

Planificación preoperatoria digital en artroplastia total de cadera

Digital preoperative planning in total hip arthroplasty

Andrés-Cano, P.¹
Andrés-García, J.A.²
Chana-Rodríguez, F.³
Delgado-Martínez, A.D.⁴
Guerado, E.⁵

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

² Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

³ Hospital Universitario Gregorio Marañón. Universidad Complutense de Madrid Madrid.

⁴ Complejo Hospitalario de Jaén. Universidad de Jaén. Jaén

⁵ Hospital Universitario Costa del Sol. Universidad de Málaga. Marbella.

pabloanca@gmail.com

Rev. S. And. Traum. y Ort., 2018; 35 (3/4): 9-28

Recepción: 23/08/2018. Aceptación: 30/09/2018

Resumen

La planificación preoperatoria de la artroplastia total de cadera es una fase fundamental para disminuir la incidencia de complicaciones y conseguir resultados clínicos consistentes y reproducibles. Gracias a la planificación preoperatoria, el cirujano puede identificar las dificultades quirúrgicas del paciente sobre las cuales es necesario actuar, permite anticipar instrumental o implantes específicos, facilita la comunicación y docencia entre compañeros y proporciona cobertura legal.

La introducción de la radiología digital ha supuesto un verdadero avance en la evaluación radiográfica de los pacientes. Encontramos numerosas ventajas asistenciales, docentes e investigadoras. Para realizar correctamente las técnicas de planificación preoperatoria en Cirugía Ortopédica y Traumatología, así como para realizar diversas mediciones o colocar plantillas digitales, es nece-

Abstract

Preoperative planning of total hip arthroplasty is an essential step in order to reduce the incidence of complications and achieving consistent and reproducible clinical outcomes. Thanks to preoperative planning, the surgeon can identify surgical difficulties of the patient, anticipate specific implants or techniques, facilitates communication between surgical team and provides legal coverage.

The introduction of digital radiology has been a real advance in the radiographic evaluation of patients. We find many clinical, educational and researchers benefits. It is necessary the use of a specific software and know the magnification of the digital radiograph to correctly perform preoperative techniques as well to perform measurements or place digital templates. To establish the magnification of the radiograph there are several ca-

sario el uso de un software específico y conocer la magnificación de la radiografía. Para establecer la magnificación de la radiografía existen diversos sistemas de calibración como el uso de marcadores o la magnificación fija según la región anatómica a estudio.

En este trabajo realizamos una revisión del estado actual de la planificación preoperatoria digital en la artroplastia de cadera, las ventajas que su realización de forma adecuada proporciona al cirujano y los recursos técnicos que son necesarios para poder realizarla de forma habitual en un servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

Palabras clave: Planificación digital, artroplastia total de cadera, sistemas de planificación.

libration methods such as the use of markers or fixed magnification according to the anatomical region under study.

In this paper, we perform a review of the current state of digital preoperative planning in hip arthroplasty, the advantages that its adequate realization provides to the surgeon and the technical resources that are necessary perform it regularly in a department of Orthopedic Surgery and Traumatology.

Keywords: Digital templating, total hip arthroplasty, templating system.

LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

La artroplastia total de cadera (ATC) está considerada como el procedimiento más efectivo para los pacientes con artrosis evolucionada de cadera. Es una técnica frecuente en la mayoría de los servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología (COT) de nuestro país, realizándose anualmente unas 20.000 artroplastias totales de cadera primarias en el Sistema Nacional de Salud¹.

Si bien la tasa global de complicaciones es baja, muchas de ellas pueden evitarse con una planificación y técnica adecuada^{2,3}. La inestabilidad de la artroplastia, la infección, el aflojamiento protésico y la discrepancia de longitud de las extremidades son las complicaciones más frecuentes que afectan al tiempo de supervivencia de la ATC influyendo de forma importante en la calidad de vida de los pacientes⁴.

La restauración de la anatomía de la cadera mediante una ATC planificada correctamente y ejecutada de forma reglada, sin improvisaciones que aumenten el tiempo quirúrgico de forma innecesaria, es fundamental para el éxito de la cirugía⁵.

IMPLICACIONES BIOMECÁNICAS DE LA ATC

Los dos factores más importantes para obtener un resultado funcional óptimo tras una ATC son la estabilidad del implante y el posicionamiento adecuado de los componentes protésicos. Desde un punto de vista biomecánico, la consecución del objetivo funcional de la ATC depende de la adecuada orientación de los músculos en relación al centro de rotación de la articulación. Esto se consigue durante la cirugía restaurando la longitud de la extremidad y el desplazamiento femoral lateral (“offset femoral”) de la articulación (**fig.1**)^{6,7}. Es por ello que el posicionamiento de los componentes protésicos es fundamental para conseguir un correcto balance articular a la vez que se alcanza una estabilidad óptima.

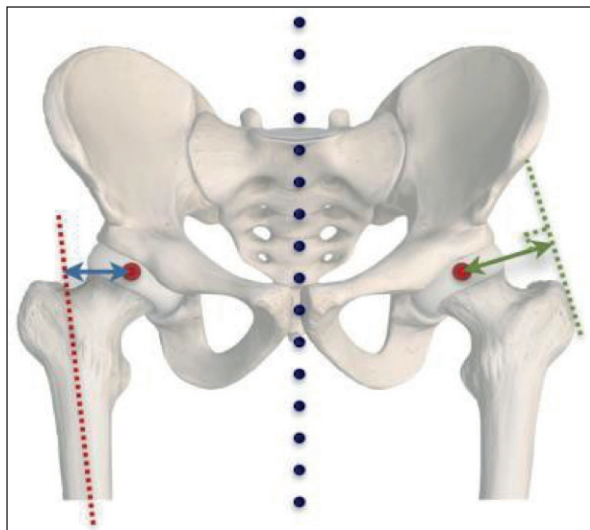


Fig. 1.

Cadera derecha: Offset femoral. La distancia en milímetros (flecha azul) desde el centro de rotación de la cadera (punto rojo) al eje anatómico del fémur (línea de puntos rojos).

Cadera izquierda: Brazo de palanca abductor. La distancia en milímetros (flecha verde) desde el centro de rotación de la cadera (punto rojo) a la perpendicular de la línea tangencial al margen lateral del trocánter mayor (línea de puntos verdes).

En pacientes con artrosis de cadera avanzada, debido a la erosión del cartílago y hueso subcondral, la extremidad puede estar acortada varios milímetros. En algunos casos este acortamiento puede ser incluso de centímetros, como ocurre en los colapsos producidos por necrosis de la cabeza femoral o ascensos de esta en las displasias. Es por ello que la valoración preoperatoria radiográfica es necesaria para una correcta intervención quirúrgica.

El *offset* femoral se define como la distancia desde el centro de rotación de la articulación al eje longitudinal anatómico femoral y su valoración es de vital importancia para el correcto funcionamiento de la ATC, ya que determina el momento de fuerza del brazo abductor (**fig.2a**)^{8,9}. Si la ATC se coloca erróneamente con un *offset* insuficiente, la musculatura abductora deberá generar una fuerza aumentada (menor brazo de palanca abductor) lo que conllevará a la incomodidad y dolor del paciente, y fatigabilidad de la zona con cojera (marcha de *Trendelenburg*) (**fig.2b y 2c**). Además, un *offset* femoral insuficiente puede provocar inestabilidad protésica por laxitud articular^{3,7,10}. El establecimiento de una fuerza de reacción aumentada sobre la articulación (*“joint reaction force”*), a largo plazo, producirá un desgaste y aflojamiento precoz de los componentes.

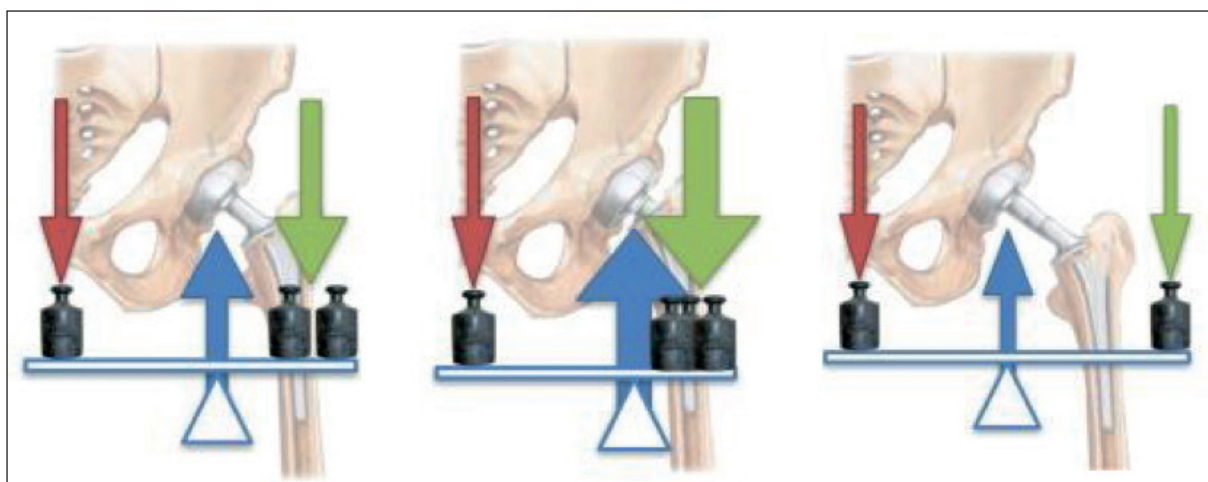


Fig 2. Offset femoral

La fuerza de reacción sobre la articulación de la cadera (flecha azul) es consecuencia del equilibrio entre el peso del cuerpo (flecha roja) y la fuerza del mecanismo abductor (flecha verde).

En una ATC con *offset* femoral insuficiente, la fuerza del mecanismo abductor debe aumentar (flecha verde) lo que incrementa la fuerza de reacción con aumento de presión sobre la articulación (flecha azul).

Al aumentar el *offset* femoral, la fuerza sobre la articulación (flecha azul) disminuye ya que la fuerza del mecanismo abductor (flecha verde) necesaria para compensar el peso del cuerpo (flecha roja) es menor.

LA IMPORTANCIA DE LA PLANIFICACIÓN PREOPERATORIA

La planificación preoperatoria de una ATC se realiza utilizando plantillas superpuestas sobre la imagen radiológica, simulando una reconstrucción de la articulación que permite calcular el tamaño y el posicionamiento adecuado de los componentes protésicos. A través de la planificación preoperatoria, calculamos el centro de rotación, longitud del cuello femoral, *offset* femoral y la repercusión de la ATC en la longitud del miembro inferior a intervenir. Se ha demostrado que la planificación preoperatoria es una fase importante para disminuir la incidencia de complicaciones y conseguir resultados clínicos consistentes y reproducibles¹¹⁻¹³.

