



ORIGINAL

Un método 3D para estimar el efecto de osteotomías desrotadoras sobre alteraciones torsionales de fémur

J. Ferràs-Tarragó^{a,*}, V. Sanchis-Alfonso^a, C. Ramírez-Fuentes^b, A. Roselló-Añón^a
 e I. Elía-Martínez^b

^a Department of Orthopaedic Surgery, Hospital Arnau de Vilanova, Valencia, España

^b Department of Radiology, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia, España

Recibido el 17 de septiembre de 2021; aceptado el 11 de enero de 2022

Disponible en Internet el 12 de marzo de 2022

PALABRAS CLAVE

Osteotomía femoral;
 Dolor anterior de rodilla;
 Maltorsión femoral;
 Inestabilidad patelofemoral

Resumen

Introducción y objetivos: La medición precisa de la torsión femoral es esencial para el diagnóstico, indicación y planificación preoperatoria de las osteotomías desrotadoras femorales en pacientes con inestabilidad patelofemoral o dolor anterior de rodilla. Se han descrito múltiples métodos de medición, con valores muy diferentes entre ellos y ninguno de ellos permite establecer la magnitud de la osteotomía necesaria para devolver la torsión a valores normales. El objetivo del presente trabajo es desarrollar un método de medición que permita no solo el diagnóstico de pacientes con alteraciones torsionales, sino también establecer la magnitud de la osteotomía necesaria durante la cirugía.

Material y métodos: Se seleccionaron 30 pacientes sin antecedentes de patología patelofemoral que disponían de una tomografía completa de miembros inferiores por otros motivos, siendo considerados así pacientes normales. Se calculó su torsión femoral mediante los métodos de Jeanmart y de Murphy por dos radiólogos independientes. Por otra parte, dos cirujanos ortopédicos independientes realizaron la medición de la torsión mediante el método 3D propuesto. Se evaluó el comportamiento normal de los datos y se definió la variabilidad intra- e interobservador del método 3D mediante su coeficiente de correlación intraclass y mediante el gráfico de Bland-Altman, realizando una comparación cuantitativa y cualitativa respectivamente con los métodos clásicos. Se estableció el intervalo de confianza de los valores normales con el nuevo método 3D y finalmente, se analizó al patrón de regresión lineal entre los métodos de Jeanmart y Murphy con el método de medición 3D.

Resultados: La media de torsión femoral con el método 3D fue de 12,74° (DE 5,96°, IC 95%: 11,67 a 13,82°). Con el método de Jeanmart, esta fue de 12,84° (DE 8,60°, IC 95%: 11,28 a 14,39°) y de 15,87° (DE 10,68°, IC 95%: 13,94 a 17,80°) con el método de Murphy. Las diferencias entre el método 3D y el método de Jeanmart no fueron significativamente estadísticas, pero sí que lo fueron entre el método 3D y el método de Murphy.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: cotferras@gmail.com (J. Ferràs-Tarragó).

La correlación entre el método de Jeanmart y el método 3D fue mayor (R-squared=0,65 p-valor < 2,2e-16) que con el método de Murphy (R-squared=0,36, p-valor = 1,209e-13).

El CCI del método 3D fue 0,93 y 0,94 para cada investigador, con un valor interobservador medio de 0,86, siendo este similar al valor del método de Jeanmart e inferior al método de Murphy.

Conclusión: El método que presentamos presenta una alta reproducibilidad intra- e interobservador, similar a los métodos clásicos de medición. Al estar basado en una medición 3D aplicable a entornos de imagen tridimensional de código abierto, se trata de un método accesible e implantable en cualquier centro de atención sanitaria.

© 2022 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Femoral osteotomy;
Anterior knee pain;
Femoral maltorsion;
Patellofemoral
instability

A 3D method to estimate the effect of derotational osteotomies over femoral maltorsion

Abstract

Introduction and objectives: Accurate measurement of femoral torsion is essential to diagnosing, correct surgical decision-making, and the preoperative planning of derotational osteotomies in a subgroup of anterior knee pain patients and patellofemoral instability. Several measurement techniques have been described with great variability in the magnitude of the values. Moreover, none of them can predict the effect of rotational osteotomy on the femoral version value. The purpose of the present work is to develop a method to reliably measure femoral torsion as well as to evaluate the effects of osteotomy on the femoral version angle.

