

Evaluación intraoperatoria de los cambios de longitud y *offset* durante el reemplazo total cadera

Dr. Guillermo Bonilla*, Dr. Gonzalo Pérez*, Dra. María Piedad Bautista**, Dr. Adolfo Llinás***, Dr. José Navas Sanz de Santamaría****

* Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital Universitario Fundación Santafé de Bogotá, Bogotá, Colombia.

** Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital Universitario Fundación Santafé de Bogotá. Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

*** Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital Universitario Fundación Santafé de Bogotá. Universidad de los Andes. Fundación Cosme y Damián, Bogotá, Colombia.

**** Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital Universitario Fundación Santafé de Bogotá. Fundación Cosme y Damián, Bogotá, Colombia.

Correspondencia:

Dr. Adolfo Llinás

Calle 119 No. 7-75, Departamento de Ortopedia y Traumatología, Fundación Santafé de Bogotá, Bogotá, Colombia.

Tel. (571) 6030303 Ext. 5832, 5833, 5834

adolfolinas@cable.net.co

Fecha de recepción: 13 de enero de 2012

Fecha de aprobación: 8 de marzo de 2012

Resumen

Introducción: la recuperación de la longitud del miembro inferior y del *offset* después del reemplazo total de cadera es fundamental para el buen resultado del procedimiento. Algunos métodos descritos para restablecer estos parámetros no son precisos y tienen ciertas limitaciones. El objetivo de este artículo es presentar un nuevo instrumento calibrador para uso intraoperatorio.

Materiales y métodos: se diseñó y desarrolló un instrumento calibrador que permite realizar mediciones de longitud de la extremidad y *offset* durante la artroplastia de cadera. Para establecer la concordancia de este método con las mediciones radiológicas, se utilizó el instrumento en 39 procedimientos de reemplazo total de cadera.

Resultados: se encontró que el promedio de las diferencias en la medición de longitud fue de 0,05 mm y para las mediciones del *offset* el promedio fue 2,43 mm, con un nivel de concordancia alto ($\alpha = 0,96$ para longitud y $\alpha = 0,54$ para *offset*).

Discusión: se observa que el calibrador es una herramienta intraoperatoria útil y precisa para la determinación de longitud y *offset* intraoperatorios en comparación con la radiografía posoperatoria.

Palabras clave: artroplastia de reemplazo de cadera, diferencia de longitud de las piernas, reproducibilidad de resultados, cuidados intraoperatorios.

[Rev Col Or Tra 2012; 26(2): 129-134]

Abstract

Introduction: Restoration of lower limb length and offset after total hip replacement is critical to the success of the procedure. Some of the methods to re-establish these parameters are not accurate and have limitations.

Methods: We have developed a caliper that allows measurements of leg length and offset during arthroplasty. To validate concordance between the intra-operative measurement and the post-operative radiograph, the instrument was used in 39 total hip replacements.

Results: We found that the average differences in the leg length measurement was 0.05 mm and the average differences of the average offset was 2.43 mm, with a high level of agreement ($\kappa = 0.96$ for length and $\kappa = 0.54$ for offset).

Discussion: We note that the caliper is an accurate and useful intraoperative tool for the determination of length and offset when compared with post-operative radiographs.

Key words: Arthroplasty replacement hip, leg length inequality, reproducibility of results, intraoperative care.

[*Rev Col Or Tra* 2012; 26(2): 129-134]

Introducción

El alivio del dolor y la restitución de la anatomía articular son los principales objetivos del reemplazo total de cadera (RTC) (1, 2, 3). La recuperación de la longitud de la extremidad y del *offset* articular (la distancia del centro de la cabeza femoral al eje axial de la diáfisis del fémur) (4) son determinantes de la estabilidad de la prótesis y de su longevidad (5, 6, 7, 8, 9, 10, 11).

En los años 80, algunos autores comenzaron a preocuparse sobre la discrepancia de longitud entre las extremidades después de los reemplazos de cadera. Love y Wright (12) encontraron que más del 18 % de sus pacientes presentaban alargamientos mayores de 1,5 cm; Woo y Morrey (13) informaron un promedio de alargamiento de 10 mm. McGee y Scott (14) en 1984 describieron el primer método con puntos fijos en la pelvis y el fémur usado en 200 pacientes con resultados que los autores informan como satisfactorios. Posteriormente, Ranawat (15), utilizando un clavo de Steinmann en el surco infracotiloideo, demostró que se puede predecir de manera exacta los cambios de la longitud de los miembros inferiores. Por su parte, McGrory (16) estudió el efecto que tiene el aumento del *offset* sobre la biomecánica de la articulación en cuanto a rango de movimiento y fuerza de los músculos abductores; sin embargo, estudios posteriores mostraron los efectos que tiene el aumento del *offset* sobre el desgaste del componente de polietileno y el aflojamiento temprano de los componentes (17, 18).