Gracias a la planificación preoperatoria de la ATC es más sencillo conseguir los objetivos de la intervención. Para ello se ha de llevar a cabo una meticulosa planificación y ejecutarla en el momento de la intervención en el mismo orden. Si bien encontramos diferentes técnicas de planificación preoperatoria, muchas ya publicadas y otras que seguramente cada cirujano tendrá adaptada a su práctica clínica habitual, el principio común a todas ellas suele ser similar; establecer la posición y tamaño del componente acetabular en primer lugar para a continuación decidir el tamaño femoral y su posición en el fémur mediante la colocación del implante más apropiado con las resecciones óseas más adecuadas (**fig.3**). Esto nos permite restaurar la anatomía del paciente asegurando la estabilidad y ajuste óptimo de la ATC¹⁴.

En COT para poder realizar la correcta planificación de la corrección de deformidades o colocar implantes o prótesis, es necesario conocer con la mayor exactitud posible, la distancia entre las caderas y la radiografía. Para ello se necesita establecer el porcentaje de magnificación de la imagen. En la articulación de la cadera, debido a la distancia del hueso del paciente al receptor del aparato de rayos, suele verse magnificada un 20% de media, siendo en pacientes obesos de más del 25% y en pacientes delgados menor al 15% (**fig.4**)¹⁵. Esta gran variabilidad obliga a utilizar objetos de tamaño conocido (sistemas demarcación) que permitan calibrar la radiografía con la mayor exactitud posible¹⁶.

En el caso de la ATC no cementada se requiere una planificación todavía más cuidadosa con una calibración más exacta que para la ATC cementada para evitar la aparición de complicaciones intraoperatorias, debidas al sobredimensionamiento de los componentes (como fracturas intraoperatorias) o al infradimensionamiento de los componentes (aflojamiento o hundimiento con migración distal del vástago) (**fig.5**)^{17, 18}.



*Fig. 3. Proceso de la planificación preoperatoria de una ATC
Radiografía preoperatoria. Artrosis de cadera derecha. Discrepancia extremidad de 5mm.
Planificación preoperatoria digital, alargamiento de 5mm sin modificación del offset femoral.
Radiografía postoperatoria. Resultado de la ATC.*

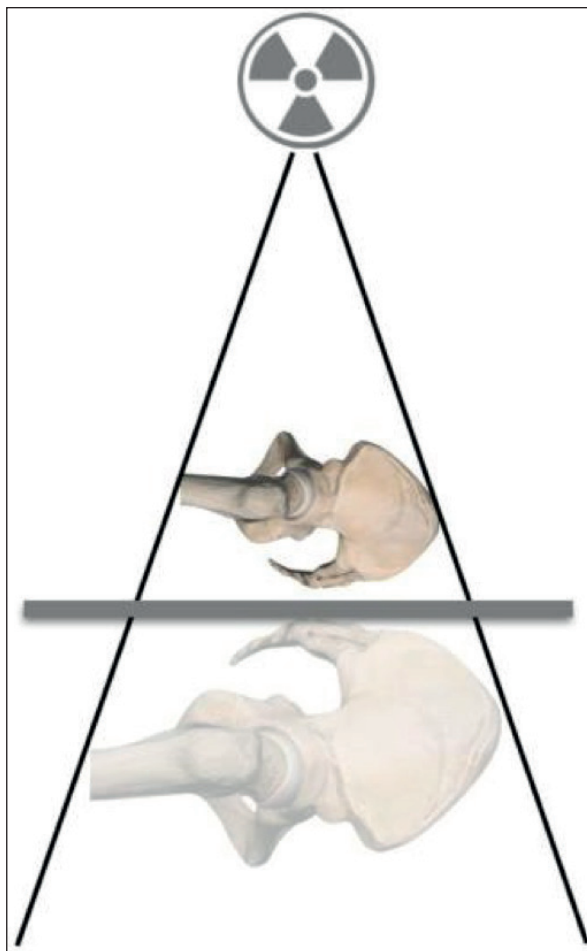


Fig. 4. Efecto de la magnificación de la radiografía.
Debido al haz de radiación, las regiones más cercanas al
foco se magnifican más que aquellas que se encuentran
sobre el receptor.

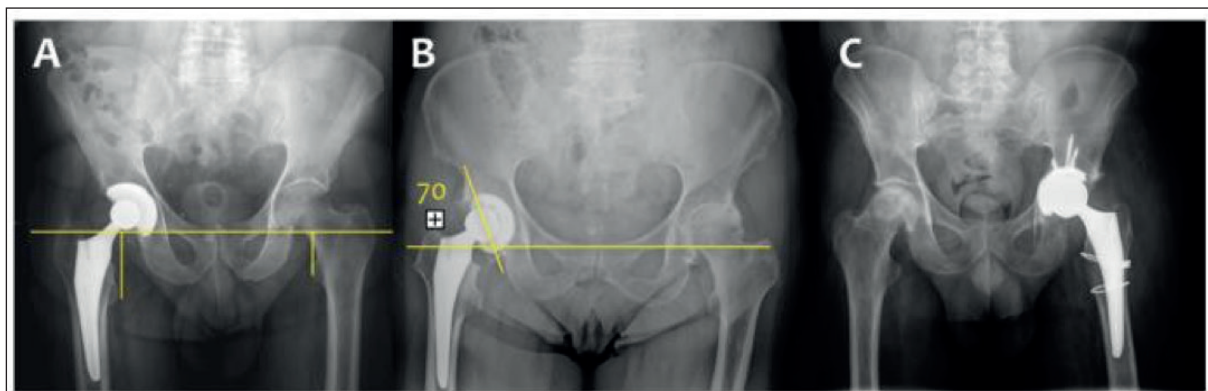


Fig.5. Ejemplos de ATC con errores técnicos posiblemente debidos a una incorrecta planificación.
A: Discrepancia longitud extremidad postoperatoria de 25mm.
B: Inclinación excesiva del componente acetabular (70°).
C: Fractura intraoperatoria por sobredimensionamiento del componente femoral.

SISTEMAS DIGITALES DE PLANIFICACIÓN

Hasta la fecha, con el uso de la radiografía tradicional, la planificación se realizaba con radiografías impresas a una magnificación determinada, habitualmente al 20%, lo que permitía utilizar las plantillas transparentes aportadas por la industria de los implantes utilizados (**fig.6**)^{19, 20}. Sin embargo, actualmente se están implantando en la mayoría de los centros sanitarios equipos de radiología digital que permiten la adquisición, almacenamiento, transmisión y descarga de imágenes médicas (PACS - *Picture Achieving and Communication Systems*)^{21, 22}.

El uso de la radiología digital supone un gran avance por la facilidad de acceso a las imágenes médicas además de la capacidad de interacción del cirujano con el archivo digital (ampliaciones, cambios en los valores de brillo y contraste, exportación por correo electrónico, realización de anotaciones, etc.), lo que, unido a poder visualizar la imagen en cualquier puesto de trabajo, ha permitido que en la mayoría de los centros no se trabaje ya con radiografías tradicionales²³.

La planificación digital preoperatoria permite al cirujano seleccionar plantillas concretas a partir de una biblioteca y superponerlas electrónicamente sobre una imagen radiográfica. Hoy en día existen numerosos software de planificación preope-

operatoria en COT. Entre los más usados actualmente están: Alma Ortho® de Alma®, Arthromeda® de Arthromeda Inc®, Impax® de Agfa Healthcare®, MediCAD® de Hectec GmbH®, Omni-Ortho® de Omni Orthopaedics®, Orthocase® de Merge®, Orthoview® de Materialise NV®, Sectra® de Sectra AB® y TraumaCad® de Brainlab®.

El software de planificación ideal debería reunir las siguientes características:

- Proporcionar al cirujano toda la biblioteca de plantillas ortopédicas actualmente disponibles en el mercado sin limitarse a un proveedor determinado.
- Permitir la importación y calibración de la radiografía preoperatoria y a ser posible, integrarse con el PACS del hospital para optimizar todo el proceso.
- Disponer de herramientas de planificación preoperatoria de las diversas intervenciones habitualmente realizadas en COT (artroplastias, traumatología, deformidades, ortopedia infantil y cirugía del raquis)
- Facilitar la exportación de la planificación realizada en el PACS para su posterior consulta y documentación.
- Mantenerse actualizado de forma regular.



Fig. 6. Planificación tradicional en COT

A: Negatoscopio y plantillas de diversos implantes.

B: Plantilla de un vástago protésico femoral magnificada al 120%. C: Planificación tradicional con radiografías simples.

CALIBRACIÓN DE LA RADIOGRAFÍA

Es importante destacar que previamente a la planificación preoperatoria digital, una vez introducida la radiografía en el software de planificación, esta debe calibrarse para que las mediciones que realicemos se correspondan a los valores reales de la región anatómica que estamos valorando, esto es, en el caso de una ATC, el centro de la articulación de la cadera.

Existen diferentes métodos de calibración de la radiografía, el más usado tradicionalmente ha sido el marcador simple. Este método se basa en la colocación de una esfera (o moneda) metálica de tamaño conocido junto al paciente o en un soporte móvil a la altura del trocánter mayor (fig.7). Los equipos modernos tienen un sistema de calibración automática, aunque esta corresponda habitualmente a la región más cercana al receptor y no al centro de la articulación. Se han descrito otros métodos de calibración como el uso de una magnificación media determinada basándose en el análisis de los casos realizados en el departamento²⁴.

Los marcadores simples que se basan en la colocación de una referencia de tamaño conocido (habitualmente una esfera metálica) suelen ser colocado por el técnico de radiodiagnóstico a la altura del trocánter mayor o entre las piernas del paciente en el momento de la realización de la radiografía (fig.8)^{25,26}. Este sistema tiene una importante desventaja en la práctica clínica habitual que le resta aplicabilidad, dada que es necesaria la intervención específica por parte un técnico de radiodiagnóstico. Este técnico puede colocar inco-

rectamente el marcador debido a la dificultad de palpar las referencias anatómicas en cada paciente^{27, 28}. Todo ello unido a la sobrecarga asistencial

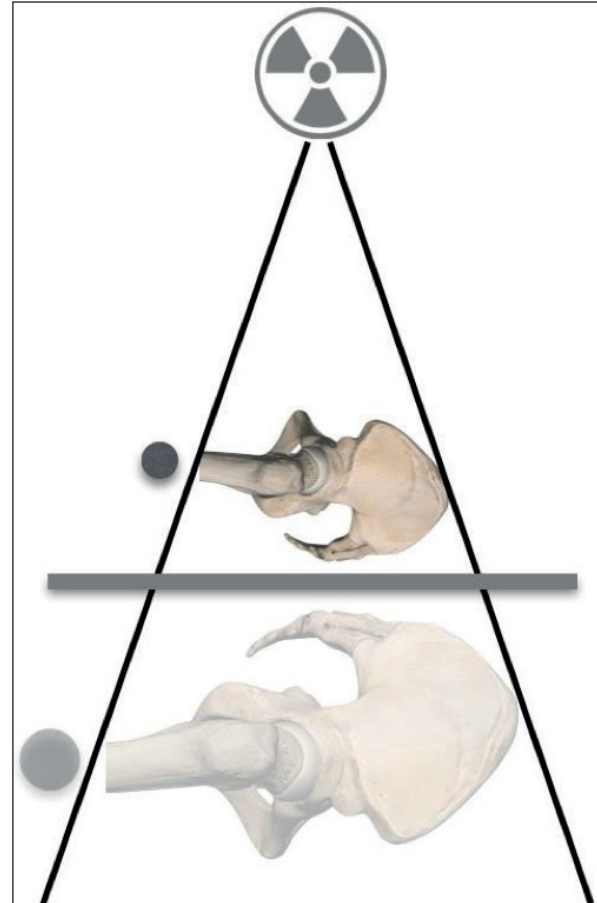


Fig. 7. Uso del marcador simple. Conociendo el tamaño del marcador y colocándolo a la altura de la región a estudio permite conocer la magnificación en dicha región.

