and 80 years old who attended in orthopedic emergency and who medically required a radiological study. We excluded from the study, the images that presented some orthopedic material, osteosynthesis or prosthesis, or those showing abnormality or malformation that could affect the femoral structure. Radiographic analysis of the digitized images was measured with Pacs and Weasis® *software*. For statistical analysis the data were compared with the Kolmogorov-Smirnov test and Student's *t* test.

Results: We performed our study using a total of 119 participants (86 females and 33 males. The results of the parameters evaluated were the following (mean \pm SD), right and left femoral side, respectively: femoral neck shaft angle 122.15 ± 4.55 and 122.18 ± 4.36 (p-value: 0.830); offset 49.47 ± 4.65 mm and 49.19 ± 5.27 mm (p-value: 0.184); Diameter of the femoral head 49.28 ± 3.97 mm and 48.92 ± 3.92 mm (p-value: 0.011); Femoral neck width 35.37 ± 3.82 mm and 34.97 ± 3.44 mm (p-value: 0.009); Femoral neck length 30.69 ± 3.57 mm and 30.72 ± 3.64 mm (p-value: 0.848)..

Conclusions: The characteristics of the proximal femoral geometry explored are far from parameters of foreign populations. Femoral neck shaft angle, offset and femoral neck length did not show significant differences. Only, the mean femoral head diameter and neck width were statistically significant.

Keywords: *proximal femoral geometry, simple radiography.*

I. CAPITULO: Introducción

1.1 Planteamiento del problema

1.1.1 Descripción de la realidad del problema

La fractura de cadera trae consigo una serie de complicaciones desde el punto de vista funcional, y de la fragilidad del entorno social del paciente, llevándolo a un cambio sustancial en lo social, económico y en la salud pública (1,2).

Existen diversos factores asociados a las fracturas de cadera; entre ellos: componentes de antecedentes maternos, consumo de alcohol, cafeína, inactividad física, bajo índice de masa corporal, fracturas previas de cadera, entre otros (3). Existe evidencia sólida de que la densidad ósea es considerada un importante factor de riesgo (4); sin embargo, nuevas investigaciones ponen en manifiesto que la geometría de la cadera juega un papel importante en el conocimiento de la resistencia ósea (5).

Muchos estudios sugieren que la predicción de riesgo de fractura del fémur proximal requiere conocimientos de la densidad ósea y de su geometría. Las diferencias en los parámetros geométricos no solo influirían como factor de riesgo, sino en la información de los patrones de fractura. Entonces, la determinación de la geometría del fémur proximal podría ayudar a la detección temprana de pacientes con alto riesgo de fractura de cadera (6,7).

La fractura de cadera al ser un evento serio requiere de varios factores que deben tomarse en consideración al momento de decidir sobre el tratamiento idóneo para el paciente. Actualmente, es poco usual el tratamiento conservador debido a sus pobres resultados y prolongada estancia hospitalaria; por ello, el tratamiento electivo de las fracturas de cadera sería el quirúrgico (3), el cual busca alcanzar resultados satisfactorios. No obstante, no está exento de complicaciones

postoperatorias que estarían asociadas a factores dependientes del paciente, del cirujano, y también dependientes del dispositivo ortopédico (8).

Numerosos son los dispositivos ortopédicos utilizados en la cirugía de ortopedia y traumatología para lograr la consolidación ósea, en estos grupos se tiene a los implantes de fijación externa, fijación interna o materiales de osteosíntesis, y a los dispositivos de restitución ósea u osteotomía, como las prótesis. Estos componentes mecánicos son diseñados a partir de la gama de atributos geométricos óseos de poblaciones como la americana y británica, en su mayor parte (8,9).

Los principales problemas de los implantes ortopédicos se relaciona con el aflojamiento que sufren los innumerables dispositivos y la rotura prematura de los mismos, antes de que el fémur quede completamente consolidado (9).

Un estudio sobre prótesis de cadera inestable, realizado por Pesciallo et al., menciona que la elección del implante es importante en la prevención de la luxación de prótesis de cadera, fundamentalmente debido al diseño protésico, por lo que se debe considerar: la lateralización del componente femoral, el diámetro de la cabeza femoral, la geometría del cuello femoral, la relación cabeza-cuello y el componente acetabular al momento de la elección del implante, debido a que la estabilidad del componente protésico está en el lugar de implantación (10).

Una investigación en España, señaló que la rigidez flexural y las tensiones alrededor del fémur- prótesis intervienen en el dolor muscular a ese nivel, debido a las nuevas tensiones que se produce por determinados diseños de prótesis. En este estudio se generó un modelo protésico en base a su geometría femoral que permita una mejor adaptación de la prótesis y sus propiedades mecánicas en la adaptación de tensiones del hueso huésped (11).

Un estudio en México en base a la persistencia de complicaciones postoperatorias de lesiones de cadera, se enfocó en el conocimiento antropomorfométrico del fémur de su población y diseñó un nuevo implante protésico, obteniendo resultados favorables (12).

Hasta la actualidad, existe un solo estudio australiano que evaluó el ángulo cervicodiafisiario del fémur en una muestra de especímenes peruanos (13). Entre tanto, no hay mayor estudio que brinde información sobre geometría de la masa ósea femoral proximal peruana, posiblemente debido a una subestimación del importante rol en la prevención primaria y secundaria de las fracturas de cadera. Existen investigaciones que demuestran que la geometría ósea del fémur proximal tiene consistente diferencias sexuales y étnicas y que existe una diferencia sustancial de estos parámetros respecto a poblaciones de otras regiones geográficas (14,15).

Por lo tanto, en base a lo descrito, planteamos el estudio de las características de la geometría femoral proximal mediante radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017.

1.1.2 Formulación del problema

- *Problema general:*

¿Cuáles son las características de la geometría femoral proximal en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?

- *Problemas específicos:*

(1) ¿Cuál es el ángulo cervicodiafisiario en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?

(2) ¿Cuál es la lateralización femoral en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?

- (3) *¿Cuál es el diámetro de la cabeza femoral en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?*
- (4) *¿Cuál es el ancho del cuello femoral en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?*
- (5) *¿Cuál es longitud del cuello femoral en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?*
- (6) *¿Cuál es la diferencia entre las medidas de la geometría femoral en ambos lados del fémur proximal en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?*
- (7) *¿Cuál es la diferencia entre las medidas de la geometría femoral en ambos lados del fémur proximal según el género en la radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017?*

1.2 Objetivos

Objetivo general:

Determinar las características de la geometría femoral proximal mediante radiografía simple en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima- Perú. Enero 2017.

Objetivos específicos:

- (1) Determinar el ángulo cervicodiafisario.
- (2) Determinar la lateralización femoral
- (3) Determinar el diámetro de la cabeza femoral

- (4) Determinar el ancho del cuello femoral
- (5) Determinar la longitud del cuello femoral
- (6) Comparar las mediciones en ambos lados del fémur proximal.
- (7) Comparar las mediciones en ambos lados del fémur proximal según el género.

1.3 Justificación de la investigación

Toda evaluación clínica de los pacientes en el marco de la traumatología y la ortopedia requiere la comprensión de su biomecánica, la cual asociada a una medicina preventiva busca reducir los riesgos de fractura. Los predictores de la fractura de cadera no solo están determinados por el nivel de fuerza y calidad ósea sino que involucra otros, como la edad y la distribución espacial del tejido óseo, la información de esta última no se abastece con el examen de densitometría. Sin embargo, un mejor estudio de la comprensión ósea se determinaría cuantificando su calidad en términos de la geometría estructural, que suministra información de las tensiones reales de carga (16).

La importancia del conocimiento de la geometría femoral proximal radica en la interrelación de sus medidas, de esta manera la medida de la cabeza femoral contribuye con el diseño de implantes artificiales con el objeto de reconstituir su anatomía y función. El ángulo cervicodiafisiario aporta información sobre el riesgo de luxación de la cadera, también determina el tamaño de la lateralización femoral anatómico, este es aspecto importante pues influye sobre la longitud del cuello y del miembro (17). Mientras que la longitud del cuello en implantes protésicos se relaciona con los abductores de la cadera que asociada al ángulo cervicodiafisiario condiciona la eficacia contráctil del brazo abductor concomitante (18).

Otro enfoque participativo de la geometría femoral radica en la dirección de los métodos tecnológicos actuales como determinación clave en la elaboración de los implantes en la cirugía ortopédica y traumatológica, cuyo mayor número de productos; entre ellos: las prótesis, se ofertan en el

mercado, procediendo de una fabricación con datos de la población occidental. Siendo los parámetros primordiales que se consideran en la elaboración: el diámetro de la cabeza femoral, la lateralización y el ángulo del eje del cuello (19).

No obstante, algunas investigaciones han coincidido en que existe una diferencia sustancial de estos parámetros respecto de lo que corresponde a poblaciones de otras regiones geográficas (15,20). El estudio de Nelson & Megyesi describe que la arquitectura ósea presenta consistentes diferencias sexuales y étnicas, apoyando la necesidad de desarrollar implantes específicos de género (14). Entretanto, Nurzenski et al., expuso que los estilos de vida serían factores que también influyen en los índices geométricos de la resistencia ósea en el fémur proximal (21).

Entonces, la patología que afecta la cadera, globalmente repercute sobre la calidad funcional de la marcha, pero sobre todo repercute en la calidad de vida del paciente y con ello en el valor productivo contribuyente a la sociedad. Esta problemática trasciende sobre el binomio calidad – costo; ya sea, sobre el costo paciente por la dependencia física y social que incluso puede llevarlo a problemas de depresión; también en el aumento del costo de atención sanitaria, costo quirúrgico por reingreso hospitalario para recambio o revisión del material ortopédico, aumento de la estancia hospitalaria. Por lo tanto, para minimizar todos lo que acarrea la falta de prevención de fracturas de cadera y las complicaciones postoperatorias, los implantes deben diseñarse teniendo presente los parámetros de una población con características homogéneas.

Hasta el momento, de la literatura revisada en la base de datos de *Pubmed*, *Scopus*, *Embase*, en la biblioteca electrónica *Scielo* no se cuenta con estudios en nuestra población que abarque la geometría femoral, se ignora si los patrones del fémur proximal de poblaciones extranjeras son similares a la nuestra. Es así que, la trascendencia de este estudio radia en la necesidad de evaluar características morfológicas de la geometría femoral proximal peruana través de la radiografía simple. El carácter científico es contribuir a una identificación temprana de los riesgos de fractura de cadera, disminuir las complicaciones que acarrea el uso de implantes ortopédicos

con mediciones, probablemente, dispares a medidas de nuestra población. Buscamos que este estudio contribuya al impulso de nuevos implantes con las mediciones que se presenten. Sería ideal una fabricación de dispositivos peruanos, aunque otra opción sería establecer alianzas estratégicas con las industrias ortopédicas en los pedidos de dispositivos en base a medidas de nuestro contexto poblacional. Mientras que el carácter económico- social sería mejor calidad a menor costo para el paciente y para el ente hospitalario.