Se han estudiado y utilizado diversos métodos para restablecer estos parámetros: la apariencia clínica de longitud de los miembros inferiores mediante la palpación del maléolo medial en ambas extremidades, como lo describió

Charnley; la retracción o laxitud de los tejidos blandos, como el test de Shuck (colocación de los componentes de prueba y medición del pivote de la cadera con una maniobra de tracción) (19); el uso de plantillas en el planeamiento preoperatorio (20, 21, 22); la colocación de parámetros fijos en la pelvis y el fémur para obtener mediciones objetivas (23, 24); la medición radiográfica intraoperatoria (25), y la cirugía asistida con navegación (26, 27). Sin embargo, estas técnicas presentan inconvenientes; las apreciaciones clínicas no permiten mediciones exactas y los parámetros que utilizan puntos fijos como puntos de referencia se ven afectados por las diferentes posiciones de la pelvis durante la cirugía o por la presencia de deformidades fijas; la radiografía intraoperatoria y los sistemas computarizados suponen un aumento del tiempo quirúrgico y de los costos del procedimiento.

De este modo, la literatura evidencia la dificultad técnica de obtener un resultado preciso en términos de longitud y *offset* durante el reemplazo total de la cadera, así como también describe las diferentes ayudas intraoperatorias, cuyo objetivo es disminuir la imprecisión del procedimiento. La frontera del conocimiento en el tema de las estimaciones intraoperatorias sobre el resultado definitivo del RTC respecto a la longitud de los miembros inferiores y el *offset* se encuentra en medir qué nivel de precisión y exactitud adicional se obtiene al utilizar cada procedimiento o instrumento.

El objetivo del presente estudio es establecer la concordancia de un método de medición intraoperatorio de la longitud y el *offset* con las mediciones radiológicas obtenidas del RTC.

Materiales y métodos

Con el objetivo de predecir con exactitud la longitud y el *offset* del RTC desde el momento intraoperatorio, se diseñó un calibrador que permitiera realizar estas mediciones en tiempo real durante las artroplastias (figura 1).

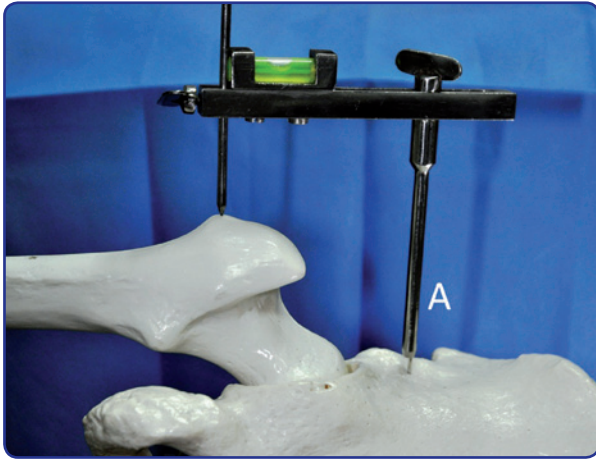


Figura 1. Compás. Se observa la camisa de la parte proximal del compás (A) deslizada sobre el clavo de Steinmann localizado proximalmente al reborde acetabular.

Se incluyeron en el estudio 39 pacientes a los cuales se les realizó el procedimiento de RTC primario en la Fundación Santafé de Bogotá durante un periodo de 3 meses. Se excluyeron los pacientes en los cuales el reemplazo total de cadera fue realizado en fracturas o luxaciones, dada la imposibilidad de obtener una medición de base antes de la reconstrucción.

