

Cirugía asistida por computadora en la artroplastia de cadera

MARTÍN A. BUTTARO

Instituto de Biomecánica "Maurice Mueller". Universidad de Berna, Suiza

Introducción a la cirugía asistida por computadora

Desde la década de los noventa, los sistemas de navegación quirúrgica y los robots mecánicos son utilizados en forma clínica rutinaria. En la actualidad, una gran variedad de intervenciones quirúrgicas en ortopedia pueden ser asistidas por computadoras.⁴⁷

La cirugía asistida por computadora (CAS) combina imágenes múltiples almacenadas con la ejecución de un plan quirúrgico utilizando navegación en tiempo real. Mientras el cirujano utiliza un instrumento en el campo quirúrgico, el sistema permite visualizar su localización en una pantalla en la cual están representadas las imágenes médicas en dos o tres dimensiones obtenidas antes de la cirugía (tomografía computarizada, resonancia magnética) o durante la cirugía (fluoroscopia, ecografía). Para realizar tal ejercicio, sin CAS el cirujano utiliza el registro mental; esto es, la observación de imágenes fuera del campo quirúrgico en un negatoscopio, la detección mental de estructuras anatómicas en base a la memoria geométrica y la adaptación de la posición del instrumento quirúrgico basándose en estos parámetros.²

En la navegación quirúrgica, el vínculo entre el instrumento virtual y el real está proporcionado por un sistema constituido por una computadora y una cámara optoelectrónica, la cual recibe señales desde puntos de referencia ubicados en el instrumental quirúrgico o en el paciente.

Particularmente en la artroplastia de cadera, esta navegación puede basarse en imágenes tomográficas o fluoroscópicas. La CAS basada en tomografía computarizada (TC) preoperatoria, también llamada de primera generación, acopla planeamiento prequirúrgico tridimensional con navegación intraoperatoria. Esta modalidad ha sido utilizada en más de 3000 casos en 40 centros de Europa, disminuyendo el porcentaje de variabilidad en la colocación de una copa acetabular de 70 a 15% en comparación con la técnica convencional.³ Si bien la técnica quirúrgica no difiere de la clásica, requiere una TC adicional, lo cual incide en costos y radiación para el paciente en una patología en la cual las radiografías simples suelen ser suficientes para llevar a cabo el planeamiento preoperatorio. Otras de las desventajas que se le adjudican a este método son la necesidad de un planeamiento prequirúrgico detallado, el cual en manos expertas tarda aproximadamente 30 minutos; una larga curva de aprendizaje; la imposibilidad de navegar más de una imagen a la vez y la carencia de utilidad en casos de que exista material metálico. Por otra parte, la ejecución intraoperatoria difiere del plan preoperatorio en los pacientes obesos o con otras alteraciones de la anatomía, haciendo que se produzcan cambios intraoperatorios de acuerdo con dificultades técnicas no anticipadas en el plan prequirúrgico.³⁹

Como alternativa complementaria o de reemplazo a los sistemas que se basan en la TC, en 1999 ha surgido la tecnología de segunda generación, la cual utiliza fluoroscopia y el concepto de "anatomía definida por el cirujano" para identificar importantes reparos anatómicos (navegación híbrida sin TC). Al adquirir imágenes fluoroscópicas previas al procedimiento quirúrgico, éstas se almacenan en la computadora y son utilizadas durante la colocación de los componentes permitiendo visualizar los instrumentos quirúrgicos en forma pseudotridimensional en tiempo real con radiación mínima.^{29,30,36}

El objetivo de este trabajo es presentar las razones que fundamentan la utilización de CAS en la cirugía de cadera y describir el primer sistema de navegación quirúrgica fluoroscópica para la artroplastia total de cadera.

Recibido el 21-10-2002.

Correspondencia:

Dr. MARTÍN A. BUTTARO
Centro de Cadera "Sir John Charnley"
Instituto de Ortopedia y Traumatología "Carlos E. Ottolenghi"
Hospital Italiano de Buenos Aires.
Potosí 4215 - (C1199ACK) Buenos Aires.
Tel./Fax: 4959-0200 ExL 8314
E-mail: martin.buttaro@hospitalitaliano.org.ar

Razones fundamentales para la utilización de CAS en la artroplastia de cadera

La orientación correcta de los componentes continúa siendo un desafío quirúrgico en la artroplastia de cadera, en especial para los cirujanos con menor experiencia. Si bien este procedimiento es muy exitoso, un bajo porcentaje de fallas hace que el número final de complicaciones sea importante.

En los Estados Unidos se llevan a cabo más de 250.000 artroplastias totales de cadera al año.¹⁰ Una incidencia de luxaciones del 1 al 5% corresponde a unos 2500 a 12.500 casos nuevos anuales. La falta de estabilidad requiere muchas veces la revisión de los componentes, lo cual agrega morbilidad a los pacientes y aumenta los costos de manera significativa.