1.4 Limitación del estudio

El presente estudio tiene como limitación que las medidas geométricas del fémur proximal: ángulo cervicodiafisiario, la lateralización, el diámetro de la cabeza femoral, el ancho y la longitud del cuello femoral, fueron tomadas de imágenes radiológicas bidimensionales lo que pudo llevar a no determinar un cálculo específico; sin embargo, estos valores son significativamente próximos al valor real, ya que ninguno de los datos evaluados en este estudio se enfoca en la anteversión femoral, medida que sería mejor evaluada en un plano tridimensional.

Si bien, la tomografía computarizada sería la mejor opción en la medición de estos parámetros, en países en desarrollo como el nuestro el estudio radiográfico simple implica una medición no invasiva de la geometría ósea, siendo este método de imagen un enfoque práctico y la mejor opción costo- efectiva.

Asimismo, otra limitante será el tamaño poblacional, la cual estará circunscrita a los pacientes que acudan por atención al servicio de emergencia de ortopedia y traumatología del Hospital Nacional Guillermo Almenara, debido a la obtención básica de información con menos gastos de disponibilidad de recursos efectivos de las radiografías y de disponibilidad de tiempo del investigador.

Aunque el estudio tomará los datos de un solo nosocomio, el Hospital Nacional Guillermo Almenara (EsSalud) es categorizado como Instituto de Salud Especializado III-2, máximo nivel otorgado por el Ministerio de Salud a los establecimientos del país, ente de referencia a nivel nacional para casi 11 millones de asegurados, un grupo con características representativas de la población peruana (22).

No obstante de estas limitaciones, consideramos que este estudio abrirá las puertas a futuras investigaciones dentro del campo de la ortopedia y traumatología, en nuestro país, que en poca frecuencia se encuentra inmersa en la exploración científica.

II. CAPITULO

2.1 Marco teórico

Epidemiología

En todo el mundo, hay aproximadamente 1,7 millones de fracturas de cadera por año. Las tasas más altas se observan en Norteamérica y Europa (23) . Se estima que la incidencia de fracturas de cadera se duplicará aproximadamente a 2,6 millones para el año 2025 y será de 4,5 millones para el año 2050 (24).

En Latinoamérica se ha reportado una variación en las tasas de fracturas de cadera en hombres y mujeres >50 años: de 53 a 443 por 100.000 habitantes en mujeres, y de 27 a 135 por 100.000 habitantes en hombres, con una relación de 2 a 3 mujeres por hombre (25).

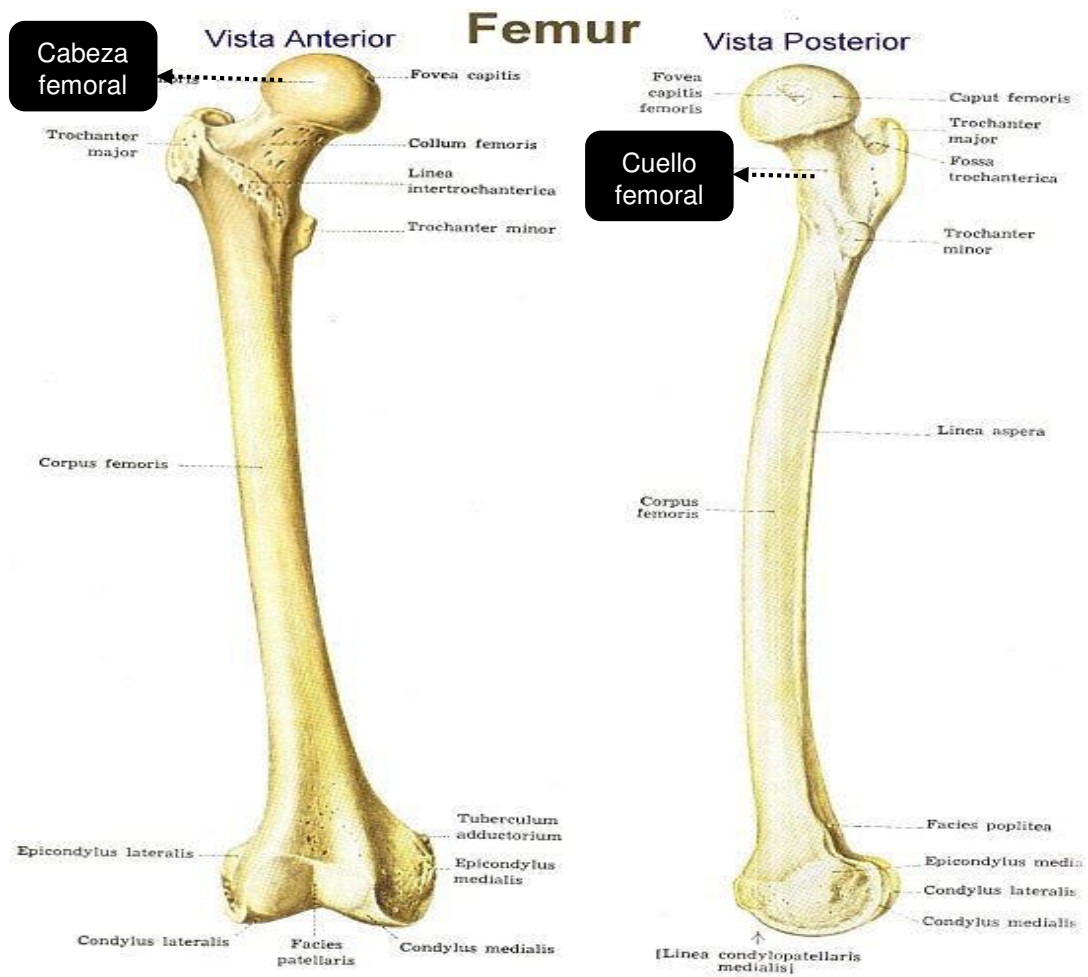
Morales et al., realizaron un estudio basado en los hospitales de Colombia, Chile, Brasil, México, Panamá, Perú y Venezuela y reportaron entre 40 y 362 fracturas de cadera por cada 100.000 personas de 50 años o más. Entre el 17 y el 37% de los pacientes con fractura de cadera mueren al año siguiente a la fractura (26). Los sobrevivientes suelen reportar dolor severo y pérdida del funcionamiento físico (27).

Anatomía del fémur (18,28) :

El fémur es un hueso posicionado oblicuamente hacia arriba y de fuera adentro posee un arco de concavidad y es ligeramente torcido alrededor de su eje. Forma parte de las extremidades inferiores del hombre, siendo el hueso más largo del esqueleto humano. A su vez, el fémur se divide en dos extremos:

Extremo superior: presenta una cabeza que va seguida de un cuello anatómico, trocánteres mayor y menor y un cuello quirúrgico el cual une el cuerpo a la extremidad superior.

Figura 1. Anatomía del fémur



Testut L.- Latarjet A., Compendio de anatomia descriptiva

La cabeza es redondeada de un modo regular, se dirige hacia arriba, adentro y un poco adelante, presenta una fosa (fovea) para el ligamento redondo que está situada algo por debajo y detrás de su centro.

El cuello anatómico está situado entre la cabeza y los trocánteres. Es inclinado hacia abajo y afuera, forma parte con el cuerpo del hueso en un ángulo, su forma es cilíndrica y aplanada desde adelante hacia atrás. La porción anterior (cara anterior) corresponde al ligamento capsular en toda su extensión, y la posterior lo hace solamente en sus dos tercios internos.

Trocánter mayor. Protuberancia cuadrilátera, situada por fuera del cuello. Aplanada transversalmente, presenta dos caras y cuatro bordes.

Trocánter menor. Gruesa protuberancia, situado en la parte posterior e inferior del cuello. De su base parten, en forma de radios, tres líneas divergentes.

Extremo inferior. Constituye una masa voluminosa de forma irregularmente cubica, algo curvada de adelante hacia atrás.

Vista por delante, presenta una superficie articular en forma de polea, la tróclea femoral.

El fémur presenta un tejido esponjoso en las extremidades y tejido compacto en el cuerpo (diáfisis), este último tiene un conducto medular que se extiende desde el cuarto inferior del hueso hasta el trocánter menor

Definición:

La geometría del fémur proximal se enfoca en el estudio de las propiedades y de las magnitudes del fémur proximal en el plano o en el espacio. A través de este estudio se busca una aproximación a la arquitectura ósea para obtener parámetros que nos aporten información sobre su complejidad (29–31). Se describe de este modo el comportamiento del sistema biológico a través de la geometría.

Antecedentes:

Durante el proceso evolutivo el hombre ha sido sometido a grandes cambios indispensable para la supervivencia; entre ellos, los cambios musculoesqueléticos. El escenario óseo aun genera variaciones durante las etapas de vida del hombre, un claro ejemplo se da en el ángulo mandibular que se va abriendo y aproximando para facilitar la masticación. Asimismo, se debe tener en cuenta que una vez que la estructura ósea ha sido fijada durante la etapa adulta esta difícilmente se distorsiona; tal es así, que la columna vertebral con sus curvaturas cervical, dorsal y lumbar buscan mantener su disposición, salvo que exista una fuerza ejercida sobre ella que al darse en determina dirección lleve a un agotamiento de los músculos extensores que mantienen el tronco erecto, que implica un inadecuado soporte de estructuras de la cabeza y el cuello, repercutiendo no solo a este nivel, sino que por estructura biomecánica de función global, manifestándose

en la variación a nivel de la cadera con mayor prominencia de los trocánteres, oblicuidad en la dirección de los huesos del muslo e incluso llegando hasta las rodillas, características que ya habían sido descritas por estudios iniciales en the Anatomical Society en 1888 (32).

El fémur es ampliamente investigado en campos como la física y la antropología forense, cinemática humana y la ortopedia. Antropólogos tales como Twiesselmann, 1961; Trinkaus, 1993; Grine et al. 1995 y especialmente Ortopédicos como por ejemplo, Houston & Zaleski, 1967; Walensky & O'Brien, 1968; Henriksson, 1980; Hoaglund & Weng, 1980; Clark et al. 1987; Yoshioka et al. 1987; Faulkner et al. 1993; Laplaza et al. 1993; Yamaguchi, 1993; Saji et al. 1995 y demás que hasta la actualidad vienen demostrando rangos y patrones de variación del ángulo del cuello del fémur en diferentes condiciones normales y anormales.