Material and methods: 30 patients without previous signs neither symptoms of patellofemoral pain or patellofemoral instability and with a lower limbs CT were selected. Their femoral torsion was measured using the classic Jeanmart and the Murphy's method by two independent radiologists. Independently, two orthopedic surgeons measured femoral torsion with the 3D method described in this study. The intraclass coefficient correlation and the Bland-Altman tests were used to analyze qualitatively and quantitatively the intraobserver and interobserver variability of the method regarding the Jeanmart's and Murphy's method. The confidence interval of the Normal values of the new method were defined and a lineal regression analysis between the 3D-Jeanmart's and 3D-Murphy's methods was performed.

Results: The mean femoral version with the 3D method was 12.74° (SD 5.96°, 95% CI: 11.67° to 13.82°). With Jeanmart's method, it was 12.84° (SD 8.60°, 95% CI: 11.28° to 14.39°) and 15.87° (SD 10.68°, 95% CI: 13.94° to 17.80°) with Murphy's method, being these differences not statistically significant. Both interobserver and intraobserver agreement of the 3D method were high.

Conclusion: The method presented in this study allows for the reliable quantification of femoral torsion in a reproducible way. This method can be applied in several open access 3D image programs what makes its implementation in the healthcare centers possible from now on.

© 2022 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La alteración del recorrido patelofemoral, ya sea en forma de dolor patelofemoral o de luxación patelofemoral, es uno de los factores a considerar en el estudio del dolor de rodilla en pacientes jóvenes, con una incidencia de hasta el 22,7% en jóvenes activos¹. Al ser una patología frecuente, y presentarse en pacientes jóvenes, condiciona una gran afectación a nivel psicológico, económico y social, tanto para los pacientes como para sus familiares.

El principal elemento responsable de la estabilidad patelofemoral es la congruencia anatómica entre cresta patelar y tróclea femoral², siendo la torsión femoral un elemento fundamental en el diagnóstico y tratamiento de la

inestabilidad patelofemoral. En los casos en los que se identifica una alteración torsional, la osteotomía desrotadora femoral, aislada o combinada con otros gestos es el tratamiento quirúrgico de elección^{3,4}. En otros pacientes, la etiología de la alteración mecánica patelofemoral puede tener otro origen, siendo la técnica quirúrgica indicada, distinta a la osteotomía desrotadora⁵.

La correcta cuantificación de la torsión femoral es un elemento clave para la indicación quirúrgica. Sin embargo, se han descrito cerca de 25 métodos distintos para la medición de la torsión femoral, con valores normales significativamente distintos según el método de medición empleado^{6,7}. La principal limitación de los métodos actuales es que no permiten predecir el efecto que la osteotomía planificada

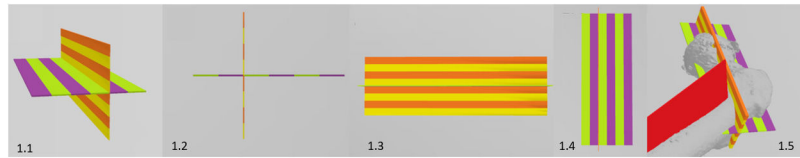


Figura 1 1.1) Visión oblicua de la guía. Consiste en dos planos perpendiculares rallados cada uno de ellos con bandas de colores de 2 cm cada uno de ellas. 1.2) Visión lateral pura de la guía. 1.3) Visión cefalocaudal (axial) de la guía. 1.4) Visión anteroposterior de la guía. 1.5) Visión global de la guía posicionada en un fémur proximal.

tendrá sobre el valor de torsión inicial, con una importante variabilidad en el efecto de la osteotomía, lo que condiciona unos malos resultados para el paciente⁸.

Las nuevas técnicas de imagen 3D permiten mejorar la planificación preoperatoria, siendo clave para su uso disponer de métodos de cuantificación de la anteversión femoral en entornos de imagen tridimensional que permitan, no solo la medición, sino también el diseño de la osteotomía necesaria.

El objetivo del trabajo es definir la reproducibilidad y fiabilidad de un método de medición de la torsión femoral aplicable a entornos de planificación quirúrgica 3D, que permita la utilización de los programas de planificación quirúrgica 3D en el tratamiento de las osteotomías desrotadoras femorales.

Material y métodos

Diseño del método

Para el cálculo de la anteversión se utilizó una guía diseñada específicamente para este fin (fig. 1, video 1). En la figura 2, se explica y se ilustra la forma de utilizar la guía para el cálculo de la anteversión femoral.