Aunque los avances en el diseño de implantes y en los métodos de fijación son constantes, se ha destinado poco esfuerzo para proporcionar a los cirujanos instrumentos o estrategias para la orientación de los componentes.

La luxación de una prótesis es la complicación aguda más frecuente en este tipo de artroplastia. La lógica indica que la orientación de los componentes es un factor importante, sin embargo, varias series clínicas han concluido que este factor no se asocia con el riesgo de luxación.^{5,28,42,48,50,51} Otros autores han demostrado una relación más directa entre la orientación acetabular y la luxación.^{1,12,15,17,37,46,59} No obstante, todos estos estudios han utilizado medición radiográfica posoperatoria de la orientación acetabular, a diferencia de la verdadera orientación anatómica.^{1,5,41,45,48-51} La medición radiográfica de la orientación acetabular depende de la posición del paciente en la mesa de rayos y del ángulo del rayo con respecto a la pelvis. Estas variaciones pueden producir cambios potencialmente significativos en la orientación de los componentes.^{19,20,22,26,28,41,56,61}

Es importante destacar las diferencias entre anteversión anatómica (plano transversal), quirúrgica (plano sagital) y radiológica (plano coronal).⁴⁵ La inexactitud para medir la verdadera orientación acetabular anatómica y las diferentes definiciones de este parámetro podrían explicar la falta de relación entre luxación y orientación acetabular encontrada en algunas series clínicas.³³

La orientación angular de la copa acetabular con respecto al ángulo de anteversión e inclinación es el factor geométrico clave.³⁹ La definición y la valoración intraoperatoria de estos valores son un claro problema tridimensional que involucra la ausencia de un modelo pelviano de referencia.^{41,45,53} Este modelo es difícil de obtener utilizando radiografías simples durante la programación preoperatoria y la cirugía convencional carece hasta ahora de un nexo entre el planeamiento preoperatorio y la ejecución intraoperatoria.³⁹

Un factor importante que altera la posición final de la copa es el movimiento de la pelvis en la mesa de operaciones.^{43,59} Esto explicaría la incapacidad de los orienta-

dores acetabulares, instrumentos alineados con relación al espacio fijo y no al sistema de coordenadas pelviano específico para cada paciente, para actuar como guía en la colocación de la copa.⁹ Estos instrumentos permiten obtener una inclinación relativa al plano horizontal y una anteversión relativa al eje longitudinal del paciente, sin considerar las variaciones anatómicas ni la posición actual de la pelvis, observándose una gran variabilidad entre lo deseado y el resultado final.^{10,11,25}

Al utilizar el abordaje posterior en decúbito lateral, la flexión de la pelvis aumenta hasta 35°, existiendo hasta 30° de diferencia con respecto a la posición de pie. Una radiografía de pelvis de frente en decúbito dorsal que muestra una inclinación de 45° correspondería a una inclinación real de 60° en bipedestación.⁴³

Otro factor capaz de alterar la posición de la pelvis en la mesa de operaciones es la contractura de los tejidos blandos. Una contractura en aducción eleva la pelvis hacia el lado aducido; una contractura en flexión produce un acortamiento funcional de la extremidad y causa un incremento en la inclinación acetabular.³²

Durante la marcha, la orientación de la pelvis también varía. La anteversión disminuye durante la fase de despegue de la marcha y aumenta durante la fase de contacto. Esto significa que un componente neutro se tornará retroverso durante la fase de despegue.⁵⁵

Si bien se describieron múltiples zonas de seguridad,^{24,38,41,55} las diferencias anatómicas entre los pacientes y la actividad hacen que sea imposible obtener reglas generales para la orientación de los implantes.^{27,33}

La programación preoperatoria es de fundamental importancia en la artroplastia de cadera. Sin embargo, sólo permite calcular el tamaño aproximado de la copa y del tallo que se van a utilizar. Los resultados obtenidos con esta técnica han demostrado sólo un 62% de concordancia entre el tamaño de la copa programado y el colocado, y entre 42 y 78% entre el tallo programado y el colocado.³⁵ La orientación acetabular debe hacerse en forma intraoperatoria sobre la base de puntos óseos de referencia y orientadores, los cuales han demostrado ser instrumentos inadecuados e insensibles para la orientación acetabular.^{11,25}

En definitiva, existe evidencia de que la orientación acetabular, en particular la anteversión, no puede calcularse de manera exacta durante la cirugía, lo cual incide en forma significativa en las variaciones angulares del implante.^{5,7,18,25,51}

Otras complicaciones frecuentes incluyen el aflojamiento, el desgaste excesivo y la discrepancia en la longitud del miembro inferior, parámetros que han sido vinculados a la posición de los componentes.^{33,34,54,62}