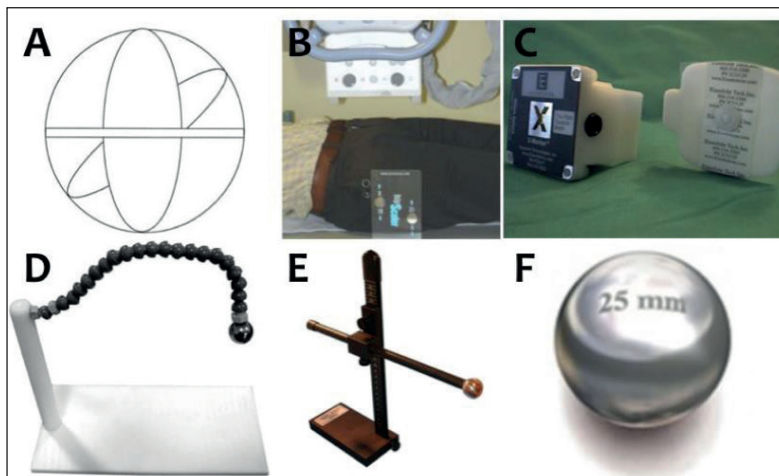


Fig. 8. Marcadores radiográficos simples.
A: Moneda, cuyo diámetro no varía independientemente de la proyección.
B: HipScaler® (HipScaler LTD, Hampshire, England)
C: Eisenlohr adhesive marker® (Izi Corporation).
D: Lombardi Self-Holding X-ray Magnification Marker® (Innomed, Savannah, GA, USA)
E: T-Lock Stand® (Xemarc, Farmingdale, NY, USA)
F: Esfera metálica de 25mm.

diaria de la mayoría de departamentos de radiodiagnóstico de nuestro medio, restan utilidad al uso de marcadores simples.

El grupo de trabajo de King RJ y cols. del University Hospitals Coventry and Warwickshire NHS Trust (Coventry, Inglaterra), han desarrollado un sistema de calibración en dos planos²⁹.

en el cual utilizan una tabla con dos marcadores independientes, uno posterior en la pelvis y otro anterior que se fija al paciente mediante un cinturón, colocando dicha tabla bajo el paciente en el momento de la radiografía y ajustando el cinturón (**fig.9**). Este método permite, mediante una fórmula matemática, calcular el porcentaje de magnifi-

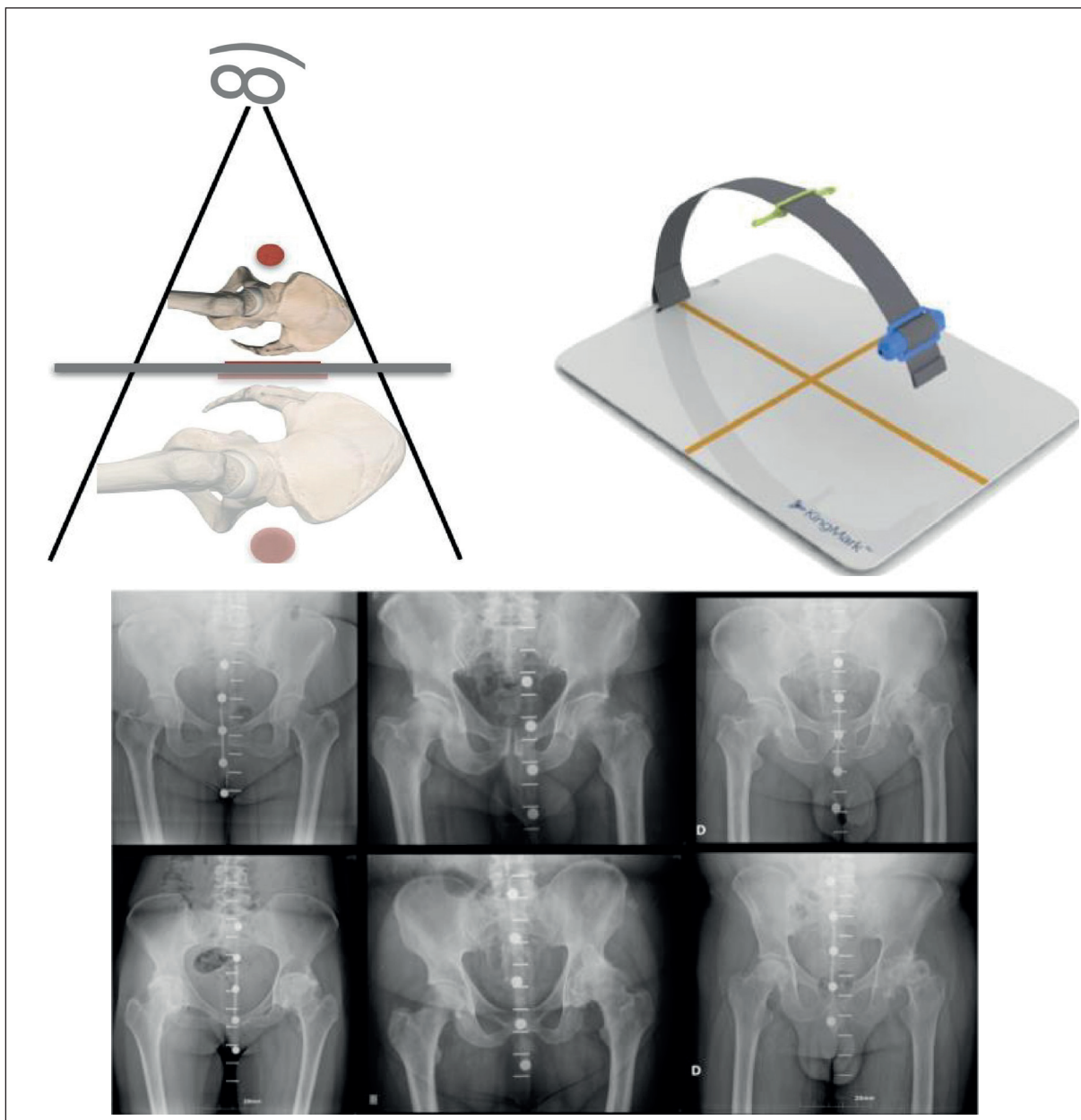


Fig.9. Calibración mediante doble marcador

A: Doble marcador. Conociendo el porcentaje de magnificación del marcador anterior (esfera) y del marcador posterior (barra) se puede conocer el porcentaje de magnificación en el centro de la articulación.

B: Tabla de doble marcador Kingmark (Voyant Health, Columbia, MD, USA)

C: Radiografías anteroposterior de ambas caderas realizadas con el software de doble marcador.

cación según las variaciones de tamaño de dichos marcadores. Los resultados publicados recientemente, demuestran una alta exactitud del sistema con un error del 1,14% frente a más del 5% del método tradicional³⁰.

Recientemente, se ha comprobado que los sistemas modernos de adquisición de radiografías digitales (PACS), en los cuales se calcula la magnificación mediante el método de distancia del emisor al receptor, permiten obtener los mismos resultados que con la calibración mediante un marcador simple^{28, 31}. Franken M y cols., analizaron el error de magnificación de las radiografías de pelvis realizadas en su departamento de radiodiagnóstico mediante cuatro sistemas de calibración tradicionales diferentes, y establecieron que el mejor sistema de calibración es el uso de una magnificación fija²⁴. Los mismos resultados obtuvieron recientemente Archibeck MJ y cols., que afirman que el mejor sistema de calibración de la radiografía digital de ambas caderas es indicarle al software que la magnificación es de un 20% aun asumiendo cierto error en pacientes muy obesos o muy delgados³¹.

Actualmente, debido a los errores de medición ocasionados por la magnificación de la radiografía y a la inexistencia de un sistema de calibración de la misma en el cual las mediciones radiológicas en dos dimensiones sean las más similares a la anatomía tridimensional de la cadera del paciente, no podemos establecer el componente planificado como el más adecuado por lo que la mayoría de los trabajos establecen el componente implantado como el adecuado y, por lo tanto, de referencia para establecer la exactitud del sistema de planificación³².

LA RADIOGRAFÍA ANTEROPOSTERIOR DE PELVIS, LÍNEAS Y ÁNGULOS DE REFERENCIA

La radiografía anteroposterior de pelvis debe cumplir una serie de criterios de calidad para que la planificación preoperatoria pueda realizarse con garantías. Estos criterios son:

- Estar centrada en la sínfisis púbica
- Simetría de los agujeros obturadores

- Incluir al menos 10cm de fémur proximal.
- Mostrar una rotación interna aproximada de unos 15° de ambos MMII valorada por la asimetría del trocánter menor. Para ello el paciente debe colocarse en decúbito supino y con la cadera sana en 15° de rotación interna (AP de cadera). Este gesto neutraliza radiográficamente la anteversión fisiológica del cuello femoral y permite observar el *offset* correcto de la cadera y permitir su medición³³⁻³⁵. (fig.10)

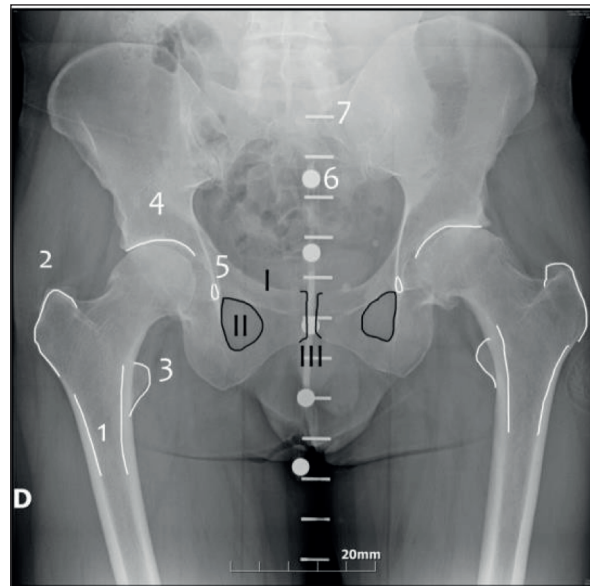


Fig. 10. Radiografía anteroposterior de pelvis. 1: Diáfisis femoral. 2: Trocánter mayor. 3: Trocánter menor. 4: Techo acetabular. 5: Lágrima radiológica. 6: Marcador anterior. 7: Marcador posterior. I: Línea horizontal de referencia. II: Agujero obturador. III: Sínfisis púbica.