Esta guía es un archivo convencional en formato de esteolitografía (*computed assisted design*[®] .stl), que tiene un peso aproximado de 32 Kb y que se puede compartir y descargar libremente para ser utilizada con cualquier programa de imaginería 3D. El diseño y las mediciones se realizaron con el software Microsoft 3D Builder (Microsoft Corporation[®], Redmond, Washington, EE. UU.).

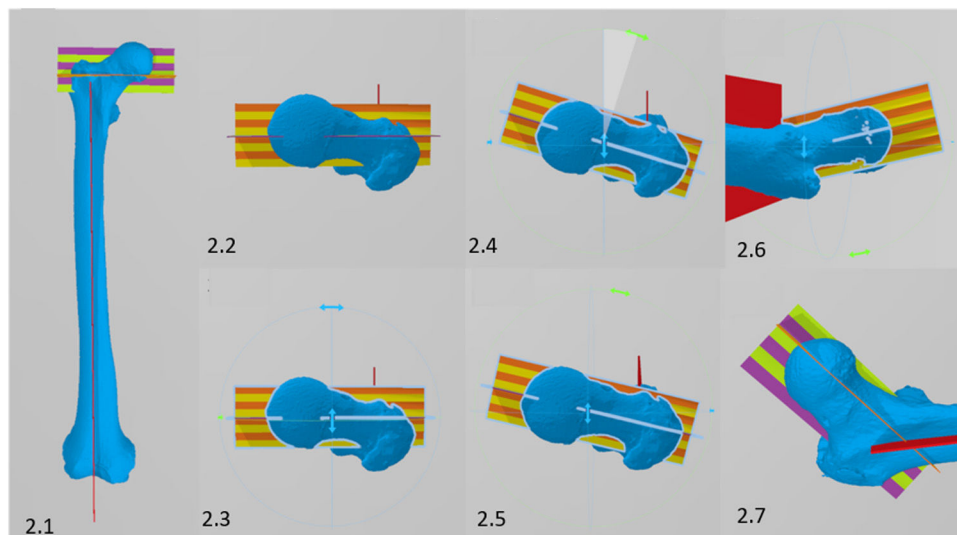


Figura 2 Descripción del método. 2.1) La guía se posiciona perpendicular al eje longitudinal del fémur. 2.2) Visión cefalocaudal del posicionamiento de la guía. 2.3) Misma visión que en 2.2 pero mostrando los ejes de rotación de la guía. Todos los programas de diseño e imaginería 3D (o prácticamente todos) permiten girar los objetos en las tres direcciones del espacio. Una vez posicionada la guía tal como se muestra en la figura, deberemos girar el plano axial de la guía hasta que la línea central (morada) quede paralela al cuello femoral (figura 2.4. con un posicionamiento incorrecto; figura 2.5 con un posicionamiento correcto). Las líneas amarillas y naranjas deben ser paralelas a la cara anterior y posterior del cuello femoral, para asegurarnos de que la guía está completamente paralela al cuello en el plano axial. Una vez posicionada, podemos evaluar su correcta alineación también desde una visión axial (fig. 2.6). Las líneas moradas y verdes nos permiten ver que la guía está correctamente posicionada en el plano coronal, aunque su inclinación coronal no afectaría a la medición axial (fig. 2.7).

Diseño del estudio

Estudio transversal, multicéntrico y aleatorizado. El estudio fue aprobado por el comité de ética e investigación médica de nuestra institución (2020-277-1).

Se seleccionaron los pacientes a los que se les había realizado un angio-TC de miembros inferiores para el estudio de su árbol vascular por arteriopatía periférica diabética durante el año 2019, y sobre ellos se aplicó un proceso de aleatorización mediante tabla de números aleatorios (R-statistics, versión 3.5.2) hasta conseguir el tamaño muestral definido previo al estudio de 30 pacientes.

Posteriormente se realizó la reconstrucción de las imágenes de TC para obtener el biomodelo tridimensional del fémur derecho (3D Slicer – Meshmixer®) y se exportó el fémur en formato .stl, para ser importado a un programa doméstico 3D (3D Builder, Microsoft Corporation® versión 18.0.1931.0).

Dos cirujanos ortopédicos independientes realizaron la medición de la anteversión femoral mediante el método 3D descrito, llevando a cabo la medición dos veces en cada fémur con un tiempo no inferior a 15 días entre ambas mediciones. Tras evaluar el comportamiento normal o no normal de los datos, se calculó la concordancia intraobservador e interobservador del método 3D mediante el coeficiente de correlación (CCI) en el caso de valores normales y se representó mediante el gráfico de Bland-Altman en el caso de datos no normales⁹.