La corrección en la longitud del miembro es uno de los objetivos principales en una artroplastia de cadera. La elongación excesiva del miembro inferior operado ha sido relacionada con marcha anormal, lumbalgia y hasta trastornos neurológicos y puede ser causa de demandas

judiciales.^{16,21,58} Se describieron numerosos métodos para ajustar la longitud del miembro, en forma preoperatoria,^{4,35} intraoperatoria^{31,44,52,60} o ambas.¹⁴ Sin embargo, los resultados en la bibliografía oscilan entre menos de 5 mm de discrepancia en el 92% de los casos³⁵ y un promedio de 16 mm de discrepancia.⁵⁸

Descripción del método

El sistema acetabular utiliza el plano anterior pelviano (PAP) definido por Cunningham⁶ en 1922 por cuatro puntos de referencia que darán la información de la orientación de la pelvis específica para cada paciente. Estos cuatro puntos son: ambas espinas ilíacas anterosuperiores y ambos tubérculos pubianos (Fig. 1) y han sido usados por diferentes autores.^{13,33,57} Este plano es el que se utiliza actualmente en navegación quirúrgica de primera generación basado en TC.

El sistema de navegación está compuesto por una cámara optoelectrónica móvil (Optotrak 3020, Northern Digital Inc.[®], Waterloo, Ontario, Canadá) capaz de detectar en forma digital la posición de diodos ubicados en placas ópticas que emiten rayos infrarrojos (DRB: base de referencia dinámica) (Fig. 2). Estas placas están distribuidas en cada uno de los instrumentos, en el paciente y en el intensificador de imágenes. Cada DRB tiene un sistema de coordinación local que le indica a la cámara optoelectrónica la posición exacta de cada objeto. Una vez calibrado, el sistema es capaz de compensar cualquier movimiento en la pelvis o en un instrumento, y permite medir en forma verdadera con respecto al plano anterior pelviano.

Una computadora Sun ULTRA 10 workstation (Sun Microsystems[®], Schwerzenbach, Suiza), conectada a la

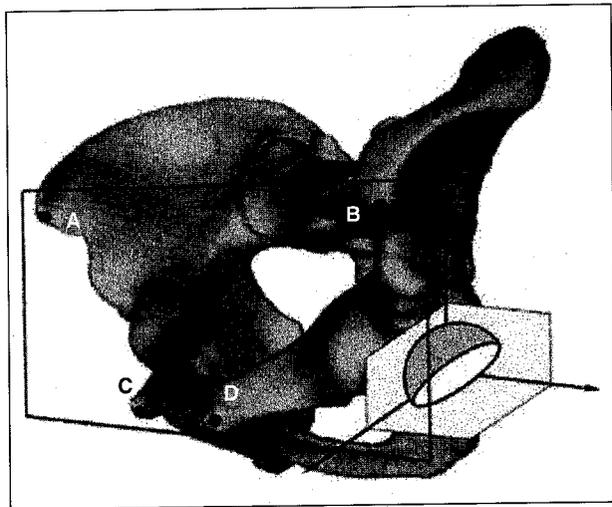


Figura 1. Plano anterior pelviano (PAP) definido por cuatro puntos de referencia (A y B: espinas ilíacas anterosuperiores; C y D: tubérculos pubianos) que son los que darán la información de la orientación de la pelvis específica para cada paciente.

salida de video del arco en C, proporciona el procesamiento de imágenes y la visualización.

Este sistema también actúa mediante el uso de "anatomía definida por el cirujano", un concepto introducido por Dessenne⁸ en 1995 para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior asistida por computadora. Permite navegar de acuerdo con puntos anatómicos de referencia definidos por el cirujano utilizando instrumental o maniobras en las extremidades; por ejemplo, pivoteo de la cadera, rodilla o tobillo, sin requerir imágenes preoperatorias. Este concepto se utiliza hoy sistemáticamente en la artroplastia de rodilla asistida por computadora. En nuestro sistema, un puntero señala reparos óseos en forma percutánea. Al existir puntos de referencia inalcanzables por medio de punteros, éstos son digitalizados con imágenes fluoroscópicas, con una exactitud menor de 1 mm.³⁰

La interfaz entre la computadora y el cirujano está proporcionada por un teclado estéril similar al que se utiliza para la osteotomía periacetabular (Virtual Keyboard, Medivision[®], Oberdorf, Suiza).

El procedimiento quirúrgico no requiere pasos adicionales preoperatorios en comparación con la cirugía convencional. El paciente puede ser operado tanto en decúbito dorsal como lateral. Una vez resecada la cabeza femoral, se coloca una base de referencia dinámica (DRB) en la región supraacetabular con un tornillo de Schanz de 4 mm o dos clavijas de Kirschner de 3 mm, según la calidad ósea del paciente. Es de suma importancia que el DRB no se mueva durante el procedimiento quirúrgico, ya que podría dar una alteración del sistema de coordenadas. A continuación, se "captura" la posición de la espina ilíaca anterosuperior homolateral con el puntero, seguido de la espina contralateral.