El conocimiento anatomofuncional de la estructura femoral proximal, ha llevado a diversas investigaciones, debido a que el tratamiento de múltiples patologías requiere la compresión de esta área. Los datos derivados de investigaciones fueron variados porque podrían haber sido afectados por muchos factores, tales como: etnicidad, edad, sexo, lado del cuerpo, métodos de medición, incluso el clima, la ropa y el estilo de vida (13). En particular, el origen étnico ha sido probado como uno de los factores más importantes para las variaciones.

Del estudio original de Framingham, alrededor de 1971, se tomó una muestra de pedigríes extendidos de este, a la cual se le evaluó los componentes genéticos, variables que analizaran la estructura de la cadera y la vinculación con regiones cromosómicas. Se confirmó que 11 de los índices geométricos del hueso femoral proximal son hereditarios; es decir, se encuentran bajo una moderada a fuerte influencia genética. Estos enlaces obtenidos tienen más fuertes señales en la estrechez del cuello, el sitio del eje femoral y del área intertrocantérica, que implicaría que los loci tienen mayor influencia en regiones que contienen mayor cantidad de hueso cortical (33).

Entre la contribución genética describen a la aromatasa (CYP19) que está en 15q21, donde la longitud del cuello del fémur y la resistencia de la sección transversal de los índices del eje indicarían una vinculación sugerente. Se sabe que este gen está implicado en la regulación de estatura (34) y el mantenimiento óseo (35,36) aunque su contribución en las propiedades de la geometría es menos evidente. Otros dos grupos, sobre el espesor del cuello femoral cortical, se da con la convergencia de los resultados de tres estudios: the Framingham Osteoporosis Study, Indiana y Nebraska (33,37,38). Sugieren estrechamente que los genes que regulan la geometría proximal del fémur estarían residiendo en el cromosoma X. Esta vinculación al X explicaría las diferencias bien reconocidas entre hombres y mujeres en la mayoría de los rasgos geométricos de los huesos, incluso cuando se ajusta para el tamaño del cuerpo (39). Sin embargo, existirían algunos genes candidatos de interés en la región cromosómica identificada, entre ellos el NF-kappa B-factor de represión (NRF) y factor de crecimiento de fibroblastos 13 (FGF13) (40), pero cabe la posibilidad de que residan en esa misma zona otros genes aún no identificados hasta el momento.

El estudio realizado por Anderson & Trinkaus presenta una documentación del ángulo del cuello-eje femoral de distintas poblaciones humanas, pasadas y presentes, como antecedentes de la variación normal entre humanos. Los datos derivaron de mediciones desde la prehistoria, principios de la historia (medieval) y restos óseos modernos (cadáveres), datos similares recopilados de publicaciones por otros autores, y los datos derivados de los estudios radiográficos en humanos. La conclusión fue que los ángulos cervical femoral a través de una muestra representativa de la población expone el alto grado de variabilidad normal encontrado. Y que pese a la asimetría bilateral individual que existe en estos ángulos y algunas muestras de dimorfismo sexual, no hay patrones consistentes en ninguno de los dos aspectos, ni hay ningún patrón geográfico para el ángulo cervical femoral. Sin embargo, existe una fuerte correlación entre el nivel económico y los ángulos medios de los ángulos del cuello, lo que refleja los efectos de los niveles de actividad diferenciales durante la ontogenia sobre el grado de disminución del ángulo (41).

Desde la literatura de Humphry (1889) hasta los años más recientes, se ha observado que hay una relación inversa general entre biomecánica y los niveles de carga en la cadera y el ángulo del cuello-eje. En particular, los ángulos del cuello del fémur son característicamente muy altos ($\geq 150^\circ$) en humanos neonatos y luego disminuyen gradualmente durante el desarrollo, alcanzando los valores adultos durante la adolescencia (32,42–46). Aunque parece haber una disminución mínima en el ángulo en lactantes y juveniles que no asumen el peso normal de la extremidad inferior (43,45,46), el proceso normal de reducción del ángulo hacia una orientación más varo del cuello femoral durante el desarrollo depende del supuesto peso normal que soporta a través de la cadera y el aumento de los niveles de actividad locomotora durante el desarrollo (43,45,47–50). La morfología proximal del fémur se modifica con la edad, es de fase cóncava entre los 2-3 años, aproximadamente plana a los 5 años, irregular a los 7 años y convexa entre los 11-13 años (51).

Estudios transversales han demostrado que la disminución relacionada con la edad en el área transversal y el grosor cortical en el fémur proximal comienza alrededor de los 20 años de edad (52). Otro estudio observó una disminución relacionada con la edad y el score Z donde decline en el fémur proximal se daría entre los 20 a 80 años (53). Las diferencias en la densidad ósea del cuello femoral en la edad adulta se establecen en gran parte antes de la pubertad (54), lo que sugiere que la pubertad es un período crítico para el crecimiento óseo.

Wang realizó un estudio longitudinal de 7 años de los patrones de crecimiento de los rasgos del hueso femoral proximal en una cohorte de 251 niñas en su premenarquia hasta su adolescencia tardía; además, evaluó los rasgos óseos de sus madres y abuelas biológicas. Encontró, que la fuerza de la cadera se mantuvo relativamente constante después de la menarquia, lo que sugiere un patrón de crecimiento asincrónico pero bien coordinado del hueso, adaptándose al estrés durante la pubertad. Por lo que los datos de estas tres generaciones respecto del cambio de los rasgos óseos a lo largo de la vida indican que el deterioro de la densidad ósea y los cambios compensatorios inadecuados en los parámetros geométricos óseos después

de la menopausia contribuyen al aumento del riesgo de fractura más tarde en la vida (55).

Estudios previos sugieren que la geometría del fémur proximal estaría influenciada por su desarrollo durante los primeros años, precisamente es donde la contribución biológica cobra importancia. Los estudios realizados por Steven et al, dividen la tasa de crecimiento epifisiario cartilaginosa específica de los huesos largos en tasas de crecimiento biológico y mecánico. El crecimiento biológico dependería de componentes genéticos, nutricionales y hormonales. Mientras que, la tasa de desarrollo mecánico se define por el índice osteogénico - una combinación lineal del esfuerzo de cizallamiento octaédrico máximo y el estrés hidrostático mínimo en el cartílago durante un ciclo de carga completo. Por lo que llegaron a concluir que el índice osteogénico predeciría el aumento de la tasa de crecimiento mecánico en regiones de alto esfuerzo de cizallamiento octaédrico y estrés hidrostático de alta tensión y regiones de bajo esfuerzo cortante octaédrico y estrés hidrostático de alta compresión. Es decir; el índice osteogénico positivo sugeriría donde es factible que ocurra el crecimiento y el índice osteogénico negativo indicaría donde es probable que el crecimiento este inhibido (56).

Debido a que se ha demostrado que la geometría del desarrollo epifisiario está influenciada por las tensiones y el índice osteogénico y por lo tanto influiría en el crecimiento (57,58). Este crecimiento afectaría aún más los cambios morfológicos del desarrollo epifisiario; ello es, que existe correlaciones entre la geometría y el crecimiento epifisiario. El índice osteogénico sólo predice la cantidad de crecimiento, sin embargo, para comprender con precisión la tendencia de crecimiento es necesario conocer la dirección del crecimiento. De lo antes mencionado, una investigación reciente demuestra que los cambios morfológicos simulados del fémur proximal durante la infancia debido a las tensiones en la zona hipertrófica epifisiaria inducida por el caminar son sensibles tanto a la geometría del crecimiento epifisiario como a la dirección del crecimiento (59).

En la mayoría de los artículos se ilustran diferentes factores que actúan sobre la geometría femoral proximal, entre ellos: factores genéticos,

edad, sexo femenino, densidad ósea, etnicidad, estilos de vida, clima. Actualmente, la mayoría de los estudios se han realizado en América, Europa, África y países asiáticos como Japón, Corea, India, y Tailandia. Gilligan et al., indicaron que el sexo, la edad, la lateralidad del cuerpo, el clima, la ropa y el estilo de vida eran fuentes potenciales de variación para el eje del cuello y el ángulo femoral. También encontraron que el valor promedio del ángulo del cuello para todos era de aproximadamente 127°, 130°, 126°, y 125° para poblaciones en el Pacífico, Europa y América. El ángulo medio del cuello-eje para los estadounidenses, europeos y asiáticos varió desde 124,7 grados (estudio individual), 122,9° a 129,2° ; 124,42° a 130,57°, respectivamente (13). La cabeza femoral y el acetábulo de la cadera crecen de forma independiente pero de tal manera que se desarrollan congruentemente.

En estos estudios, la información en América procede de áreas estadounidenses, en Latinoamérica es limitada. En América del sur se cuenta con estudios en Brasil, entre los cuales está el de Labricini et al., que reportan que el ángulo cervicodiafisario varían entre 110-145° (media de 127°) (60). Mientras que el estudio realizado por De Farias encontró un valor de este ángulo alrededor de 130 grados, y concluyen que los valores medios de las principales mediciones del fémur proximal de estos brasileños difirieron de los valores encontrados en estudios anteriores. Hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los hombres y las mujeres para todas las variables, tanto en el lado izquierdo como en el derecho. Los hombres presentaron valores más altos que los de las mujeres (61).

De lo expuesto, existe la necesidad de evaluar las características morfológicas de la geometría femoral proximal en una población peruana, esta selección de casos, será de contribución al campo de la ortopedia y traumatología en la prevención primaria y secundaria de riesgos.

Respecto a la prevención primaria, ya se han realizados diversos trabajos previos desde una perspectiva morfofisiológica que busca describir la arquitectura ósea de la cadera y con ello prevenir futuras fracturas.

Respecto a la prevención secundaria, el entendimiento de las variantes anatómicas femorales es elemental en la reducción de posibles complicaciones postoperatorias, así como en la elaboración de los implantes ortopédicos, prótesis e instrumental ortopédico, evitando una discrepancia significativa que llevaría a un fracaso, ocasionando deficiencias en el desplazamiento adecuado de la cadera. Por ende, no se debe tomar valores geométricos estándares de poblaciones heterogéneas a la nuestra, debido a que los principios matemáticos de mecánica tendrá efecto sobre las propiedades que se asigna a los materiales ortopédicos, condicionando a un sistema de carga, desplazamiento y deformación en magnitudes distintas a nuestra población.