De modo independiente y ciegos a los resultados del método 3D, dos radiólogas expertas en radiología musculoesquelética midieron por duplicado la anteversión femoral con el método clásico de Jeanmart y con el método de Murphy, con un tiempo entre mediciones no inferior a 15 días. De igual modo que con el método tridimensional, la concordancia se evaluó mediante el CCI o mediante la representación gráfica de Bland-Altman para valores normales y valores no normales, respectivamente⁹.

Los valores de anteversión femoral calculados por los tres métodos fueron sometidos a un contraste de hipótesis que se realizó con el test de Kruskal-Wallis en aquellos cuyo comportamiento resultó no normal, y con un test de análisis de la varianza (ANOVA de doble vía y test de Bonferroni) para los datos con comportamiento normal.

Se evaluó la presencia de una relación lineal entre el método de Murphy y el método 3D mediante el test de Pearson en el caso de tratarse de valores normales y mediante el coeficiente de correlación de Spearman en el caso de valores no normales. El mismo razonamiento estadístico se utilizó para evaluar la relación entre el método clásico y el método 3D.

Los datos estadísticos fueron analizados por un investigador independiente con R-statistics versión 3.5.2. Se estudió la distribución de normalidad de los datos mediante el test de Saphiro-Wilk y para el cálculo muestral se consideró un valor $\beta = 0,8$ y un valor $\alpha = 0,01$. Se estableció como valor clínicamente significativo entre mediciones una diferencia de 4 grados, de acuerdo con la variabilidad publicada en series previas^{6,10}. Con todo ello, la potencia del test estadístico sería suficiente con un tamaño muestral de 30 pacientes.

Resultados

La concordancia interobservador del método 3D fue alta con únicamente un 1% de las mediciones (2 mediciones) por fuera del intervalo del IC 95% (Bland-Altman test). La diferencia entre las mediciones tuvo un comportamiento no normal (Saphiro Wilk $p = 0,007$) siendo la mediana de las diferencias entre observadores de $0,195^\circ$ (rango intercuartílico = $[-1,13]-[2,85]$).

La concordancia intraobservador del método 3D fue alta tanto en el primer observador como en el segundo (CCI = $0,937$ y CCI = $0,94$, respectivamente). La discordancia entre las mediciones tuvo un comportamiento normal (Saphiro Wilk $p = 0,96$) siendo la media de las diferencias de $0,13^\circ$ (DE $2,21^\circ$) y su mediana $-0,17^\circ$ (rango intercuartílico $[-1,3^\circ]-[1,24^\circ]$). En el diagrama de Bland-Altman, solo tres valores estuvieron por encima de los límites del IC 95% (2%) (fig. 3).

Los valores de concordancia intraobservador e interobservador de los tres métodos de nuestra serie se encuentran desglosados en la tabla 1.

La media de anteversión femoral total con los tres métodos de nuestra serie fue de $13,81^\circ$ (DE $8,74^\circ$, IC 95% $12,91-14,72^\circ$ $p < 2,2e-1$) y su comportamiento fue normal (Saphiro-Wilk $p < 0,001$). La media de anteversión femoral con el método 3D fue de $12,74^\circ$ (DE $5,96^\circ$ IC 95% $11,67-13,82^\circ$ $p < 2,2e-16$), con el método de Murphy fue de $15,87^\circ$ (DE $10,68^\circ$ IC 95% $13,94-17,80^\circ$ $p < 2,2e-16$) y con el método clásico fue de $12,84^\circ$ (DE $8,60^\circ$ IC 95% $11,28-14,39^\circ$ $p < 2,2e-16$) (fig. 4).

Las diferencias entre el método de Murphy y el método 3D fueron estadísticamente significativas, con una media de sus diferencias de $3,12^\circ$ (IC 95% $1,59-4,66$), siendo las mediciones del método de Murphy superiores en magnitud. El mismo escenario se repitió con el método clásico, en donde se produjo una diferencia media de $3,03^\circ$ con el método de Murphy ([IC 95% $-4,35$ a $-1,7$] $p < 0,001$). No hubo diferencias estadísticamente significativas entre la magnitud de las mediciones entre el método convencional y el método 3D, con una media de las diferencias entre ambos métodos de $0,09^\circ$ ([IC 95% $-0,82$ a $1,01$] $p = 0,84$) (fig. 4).