En caso de utilizar el abordaje posterior en decúbito lateral, la espina ilíaca contralateral no puede ser digitalizada de esta manera, por lo que debe ser definida con el intensificador, lo cual requiere dos imágenes fluoroscópicas adicionales: una en dirección lateromedial y otra en dirección longitudinal al contorno del ala ilíaca.

Los puntos de referencia púbicos se definen mejor con el intensificador de imágenes. Se necesitan dos planos para identificar estos reparos anatómicos, una posición de entrada (*inlet*) y otra de salida (*outlet*) de la pelvis. Una vez reconstruidas en forma tridimensional todas las imágenes son almacenadas en la computadora con respecto al sistema de coordenadas.

Es posible utilizar cuatro imágenes diferentes simultáneas, es decir, se puede ver al mismo tiempo la entrada del orientador con la copa en el frente, ambas oblicuas y cualquier otra proyección que se desee, pero es más útil tener una imagen única amplificada centrada en la articulación coxofemoral en el caso de la copa.

Todas las acciones quirúrgicas sucesivas, como la preparación acetabular y la colocación del implante son las mismas que las utilizadas en la cirugía convencional. El sistema ofrece la posibilidad de exhibir en tiempo real

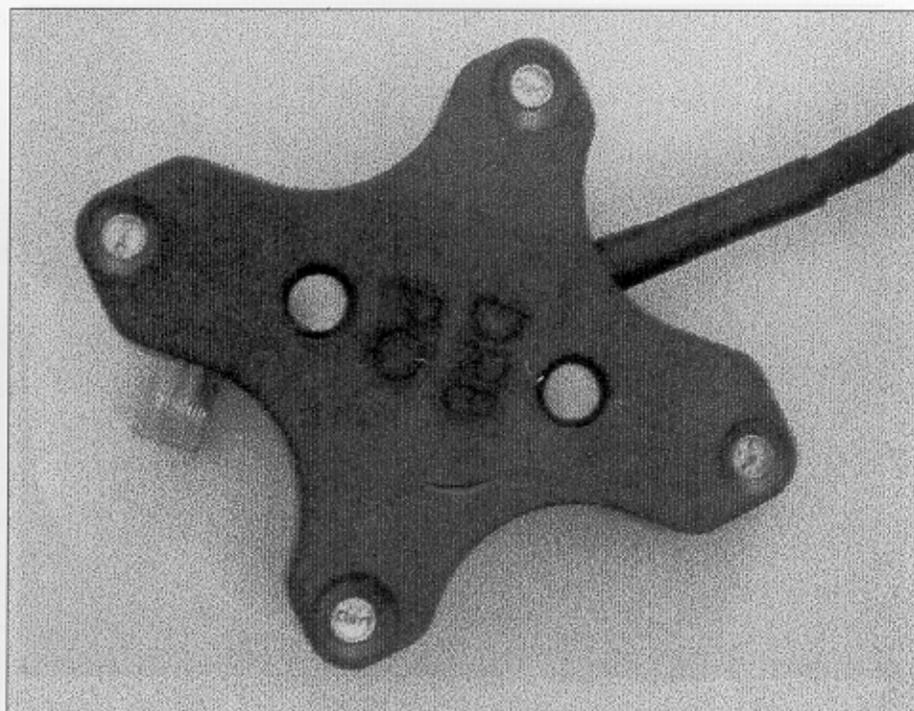


Figura 2. Base de referencia dinámica (DRB).

acerca del tamaño de fresa utilizado, los ángulos de inclinación y anteversión de la fresa y de la copa acetabular basados en el plano anterior pelviano, como también la profundidad del fresado (Fig. 3). Todos los parámetros intraoperatorios, en particular la posición final de la copa, pueden almacenarse en la computadora para una futura evaluación posoperatoria.

El diseño del sistema para el tallo femoral se encuentra en fase de investigación clínica. Se basa en el plano femoral definido como aquel tangencial a la superficie más posterior de los cóndilos femorales y el eje longitudinal proximal del fémur. El sistema permite obtener los siguientes parámetros clínicos: anteversión, varo-valgo, lateralización y longitud del miembro inferior. No se requieren procedimientos preoperatorios adicionales comparados con la técnica quirúrgica convencional. Una base de referencia dinámica (DRB) debe colocarse en la diáfisis femoral o en la región supracondílea, según el abordaje utilizado. La adquisición de imágenes se realiza mediante fluoroscopia y se requiere un frente y perfil de fémur proximal para definición del centro de rotación y del centro del canal medular; y un frente y perfil de fémur distal para digitalizar la región posterior de los cóndilos femorales que determinarán la anteversión del tallo por implantar. El sistema permite la navegación fluoroscópica en cuatro planos diferentes simultáneos restringida a tallos no cementados ya que el sistema permite navegar solamente la raspa⁶³ (Fig. 4).