La comprensión de las dimensiones de la geometría femoral proximal, es imprescindible sobre todo en actos quirúrgicos de artroplastias de cadera, donde la interconexión entre sus diferentes medidas la hace una sola biomecánica funcional. La lateralización femoral en relación con el diámetro de la cabeza, longitud del cuello femoral da beneficios a la actividad contráctil de los músculos, y su valor en las prótesis influirán en disminuir la carga articular, con ella la reducción del desgaste y del aflojamiento de la prótesis mejorando la estabilidad de la cadera, concomitantemente en la reducción de las luxaciones del implante. El sistema del implante protésico maneja un ángulo cervicodiafisario, más del 67% de los pacientes no obtendrá la restauración exacta del centro biomecánico de la cadera o voladizo femoral. Noble et al., manifestaron la necesidad de una selección mayor de tamaños y diámetros disponibles de implantes para ajustar y poder restaurar el ángulo cervicodiafisario de una manera aproximada a lo normal, y con ello la longitud del miembro intervenido (62). Además, el ángulo implica transmisión de carga de flexión y extensión durante la marcha sobre todo al subir escaleras.

Todo esto influye en la producción y utilización de componentes en las prótesis de cadera respecto al diseño del implante, forma y variación del tamaño. De tal modo los médicos deben considerar estas variables al seleccionar el implante.

Por lo tanto, es importante estar familiarizado con la anatomía del fémur proximal con el fin de obtener una decisión acertada en su prevención, en su perioperatorio, y en su valor costo – efectivo.

III. CAPITULO

Diseño Metodológico

3.1 Tipo de investigación

Estudio de tipo descriptivo de corte transversal.

3.2 Diseño muestral

3.2.1 Unidad de análisis

La unidad de análisis fue la radiografía simple en decúbito dorsal anteroposterior de pelvis de cada paciente atendido en el área de emergencia del servicio de ortopedia y traumatología del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen.

3.2.2 Tamaño de la muestra

El tamaño muestral estuvo formado por 119 pacientes que acudieron al área de emergencia del servicio de ortopedia y traumatología del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, durante el mes de enero del 2017. La cantidad considerada, según este lapso, fue con el fin de obtención de información con menos gastos de recursos y de tiempo del investigador.

3.2.3 Tipo de muestreo

Muestreo no probabilístico, por conveniencia.

3.2.4 Selección de participantes

Todos los pacientes que acudieron al área de emergencia del servicio de ortopedia y traumatología del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen por dolor en cadera, referencia de caídas u otros, y que

médicamente requirieron la realización de una radiografía simple anteroposterior de pelvis.

Se procedió a insertar a los pacientes según los criterios de elegibilidad.

3.2.5 Criterios de selección

Criterios de inclusión:

- Pacientes asegurados de nacionalidad peruana.
- Pacientes asegurados entre 20 y 80 años de edad que sean de marcha independiente.
- Pacientes cuyas radiografías simples en decúbito dorsal de pelvis sean en anteroposterior y en rotación interna de 20°.
- Placas radiográficas que hayan sido reportadas como normales, sin características radiológicas de osteoartrosis moderada-severa, ni fracturas previas o actuales, no lesiones tumorales o infecciosas, ni anomalías o malformaciones que pudieran afectar la estructura femoral, ni que hayan sido sometidos a algún tipo de cirugía que afecten la zona, que no presenten algún material de osteosíntesis o prótesis.

Criterios de exclusión:

- Pacientes asegurados menor de 20 años o mayores de 80 años.
- Placas radiográficas digitalizadas en inadecuada calidad, posición o artefacto de imagen que no permitan la toma de medidas de la geometría femoral proximal.

3.3 Variables de estudio

Variable primaria:

- Geometría femoral proximal; se evaluó según las dimensiones de sus medidas, que implica: el ángulo cervicodiafisario, la lateralización, el diámetro de la cabeza femoral, el ancho y longitud del cuello femoral.

3.4 Operacionalización de variables

Cuadro 1: Operacionalización de las variables del estudio

Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Tipo de variable	Escala de clasificación	Criterio de medición
Geometría femoral proximal	Estudio de las propiedades y de las magnitudes del fémur proximal en el plano o en el espacio. (30)	Estudio bidimensional de la estructura anatómica del fémur proximal en longitud y angulación, respecto de la cabeza, cuello y eje femoral. (Anexo 1)	Ángulo cervicodiafisario	Cuantitativas, de escala de razón	Grados (°)	Intersección de dos líneas, el eje del fémur proximal y la línea que une los dos puntos (i) el centro de la cabeza femoral y (ii) el centro del cuello femoral.
			Lateralización femoral		Milímetros (mm)	Distancia perpendicular desde el centro de la cabeza femoral al eje del eje femoral.
			Diámetro de la cabeza femoral			Diámetro de un círculo perfecto dibujado alrededor de la cabeza femoral.
			Ancho del cuello femoral			Ancho en el punto medio del cuello del fémur, perpendicular a su eje.
			Longitud del cuello femoral			Distancia, recta, entre la región inferior de la cabeza femoral y la base del trocánter mayor.

3.5 Recolección de datos

3.5.1 Técnicas e instrumentos

Se utilizó una ficha de registro para la toma de datos de las radiografías simples anteroposterior, la información transcrita a la ficha fue según los datos solicitados: edad, sexo, mediciones de la geometría del fémur de los pacientes. La información personal fue anonimizada y desidentificada.

3.5.2 Plan de recolección de datos

Las imágenes radiológicas de pelvis fueron tomadas con la misma máquina radiográfica y bajo misma modalidad de posicionamiento en decúbito dorsal del paciente.

La imagen obtenida provino del rayo incidente dirigido a lo largo de la línea mediana, justo por encima de la sínfisis púbica y los pies girados internamente entorno a 20° de rotación interna de las caderas y la cámara de rayos X a un metro del marco (28). Para la precisión de datos se logró una reunión previa con los técnicos radiólogos que laboraban en el área de emergencia durante el tiempo previsto del estudio, haciéndoles hincapié en el grado de angulación que requiere la toma de muestra.

Las pruebas del fémur se examinaron inicialmente en el sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS). Todas las mediciones fueron realizadas con el software WEASIS 1.2.3 que es un visor DICOM multipropósito basado en una web con una arquitectura altamente modular, diseñado para satisfacer las expectativas de los sistemas de información clínica.

Las mediciones fueron realizadas por un solo observador, el investigador, bajo la guía y supervisión de un radiólogo y uno a dos médicos traumatólogos, obteniendo las mediciones finales de un consenso entre los profesionales presentes.

3.6 Análisis estadístico de los datos

Tras la recolección de los datos en la ficha de registro se procedió a organizar e ingresar los datos en un matriz de tabulación. La secuencia de los procesos empleados fue:

Verificación minuciosa de los datos obtenidos, con el fin de seleccionar y descartar los datos de las fichas técnicas llenadas de forma inadecuada, ya sea por incongruencias o datos incompletos.

Los parámetros geométricos del fémur proximal, fue analizado mediante el estadístico IBM SPSS Statistics 20.0 para Windows versión de prueba. Se hizo uso de descriptivos de frecuencia, medidas de tendencia central y de dispersión, pruebas de normalidad de las mediciones de la variable principal, prueba t de Student para muestras pareadas para evaluar las diferencias entre los dos miembros corporales de los participantes, con los datos disponibles de ambos lados. Se presenta tablas y gráficos según el caso lo requiera. La diferencia significativa se definió como valor de $P < 0,05$.

3.7 Consideraciones éticas

En toda investigación que participan seres vivos debe seguirse ciertas reglas o principios éticos. Específicamente en el ámbito de la investigación humana se tiene de forma obligatoria que aplicar con gran cuidado los cuatro principios éticos, primando desde el comienzo la investigación el principio de la Autonomía.

Según el Código Internacional de Ética: el médico debe respetar los derechos del paciente, de los colegas y de otros profesionales de la salud, y debe salvaguardar las confidencias de los pacientes. Luego del hecho anterior, las personas seleccionadas para participar en este estudio, en todo momento estuvieron amparadas por el principio de Beneficencia, que se hizo más notorio al finalizar el estudio, ya que los resultados solo fueron de uso estrictamente científico.

Siguiendo con lo estipulado en el Código Internacional de Ética, el médico debe actuar sólo en el interés del paciente cuando preste atención médica.

En todo el transcurso de la investigación se tuvo presente el principio de No-Maleficencia. Como se mencionó anteriormente el estudio persigue un fin únicamente científico, por ello se asegura la más completa discreción. Cabe resaltar que ningún nombre, código o algún tipo de identificación fue publicado.

En cuanto al principio de Justicia, para el estudio todos los casos fueron tratados de la misma manera, no hubo ningún tipo de distinción de raza, sexo, edad, religión, etc. Todos recibieron la misma calidad de atención. Este principio sigue uno de los conceptos de la Declaración de Ginebra (1948) que dice: *“No permitiré que consideraciones de afiliación política, clase social, credo, edad, enfermedad o incapacidad, nacionalidad, origen étnico, raza, sexo o tendencia sexual se interpongan entre mis deberes y mi paciente”*.

IV. CAPITULO

4.1 Resultados

Para las características de la población se expone los casos ponderados según el análisis de la variable.

Características generales

Las imágenes radiológicas evaluadas durante el mes de enero en el área de emergencia del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen ascienden a 16 534 imágenes, entre ellas se seleccionó 365 correspondientes a radiografías simples anteroposterior de pelvis, de las cuales, aquellas que cumplían los criterios de inclusión y exclusión fueron insertadas en el estudio haciendo un total de 119 casos.

Tabla 1.