Todos los pacientes fueron operados en decúbito lateral a través de un abordaje posteroexterno. Una vez realizada la exposición de la cadera mediante la disección de la cápsula articular, y antes de luxar la cadera, se coloca un clavo de Steinmann roscado de 3,5 mm de diámetro. Este procedimiento se realiza de manera percutánea practicando una incisión de 1 cm de longitud localizada a 5 cm proximalmente del borde superior del acetábulo. Se introduce el clavo utilizando un perforador, se avanza hasta tocar el reborde iliaco y se introduce el clavo a una distancia de 2 cm aproximadamente. El objetivo es permitir una presa segura del clavo durante toda la cirugía, teniendo la precaución de no penetrar con la punta del clavo la cavidad pélvica o permitir que resbale el clavo anterior o posterior al iliaco.

Antes de proceder, se verifica que la extremidad operada se encuentra sobre la extremidad contralateral con las rodillas en flexión en ángulo similar, típicamente entre 60 y 90 grados.

Sobre el clavo de Steinmann se desliza la camisa (A) localizada en la cara proximal del calibrador (figura 2). En cada caso, utilizando las mariposas de ajuste (B y C), se configura el aparato de manera que cuando la barra se encuentra horizontal (D) el indicador muestra una posición central de la burbuja de nivel (E). Al lograr esta posición, se realiza una marca sobre la región trocantérica con el electrocauterio (F). En este momento se retira el calibrador y el clavo de Steinmann permanece fijo en la pelvis, cubierto por una funda plástica para proteger los tejidos blandos.

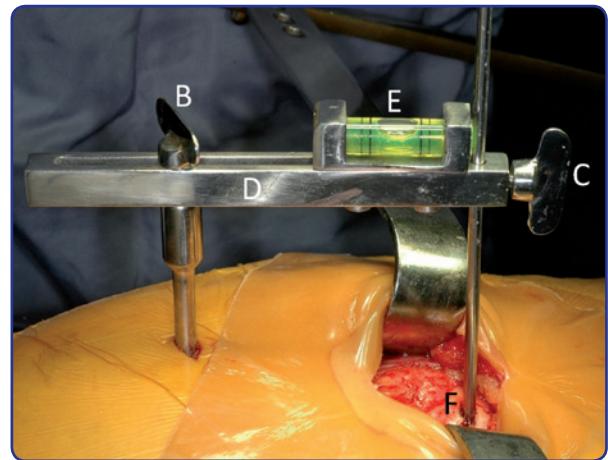


Figura 2. Compás ubicado en posición durante la cirugía. Se observa la mariposa de ajuste en sentido proximal-distal (B), la mariposa de ajuste en sentido medial-lateral (C), la barra en posición horizontal (D), el indicador de nivelación mostrando adecuada posición del compás (E) y la marca con electrocauterio sobre la región trocantérica (F).

Hacia el final de la artroplastia, una vez colocados los componentes de prueba, se realiza una reducción provisional de la articulación y una nueva medición con el calibrador. En caso de que el indicador del calibrador no indique una posición de la marca sobre la región trocantérica, se ajusta la longitud y el *offset* variando la posición relativa de los componentes en el caso de implantes monolíticos, o utilizando modularidad cuando el implante lo permite. El propósito es obtener la longitud y *offset* originales a la reconstrucción planeada. Luego, se procede a la colocación definitiva de los componentes y se realiza la medición final, determinando la diferencia entre la medición fija en el calibrador y la medición obtenida luego de la reconstrucción.

Se midieron los cambios en la longitud y *offset*, y esta diferencia fue consignada como medición intraoperatoria. Posteriormente, se obtuvo la diferencia de longitud entre la medición radiológica preoperatoria y la posoperatoria, midiéndola desde una línea bisquiática hasta el punto más

Tabla 1. Mediciones de longitud y *offset*.

Paciente	Intraoperatorio		Posoperatorio		Diferencia	
	Longitud	Offset	Longitud	Offset	Longitud	Offset
1	4	10	7	14	-3	-4
2	5	-4	8	-6	-3	2
3	8	-10	10	-13	-2	-3
4	0	4	2	5	-2	-1
5	2	0	4	-1	-2	1
6	-2	0	0	-3	-2	3
7	0	-9	1	12	-1	-21
8	4	1	5	0	-1	-1
9	0	0	1	0	-1	0
10	4	8	5	8	-1	0
11	0	0	1	-1	-1	1
12	2	1	3	0	-1	1
13	3	-3	4	-4	-1	1
14	4	5	5	3	-1	2
15	-1	1	0	-1	-1	2
16	-2	0	-1	-2	-1	2
17	0	10	1	-9	-1	19
18	0	-1	0	7	0	-8
19	0	0	0	2	0	-2
20	-1	-2	-1	0	0	-1
21	5	5	5	4	0	1
22	0	-5	0	-9	0	4
23	0	0	0	-6	0	6
24	0	-8	0	-18	0	10
25	0	8	0	-6	0	14
26	0	0	-1	-1	1	1
27	0	-5	-1	-6	1	1
28	3	0	2	-2	1	1
29	0	0	-1	-2	1	2
30	-3	0	-2	-3	1	3
31	1	-4	0	-9	1	5
32	0	-4	-1	-11	1	7
33	14	-4	12	-6	2	2
34	2	2	0	-1	2	3
35	1	-1	-1	-11	2	10
36	0	-3	1	-5	3	2
37	38	20	35	22	3	2
38	0	16	-3	-1	3	17
39	2	3	-3	-8	5	11