Para realizar la planificación preoperatoria en ATC es fundamental establecer diversas referencias anatómicas radiológicas.

- *Línea de referencia horizontal*: tomando como referencia el margen superomedial de las dos lagrimas anatómicas radiográficas³⁶. Es un marcador útil y necesario para la correcta evaluación de la posición de los componentes (fig.11).

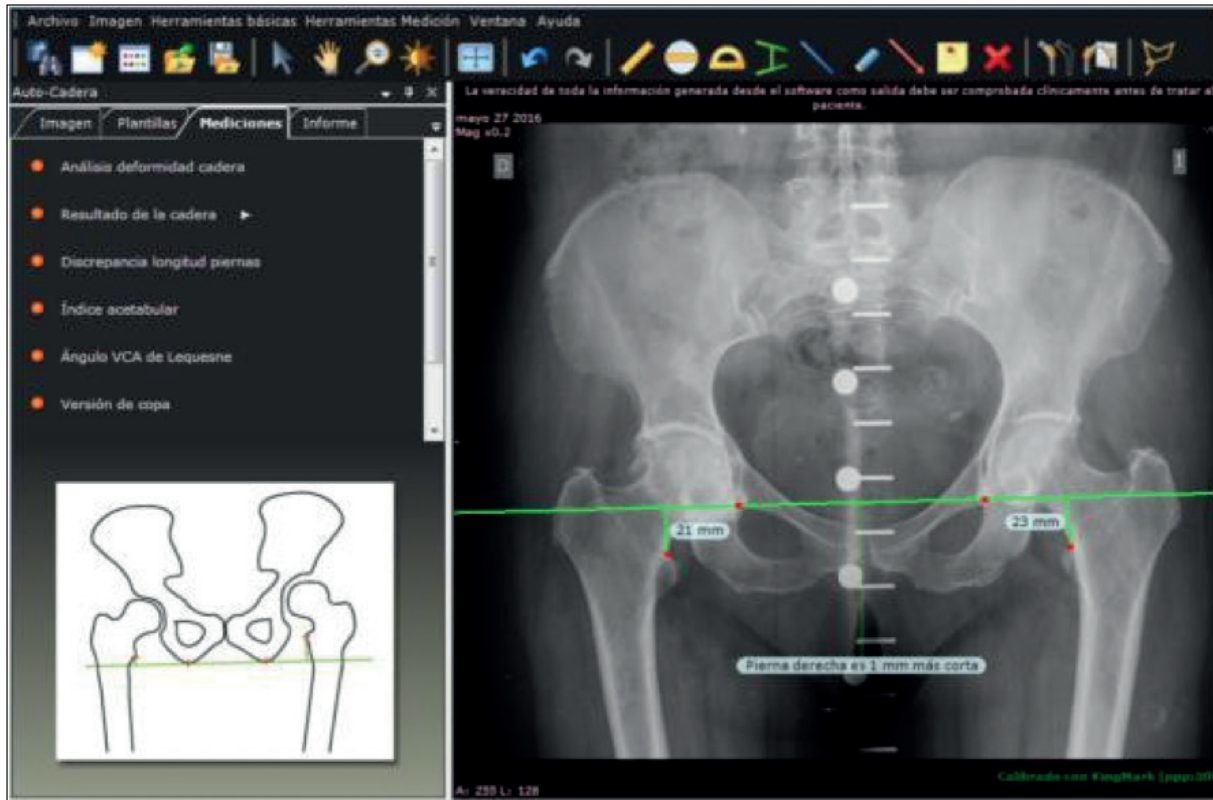


Fig. 11. Línea de referencia horizontal

- Ángulo de inclinación del componente acetabular: con respecto a la línea horizontal de referencia (fig.12). Reproduce el ángulo acetabular normal cuyo valor debe ser entre 40 y 50°. Una inclinación superior aumenta la probabilidad de

inestabilidad. Una inclinación menor, aunque puede prevenir la inestabilidad, limita la abducción de la cadera y puede provocar un aumento en las fuerzas de fricción y un desgaste precoz del par de fricción³⁷.

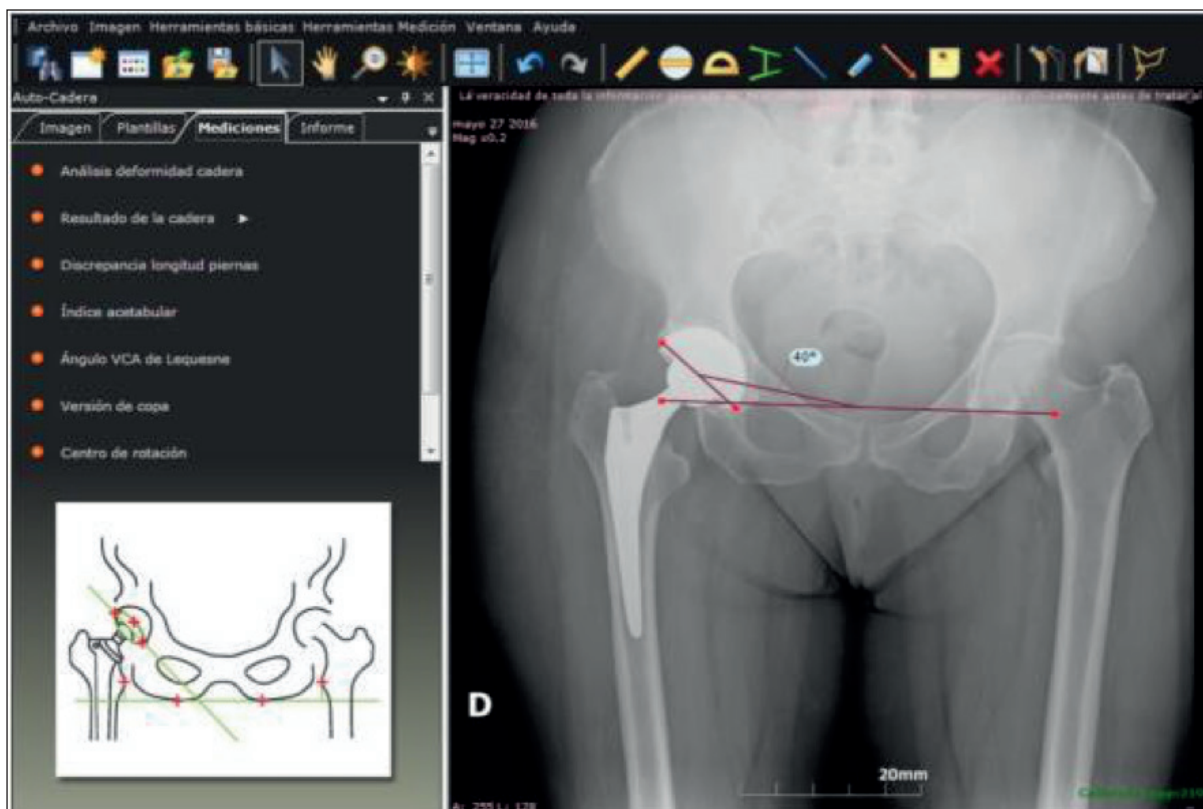


Fig. 12. Ángulo de inclinación del componente acetabular.

- *Anteversión acetabular*: reproduce la posición anatómica del componente acetabular que debería ser de unos 15° (fig.13). Un componente acetabular en retroversión, con un implante femoral bien orientado, incrementa el riesgo de inestabilidad. Por su parte, una anteversión acetabular excesiva combinada con una anteversión del componente femoral puede provocar una luxación

anterior de la ATC con la rotación externa. El objetivo es una anteversión combinada, suma de la anteversión acetabular y femoral no superior a los 40°^{38,39}. La anteversión no puede ser evaluada precisamente en la radiografía anteroposterior (AP), únicamente puede orientar al observador la disposición de las líneas generadas por ambas paredes acetabulares^{40,41}.

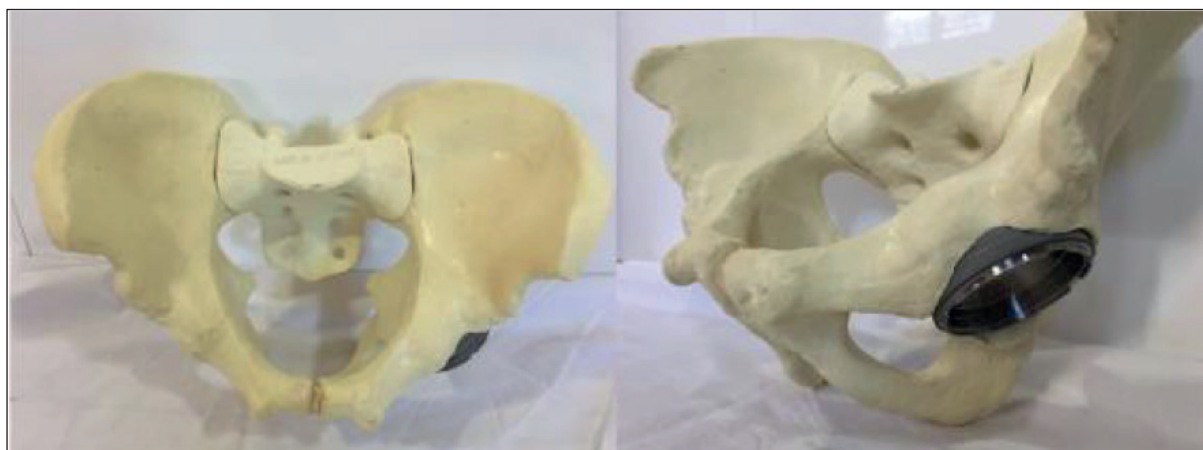


Fig. 13. Colocación del componente acetabular a 45° de inclinación y 15° de anteversión.

- *Centro de rotación*: Se define el centro de rotación horizontal como la distancia horizontal respecto a la línea vertical que pasa por la imagen en lágrima hasta el centro de la cabeza femoral. También se define el centro de rotación vertical como la distancia desde la línea horizontal de referencia al centro de la cabeza femoral. Permite valorar la altura del acetábulo y la discrepancia de longitud de la extremidad⁴².