Características Sociodemográficas descriptivas de pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

Estadísticos		Género	
		Femenino	Masculino
Media		59.56	55.52
IC para la media al 95%	Límite inferior	55.74	48.93
	Límite superior	63.39	62.11
Mediana		60.50	59.00
DS.		15.05	16.65
Mínimo		23	28
Máximo		80	80

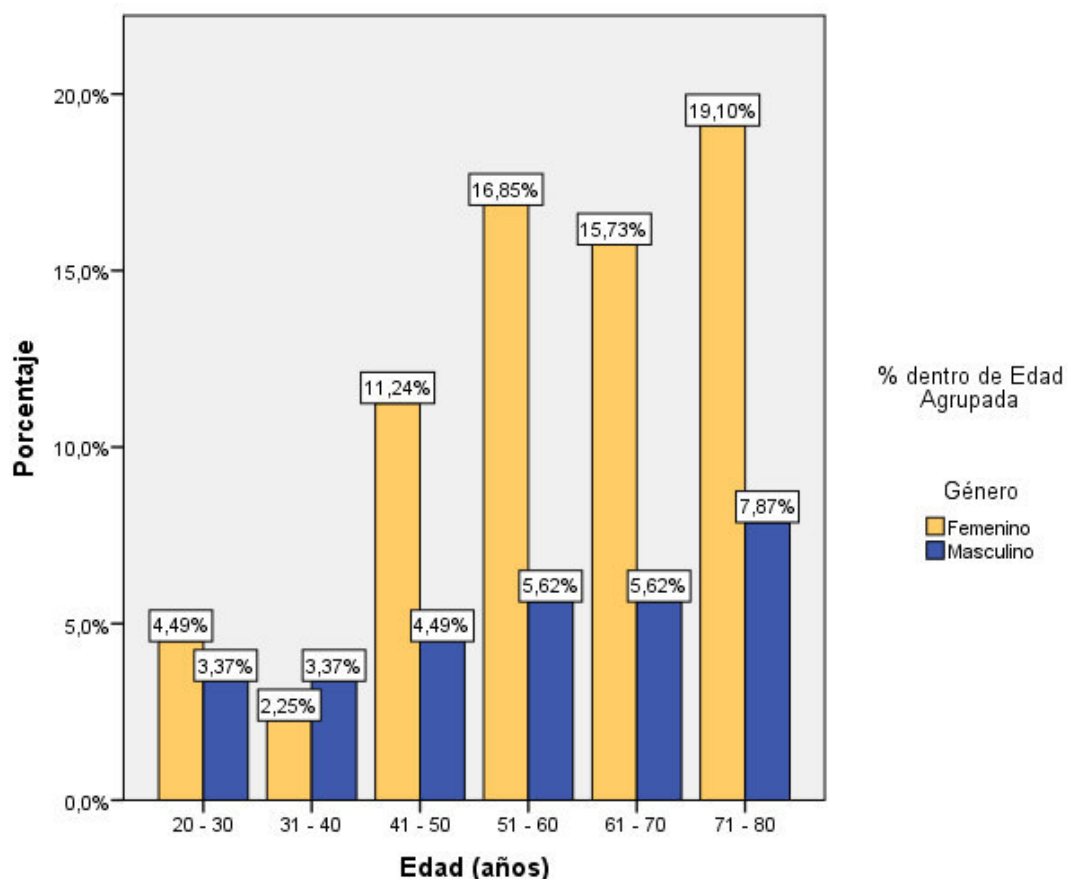
IC: intervalo de confianza; DS: desviación estándar.

La tabla 1 resume los estadísticos descriptivos de las características sociodemográficas considerados en el estudio. El género femenino tuvo una

media \pm DS poblacional de 59 ± 15 años, mientras que en el género masculino de 16 ± 16.7 años.

Gráfico 1.

Género según edad agrupada de pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.



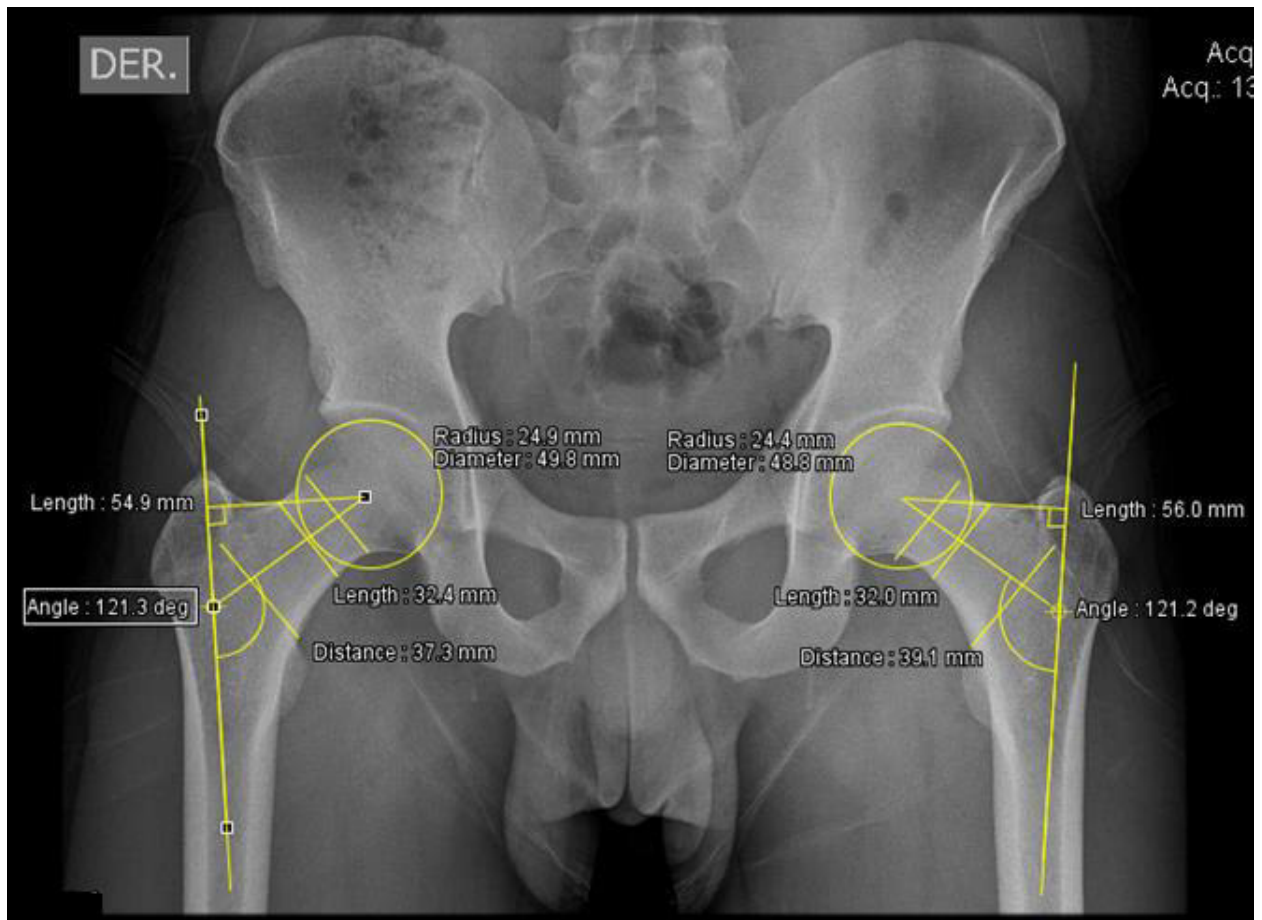
El gráfico 1, muestra la edad de las pacientes cuyas radiografías simples anteroposterior de pelvis fueron categorizadas en grupos etarios por decenios, de 10 años cada grupo. Mientras que el género fue dicotomizado. Ambas características fueron expuestas en frecuencias. Siendo el grupo etario entre 71 y 80 años el que concentra un mayor porcentaje de pacientes femeninos y masculinos con un total de 19, 1% y 7, 9% respectivamente, que acudieron durante el mes de enero al área de emergencia de traumatología y ortopedia que según criterios de selección fueron incluidos en el estudio.

Características de la Geometría femoral proximal

La evaluación de la geometría del fémur proximal según sus dimensiones de medidas del ángulo cervicodiafisario, lateralización, diámetro de la cabeza femoral, ancho y longitud del cuello femoral.

Figura 2.

Medición de los valores de la geometría del fémur proximal mediante radiografía simple anteroposterior de pelvis.



Esta figura, es una de las imágenes del estudio realizado (datos del pacientes –edad y sexo- anonimizados). Expone las mediciones de la geometría femoral proximal evaluadas en el plano bidimensional de ambas lateralidades de los participantes, según la escala de imagen, la medida patrón establecida, la cual sirve de utilidad para determinar la relación existente entre el tamaño de visualización de la imagen y el tamaño real, fue

en valores de grados y milímetros, medidas facilitadas por el programa web de imágenes digitalizadas.

Tabla 2.

Valores de la prueba de Kolmogórov- Smirnov de la distribución de datos medidos de la geometría femoral proximal en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

	N	Parámetros normales ^{a,b}		Diferencias más extremas			Z de Kolmogorov-Smirnov	Sig. asintót. (bilateral)
		Media	Desviación típica	Absoluta	Positiva	Negativa		
Lado Derecho								
Ángulo Cervicodiafisario (°)	119	122.15	4.55	0.10	0.10	-0.10	1.12	0.16
Lateralización (mm)	119	49.47	4.65	0.05	0.03	-0.05	0.53	0.95
Diámetro de la cabeza femoral(mm)	119	49.28	3.97	0.09	0.09	-0.06	0.96	0.32
Ancho del cuello femoral (mm)	119	35.37	3.82	0.10	0.10	-0.05	1.06	0.21
Longitud del cuello femoral (mm)	119	30.69	3.57	0.05	0.04	-0.05	0.58	0.89
Lado Izquierdo								
Ángulo Cervicodiafisario (°)	119	122.18	4.36	0.07	0.07	-0.05	0.77	0.59
Lateralización (mm)	119	49.19	5.27	0.06	0.04	-0.06	0.62	0.84
Diámetro de la cabeza femoral(mm)	119	48.92	3.92	0.10	0.10	-0.05	1.08	0.19
Ancho del cuello femoral (mm)	119	34.97	3.44	0.07	0.07	-0.06	0.76	0.60
Longitud del cuello femoral (mm)	119	30.72	3.64	0.06	0.06	-0.06	0.64	0.81

La Tabla 2 permitió evaluar que los p-valor de todas las medidas consideradas en la variable geometría femoral proximal son mayores que el nivel de significancia ($\alpha = 0.05$) mostrando una concordancia de normalidad existente entre la distribución del conjunto de datos medidos, señalando que

los datos provienen de una población que tendría una distribución teórica especificada.

A partir de este análisis, se procedió con el estudio de los estadísticos descriptivos de las mediciones, y la prueba *t* de Student para muestras relacionadas, dado que los datos estaban emparejados, es decir, el mismo sujeto proporcionaba el miembro de estudio y su propio control.

Tabla 3.

