

Variación rotacional de la pierna tras la artroplastia de rodilla

Rotational variation of the after total knee arthroplasty

J. ANCHUELA OCAÑA*. C. DANKLOFF MORA**

* SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA DEL HOSPITAL EL ESCORIAL DE MADRID. **DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MORFOLÓGICAS Y CIRUGÍA. FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DE HENARES.

Resumen. Tras la artroplastia de rodilla se produce un nuevo equilibrio axial en el plano horizontal cuya calibración es difícil tanto antes, como durante la cirugía y después de la misma, y cuyas consecuencias son de gran trascendencia para el futuro articular. Este estudio toma como referencia rotacional de la extremidad el ángulo de marcha, el cual constituye la suma global de los ángulos de rotación de los elementos óseos y articulares del miembro, analizando su evolución durante el primer año tras la cirugía. Se pudo observar que este ángulo no varió tras la cirugía en el miembro intervenido ni en el control, manteniendo el valor presente en la gonartrosis y dentro del rango de la normalidad, lo que evidencia la fiabilidad de la técnica quirúrgica actual en la ubicación de los implantes para el equilibrio axial, no sólo en el plano coronal, sino también en el horizontal, donde las referencias anatómicas y las medidas clínicas y radiológicas habituales son menos precisas.

Summary. After knee arthroplasty a new axial balance in the horizontal plane takes place whose calibration is difficult as much before, as during the surgery and after the same one, and whose consequences are of great importance to the joint future. This study takes as rotational reference from the extremity, the march angle, which constitutes the global sum of the rotation angles of the bony elements and joints of the member, analyzing its evolution during the first year after the surgery. It could be observed that this angle did not vary after the surgery in the operated member nor in the control, maintaining the value of the gonarthrosis and within the rank of normality, demonstrates the reliability of the present surgical technique in the location of the implants for the axial balance, not only in the coronal plane, but also in the horizontal plane, where the anatomical references and the habitual clinical and radiological measures are less accurate.

Introducción. Actualmente se dispone de un instrumental muy preciso para la orientación de los componentes protésicos femoral y tibial en el plano frontal, preferentemente mediante un sistema de guía intramedular femoral y extramedular tibial, por lo que el único obstáculo para la corrección de las deformidades en varo o valgo es la reserva ósea tibial del compartimento más afecto que permita una resección adecuada, o en su defecto, la colocación de injerto. Sabemos los valores axiométricos en el plano coronal de la población general y podemos realizar su medi-

ción radiológica de modo fiable: ángulo femorotibial en torno a 1,2° de varo, valgo anatómico femoral de 4,2° y ángulo Q anatómico de 18,8° en mujeres y 15,6° en hombres (1), con un ángulo entre ejes mecánicos de 0 a 1,5° de varo y una orientación de la interlínea articular que puede llegar a tener hasta los 3° de varo (2,3). Sin embargo, la orientación en el plano horizontal de los implantes se realiza con menores referencias anatómicas y sin medición radiográfica precisa (4), por lo que su correcta colocación depende en mayor medida de la experiencia del cirujano. La alineación

Correspondencia:
 Javier Anchuela Ocaña
 C/ Ladera del Tomillar nº 7
 San Lorenzo de El Escorial
 28200 Madrid
 E-mail: janchuelao@secot.es

Tabla 1.
Evolución del ángulo de marcha. Resultados en grados

Preoperatorio	Control	10,904	9,390	1,750	- 16,0 a 24,0
	Enfermo	12,619	7,419	1,750	3,0 a 36,0
Postop. 6 m.	Control	10,944	10,119	1,890	- 15,0 a 29,0
	Prótesis	13,111	5,676	1,890	3,0 a 24,0
Postop. 1 año	Control	12,277	8,122	1,890	- 2,0 a 23,0
	Prótesis	11,611	6,307	1,890	1,0 a 23,0