Discrepancia longitud: Su medición se realiza comparando la distancia entre la línea de referencia horizontal y el mismo punto en ambos trocánteres menores. Puede usarse otra referencia en ambos fémures, aunque se ha comprobado que el

trocánter menor es la referencia radiográfica más reproducible³⁶. Depende no solo de la altura del componente acetabular sino también del componente femoral, de la altura de la osteotomía del cuello, de la longitud del cuello protésico y del tamaño de la cabeza femoral⁴³.

- *Offset femoral*: Es la distancia desde el centro de rotación de la articulación a la línea vertical que pasa por el eje anatómico femoral (**fig.14**). Como vimos en la introducción, la restauración del *offset* femoral es fundamental para el correcto funcionamiento biomecánico de la articulación y la supervivencia de la ATC^{7, 8,44}.

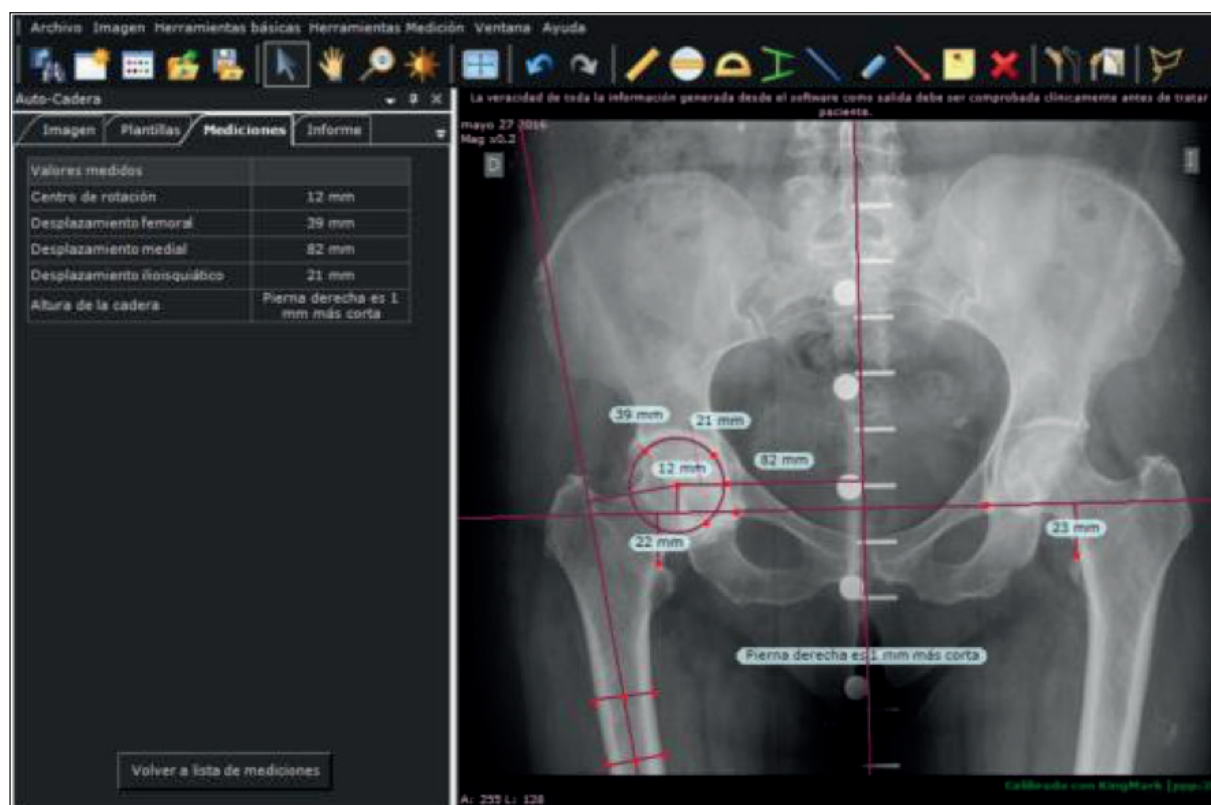


Fig. 14. Medición del *offset* femoral (39mm), medialización (21mm), ausencia de discrepancia longitud piernas (22mm en izquierda vs 23mm en derecha).

-*Posición del vástago*: la posición óptima es la neutra. La posición en valgo no suele ser problemática. La posición del vástago en varo (punta del vástago tocando la cortical externa del fémur) aumenta el riesgo de aflojamiento⁴⁵. Su medición se realiza entre los ejes de la diáfisis femoral y el del implante (**fig.15**). Además de la posición, en la ATC no cementada de anclaje metafisario, el

componente femoral debe rellenar la metáfisis con un tamaño adecuado para asegurar la osteointegración y evitar el hundimiento⁴⁶.

- *Efecto Voss*: Relaciona la posición del centro de la cabeza femoral con la línea tangente al borde superior de ambos trocánteres. Se considera neutro si el centro de la cabeza está sobre esta línea, positivo si está por debajo y negativo si lo está

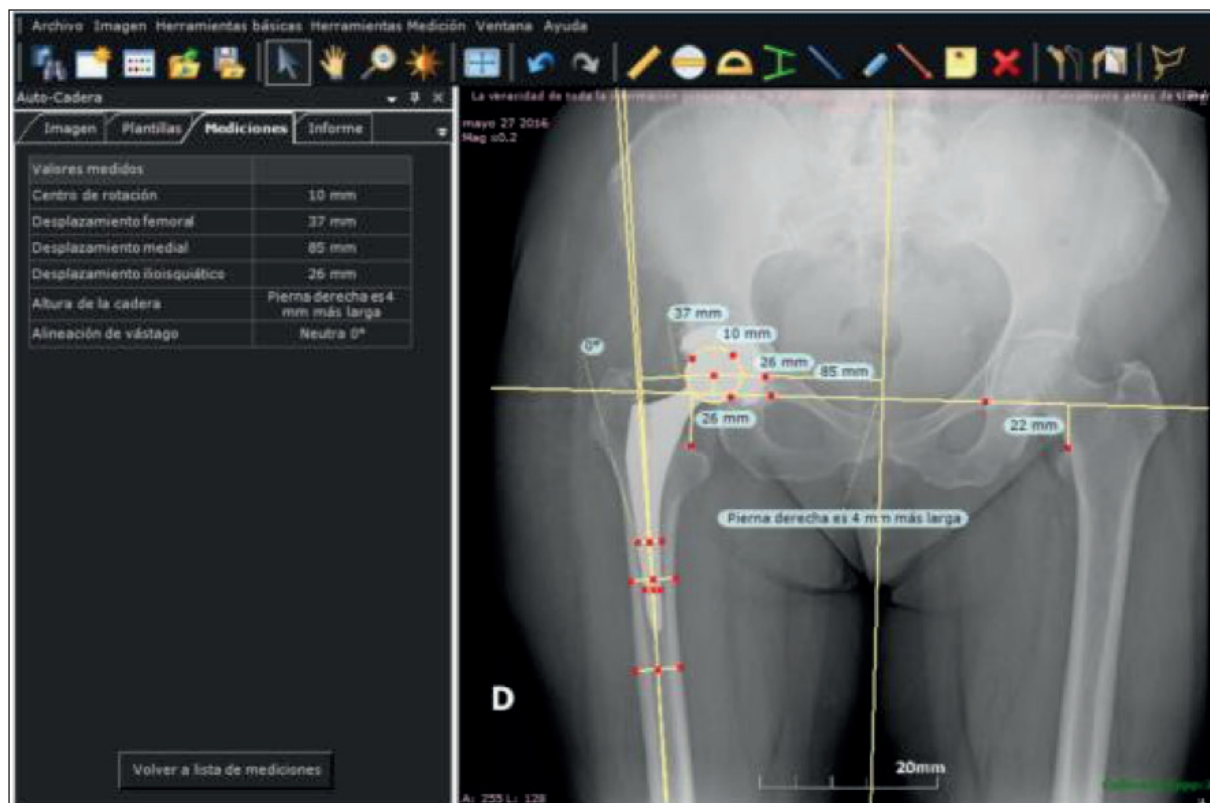


Fig.15. Mediciones radiográficas postoperatorias. Offset femoral (37mm), medialización (26mm), discrepancia longitud piernas postoperatoria (4mm) y alineación del vástago (neutro 0°).

por arriba. Un efecto *Voss* positivo está en relación con un acortamiento e insuficiente tensión de los músculos abductores pelvitrocantéreos.

TÉCNICA DE PLANIFICACIÓN EN ATC

El éxito de una ATC depende fundamentalmente del adecuado posicionamiento de los componentes para lograr optimizar los resultados de la cirugía y por ello la necesidad de realizar una planificación preoperatoria.

Se establecieron los siguientes pasos según la planificación descrita por Della Valle y cols.² modificada a la técnica digital mediante software específico.

Almacenaje, captura y establecimiento del grado de magnificación de la radiografía AP de pelvis. Las imágenes de radiografías AP preoperatorias se guardan en formato estándar DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), en un sistema de almacenaje denominado PACS (*Picture Archiving and Communication*

System). La radiografía preoperatoria del paciente es capturada de servidor PACS e incorporada al software de planificación para a continuación determinar el grado de magnificación o calibración de la misma mediante el sistema preferido (calibración mediante marcador simple o utilizando la magnificación fija (**fig.16**).

Realización de mediciones en la cadera sana. Incluyendo el centro de rotación de la cadera, el *offset* femoral, eje anatómico femoral y eje de simetría en el centro de la pelvis, con el fin de extrapolar a la cadera enferma el centro de rotación deseado (**fig.17**). Para la planificación preoperatoria, en caso de que la cadera enferma no presente una artrosis avanzada, se recomienda usar la cadera enferma directamente.