Análisis de los valores de la geometría femoral proximal: media, desviación estándar, mínimo y máximo en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

	Ángulo cervicodiafisario (°)		Lateralización (mm)		Diámetro de la cabeza femoral (mm)		Ancho del cuello femoral (mm)		Longitud del cuello femoral (mm)		N válido (según lista)
	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	
N	119	119	119	119	119	119	119	119	119	119	119
Mínimo	106.82	108.90	33.42	30.15	40.63	38.47	27.95	27.16	21.63	21.37	
Máximo	135.47	132.81	59.79	59.85	61.26	59.20	53.96	45.95	38.32	39.31	
Media	122.15	122.18	49.47	49.19	49.28	48.92	35.37	34.97	30.69	30.72	
Desv. típ.	4.55	4.36	4.65	5.27	3.97	3.92	3.82	3.44	3.57	3.64	
Varianza	20.72	18.97	21.61	27.73	15.78	15.34	14.62	11.86	12.72	13.26	

D: lado derecho del fémur proximal; I: lado izquierdo del fémur proximal

Se observa los estadísticos descriptivos de las mediciones de la geometría en ambos lados del fémur proximal. Para una mejor evaluación de estos datos se hizo uso de la prueba “*t*” como guía del nivel de significancia o no entre los lados de ambos miembros de cada participante.

Tabla 4.

Análisis de la significancia de los valores de la geometría en ambos lados del fémur proximal en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

	Ángulo cervicodiafisiario (°)	Lateralización (mm)	Diámetro de la cabeza femoral (mm)	Ancho del cuello femoral (mm)	Longitud del cuello femoral (mm)	
Media (diferencia relacionada)	-.037	.284	.367	.400	-.034	
DS (diferencia relacionada)	1.862	2.320	1.538	1.647	1.898	
IC al 95% para la diferencia	Inferior	-.375	-.137	.087	.101	-.378
	Superior	.301	.705	.646	.699	.311
p-valor	.830	.184	.011	.009	.848	

A partir de la tabla se determina que no existe una diferencia significativa entre las medias de los valores del ángulo cervicodiafisiario, lateralización, longitud del cuello femoral de las mediciones de la geometría entre ambos lados del fémur proximal. Sin embargo, existiría un nivel de significancia entre las medidas del diámetro de la cabeza y del cuello femoral respecto de los lados derecho e izquierdo. Se debe tener en cuenta que el valor de las medias analizadas es de todos los participantes. Por lo que, cabe evaluar si esta diferencia entre algunos de los parámetros es comparable según el género.

A continuación se trabajó con la prueba t para datos pareados, con el objetivo de evaluar si las medias de los datos medidos en la variable geometría femoral proximal guardan una diferencia significativa respecto del género.

Primero se realizó la prueba de Levene, con resultados significativos de igualdad de varianza, por lo que la evaluación de la prueba t fueron los siguientes.

Tabla 5.

Comparación de las mediciones de la geometría femoral respecto del género en pacientes del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, Lima – Perú. Enero 2017.

	Femenino	Masculino	Femenino	Masculino
	Derecha		Izquierda	
<i>Ángulo Cervicodiafisario</i>				
Media	121.68	123.36	121.67	123.53
Mediana	120.71	121.33	121.26	122.30
Desv. típ.	4.58	4.31	4.42	3.93
Mínimo	106.82	115.12	108.90	114.80
Máximo	130.34	135.47	131.14	132.81
p- valor	.072		.036	
<i>Lateralización</i>				
Media	48.89	51.00	48.61	50.68
Mediana	49.54	50.30	48.62	50.76
Desv. típ.	4.77	3.99	5.16	5.32
Mínimo	33.42	44.91	30.15	35.56
Máximo	58.58	59.79	57.55	59.85
p- valor	.026		.054	
<i>Diámetro de la cabeza femoral</i>				
Media	47.72	53.36	47.45	52.74
Mediana	47.65	50.30	47.41	53.17
Desv. típ.	2.99	3.27	3.12	3.14
Mínimo	40.63	46.16	38.47	47.22
Máximo	61.26	59.32	58.99	59.20
p- valor	< 0.001		< 0.001	
<i>Ancho del cuello femoral</i>				
Media	34.31	38.13	33.99	37.54
Mediana	34.15	37.18	33.95	37.60
Desv. típ.	3.01	4.36	2.82	3.64
Mínimo	27.95	30.68	27.16	30.02
Máximo	47.75	53.96	45.30	45.95
p- valor	< 0.001		< 0.001	
<i>Longitud del cuello femoral</i>				
Media	30.47	31.25	30.42	31.52
Mediana	30.35	31.63	31.11	31.63
Desv. típ.	3.50	3.74	3.57	3.76
Mínimo	21.63	24.25	21.37	25.01
Máximo	38.01	38.32	37.94	39.31
p- valor	.290		.141	

La tabla 5, muestra los valores del p-valor según el lado femoral respecto del género. Evidenciándose, que las medias de cada lateralidad femoral según sexo tienen una diferencia significativa en los datos del diámetro de la cabeza y ancho del cuello femoral respecto de si el participante es del género femenino o masculino.

4.2 Discusión

Nuestro estudio buscó caracterizar la geometría del fémur proximal en pacientes que asistieron al servicio de emergencia del área de ortopedia y traumatología del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, mediante imágenes radiológicas simples anteroposterior de pelvis, permitiéndonos evaluar la bidimensionalidad femoral proximal, debido a que muchos estudios mostraron variaciones sustanciales entre poblaciones de diferentes regiones geográficas.

Los pacientes seleccionados para este estudio son de una población, en su mayoría, del grupo etario entre los 71 a 80 años, siendo un 27% del total del estudio, con predominio del género femenino en un 72.3% del total.

Respecto de la evaluación de las mediciones de la geometría femoral proximal, se describe lo siguiente:

El ángulo cervicodiafisario ha sido estudiado según diferencias étnicas y poblaciones, encontrándose características peculiares según cada población. Este ángulo experimenta cambio en diferentes etapas de la vida; sin embargo, una vez alcanzado el periodo de la adultez no suele darse cambio alguno. El valor medio hallado en este estudio fue de (media \pm DS) $122.15^\circ \pm 4.6$ en el lado derecho y de $122.18^\circ \pm 4.4$ en el lado izquierdo, no encontrándose diferencia significativa entre ambos lados. Estos valores son comparables con el análisis realizado por Anderson & Trinkaus (41), quienes determinaron que no hay patrones concluyentes que definan las variaciones entre el miembro inferior dominante y el otro.

El promedio del ángulo cervicodiafisiario encontrado en este estudio se contrasta con las medidas de otras poblaciones, nuestros valores resultan aproximados a los encontrados por Osorio et al (63) en población chilena en fémures de especímenes, pero en contraste con los datos de estudios en población brasilera (60,61,64).(13)

Una investigación australiana realizada por Gilligan et al (13) , tuvo como objetivo determinar la asociación del ángulo cervicodiafisiario a otros factores, llevando a cabo la medición en fémures de especímenes de diferentes poblaciones a nivel mundial. Entre ellas, evaluó el ángulo cervicodiafisiario en una muestra de población peruana, dando como valor 122.2°, medición similar a los datos hallados en este estudio.

Con respecto a la lateralización, en nuestro estudio se encontró que la media para lado femoral derecho fue 48.89 mm y para el lado izquierdo 48.61mm para el grupo de mujeres; mientras, la media en los hombres para el lado femoral derecho fue 51 mm y en el lado izquierdo 50.68 mm. Sin embargo, la comparación general de ambos lados femorales no dio una diferencia significativa respecto del sexo.

Nuestros resultados varían de las mediciones en la población norteamericana (62,65), europea (66–68), de la población china, malaya e india (69), de la población coreana (70), entre otros; nuestros datos de la lateralización resultaron mayores. Noble et al (62) encontraron que cuando el valor medio del ángulo cervicodiafisiario tiende a ser menor o varo la lateralización es mayor y en los casos de un ángulo valgo la lateralización es menor. Este punto es de vital importancia en los procesos quirúrgicos, ya que las caderas valgas tienen el vértice del trocánter mayor mas lateral respecto del eje diafisiario, y por el contrario las caderas varas tienden a hacerlos coincidir, por lo que la lateralización es mayor

Entonces, el uso de los implantes protésicos que no garanticen las mediciones próximas de la cadera nativa del paciente, repercutiría sobre la actividad muscular de los abductores, con el consiguiente incremento de uso de energía durante la marcha ante la falta de un su efecto contráctil al

aumentar su longitud en reposo y ante el mecánico por aumento del brazo de palanca de acción (71).

La cabeza femoral es otro parámetro de importancia, como centro de rotación de la cadera, encargada de mantener la longitud del miembro intervenido y el balance entre las fuerzas de reacción, la de los músculos abductores, además de asegurar la estabilidad articular e incrementar el rango de movilidad. El diámetro de la cabeza femoral es considerada en la manufactura protésica. En este estudio la media para el comportamiento general del diámetro femoral derecho fue 49,28 mm y de 48,92 mm para el izquierdo con un p -valor de 0.011; asimismo, se determinó una diferencia significativa respecto del género con una media de 47.72mm para el diámetro de la cabeza femoral derecho y un p -valor <0.001 , mientras que la medida del lado izquierdo respecto del género fue 47.45mm con un p -valor <0.001 . Estos datos distan de otros estudios.

Sobre la medición de la anchura y longitud del cuello femoral, solo se evidencio diferencias a nivel de medias en el ancho del cuello femoral, la cual se dio tanto en la comparación general con una media de 27,95 mm para el lado derecho y de 27,16 mm para el izquierdo con un p -valor <0.001 , con una diferencia significativa (p -valor <0.001) para las medias entre los lados para ambos sexos.

Existen estudios que involucran diferentes aspectos de la geometría femoral que influyen en el riesgo de fracturas de cadera, se ha correlacionado una mayor longitud del cuello femoral o valores inferiores del ángulo cervicodiafisario con una mayor incidencia de fracturas de cadera (72,73). Entre tanto, Schnaid observó como las mujeres de raza negra al presentar un cuello femoral más corto que las mujeres de raza blanca, explicaría el porqué las mujeres de raza negra se fracturan menos el cuello femoral (74,75).

Después de estudiar las diferencias que hay entre las mediciones de la geometría femoral proximal, se evocan incógnitas que debe dar inicio a nuevos estudios.

V. CAPITULO

5.1 Conclusiones

Las características de la geometría del fémur proximal exploradas en este estudio distan de los parámetros estándares de poblaciones extranjeras.

Respecto de las dimensiones de la geometría femoral proximal, este estudio muestra que el ángulo cervicodiafisiario tiene una media de 122° y la lateralización una media de 49 mm, valores diferentes de los datos de otras poblaciones, pero próximas a valores de poblaciones con características homogéneas, Chile. Estas mediciones son de los parámetros más importantes en la elaboración de implantes protésicos.