Evaluación del sistema

El sistema de navegación fluoroscópica para la copa acetabular fue utilizado en 25 pacientes consecutivos desde enero a mayo de 2001 en el BG Trauma Center Ludwigshafen, Alemania.³⁹ El grupo en estudio comprendió 19 cirugías primarias y 6 revisiones. El abordaje utilizado en 23 pacientes fue el lateral en decúbito dorsal y en 2 pacientes, el abordaje posterior. Fueron evaluados los siguientes parámetros: tiempo de cirugía, pérdida de sangre e información referente al implante (inclinación y anteversión). Para determinar la exactitud del sistema todos los pacientes fueron evaluados con TC a los 7 a 10 días posoperatorios.

No se produjeron inconvenientes para la digitalización de los puntos de referencia pelvianos. En los pacientes operados en decúbito lateral, las espinas ilíacas anterosuperiores contralaterales fueron digitalizadas fluoroscópicamente en dos planos. No existieron inconvenientes con el instrumental ni con los DRB. El tiempo promedio de la cirugía primaria fue de 95 minutos, con un promedio de 624 ml de pérdida sanguínea. El tiempo promedio de la cirugía de revisión fue de 154 minutos, con un promedio de 1157 ml de sangre perdida. No existió una curva de aprendizaje significativa para la utilización del sistema. Los valores promedio para inclinación y anteversión acetabular fueron 44° y 21° respectivamente. La diferencia entre la orientación acetabular calculada y la orientación

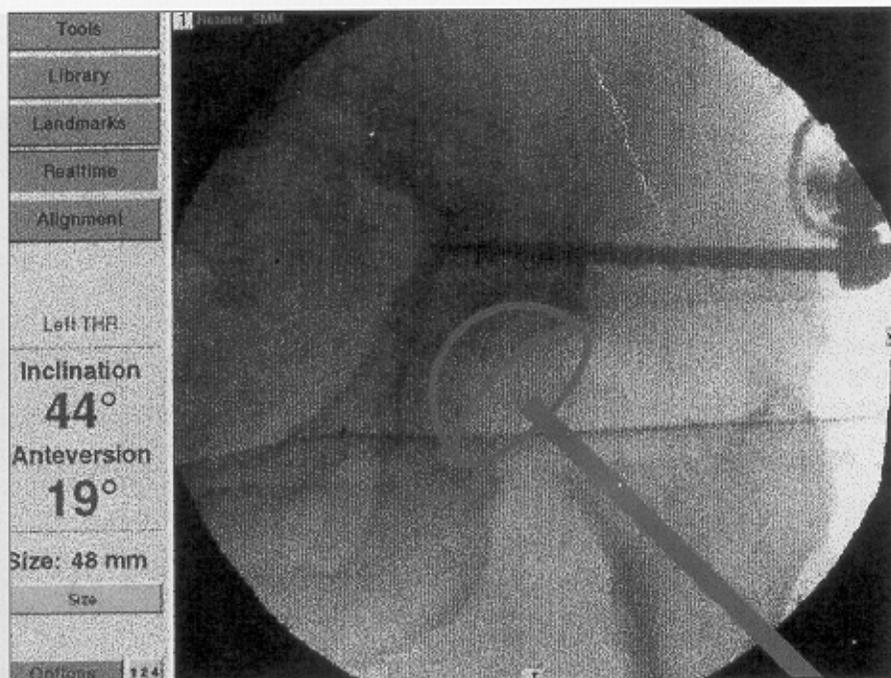


Figura 3. Navegación del orientador acetabular con la información sobre tamaño de fresa utilizado, ángulos de inclinación y anteversión de la copa.

posoperatoria medida por TC (exactitud del sistema) demostró un error máximo de 4° para la inclinación y de 5° para la anteversión. El tiempo adicional necesario para la colocación del DRB supraacetabular y la adquisición de imágenes fue de 8 minutos promedio.

Con respecto al diseño y a la evaluación del sistema para navegación fluoroscópica del tallo femoral fue realizado por el autor un experimento en 6 cadáveres en el Instituto de Biomecánica Maurice Mueller en Berna, Suiza durante los meses de septiembre a diciembre de 2001. La fase clínica está siendo evaluada en un estudio en 25 pacientes. Los parámetros que permiten controlar este sistema son: anteversión, varo-valgo, lateralización y longitud del miembro inferior. El error máximo para la navegación del fémur en cadáveres fue de 3° para anteversión, 1° para varo-valgo, 1,5 cm para lateralización y 3 mm para discrepancia de longitud del miembro inferior.