El análisis de regresión lineal demostró un comportamiento lineal entre la medición del método clásico y el método tridimensional (R-squared = $0,65$ $p < 2,2e-16$), siendo esta relación de menor intensidad entre el método 3D y el método de Murphy (R-squared = $0,36$, $p = 1,209e-13$) (fig. 4).

Discusión

El método 3D objeto de nuestro estudio presenta valores de reproducibilidad intra- e interobservador similares a los métodos anatómicos clásicos que comparten referencias anatómicas, como el método de Jeanmart¹¹, e inferiores a los del método de Murphy¹², basado en cortes axiales a nivel de la base del cuello femoral y la cabeza femoral.

Desde la aparición de la tomografía computarizada en la década de los 70, se produjo un cambio en el concepto de anteversión femoral, mejorando significativamente la precisión tanto en el diagnóstico como en el tratamiento respecto

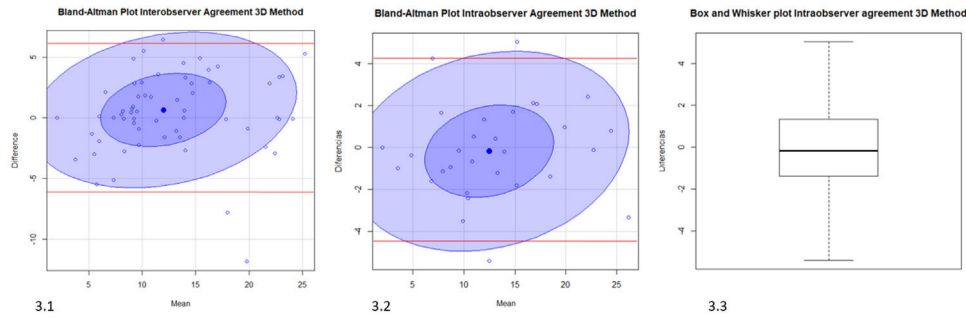


Figura 3 3.1) Diagrama de Bland-Altman de la concordancia interobservador del método 3D. 3.2) Diagrama de Bland-Altman de la concordancia intraobservador. 3.3) Diagrama de cajas y bigotes de la media de la variabilidad intraobservador. En rojo los límites de confianza al 95% (media \pm 2DE). En violeta intenso, la agrupación alrededor de la media del 50% de los datos y en violeta suave la agrupación alrededor de la media del 95% de los resultados.

Tabla 1 Coeficientes de correlación (CCI) intraobservador con métodos de Murphy, tradicional y 3D, y CCI interobservador en las diferentes mediciones

Test	Investigador 1	Investigador 2	Test	1. ^a medición	2. ^a medición	Global
Murphy intraobservador	0,98	0,97	Murphy interobservador	0,96	0,96	0,96
Tradicional intraobservador	0,97	0,92	Tradicional interobservador	0,88	0,87	0,88
3D intraobservador	0,93	0,94	3D interobservador	0,85	0,85	0,86

Izquierda: El primer radiólogo tuvo una concordancia entre las dos mediciones de Murphy de 0,98 mientras que el segundo radiólogo presentó una concordancia de 0,97. Para el método tradicional la concordancia en el primer investigador fue de 0,97 mientras que en el segundo fue de 0,92.

Derecha: De este modo, en la primera medición mediante el método de Murphy, la concordancia entre ambos radiólogos fue de 0,96 y se mantuvo en la segunda medición. En el caso del método convencional, la concordancia interobservador en el primer intento fue de 0,88 mientras que en el segundo fue de 0,87.

Para facilitar la comprensión, se han plasmado en la tabla los valores de CCI, aunque algunos de los datos no se comportaron de forma normal. En pro de una mejor comprensión de las diferencias entre concordancia entre métodos, se representa la tabla de este modo conociendo sus limitaciones.