El diámetro de la cabeza femoral y el ancho del cuello, tuvieron medias estadísticamente significativas, evidenciándose tanto en el comportamiento general y en relación al género.

La longitud del cuello femoral, no mostró diferencia significativa para ambos lados del fémur proximal ni tampoco relacionada al género.

La evaluación de la media en todos los parámetros considerados en la geometría femoral fue de comportamiento diferente entre varones y mujeres, únicamente en las dimensiones del diámetro de la cabeza femoral y en el ancho del cuello.

5.2 Recomendaciones

Las mediciones realizadas exponen valores de la geometría femoral proximal que deberían ser consideradas por el médico tratante durante la evaluación clínica- quirúrgica tanto en apoyo de la prevención primaria como secundaria de las fracturas de cadera.

Primordialmente, tres de los parámetros hallados: el ángulo cervicodiafisiario, la lateralización y el diámetro de la cabeza femoral, son

tomados en cuenta para la fabricación de las prótesis. Por ello, en relación con los datos obtenidos en este estudio, los implantes protésicos de cadera tradicionales, que han tenido un ángulo cervicodiafisario relativamente alto, promediando 135° , deberían diseñarse sobre un valor promedio acorde a la población demandante.

Los datos encontrados en este análisis aportan una medición considerablemente próxima a la medición real; no obstante, se recomienda que la evaluación con tecnología como la tomografía axial computarizada daría, muy probablemente, mediciones específicas y daría la oportunidad de valorar mediciones tridimensionales que también presenta la morfología femoral proximal.

Asimismo, la realización de estudios con poblaciones más amplias, serían columnas sólidas que motiven a que las instituciones nosocomiales, consideren el hecho de alianzas estratégicas con la industria de materiales ortopédicos que apoyen la necesidad del desarrollo de implantes con parámetros de nuestra población. Que sin duda, traería mejoras en la calidad de vida del paciente, y en la reducción costos hospitalarios sobreagregados.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Søggaard AJ, Holvik K, Meyer HE, Tell GS, Gjesdal CG, Emaus N, et al. Continued decline in hip fracture incidence in Norway: a NOREPOS study. *Osteoporos Int J*. 2016;27(7):2217-22.
2. Epidemiology. International Osteoporosis Foundation. Disponible en: <https://www.iofbonehealth.org/epidemiology>
3. Zuckerman JD. Hip Fracture. *N Engl J Med*. 1996;334(23):1519-25.
4. Cummings SR, Browner W, Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, Browner W, et al. Bone density at various sites for prediction of hip fractures. *The Lancet*. 1993;341(8837):72-5.
5. Rudman KE, Aspden RM, Meakin JR. Compression or tension? The stress distribution in the proximal femur. *Biomed Eng Online*. 2006 2017];5(1):12. Disponible en: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-5-12>
6. Gómez Alonso C, Díaz Curiel M, Hawkins Carranza F, Pérez Cano R, Díez Pérez A, Multicenter Project for Research in Osteoporosis. Femoral Bone Mineral Density, Neck-Shaft Angle and Mean Femoral Neck Width as Predictors of Hip Fracture in Men and Women. *Osteoporos Int J*. 2000;11(8):714-20.
7. Woodhead HJ, Kemp AF, Blimkie CJR null, Briody JN, Duncan CS, Thompson M, et al. Measurement of midfemoral shaft geometry: repeatability and accuracy using magnetic resonance imaging and dual-energy X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res*. 2001;16(12):2251-9.
8. Campbell WC. *Campbell's Operative Orthopaedics*. Mosby-Year Book; 1998. 4076 p.
9. Cabrera JB, Cinqualbres RE, Botello YR. Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur. *Ing Mecánica*. 2011;14(3):199-208.
10. Pesciallo C, Mana PASTRIÁN D, Lopreite F, Del Sel H. Prótesis de cadera inestable. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*. 2010;75(3):309-16.
11. Fernández M, Gil J, Planell JA. Modificación de tensiones en el fémur proximal protetizado según material y geometría del vástago: Análisis por elementos finitos. *Biomecánica* 2002; 10(1): 42-48.
12. Martínez GR, Domínguez VH, Muller JA, Cedillo EAD, Roa JAM, Montoya RC. Design of an unconventional interlocked hip arthroplasty system (RIMAG) from Mexican femoral measurement. *Acta Ortop Mex*. 2008;22(2):70-9.

13. Gilligan I, Chandraphak S, Mahakkanukrauh P. Femoral neck-shaft angle in humans: variation relating to climate, clothing, lifestyle, sex, age and side. *J Anat.* 2013;223(2):133-51.
14. Nelson DA, Megyesi MS. Sex and ethnic differences in bone architecture. *Curr Osteoporos Rep.* 2004;2(2):65-9.
15. Greendale GA, Young JT, Huang M-H, Bucur A, Wang Y, Seeman T. Hip axis length in mid-life Japanese and Caucasian U.S. residents: no evidence for an ethnic difference. *Osteoporos Int J Establ Result Coop Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA.* 2003;14(4):320-5.
16. Karasik D, Dupuis J, Cupples LA, Beck TJ, Mahaney MC, Havill LM, et al. Bivariate Linkage Study of Proximal Hip Geometry and Body Size Indices: The Framingham Study. *Calcif Tissue Int.* 2007;81(3):162-73.
17. Álvarez San Martín R, Kochen V, Antonio J. Anatomía de la Cabeza Femoral Humana: Consideraciones en Ortopedia, Parte I. Anatomía y Relaciones Antropométricas del Fémur Proximal. *Int J Morphol.* 2010;28(2):427-31.
18. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea. Univ. Nacional de Colombia. 2003: 274 p.
19. Roy S, Kundu R, Medda S, Gupta A, Nanrah BK. Evaluation of Proximal Femoral Geometry in Plain Anterior-Posterior Radiograph in Eastern-Indian Population. *J Clin Diagn Res JCDR.* 2014;8(9):AC01-AC03.
20. Crabtree N, Lunt M, Holt G, Kröger H, Burger H, Grazio S, et al. Hip geometry, bone mineral distribution, and bone strength in European men and women: the EPOS study. *Bone.* 2000;27(1):151-9.
21. Nurzenski MK, Briffa NK, Price RI, Khoo BC, Devine A, Beck TJ, et al. Geometric Indices of Bone Strength Are Associated With Physical Activity and Dietary Calcium Intake in Healthy Older Women. *J Bone Miner Res.* 2007;22(3):416-24.
22. Hospital Almenara de EsSalud fue categorizado a Instituto de Salud Especializado | EsSalud [Internet]. 2015. Disponible en: <http://www.essalud.gob.pe/hospital-almenara-de-essalud-fue-categorizado-a-instituto-de-salud-especializado/>
23. Gjertsen J-E. Surgical treatment of hip fractures in Norway. The Norwegian Hip Fracture Register. 2009. Disponible en: <https://bora.uib.no/handle/1956/3654>
24. Gullberg B, Johnell O, Kanis JA. World-wide projections for hip fracture. *Osteoporos Int J.* 1997;7(5):407-13.
25. Clark P, Chico G, Carlos F, Zamudio F, Pereira RMR, Zanchetta J, et al. Osteoporosis en América Latina: revisión de panel de expertos. *Medwave.* 2013;13(08).

26. Morales-Torres J, Gutiérrez-Ureña S, Osteoporosis Committee of Pan-American League of Associations for Rheumatology. The burden of osteoporosis in Latin America. *Osteoporos Int J*. 2004;15(8):625-32.
27. Dahl C, Søgaaard AJ, Tell GS, Forsén L, Flaten TP, Hongve D, et al. Population data on calcium in drinking water and hip fracture: An association may depend on other minerals in water. A NOREPOS study. *Bone*. 2015;81:292-9.
28. Muñoz J. Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología, 2.^a Mcgraw-Hill Education. <http://www.libreriasaulamedica.com/>. 2011.
29. Asale R. Diccionario de la lengua española - Edición del Tricentenario [Internet]. Diccionario de la lengua española. Disponible en: <http://dle.rae.es/?id=J7ftXwn>
30. Kazemi SM, Qoreishy M, Keipourfard A, Sajjadi MM, Shokraneh S. Effects of Hip Geometry on Fracture Patterns of Proximal Femur. *Arch Bone Jt Surg*. 2016;4(3):248-52.
31. Ríos-Díaz J, Caeiro JR, Martínez JJ, Dapía S, Del Baño ME. Relación entre las variables morfo-estructurales de dimensión fractal, lacunaridad y entropía en el hueso trabecular de la porción proximal del fémur. *Rev Esp Enfermedades Metabólicas Óseas*. 2009;18(1):2-8.
32. Humphry. The Angle of the Neck with the Shaft of the Femur at Different Periods of Life and under Different Circumstances. *J Anat Physiol*. 1889;23(2):273-82.
33. Demissie S, Dupuis J, Cupples LA, Beck TJ, Kiel DP, Karasik D. Proximal Hip Geometry is Linked to Several Chromosomal Regions: Genome-Wide Linkage Results from the Framingham Osteoporosis Study. *Bone*. 2007;40(3):743-50.
34. Ellis JA, Stebbing M, Harrap SB. Significant population variation in adult male height associated with the Y chromosome and the aromatase gene. *J Clin Endocrinol Metab*. 2001;86(9):4147-50.
35. Livshits G. Genetic epidemiology of skeletal system aging in apparently healthy human population. *Mech Ageing Dev*. 2005;126(2):269-79.
36. Van Pottelbergh I, Goemaere S, Kaufman JM. Bioavailable estradiol and an aromatase gene polymorphism are determinants of bone mineral density changes in men over 70 years of age. *J Clin Endocrinol Metab*. 2003;88(7):3075-81.
37. Peacock M, Koller DL, Lai D, Hui S, Foroud T, Econs MJ. Sex-specific quantitative trait loci contribute to normal variation in bone structure at the proximal femur in men. *Bone*. 2005;37(4):467-73.