Colocación y orientación del componente acetabular (inclinación de 40- 45°), mediante la medialización del componente de forma que apoye sobre la lágrima sin sobrepasar su borde inferior (2-3mm) (**fig.18**). Diversos estudios sugieren que medializar unos milímetros el centro de rotación de la cadera optimiza la biomecánica de la

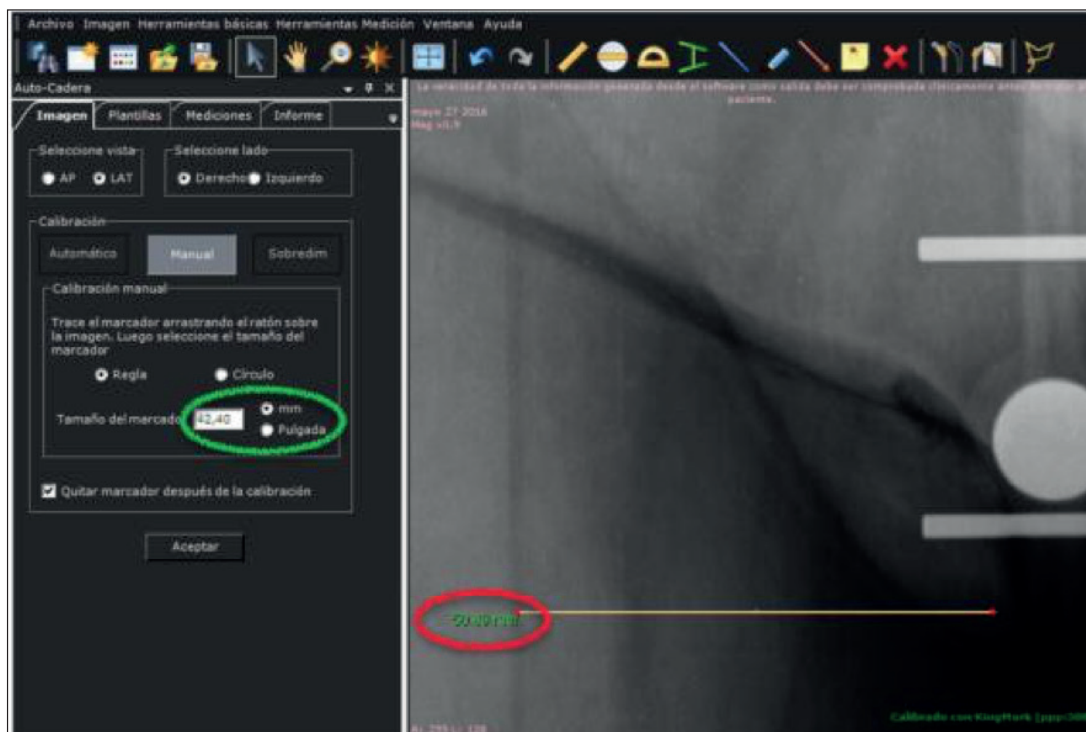


Fig. 16. Calibración mediante magnificación fija de la radiografía. En el ejemplo, aplicándole una magnificación del 20%, para una medición según el PACS de 50,89mm (marca roja), la medición calibrada en el centro de la cadera será de 42,40mm (marca verde).

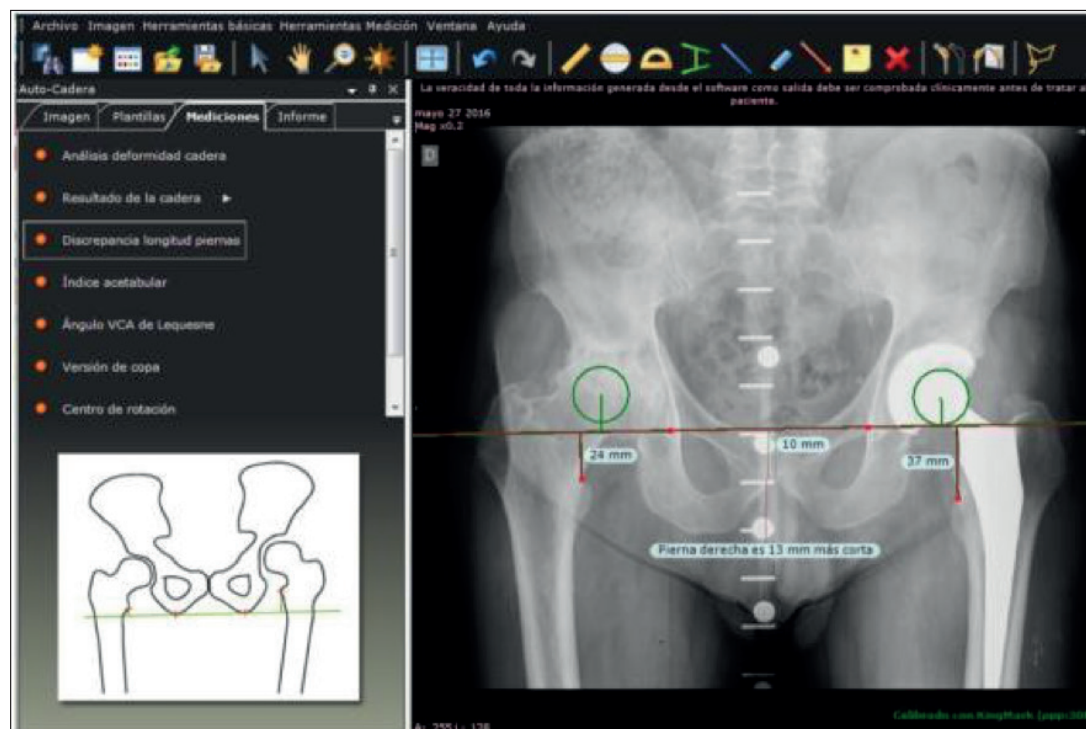


Fig.17. Realización de mediciones preoperatorias. En la figura se ha establecido la línea horizontal de referencia, la discrepancia de longitud (13mm de acortamiento de la extremidad inferior derecha), el centro de rotación de la cadera izquierda y se ha trasladado a la cadera derecha.

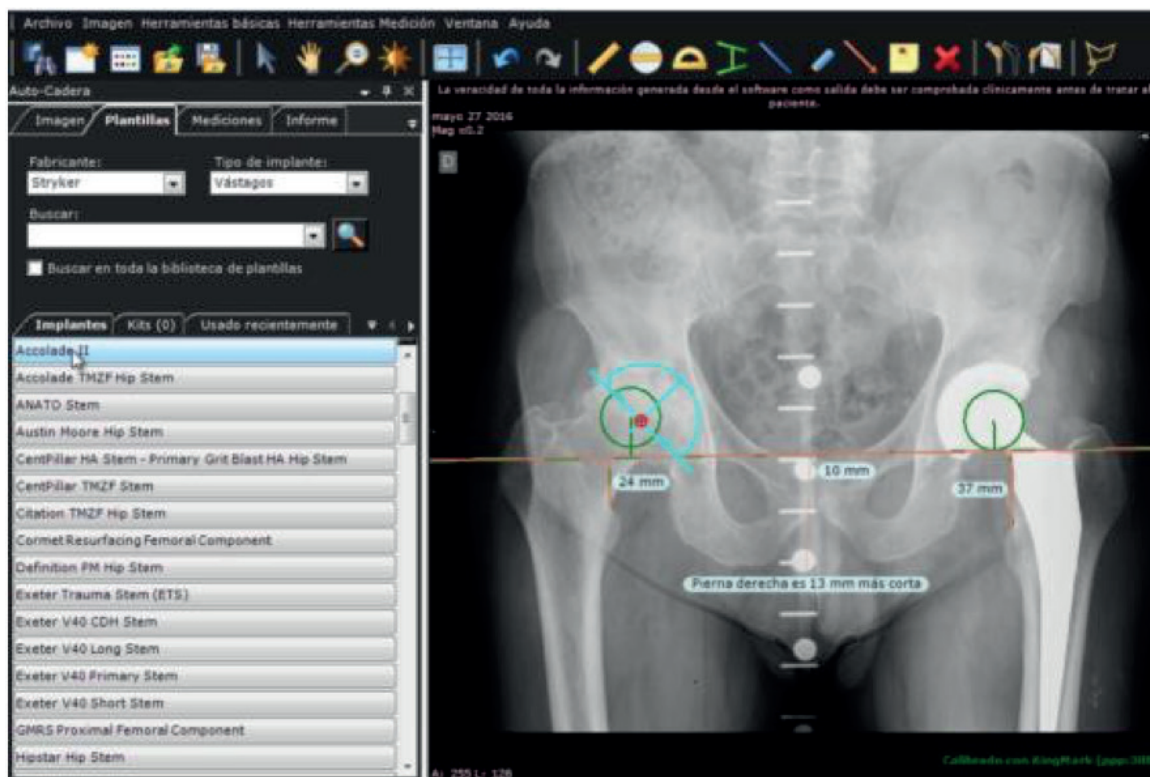


Fig. 18. Colocación de la plantilla digital del componente acetabular medializando el centro de rotación.

articulación disminuyendo la fuerza de reacción articular y aumentando la supervivencia del implante⁴⁷⁻⁴⁹. Determinación de la talla asegurando una cobertura lateral adecuada y una mínima eliminación del hueso subcondral. El nuevo centro de rotación puede ser comparado con el contra lateral para asegurar que se encuentra a la misma distancia de la línea de referencia horizontal⁵⁰.

Determinación de la diferencia de longitud de la extremidad midiendo la distancia desde el punto más proximal del trocánter menor a la línea horizontal de referencia. Selección del vástago del tamaño deseado y su correcta alineación con el eje anatómico diafisario. Si el centro de rotación del componente femoral se encuentra por encima del centro de rotación del componente acetabular, la extremidad se alargará, mientras que, si se coloca inferior, la extremidad se acortará (**fig.19**). Una línea horizontal perpendicular al eje anatómico femoral a la altura de la punta del trocánter mayor puede facilitar la colocación del centro de rotación

femoral. En pacientes con coxa valga, el centro de rotación se coloca por encima del trocánter mayor y en paciente con coxa vara o brevis, por debajo³⁸.

Modificación de la talla del componente femoral y del cuello de la cabeza femoral para aumentar o disminuir la longitud de la extremidad y el *offset* femoral. Si el centro de rotación de la cabeza femoral se encuentra unos milímetros medial al del componente acetabular, el *offset* femoral aumentará esa distancia. Si el centro de rotación de la cabeza femoral se encuentra unos milímetros lateral a del componente acetabular, el *offset* femoral disminuirá esa distancia(**fig.20**).

Incorporación de los datos de la planificación preoperatoria y análisis radiográfico.

- Talla acetabular.
- Talla femoral incluyendo *offset* elegido.
- Longitud del cuello de la cabeza femoral.
- Mediciones preoperatorias (*offset*, discrepancia de longitud extremidades).