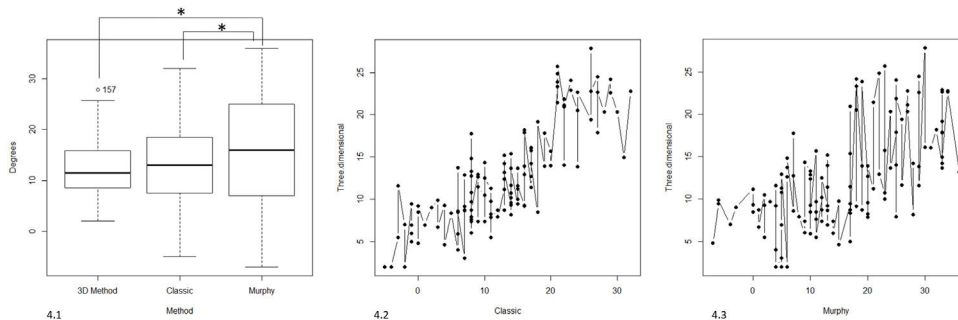


Figura 4 4.1) Diferencias en las mediciones de versión femoral con el método clásico, el método de Murphy y el método tridimensional. *Diferencias estadísticamente significativas. 4.2) Relación lineal entre el método clásico y el método 3D. 4.3) Relación lineal entre el método de Murphy y el método 3D.

a los métodos radiográficos y clínicos previos¹³. Los métodos de Reikerals¹⁴, Weinert¹⁵ o Jeanmart¹¹ consideran la torsión femoral como la inclinación del cuello femoral respecto a los cóndilos femorales, con diferentes referencias anatómicas para determinar esta inclinación. Sin embargo, los métodos de Murphy¹², Hernández¹⁶, Yoshioka¹⁷, entre otros⁶, definen la anteversión femoral en función de la posición relativa de la cabeza femoral respecto al centro de un corte axial en

el fémur proximal, sin seguir el eje anatómico del cuello femoral (fig. 5).

Las diferencias entre métodos no son uniformes⁷, por lo que en función del método utilizado, la osteotomía a realizar será significativamente diferente. Con la aparición de nuevas tecnologías de imagen, se han descrito métodos de medición basados en imágenes tridimensionales¹⁸⁻²². El método descrito en el presente trabajo es el primero que

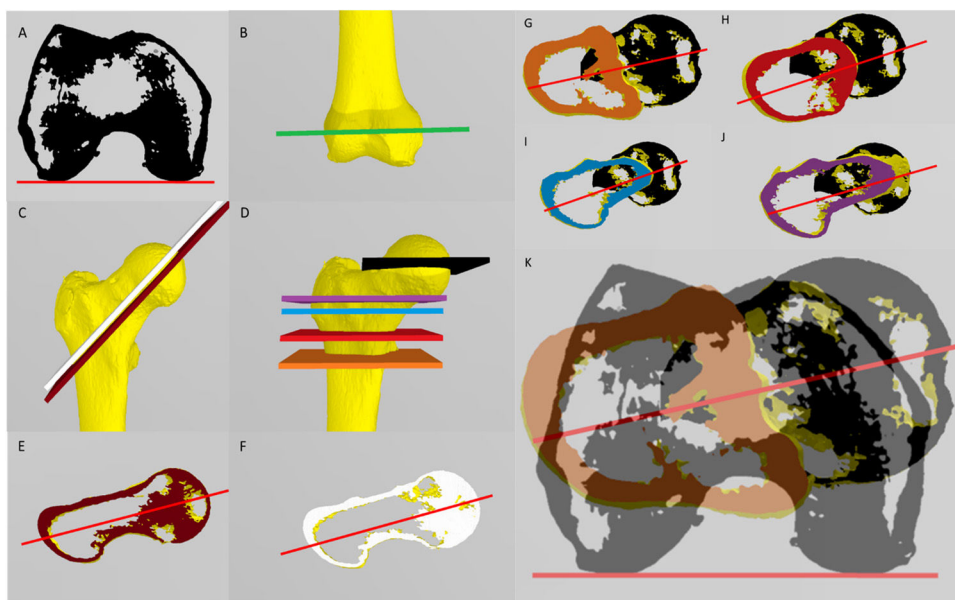


Figura 5 A) Corte axial para definir la línea transcondílea. Esta es común para definir la referencia femoral distal en todos los métodos. B) Visualización anteroposterior de la región donde se realiza el corte axial de la TC para definir la línea transcondílea. C) Cortes de TC oblicuos utilizados para definir las referencias en los métodos de Yoshioka (D, marrón) y Jarrett (F, blanco). Estos métodos utilizan dos cortes de TC: uno a nivel distal (A) y otro oblicuo a nivel proximal. D) Cortes de TC utilizados para definir las referencias en los métodos de Murphy (G, naranja), Waidelich (H, rojo), Yoshioka (I, azul) y Hernández (J, morado). Todos estos métodos trazan la línea de referencia proximal entre dos puntos: un punto definido en el centro del plano de color y un punto en el centro de la cabeza femoral (línea negra). Todos estos métodos utilizan 3 cortes de TC: uno a nivel distal (A), y 2 a nivel proximal (uno en el centro de la cabeza femoral (línea negra) y otro a diferentes niveles en función del método (líneas de colores). K) Cálculo de la anteversión en el método de Murphy, tras combinar la figura G y la figura A. El resto de los métodos se realizaría de modo similar.