ANOVA

Rodilla	Preoperatorio	6 meses	1 año	F	P	Significación
Control	10,904	10,944	12,277	0,13	0,87	Negativa
Enferma	12,619	13,111	11,611	0,25	0,78	Negativa

Comparación entre los ángulos de marcha de ambos miembros inferiores
ANOVA

Exploración	RODILLA CONTROL	PROTESIS	F	P	Significación
Preoperatorio	10,904	12,619	0,43	0,51	Negativa
Postop. 6 m.	10,944	13,111	0,63	0,43	Negativa
Postop. 1 año	12,777	11,611	0,08	0,78	Negativa

ción rotacional resultante es importante para el futuro de la propia articulación y de las vecinas, para la cinética del aparato extensor y para la función más importante del miembro inferior: la marcha. Este estudio trata de valorar la efectividad de la técnica quirúrgica habitual para la orientación rotacional del implante, mediante la medición del ángulo de marcha, índice muy fiable para identificar el grado de rotación funcional efectivo del miembro.

Pacientes, material y método. Se escogieron al azar 30 mujeres pendientes de ser intervenidas de artroplastia total de rodilla, con una edad media de 70 años (DE = 4 y rango 61 a 77), un peso medio de 72 kg (DE = 9 y rango 55 a 89), una talla media de 154 cm (DE = 5 y rango 145 a 165) y lateralidad izquierda en 15 casos. En ningún caso presentaban cirugía previa en la rodilla objeto de estudio y la patología articular que requirió artroplastia fue gonartrosis primaria con genu varo, grados IV y V de Ahlbäck (5), con un ángulo de varo me-

dio de 12° (DE = 6°), y sin patología médica ni ortopédica que pudiera alterar los resultados obtenidos. La rodilla no intervenida presentaba en todos los casos una afectación degenerativa moderada, grados I y II de Ahlbäck (5), con sintomatología leve a moderada. En todos los casos se utilizó un implante poroso de fijación biológica que conservaba el ligamento cruzado posterior (Tricon II Smith&Nephew RichardsInc), realizando sustitución patelar en la mitad de los casos. Para la medición del ángulo de marcha se realizó la impresión de las huellas plantares de ambos pies, tras impregnar las plantas con tinta sobre papel sensible en la pista de marcha, procediendo a trazar las referencias necesarias para la medición angular (Fig. 1). El ángulo de marcha es el formado por el eje longitudinal del pie con el plano de progresión, expresado en grados, el cual se obtiene a partir de la huella plantar dinámica. El eje longitudinal del pie se obtiene a partir de dos líneas tangentes a los puntos más salientes mediales y laterales de la huella (puntos 1 y 2), trazando dos líneas perpendiculares a éstas y tangentes al punto más proximal del talón (líneas 3 y 4), y a partir de los puntos de intersección de estas últimas con las primeras se definen dos puntos a 3 (puntos 5 y 6) y 18 cm (puntos 7 y 8), desde los cuales se trazan perpendiculares a las mismas, definiendo los puntos de intersección entre ellas como A y B que definen el eje longitudinal del pie. El ángulo de marcha será el formado entre este eje y una línea paralela al sentido de la marcha.

Las exploraciones se realizaron durante el preoperatorio, a los 6 meses y al año de la intervención, estableciendo un análisis evolutivo y comparativo mediante un análisis de la varianza (ANOVA), mediante el software estadístico SPSS 6.1.3.

Resultados. Se consiguió una corrección angular media de 9° (DE = 7°), pasando de 12° de varo medio preoperatorio a 3° (DE = 5°), que se mantienen al final del periodo de seguimiento medidos en telerradiografías realizadas a los 12 meses. Antes de la in-

tervención, el ángulo de marcha fue superior en el miembro afecto de gonartrosis, aunque sin diferencias significativas, siendo de 12.6° y 11° respectivamente. A los 6 meses se observó un leve incremento en el miembro operado, llegando a 13° , y se mantuvo sin variación en el miembro control. Al año de seguimiento el miembro intervenido presentó una ligera disminución, mientras que en el control se produjo un leve aumento, quedando en 11.6° y 12.2° respectivamente, lo que no constituyen diferencias significativas (Tabla 1). Globalmente, tras la intervención el ángulo de marcha tiende a equiparse en ambos miembros.