Discusión

El sistema de navegación fluoroscópica para la artroplastia de cadera permite controlar importantes parámetros clínicos, como inclinación y anteversión acetabular; y anteversión, varo-valgo y lateralización del tallo y longitud del miembro inferior. El sistema combina la tecnología del intensificador de imágenes, ampliamente desarrollada, con la navegación quirúrgica. El concepto de adquisición de puntos de referencia pelvianos y femorales en forma híbrida ha demostrado localizar reparos anatómicos superficiales y profundos con exactitud.

La interfaz es intuitiva y fácil de utilizar por un cirujano sin la necesidad de un entrenamiento especial. El sistema puede ser controlado eficazmente por medio del teclado virtual estéril.

Esta tecnología es equivalente a la utilización de un intensificador de imágenes en forma continua, sin la radiación que éste implicaría y con la posibilidad de retirarlo del campo quirúrgico una vez obtenidas las imágenes.

Los resultados logrados con el sistema de navegación de segunda generación son comparables con los obtenidos con tecnología de primera generación (basados en TC).^{10,23,40} La ventaja fundamental de la navegación basada en la fluoroscopia, a diferencia de la basada en la TC, radica en la posibilidad de prescindir de un planeamiento prequirúrgico detallado y de un proceso intraoperatorio complejo denominado *matching*, en el cual se identifican en la pelvis los puntos que se seleccionaron en la TC durante el planeamiento.

La posibilidad de trabajar con material metálico a diferencia de la navegación basada en la TC hace que el sistema pueda utilizarse en casos de cirugía de revisión.

El uso del sistema no implica una prolongación significativa del tiempo quirúrgico ni tampoco de la pérdida sanguínea en comparación con la técnica convencional, lo cual contrasta con la mayoría de los otros sistemas de navegación existentes para la artroplastia de cadera (HipNav,[®] Robodoc[®]).

Debido a su alta precisión, el sistema constituye una herramienta útil para el control de calidad en este tipo de artroplastia. Como ya se explicó, esta tecnología no sólo

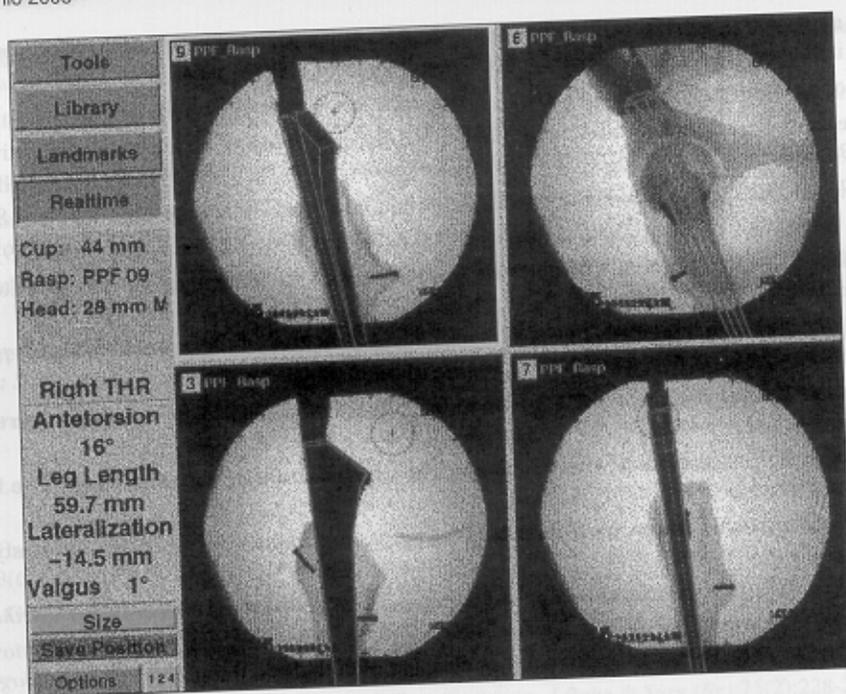


Figura 4. La navegación del tallo femoral permite obtener información acerca de anteversión, varo-valgo, lateralización y longitud del miembro inferior.

se limita a la copa acetabular. Hasta el momento existe la posibilidad de navegar tallos no cementados, ya que las variaciones que se pueden obtener al colocar un tallo cementado podrían incidir en el resultado final debido al espacio que contempla la raspa para el cemento, sobre todo en parámetros como varo-valgo y anteversión.

Este sistema tiene potencial utilidad para la realización de abordajes mínimos, lo que derivará en técnicas quirúrgicas menos invasivas; como elemento de entrenamiento y aprendizaje, permitiendo un plan específico para cada paciente y que puede actualizarse en forma intraoperatoria. Otras de las ventajas es la reducción en la variabilidad de la práctica quirúrgica, lo cual podría incidir en la reducción de algunas de las complicaciones más frecuentes en la artroplastia de cadera.