permite ser ejecutado en cualquier programa de imagen 3D de código abierto, al estar basado en una guía en formato .stl. Por ello, permite su aplicación en programas de diseño 3D doméstico, como el 3D Builder (Microsoft Corporation®, Redmond, Washington, EE. UU.) o el MeshMixer (Autodesk®, San Rafael, California, EE. UU.), ampliamente utilizados en cirugía ortopédica hospitalaria²³⁻²⁵.

La reproducibilidad intraoperatoria de la osteotomía planificada es fundamental, ya que se han reportado discrepancias de hasta 25 grados a la hora de realizar una misma osteotomía y la generación de deformidades iatrogénicas secundarias a una mala reproducción intraoperatoria de esta técnica de corrección^{26,27}. El diseño preoperatorio de las osteotomías y su medición mediante el método propuesto es una puerta a la aplicación de las nuevas técnicas de planificación y reproducción intraoperatoria de esta técnica, como por ejemplo, mediante el uso de guías de corte personalizadas o sistemas de asistencia computarizada²³.

Estos programas permiten la simulación de osteotomías en cualquier plano (video 2), ya sean simples o en múltiples planos, por lo que la capacidad de medir la torsión femoral en un entorno de diseño 3D nos permite estimar el efecto de una osteotomía cualquiera sobre la torsión femoral. La consecuencia de la medición en un entorno 3D debería ser el aumento de la variabilidad intra- e interobservador respecto a los métodos 2D de Jeanmart y Murphy, ya que en un entorno 3D se multiplican las opciones a la hora de establecer la línea de medición del cuello femoral. No obstante, la guía descrita permite su posicionamiento de una forma

reproducibile, siendo una forma eficiente de reducir la variabilidad asociada a la medición en un entorno 3D de forma manual.

Nuestros datos permiten definir los valores de normalidad en una población sana con el método descrito, siendo el intervalo de confianza de los datos normales inferior a los obtenidos con el método de Murphy y con el método clásico de Jeanmart (fig. 4). La correlación con el método de Jeanmart es mayor que con el método de Murphy, debido a que comparte con el primero las referencias anatómicas que definen la torsión femoral. Ello explica por qué la concordancia intra- e interobservador es similar con el método de Jeanmart y ligeramente inferior con el método de Murphy, siendo el coeficiente de correlación intraclase alta en los tres métodos.

Limitaciones

La principal limitación de este método es la necesidad de una imagen 3D del miembro inferior del paciente, la cual aumenta el coste del estudio preoperatorio. Adicionalmente, si el volumen 3D se obtiene a partir de una imagen de TC, aumenta de forma considerable la radiación ionizante necesaria para el estudio prequirúrgico, especialmente en una población joven. Por último, la planificación preoperatoria siguiendo esta metodología requiere un mayor tiempo, lo que encarece el estudio preoperatorio.

En futuros estudios, sería posible evaluar la fiabilidad del método obteniendo imágenes tridimensionales a partir de la segmentación de imágenes de resonancia magnética nuclear, reduciendo así la radiación ionizante necesaria para la planificación quirúrgica. El aumento del tamaño muestral y la aplicación del método en pacientes con alteraciones torsionales sería útil para establecer la correlación entre la corrección planificada con el presente método y la corrección conseguida. El uso de guías de corte y corrección intraoperatorias debería aumentar la precisión de la técnica, siendo estas fáciles de obtener en los programas de diseño 3D propuestos en el presente estudio.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia III.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Anexo. Material adicional

Se puede consultar material adicional a este artículo en su versión electrónica disponible en [doi:10.1016/j.recot.2022.01.006](https://doi.org/10.1016/j.recot.2022.01.006).