prominente del trocánter menor; la diferencia de *offset* se midió desde la línea media de la diáfisis femoral hasta la línea ilioisquiática. La diferencia entre los dos valores — pre y posoperatorios— fue consignada como la medición posoperatoria.

A las mediciones intraoperatorias que tuvieron un valor mayor con el calibrador que con la medición obtenida en las radiografías (posoperatorias) se les asignó un valor positivo.

Se estableció el grado de concordancia entre las mediciones intraoperatorias y las posoperatorias. El análisis estadístico se realizó mediante el programa Stata 5.0. Las variables continuas se describieron con medianas y rangos y las categóricas, con proporciones. Se evaluó la distribución de los resultados para determinar normalidad. Para describir diferencias entre las medianas en mediciones repetidas, fue utilizada la prueba del signo. Se calculó el índice de correlación intraclase para describir la concordancia de los métodos utilizando un análisis de varianza para mediciones repetidas.

Resultados

En el estudio se incluyeron 39 pacientes, el 77 % de ellos de sexo femenino. Las mediciones generales de los individuos involucrados en el estudio se observan en la tabla 1.

El promedio de las diferencias en la medición de longitud fue 0,05 mm (rango entre -3 mm y 5 mm), la mediana fue 0. En el 20,5 % de los pacientes coincidieron las dos mediciones. El 67 % y el 85 % de los pacientes tuvieron mediciones con variaciones menores de 2 mm y de 3 mm, respectivamente. En ningún paciente se encontraron discrepancias mayores de 5 mm entre las dos mediciones.

En cuanto a las mediciones de *offset*, el promedio fue 2,44 mm (rango entre -2,1 mm y 1,9 mm); la mediana para estas mediciones fue de 2 mm. El 5 % de las medidas coincidieron; en el 33 % de estas la variación no fue mayor de 1 mm y en el 56 % no fue mayor de 2 mm. Se encontró una variación mayor de 5 mm en 10 individuos (26 %), de los cuales 7 pacientes (18 %) tuvieron discrepancias iguales o mayores de a 10 mm. Las dispersiones de las medidas obtenidas en longitud y *offset* se ilustran en las figuras 3 y 4.

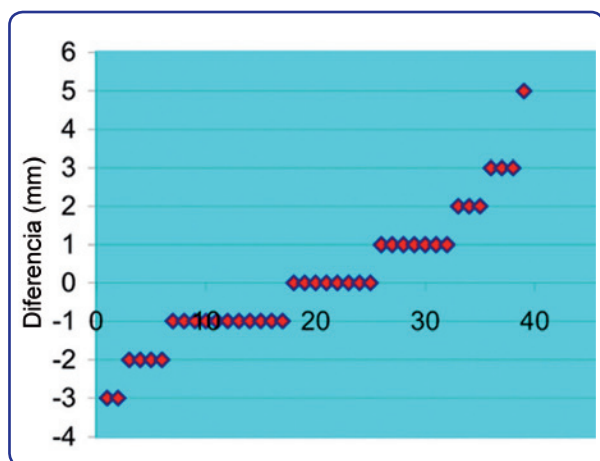


Figura 3. Diferencia de longitud.