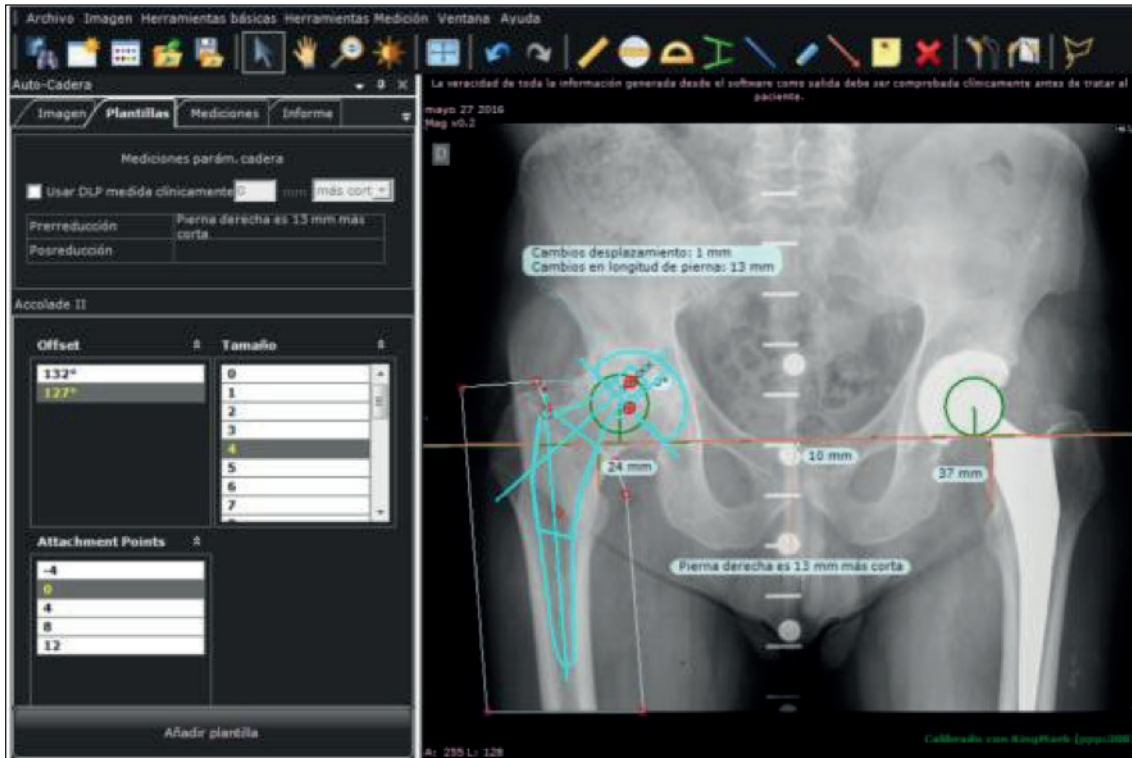


Fig. 19. Colocación de la plantilla digital del componente femoral realizando el alargamiento de la extremidad y el aumento del offset femoral.

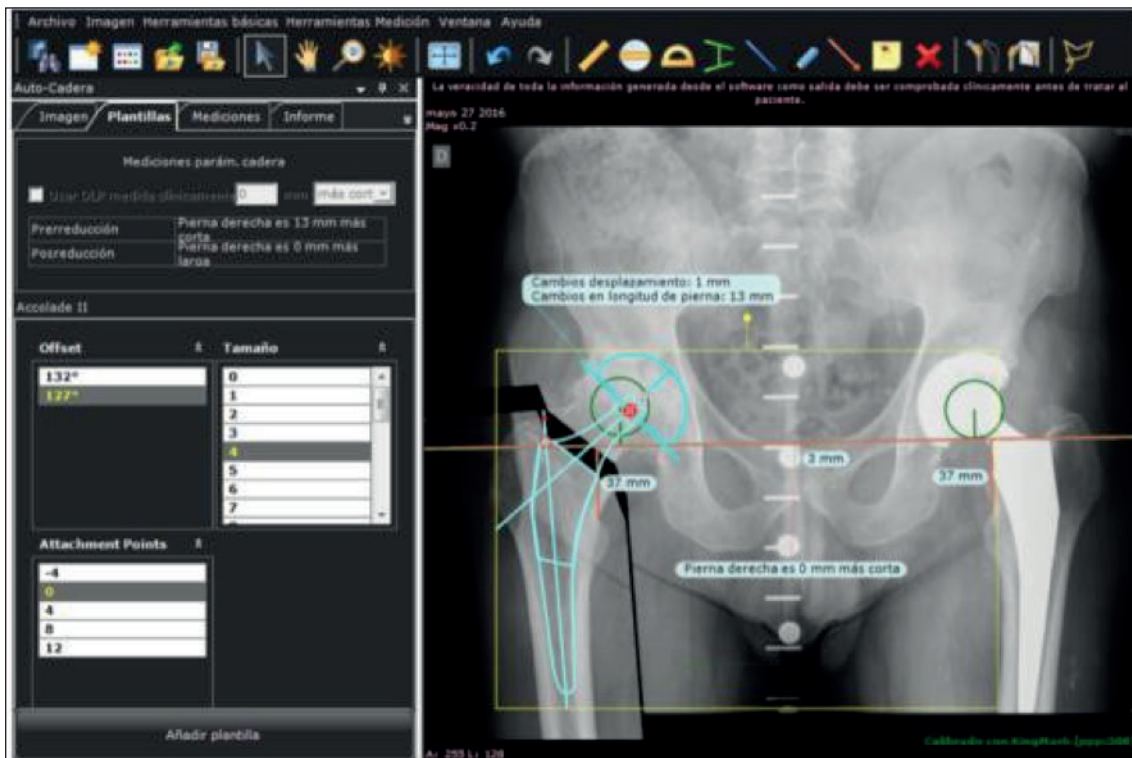


Fig. 20. Ensamblaje digital de los componentes para la comprobación de la restauración biomecánica de la cadera.

EL FUTURO DE LA PLANIFICACIÓN DIGITAL EN COT

La utilización de modelos anatómicos impresos por las impresoras 3D comerciales ha tenido un auge reciente⁵¹. Hoy en día cualquier cirujano con acceso a una impresora 3D doméstica puede, tras una breve formación y una vez obtenido el archivo DICOM de la tomografía computerizada (TC) o resonancia magnética (RM) de la zona anatómica de interés, realizar una impresión a tamaño real obteniendo un modelo exacto al del paciente^{52,53}.

Este modelo puede ser utilizado para realizar una planificación preoperatoria adicional a la planificación tradicional con radiografías simples (**fig.20**). Además, gracias a los termoplásticos habitualmente utilizados para la impresión, ácido poliláctico (PLA) o acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), el modelo puede esterilizarse como ayuda intraoperatoria⁵⁴.

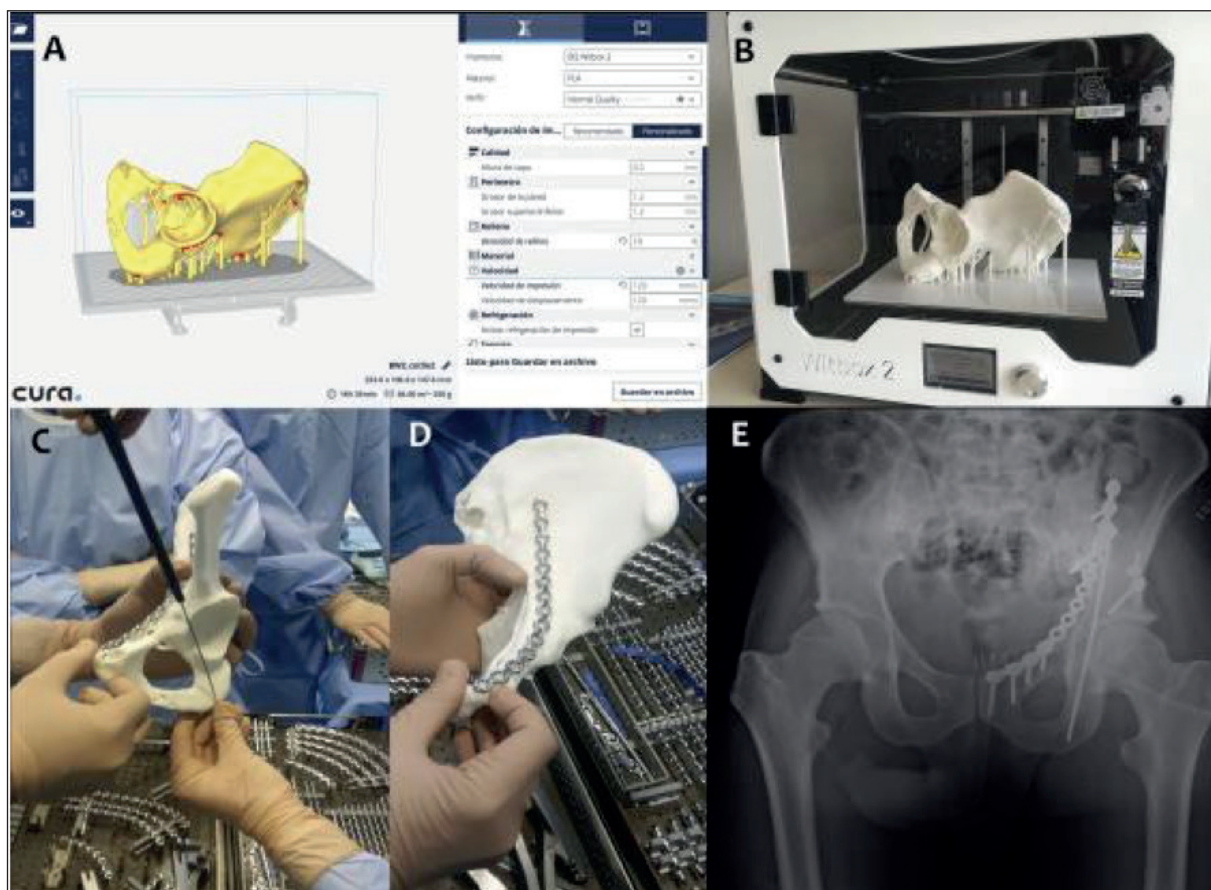


Fig. 21. Impresión 3D en COT

A: Procesado del modelo anatómico B: Impresión mediante impresora 3D
C y D: Planificación intraoperatoria. Medición de tornillos y premoldeado de placa.
E: Resultado radiográfico postoperatorio.

En la bibliografía reciente encontramos diversos trabajos que demuestran como la impresión 3D puede ser de especial ayuda a la cirugía. La planificación preoperatoria de una cirugía de ATC compleja utilizando modelos 3D es posible. Gracias a la impresión 3D podemos obtener un modelo acetabular con el que realizar la planificación preoperatoria utilizando la instrumentación acetabular, previendo zonas de defecto óseo y seleccionando el tamaño del implante más adecuado⁵⁵. Para la obtención de la malla tridimensional que reproduce al objeto anatómico es necesario recurrir a la obtención de estudios TC, lo que supone someter a los pacientes a una dosis de radiación mayor, por ello esta tecnología se suele reservar únicamente a los casos más complejos.

En esta línea encontramos publicaciones que describen los pasos para la realización de impresiones 3D de imágenes especulares de acetábulo sanos en pacientes con fractura unilaterales de acetábulo. El modelo obtenido permite moldear las placas de osteosíntesis y, tras su esterilización, realizar la cirugía con las placas ya adaptadas a la anatomía del paciente, lo que permite ahorrar tiempo quirúrgico⁵⁶. Otros autores han desarrollado la planificación preoperatoria 3D de fracturas de clavícula⁵⁴, supracondíleas de codo⁵⁷, e incluso calcáneo⁵⁸.