Bibliografía

- Dey P, Callaghan M, Cook N, Sephton R, Sutton C, Hough E, et al. A questionnaire to identify patellofemoral pain in the community: an exploration of measurement properties. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:237.
- Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin Sports Med.* 2014;33:389–401.
- Tian G, Yang G, Zuo L, Li F, Wang F. Femoral derotation osteotomy for recurrent patellar dislocation. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2020;140:2077–84.
- Nelitz M. Femoral derotational osteotomies. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11:272–9.
- Weber A, Nathani A, Dines J, Allen A, Shubin-Stein B, Arendt E, et al. An algorithmic approach to the management of recurrent lateral patellar dislocation. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98:417–27.
- Kaiser P, Attal R, Kammerer M, Thauerer M, Hamberger L, Mayr R, et al. Significant differences in femoral torsion values depending on the CT measurement technique. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136:1259–64.
- Schmaranzer F, Lerch TD, Siebenrock KA, Tannast M, Steppacher SD. Differences in femoral torsion among various measurement methods increase in hips with excessive femoral torsion. *Clin Orthop Relat Res.* 2019;477:1073–83.
- Berruto M, Uboldi FM, Ferrua P, Vergottini G, Manunta A. Surgical treatment of objective patellar instability: long-term results. *Joints (Roma).* 2018;6:33–6.
- Cash E, Bektor SW. *Understanding Biostatistics Interpretation.* En: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing LLC; 2020.
- Ferràs-Tarragó J. The c-value as an approach between the clinical and statistical signification. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2019;63:381–2.
- Jeanmart L, Baert AL, Wackenheim A. *Computer tomography of neck, chest, spine and limbs.* En: Atlas of pathologic computer tomography. New York: Springer; 1983. p. 3.
- Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:1169–76.
- Ruwe P, Gage J, Ozonoff M, DeLuca P. Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:820–30.
- Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand.* 1983;54:18–23.
- Weiner DS, Cook AJ, Hoyt JWA, Oravec CE. Computed tomography in the measurement of femoral anteversion. *Orthopedics (Thorofare, N.J.).* 1978;1:299–306.
- Hernandez RJ, Tachdjian MO, Poznanski AK, Dias LS. CT determination of femoral torsion. *AJR Am J Roentgenol.* 1981;137:97–101.
- Yoshioka Y, Cooke TDV. Femoral anteversion: Assessment based on function axes. *J Orthop Res.* 1987;5:86–91.
- Sugano N, Noble PC, Kamaric E. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *J Comput Assist Tomogr.* 1998;22:610–4.
- Gose S, Sakai T, Shibata T, Murase T, Yoshikawa H, Sugamoto K. Morphometric analysis of the femur in cerebral palsy: 3-dimensional CT Study. *J Pediatr Orthop.* 2010;30:568–74.
- Hartel MJ, Petersik A, Schmidt A, Kendoff D, Nüchtern J, Rueger JM, et al. Determination of femoral neck angle and torsion angle utilizing a novel three-dimensional modeling and analytical technology based on CT datasets. *PloS One.* 2016;11:e0149480.
- Kim J, Park T, Park S, Kim J, Kim I, Kim S. Measurement of femoral neck anteversion in 3D Part 1: 3D imaging method. *Med Biol Eng Comput.* 2000;38:603–9.
- Lee Y, Oh S, Seon J, Song E, Yoon T. 3D femoral neck anteversion measurements based on the posterior femoral plane in ORTHODOC® system. *Med Bio Eng Comput.* 2006;44:895–906.
- Vaquero J, Arnal J, Perez-Mañanes R, Calvo-Haro J, Chana F. 3D patient-specific surgical printing cutting blocks guides and spacers for open- wedge high tibial osteotomy (HTO) - do it yourself. *Rev Chir Orthop Traumatol.* 2016;102:5131.
- Ferràs-Tarragó J, Sanchis-Alfonso V, Ramírez-Fuentes C, Roselló-Añón A, Baixauli-García F. Locating the origin of femoral maltorsion using 3D volumetric technology-the hockey stick theory. *J Clin Med.* 2020;9:3835.
- Ferràs-Tarragó J, Sanchis-Alfonso V, Ramírez-Fuentes C, Roselló-Añón A, Baixauli-García F. A 3D-CT analysis of femoral symmetry-surgical implications. *J Clin Med.* 2020;9:3546.
- Buly R, Sosa B, Poultides L, Caldwell E, Rozbruch S. Femoral derotation osteotomy in adults for version abnormalities. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018;26:e416–25.
- Imhoff FB, Scheiderer B, Zakko P, Obopilwe E, Liska F, Imhoff AB, et al. How to avoid unintended valgus alignment in distal femoral derotational osteotomy for treatment of femoral torsional malalignment - a concept study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18:553.