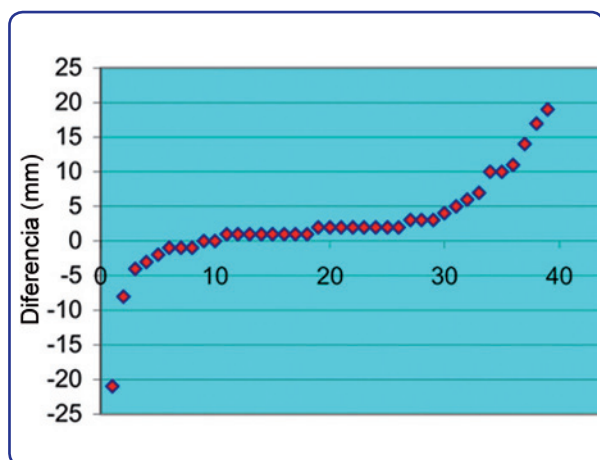


Figura 4. Diferencia de offset.

Las pruebas utilizadas en el análisis estadístico pertenecen a la categoría de las no paramétricas, ya que la prueba de Shapiro-Francia mostró que la distribución de las variables del estudio no era normal. Las desviaciones estándar fueron de 1,75 mm para las diferencias de longitud y de 6,62 mm para las diferencias de *offset*. No se encontró diferencia entre las mediciones de longitud ($p = 0,28$). El índice de correlación intraclass para la medición de longitud fue 0,96 y para el *offset*, de 0,54 (el índice mínimo aceptable para concordancia es 0,75).

Discusión

Las limitaciones para restablecer la longitud de la extremidad y el *offset* después del RTC han sido relacionadas por varios autores con diversas alteraciones sobre la marcha y la

longevidad del implante. Brand (28), al analizar las fuerzas sobre extremidades con RTC, no encontró alteraciones con discrepancias de 2 a 3 centímetros. Discrepancias mayores producen en los casos de alargamiento disminución de los picos de fuerza entre los segmentos, mientras que en las caderas acortadas se encuentra un aumento de estas fuerzas entre el 2 % y el 12 %. Sakalkale, comparando pacientes con RTC bilateral en los cuales la única variación entre los dos procedimientos era el *offset* aumentado de uno de ellos, encontró en los individuos en los que no se restituyó el *offset* un aumento en el desgaste del polietileno (0,21 vs. 0,1 mm/año), y una mayor prevalencia de osteolisis en el grupo de pacientes con *offset* disminuido; este autor describió además que el incremento del *offset* aumenta el brazo de palanca de los músculos abductores reduciendo la fuerza abductora requerida para la marcha y, secundariamente, la fuerza sobre la cadera.

El análisis de marcha de pacientes a los que se les practicó RTC unilateral por luxación del desarrollo de la cadera mostró en los pacientes con restauración de la longitud una recuperación más rápida, disminuyendo a su vez el tiempo de uso de ayudas externas. La comparación entre la apreciación subjetiva de acortamiento con el test de Shuck y el uso de un clavo de Steinmann realizado por Naito y cols. mostró que con la evidencia clínica la discrepancia fue de 1,18 cm en promedio, mientras que con la técnica de parámetros fijos esta diferencia apenas llegó a 0,37 mm.

En nuestro estudio, se pudo establecer la concordancia entre las medidas de longitud intraoperatorias y las radiológicas posoperatorias con un nivel de acuerdo alto ($\kappa = 0,96$ para longitud y $\kappa = 0,54$ para *offset*). Es probable que algunas de las ventajas de esta medición estén relacionadas con la variación mínima de la posición de la cadera en cuanto a abducción-aducción luego de posicionar el paciente en la mesa de cirugía. El hecho de encontrar una variabilidad menor de 3 mm en el 85 % de los pacientes sugiere una alta precisión del instrumento para predecir los cambios de longitud radiológica.

Los niveles de exactitud obtenidos con cualquier instrumento adquieren significación clínica cuando el instrumento es capaz de reducir la dispersión del resultado por debajo de la dispersión que el paciente es capaz de percibir. Este es el caso con nuestro calibrador, ya que en ningún caso la discrepancia de longitud excedió 5 mm, una dispersión que el paciente típicamente no percibe.

Los valores obtenidos para el *offset* tuvieron una concordancia por debajo de 0,75, a pesar de que estamos satisfechos

con los resultados clínicos de las cirugías. Pensamos que este fenómeno se explica no por la imprecisión intraoperatoria del calibrador, sino por la imposibilidad de producir una medición radiográfica comparable en el pre y posoperatorio. De manera que, aunque nuestra percepción es que el calibrador es una herramienta útil para medir el diferencial de *offset* intraoperatorio, el patrón de oro utilizado, que es la radiología convencional, introduce dispersión de mayor magnitud que la variable que se está midiendo y, por lo tanto, simula ausencia de concordancia.