38. Xiong D-H, Shen H, Xiao P, Guo Y-F, Long J-R, Zhao L-J, et al. Genome-wide scan identified QTLs underlying femoral neck cross-sectional geometry that are novel studied risk factors of osteoporosis. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res*. marzo de 2006;21(3):424-37.
39. Kaptoge S, Dalzell N, Loveridge N, Beck TJ, Khaw K-T, Reeve J. Effects of gender, anthropometric variables, and aging on the evolution of hip strength in men and women aged over 65. *Bone*. 2003;32(5):561-70.
40. Lovec H, Hartung H, Verdier AS, Mattéi MG, Birnbaum D, Goldfarb M, et al. Assignment of FGF13 to human chromosome band Xq21 by in situ hybridization. *Cytogenet Cell Genet*. 1997;76(3-4):183-4.
41. Anderson JY, Trinkaus E. Patterns of sexual, bilateral and interpopulational variation in human femoral neck-shaft angles. *J Anat*. 1998;192(2):279-85.
42. Billing L. Roentgen examination of the proximal femur end in children and adolescents; a standardized technique also suitable for determination of the collum-, anteversion-, and epiphyseal angles; a study of slipped epiphysis and coxa plana. *Acta Radiol Suppl*. 1954;110:1-80.
43. Houston CS, Zaleski WA. The shape of vertebral bodies and femoral necks in relation to activity. *Radiology*. 1967;89(1):59-66.
44. Henriksson L. Measurement of femoral neck anteversion and inclination. A radiographic study in children. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1980;186:1-59.
45. Laplaza FJ, Root L, Tassanawipas A, Glasser DB. Femoral torsion and neck-shaft angles in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1993;13(2):192-9.
46. Yamaguchi O. A radiological study of the hip joint in cerebral palsy. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*. 1993;67(1):1-11.
47. Morscher E. Development and clinical significance of the anteversion of the femoral neck. *Wiederherstellungschirurgie Traumatol Reconstr Surg Traumatol*. 1967;9:107-25.
48. Serafimov L. Biomechanical influence of the innominate osteotomy on the growth of the upper part of the femur. *Clin Orthop*. 1974;(98):39-40.
49. Houston CS. The radiologist's opportunity to teach bone dynamics. *J Can Assoc Radiol*. 1978;29(4):232-8.
50. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(6):873-80.

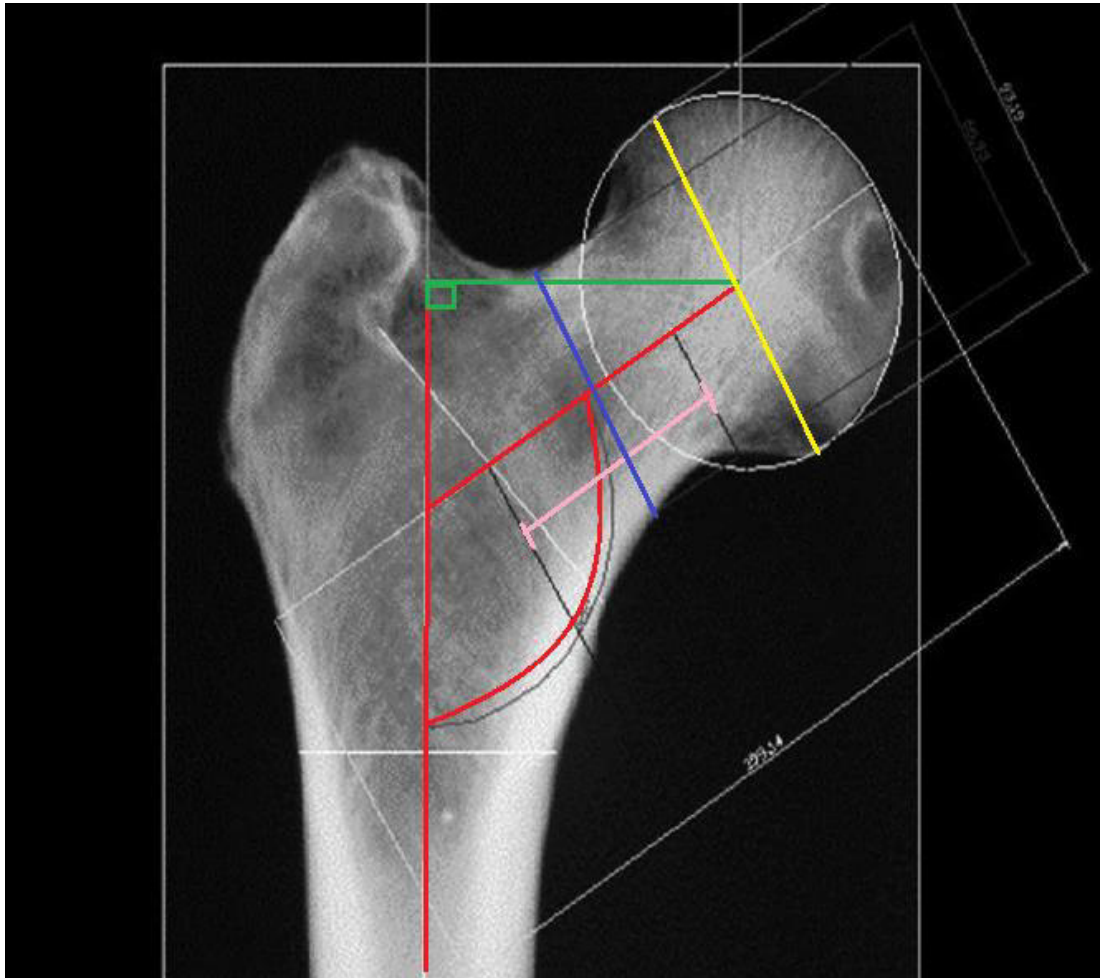
51. Kandzierski G, Matuszewski Ł, Wójcik A. Shape of growth plate of proximal femur in children and its significance in the aetiology of slipped capital femoral epiphysis. *Int Orthop.* 2012;36(12):2513-20.
52. Zhang F, Tan L-J, Lei S-F, Deng H-W. The differences of femoral neck geometric parameters: effects of age, gender and race. *Osteoporos Int J.* 2010;21(7):1205-14.
53. Beck TJ, Ruff CB, Bissessur K. Age-related changes in female femoral neck geometry: implications for bone strength. *Calcif Tissue Int.* 1993;53 Suppl 1:S41-46.
54. Buttazzoni C, Rosengren BE, Tveit M, Landin L, Nilsson J-Å, Karlsson MK. A pediatric bone mass scan has poor ability to predict adult bone mass: a 28-year prospective study in 214 children. *Calcif Tissue Int.* 2014;94(2):232-9.
55. Wang Q, Chen D, Cheng SM, Nicholson P, Alen M, Cheng S. Growth and Aging of Proximal Femoral Bone: A Study With Women Spanning Three Generations. *J Bone Miner Res.* 2015;30(3):528-34.
56. Stevens SS, Beaupré GS, Carter DR. Computer model of endochondral growth and ossification in long bones: biological and mechanobiological influences. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 1999;17(5):646-53.
57. Guevara JM, Moncayo MA, Vaca-González JJ, Gutiérrez ML, Barrera LA, Garzón-Alvarado DA. Growth plate stress distribution implications during bone development: a simple framework computational approach. *Comput Methods Programs Biomed.* 2015;118(1):59-68.
58. Piszczatowski S. Geometrical aspects of growth plate modelling using Carter's and Stokes's approaches. *Acta Bioeng Biomech.* 2012;14(1):93-106.
59. Yadav P, Shefelbine SJ, Gutierrez-Farewik EM. Effect of growth plate geometry and growth direction on prediction of proximal femoral morphology. *J Biomech.* 2016;49(9):1613-9.
60. Labronici PJ, Alves SD, da Silva AF, Giuberti GR, de Azevedo Neto JN, Mezzalira Penedo JL. Anatomic study of the proximal third of the femur: femoroacetabular impact and the cam effect. *Rev Bras Ortop.* 2015;44(2):120-4.
61. de Farias THS, Borges VQ, de Souza ES, Miki N, Abdala F. Radiographic study on the anatomical characteristics of the proximal femur in Brazilian adults. *Rev Bras Ortop.* 2015;50(1):16-21.
62. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop.* 1988;(235):148-65.

63. Osorio H, Schorwer K, Coronado C, Delgado J, Aravena P. Proximal femoral epiphysis anatomy in Chilean population. Orthopedic and forensic aspects. *Int J Morphol*. 2012;30(1):258–262.
64. De Sousa E, Fernandes RP, Mathias MB, Rodrigues MR, Ambram AJ, Babinski MA, et al. Morphometric study of the proximal femur extremity in Brazilians. *Int J Morphol*. 2010;28(3):835–40.
65. Unnanuntana A, Toogood P, Hart D, Cooperman D, Grant RE. Evaluation of proximal femoral geometry using digital photographs. *J Orthop Res [Internet]*. 2010;28(11):1399-404.
66. Ferris BD, Kennedy C, Bhamra M, Muirhead-Allwood W. Morphology of the femur in proximal femoral fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1989;71(3):475-7.
67. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Estève P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(1):28-32.
68. Calvo de Mora MJ, Albareda JC, Seral B, Martín G, Lasierra JM, Seral F. Morfología femoral proximal en fracturas de cadera. 2003. Disponible en: <http://roderic.uv.es/handle/10550/40525>
69. Tang Z, Yeoh C, Tan G. Radiographic study of the proximal femur morphology of elderly patients with femoral neck fractures: is there a difference among ethnic groups? *Singapore Med J*. 2016. Disponible en: <http://www.smj.org.sg/sites/default/files/OA-2016-093-epub.pdf>
70. Cho H-J, Kwak D-S, Kim I-B. Morphometric Evaluation of Korean Femurs by Geometric Computation: Comparisons of the Sex and the Population. *BioMed Res Int*. 2015. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4564606/>
71. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2001;(388):125-34.
72. Isaac B, Vettivel S, Prasad R, Jeyaseelan L, Chandi G. Prediction of the femoral neck-shaft angle from the length of the femoral neck. *Clin Anat N Y N*. 1997;10(5):318-23.
73. Qureshi AM, McGuigan FE, Seymour DG, Hutchison JD, Reid DM, Ralston SH. Association between COLIA1 Sp1 alleles and femoral neck geometry. *Calcif Tissue Int*. 2001;69(2):67-72.
74. Ericksen MF. Aging changes in the medullary cavity of the proximal femur in American Blacks and Whites. *Am J Phys Anthropol*. 1979;51(4):563-9.
75. Schnaid E, MacPhail AP, Sweet MBE. Fractured neck of femur in black patients. *Bone Jt J*. 2000;82-B(6):872-5.

Anexos

i. Anexo 1

Geometría Femoral Proximal



1. Ángulo cervicodiafisario; ángulo formado por las líneas rectas de color rojo.
2. Lateralización femoral; longitud del trazo de la línea verde.
3. Diámetro de la cabeza femoral, trazo de la línea amarilla.
4. Ancho del cuello femoral; trazo de la línea de color rosado
5. Longitud del cuello femoral; línea azul