Si bien los costos analizados desde el punto de vista del cirujano son extremadamente altos, este es un sistema que trabaja con imágenes y por tal puede ser comparado con otros sistemas similares. Desde el punto de vista del gas-

to hospitalario los costos son diez veces menores que los de la RM y ocho veces inferiores a los de la TC.

Basado en tecnología guiada por imágenes, este sistema representa una nueva generación de instrumentos preoperatorios e intraoperatorios accesible a cirujanos e investigadores, con el potencial para producir un impacto en la manera de planear, simular y ejecutar la cirugía.

Aunque el sistema demanda tiempo dentro y fuera de la sala de operaciones, en un futuro cercano el desarrollo de sistemas inalámbricos y de imágenes fluoroscópicas acopladas con imágenes tomográficas o de resonancia magnética permitirá la navegación simultánea de tejido óseo y partes blandas, de una manera más simple y económica.

La eficacia de este sistema, así como la de cualquier otro sistema de navegación que surja en el futuro, deberá ser probada clínicamente demostrando una mejoría en los resultados clínicos, lo cual incidirá significativamente en los costos.

Referencias bibliográficas

1. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. *J Bone Jt Surg (Br)*;63(2):214-218;1981.
2. Bainville E, Bricault I, Cinquin P, et al. Concepts and methods of registration for computer-integrated surgery. En: *Computer Assisted Surgery (CAOS)*. Hogrefe & Huber Publishers;1999.

3. Bernsmann K, Langlotz U, Ansari B, et al. Computer-assisted navigated acetabulum placement in hip prosthesis implantation-application study in routine clinical care. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*;138(6):515-521;2000.
4. Capello WN. Preoperative planning for total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*;35:249-257;1986.
5. Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, et al. 2,012 Total hip arthroplasties. A study of postoperative course and early complications. *J Bone Jt Surg (Am)*;56(2):273-284;1974.
6. Cunningham J. Pelvis. En: London RA. *Cunningham's Textbook of Anatomy*. Henry Frowde, Hodder & Stoughton;1922.
7. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg (Am)*;74(9):1334-1340;1992.
8. Dessenne V, Lavallee S, Julliard R, et al. Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstructions. First clinical tests. *J Image Guid Surg*;1(1):59-64;1995.
9. DiGioia AM. Measurements of acetabular component orientation using surgical navigation technologies. *13th Annual Symposium of the International Society for Technology in Arthroplasty*, Berlin;2000.
10. DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, et al. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clin Orthop*;(355):8-22;1998.
11. DiGioia AM, Jaramaz B, Plakseychuk A, et al. Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket. *J Arthroplasty*;17(3):359-364;2000.
12. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, et al. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop*;(173):151-158;1983.
13. Doyle J, Murray P, Mahoney PO, et al. Acetabular cup-sitting device for total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*;108(5):317-321;1989.
14. Eggli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg (Br)*;80(3):382-390;1998.
15. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop*;(151):169-178;1980.
16. Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine*;8(6):643-651;1983.
17. Garcia-Cimbreno E, Munuera L. Dislocation in low friction arthroplasty. *J Arthroplasty*;7(2):149-155;1992.
18. Geesink RGT. Use of computer navigation in hip implant surgery. *Congress Orthopaedica Belgica*, Antwerp;2001.
19. Ghelman B. Radiographic localization of the acetabular component of a hip prosthesis. *Radiology*;130(2):540-542;1979.
20. Ghelman B. Three methods for determining anteversion and retroversion of a total hip prosthesis. *AJR Am J Roentgenol*;133(6):1127-1134;1979.
21. Giles LG, Taylor JR. Low-back pain associated with leg length inequality. *Spine*;6(5):510-521;1981.
22. Goergen TG, Resnick D. Evaluation of acetabular anteversion following total hip arthroplasty: necessity of proper centring. *Br J Radiol*;48(568):259-260;1975.
23. Haaker R, Stockheim M. Accuracy of image guided hip cup placement. *1^{er} Congreso Anual de la Sociedad Internacional de Cirugía Ortopédica Asistida por Computadora (CAOS)*. Davos, Suiza;2001.
24. Harris WH. Advances in surgical technique for total hip replacement: without and with osteotomy of the greater trochanter. *Clin Orthop*;(146):188-204;1980.
25. Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, et al. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty*;13(1):80-84;1998.
26. Herrlin K, Pettersson H, Selvik G. Comparison of two- and three-dimensional methods for assessment of orientation of the total hip prosthesis. *Acta Radiol*;29(3):357-361;1988.
27. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H. Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination. *Acta Radiol Diagn*;27(6):619-627;1986.
28. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H, et al. Position, orientation and component interaction in dislocation of the total hip prosthesis. *Acta Radiol*;29(4):441-444;1988.
29. Hofstetter R, Slomczykowski M, Krettek C, et al. Computer-assisted fluoroscopy-based reduction of femoral fractures and antetorsion correction. *Comput Aided Surg*;5(5):311-325;2000.
30. Hofstetter R, Slomczykowski M, Sati M, et al. Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Comput Aided Surg*;4(2):65-76;1999.
31. Hoikka V, Paavilainen T, Lindholm TS, et al. Measurement and restoration of equality in length of the lower limbs in total hip replacement. *Skeletal Radiol*;16(6):442-446;1987.
32. Hoikka V, Ylikoski M, Eskola A, et al. Inclination of the acetabular cup in erect posture radiographs. *Orthopedics*;16(12):1321-1328;1993.
33. Jaramaz B, DiGioia AM 3rd, Blackwell M, et al. Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement. *Clin Orthop*;(354):70-81;1998.

34. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, et al. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty*;13(5):530-534;1998.
35. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision. *J Arthroplasty*; 7:403-409;1992.
36. Krettek C, Geerling J, Hüfner T. Computer-Assisted Surgery. *Dialogue (AO)*;14(1):18-20;2001.
37. Kristiansen B, Jorgensen L, Holmich P. Dislocation following total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*;103(6):375-377;1985.
38. Kummer FJ, Shah S, Iyer S, et al. The effect of acetabular cup orientation on limiting hip rotation. *J Arthroplasty*;14(4):509-513;1999.
39. Langlotz U, Gruetzner PA, Bernsmann K, et al. A hybrid CT-free navigation system for acetabular cup placement. *1er Congreso Anual de la Sociedad Internacional de Cirugía Ortopédica Asistida por Computadora (CAOS)*. Davos, Suiza;2001.
40. Langlotz U, Lawrence J. Image guided cup placement. *13th International Congress CARS*. Elsevier Science B.V., Amsterdam;1999.
41. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, et al. Dislocation after total hip replacement arthroplasties. *J Bone Jt Surg (Am)*;60(2):217-220;1978.
42. Lindberg HO, Carlsson AS, Gentz CF, et al. Recurrent and non-recurrent dislocation following total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand*;53(6):947-952;1982.
43. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop*;261:159-170;1990.
44. McGee HM, Scott JH. A simple method of obtaining equal leg length in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*;194:269-270;1985.
45. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Jt Surg (Br)*;75(2):228-232;1993.
46. Nolan DR, Fitzgerald RH, Beckenbaugh RD, et al. Complications of total hip arthroplasty treated by reoperation. *J Bone Jt Surg (Am)*;57(7):977-981;1975.
47. Nolte LP, Langlotz F, Regazzoni P. Computer-Assisted Surgery. *Surg Tech Orthop Trauma*;55 040g10:1-7;2000.
48. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Jt Surg (Am)*;79(8):1202-1210;1997.
49. Pettersson H, Gentz CF, Lindberg HO, et al. Radiologic evaluation of the position of the acetabular component of the total hip prosthesis. *Acta Radiol Diagn*;23(3A):259-263;1982.
50. Pierchon F, Pasquier G, Cotten A, et al. Causes of dislocation of total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg (Br)*;76(1):45-48;1994.
51. Pollard JA, Daum WJ, Uchida T. Can simple radiographs be predictive of total hip dislocation? *J Arthroplasty*;10(6):800-804;1995.
52. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, et al. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*;16(6):715-720;2001.
53. Sarmiento A, Embramzadeh E, Gogan WJ, et al. Cup containment and orientation in cemented total hip arthroplasties. *J Bone Jt Surg (Br)*;72(6):996-1002;1990.
54. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, et al. The relationship between the design, position, and the articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Jt Surg (Am)*;76(5):677-688;1994.
55. Seki M, Yuasa N, Ohkuni K. Analysis of optimal range of socket orientations in total hip arthroplasty with use of computer-aided design simulation. *J Orthop Res*;16(4):513-517;1998.
56. Sellers R, Lyles D, Dorr L. The effect of pelvic rotation on alpha and theta angles in total hip arthroplasty. *Contemp Orthop*; 17:67-69;1988.
57. van Niekerk LJ, Espley AJ. Goal posts in total hip replacement: a pelvic alignment device. *J R Coll Surg Edinb*;37(4):271; 1992.
58. Williamson JA, Reckling FW. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop*;134:135-138;1978.
59. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg (Am)*;64(9):1295-1306;1982.
60. Woolson ST, Harris WH. A method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; (194):207-210;1985.
61. Yao L, Yao J, Gold RH. Measurement of acetabular version on the axiolateral radiograph. *Clin Orthop*;316:106-111;1995.
62. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, et al. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop*;228:79-87;1988.
63. Zheng G, Marx A, Langlotz U, et al. A hybrid CT-free navigation system for total hip arthroplasty. *2do Congreso Anual de la Sociedad Internacional de Cirugía Ortopédica Asistida por Computadora (CAOS)*. Santa Fe, Estados Unidos;2002.