En resumen, creemos que el calibrador diseñado por nosotros es más exacto que el parámetro con el cual se comparó. Haciendo una analogía con características operativas de las pruebas diagnósticas, la radiología sugiere que lo que el calibrador marca como verdaderos positivos son falsos positivos. Dado el ejercicio matemático del análisis estadístico de concordancia, se acepta como correcta la medición realizada por el patrón de oro, en este caso la radiología convencional. Solo se puede validar la exactitud del nuevo método al tener un patrón de oro exacto o al usar un tercer patrón. Por lo tanto, la exactitud del calibrador que se percibe intraoperatoriamente deberá ser validada mejorando la calidad de las proyecciones de la radiología convencional o utilizando otro patrón de oro.

Referencias bibliográficas

- Desai A, Barkatali B, Dramis A, Board TN. A simple intraoperative technique to avoid limb length discrepancy in total hip arthroplasty. *Surgeon* 2010 Apr; 8(2): 119-21.
- Sarin VK, Pratt WR, Bradley GW. Accurate femur repositioning is critical during intraoperative total hip arthroplasty length and offset assessment. *J Arthroplasty* 2005 Oct; 20(7): 887-91.
- Lakshmanan P, Ahmed S, Hansford R, Woodnutt DJ. Achieving the required medial offset and limb length in total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 2008 Feb; 74(1): 49-53.
- Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraudd F, Flechere X. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009 May; 95(3): 210-9.
- Abraham W, Dimon III H. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992 Apr; 23(2): 201-9.
- Davey J, O'Connor D, Burke D. Femoral component offset: Its effect on strain in bone cement. *J Arthroplasty* 1993 Feb; 8(1): 23-6.
- Karachalios T, Hartofilakides G, Zacharakis N. A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clin Orthop Relat Res* 1993 Nov; (296): 140-7.
- Lai KA, Lin CJ, Jou IM, Su FC. Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip. Comparison with untreated patients. *J Orthop Res* 2001 Nov; 19(6): 1147-52.
- Naito M, Ogata K, Asayama I. Intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 1999; 23(1): 31-3.
- Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty* 2002 Jun; 17(4 Suppl 1): 17-22.
- Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine (Phila Pa 1976)* 1983 Sep; 8(6): 643-51.
- Love BRT, Wright K. Leg length discrepancy after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1983; 65B: 103.
- Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1982 Dec; 64(9): 1295-306.
- McGee HM, Scott JH. A simple method of obtaining equal leg length in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1985 Apr; (194): 269-70.
- Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001 Sep; 16(6): 715-20.
- 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 Nov; 77(6): 865-9.
- Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001 Jul; (388): 125-34.
- Bankston AB, Cates H, Ritter MA, Keating EM, Faris PM. Polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1995 Aug; (317): 7-13.
- Takigami I, Itokazu M, Itoh Y, Matsumoto K, Yamamoto T, Shimizu K. Limb-length measurement in total hip arthroplasty using a calipers dual pin retractor. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 2008; 66(2): 107-10.
- Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999 Feb; 14(2): 159-64.
- Jasty M, Webster W, Harris W. Management of limb length inequality during total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Dec; (333): 165-71.
- Goodman SB, Huene DS, Imrie S. Preoperative templating for the equalization of leg lengths in total hip arthroplasty. *Contemp Orthop* 1992 Jun; 24(6): 703-10.
- Hoikka V, Paavilainen T, Lindholm TS, Turula KB, Ylikoski M. Measurement and restoration of equality in length of the lower limbs in total hip replacement. *Skeletal Radiol* 1987; 16(6): 442-6.
- Bose WJ. Accurate limb-length equalization during total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2000 May; 23(5): 433-6.
- Hofmann AA, Bolognesi M, Lahav A, Kurtin S. Minimizing leg-length inequality in total hip arthroplasty: use of preoperative templating and an intraoperative x-ray. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2008 Jan; 37(1): 18-23.
- Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z. Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. *Clin Orthop Relat Res* 2011 Feb; 469(2): 429-36.
- Manzotti A, Cerveri P, De Momi E, Pullen C, Confalonieri N. Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand. *Int Orthop* 2011 Jan; 35(1): 19-24.
- Brand RA, Yack HJ. Effects of leg length discrepancies on the forces at the hip joint. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Dec; (333): 172-80.