La planificación 3D en COT proporciona numerosas ventajas docentes y asistenciales. La mejora de la calidad de la intervención gracias a la posibilidad que tiene el cirujano de practicar la intervención sobre modelos anatómicos reales del paciente, el desarrollo de guías o plantillas de osteotomías a medida, el moldeado preoperatorio de placas de osteosíntesis evitando demoras quirúrgicas e incluso la adaptación o creación de instrumental quirúrgico abre un campo de innovación e investigación con numerosas posibilidades para los cirujanos ortopédicos y traumatólogos de hoy en día.

CONCLUSIÓN

La planificación preoperatoria es una acción rutinaria dentro del proceso de la ATC que permite identificar aquellos factores biomecánicos, anatómicos y de la técnica quirúrgica modificables por parte del cirujano para incrementar la funcionalidad,

supervivencia de la artroplastia, y disminuir la posibilidad de complicaciones perioperatorias como fracturas periprotésicas intraoperatorias, discrepancia residual es en los miembros inferiores o inestabilidad protésica^{23,59}.

En el momento actual de desarrollo de los sistemas digitales en el sector sanitario es necesario incorporar a los sistemas de radiología digital de los centros hospitalarios, aplicaciones o utilidades que permitan realizar una planificación digital preoperatoria, especialmente para las intervenciones de reemplazo articular.

Pese a la adopción general de la radiografía digital en los hospitales de nuestro medio, la planificación digital no se ha desarrollado lo suficiente. Por tanto, pensamos que el paso a la radiografía digital ha supuesto, de momento, un retroceso formativo en la planificación preoperatoria de determinadas cirugías. Creemos firmemente que la razón económica no debe ser el único freno para que la planificación preoperatoria digital no se desarrolle en nuestro entorno.

Conflicto de intereses

Los autores no declaran ningún conflicto de interés con relación al tema tratado en el texto de este manuscrito.

REFERENCIAS

1. Allepuz AS-S, V; Espallargues, M; Sarria A. Hip and knee replacement in the Spanish National Health System. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 2009; 53:290-299.
2. Della Valle AG, Padgett DE, Salvati EA. Preoperative planning for primary total hip arthroplasty. *JAmAcadOrthopSurg*. 2005; 13:455-462.
3. Schmalzried TP. Preoperative templating and biomechanics in total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2005; 28:s849-s851.
4. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ, Glassman AH, Morris MJ. Achieving stability and lower limb length in total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2011; 60:229-246.
5. Sculco PK, Cottino U, Abdel MP, Sierra RJ. Avoiding Hip Instability and Limb Length Discrepancy After Total Hip Arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2016; 47:327-334.
6. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty*. 2002; 17:17-22.

7. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009; 95:210-219.
8. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995; 77:865-869.
9. Clement ND, R SP-P, MacDonald D, Breusch SJ. Total hip replacement: increasing femoral offset improves functional outcome. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016; 136:1317- 1323.
10. Mahoney CR, Pellicci PM. Complications in primary total hip arthroplasty: avoidance and management of dislocations. *Instr Course Lect.* 2003; 52:247-255.
11. Gonzalez DV, Comba F, Taveras N, Salvati EA. The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty. *IntOrthop.* 2008; 32:289-294.
12. Tripuraneni KR, Archibeck MJ, Junick DW, Carothers JT, White RE. Common errors in the execution of preoperative templating for primary total hip arthroplasty. *JArthroplasty.* 2010; 25:1235-1239.
13. Whiddon DR, Bono JV, Lang JE, Smith EL, Salyapongse AK. Accuracy of digital templating in total hip arthroplasty. *AmJOrthop (BelleMead NJ).* 2011; 40:395-398.
14. Jassim SS, Ingham C, Keeling M, Wimhurst JA. Digital templating facilitates accurate leg length correction in total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 2012; 78:344-349.
15. King RJ, Craig PR, Boreham BG, Majeed MA, Moran CG. The magnification of digital radiographs in the trauma patient: implications for templating. *Injury.* 2009; 40:173-176.
16. Bayne CO, Krosin M, Barber TC. Evaluation of the accuracy and use of x-ray markers in digital templating for total hip arthroplasty. *JArthroplasty.* 2009; 24:407-413.
17. Fitzgerald RH, Jr., Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty. Intraoperative femoral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1988:61-66.
18. Davidson D, Pike J, Garbuz D, Duncan CP, Masri BA. Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. *J Bone Joint Surg Am.* 2008; 90:2000-2012.
19. The B, Diercks RL, van Ooijen PM, van Horn JR. Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties. A prospective study of 173 hips and 65 total knees. *Acta Orthop.* 2005; 76:78-84.
20. Kosashvili Y, Shasha N, Olschewski E, Safir O, White L, Gross A, et al. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty. *CanJSurg.* 2009; 52:6-11.
21. Berstock JR, Webb JC, Spencer RF. A comparison of digital and manual templating using PACS images. *AnnRCollSurgEngl.* 2010; 92:73-74.
22. Fridell K, Aspelin P, Fellander-Tsai L, Lundberg N. The effect of PACS on the practice of orthopaedic surgeons. *J Telemed Telecare.* 2011; 17:137-141.
23. White SP, Shardlow DL. Effect of introduction of digital radiographic techniques on pre-operative templating in orthopaedic practice. *Ann R Coll Surg Engl.* 2005; 87:53-54.
24. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. *JBone Joint SurgBr.* 2010; 92:136-141.
25. Wimsey S, Pickard R, Shaw G. Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. A prospective trial of two methods. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; 88:1508-1512.
26. Heep H, Xu J, Lochteken C, Wedemeyer C. A simple and convenient method guide to determine the magnification of digital X-rays for preoperative planning in total hip arthroplasty. *Orthop Rev (Pavia).* 2012; 4:e12.
27. Sinclair VF, Wilson J, Jain NP, Knowles D. Assessment of accuracy of marker ball placement in pre-operative templating for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2014; 29:1658-1660.
28. Heinert G, Hendricks J, Loeffler MD. Digital templating in hip replacement with and without radiological markers. *JBone Joint SurgBr.* 2009; 91:459-462.
29. King RJ, Makrides P, Gill JA, Karthikeyan S, Krikler SJ, Griffin DR. A novel method of accurately calculating the radiological magnification of the hip. *JBone Joint SurgBr.* 2009; 91:1217-1222.
30. Baxter JA, Barlow T, Karthikeyan S, Mayo DJ, King RJ. The accuracy of automatic calibration of digital pelvic radiographs using two different scale markers: a comparative study. *HipInt.* 2012; 22:82-89.
31. Archibeck MJ, Cummins T, Tripuraneni KR, Carothers JT, Murray-Krezan C, Hattab M, et al. Inaccuracies in the Use of Magnification Markers in Digital Hip Radiographs. *Clin Orthop Relat Res.* 2016.
32. Varghese B, Muthukumar N, Balasubramaniam M, Scally A. Reliability of measurements with digital radiographs--a myth. *Acta OrthopBelg.* 2011; 77:622-625.
33. Khan F, Ahmad T, Condon F, Lenahan B. Review of quality of x-rays for templating for total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 2015; 81:72-76.
34. Clohisy JC, Carlisle JC, Beaule PE, Kim YJ, Trousdale RT, Sierra RJ, et al. A systematic approach to the plain radiographic evaluation of the young adult hip. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90 Suppl 4:47-66.
35. Weber M, Woerner ML, Springorum HR, Hapfelmeier A, Grifka J, Renkawitz TF. Plain radiographs fail to reflect femoral offset in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2014; 29:1661-1665.

36. Meermans G, Malik A, Witt J, Haddad F. Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469:1677- 1682.
37. Moskal JT, Capps SG. Improving the accuracy of acetabular component orientation: avoiding malposition. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18:286-296.
38. Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res.* 2004; 22:815-821.
39. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467:119-127.
40. Kalteis T, Handel M, Herold T, Perlick L, Paetzel C, Grifka J. Position of the acetabular cup -- accuracy of radiographic calculation compared to CT-based measurement. *Eur J Radiol.* 2006; 58:294-300.
41. Marx A, von Knoch M, Pfortner J, Wiese M, Saxler G. Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006; 126:487-492.
42. Boudriot U, Hilgert J, Hinrichs F. Determination of the rotational center of the hip. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006; 126:417-420.
43. Heaver C, St Mart JP, Nightingale P, Sinha A, Davis ET. Measuring limb length discrepancy using pelvic radiographs: the most reproducible method. *Hip Int.* 2013;0.
44. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *Instr Course Lect.* 2005; 54:131-141.
45. de Beer J, McKenzie S, Hubmann M, Petrucci D, Winemaker M. Influence of cementless femoral stems inserted in varus on functional outcome in primary total hip arthroplasty. *Can J Surg.* 2006; 49:407-411.
46. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93:500-509.
47. Rosler J, Perka C. The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int Orthop.* 2000; 24:23-27.
48. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005; 20:414-420.
49. Terrier A, Levrero Florencio F, Rudiger HA. Benefit of cup medialization in total hip arthroplasty is associated with femoral anatomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2014; 472:3159- 3165.
50. Young EY, Gebhart J, Cooperman D, Ahn NU. Are the left and right proximal femurs symmetric? *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471:1593-1601.
51. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online.* 2016; 15:115.
52. Maini L, Sharma A, Jha S, Sharma A, Tiwari A. Three-dimensional printing and patient-specific pre-contoured plate: future of acetabulum fracture fixation? *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2016.
53. Mulford JS, Babazadeh S, Mackay N. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications. *ANZ J Surg.* 2016; 86:648-653.
54. Kim HN, Liu XN, Noh KC. Use of a real-size 3D-printed model as a preoperative and intraoperative tool for minimally invasive plating of comminuted midshaft clavicle fractures. *J Orthop Surg Res.* 2015; 10:91.
55. Zerr J, Chatzinoff Y, Chopra R, Estrera K, Chhabra A. Three-dimensional printing for preoperative planning of total hip arthroplasty revision: case report. *Skeletal Radiol.* 2016; 45:1431-1435.
56. Chana-Rodríguez F, Mananes RP, Rojo-Manaute J, Gil P, Martínez-Gomiz JM, Vaquero-Martin J. 3D surgical printing and pre contoured plates for acetabular fractures. *Injury.* 2016;47:2507-2511.
57. Shuang F, Hu W, Shao Y, Li H, Zou H. Treatment of Intercondylar Humeral Fractures With 3D-Printed Osteosynthesis Plates. *Medicine (Baltimore).* 2016;95:e2461.
58. Chung KJ, Hong DY, Kim YT, Yang I, Park YW, Kim HN. Preshaping plates for minimally invasive fixation of calcaneal fractures using a real-size 3D-printed model as a preoperative and intraoperative tool. *Foot Ankle Int.* 2014;35:1231-1236.
59. Marcucci M, Indelli PF, Latella L, Poli P, King D. A multimodal approach in total hip arthroplasty preoperative templating. *Skeletal Ra*