Discusión. Las sollicitaciones máximas del miembro inferior se producen en el apoyo monopodal, cuando la línea de gravedad que parte del que se considera centro de gravedad, a nivel de la 4ª vértebra lumbar, viene a caer al centro de la mortaja tibioperonea. Salvo que se parta de un valgo patológico, la rodilla artrósica se desplaza en varo por el predominio de las sollicitaciones mediales. En este plano frontal, la resultante de las fuerzas que actúan sobre la rodilla, musculares y el peso corporal, tiene su punto de aplicación medial, en el compartimento interno (6), siendo la integridad meniscal, el equilibrio axial y el ahorro de carga los factores protectores primordiales que se alteran con la edad acelerando el proceso degenerativo. La corrección quirúrgica en este plano supone situar el eje mecánico tibial en continuación del eje mecánico femoral, o lo que es lo mismo, que el ángulo entre ellos sea prácticamente 0° , es decir, que los ángulos mecánicos femoral y tibial (formados entre el eje mecánico correspondiente y la tangente a los cóndilos femorales y platillos tibiales respectivamente) deben estar próximos a 90° (7), lo que va a asegurar el correcto reparto de cargas en este plano optimizando la biomecánica articular.

La alineación rotacional de la extremidad inferior no se puede establecer de modo tan fiable con los estudios radiográfi-

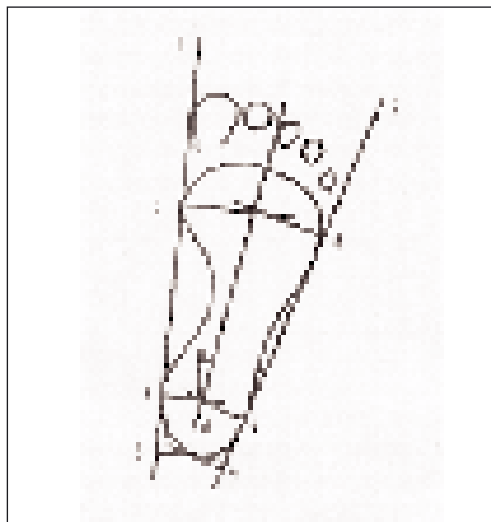


Figura 1. Cálculo del ángulo de marcha.

cos convencionales (4,8), por lo que su estimación aproximada suele hacerse en la mesa de exploración y durante la marcha, comparando ambas extremidades inferiores, requiriendo para su medición precisa un complejo y costoso estudio tomográfico cuya realización rutinaria no está justificada en el momento actual. La rotación de la extremidad depende de la anteversión femoral, de la rotación femoral distal y tibial proximal, de la rotación diafisaria tibial y de la rotación tarsal y metatarsiana. Su alteración constituye un tema relevante en la ortopedia pediátrica (9) desde que es posible su diagnóstico por imagen, aunque su tratamiento en este periodo se restringe a los casos más severos, sin poder discernir con claridad aquellos que siendo moderados, predispongan a trastornos degenerativos futuros. La anteversión femoral sólo puede estimarse por tomografía axial computerizada tomando un corte a nivel de la cabeza femoral, otro a nivel de la base del cuello y otro a nivel condilar proximal, tomando como línea de referencia la condilar posterior (10). Para su medida se calcula el ángulo entre la línea que une el punto central cefálico y el central cervical y la línea condílea posterior, pero según algunos autores para trazar la línea cervical la referencia más exacta es la fosita digital, lo que da un valor medio de $2,6^\circ$ más que con el sistema anterior (11). Su estimación clínica

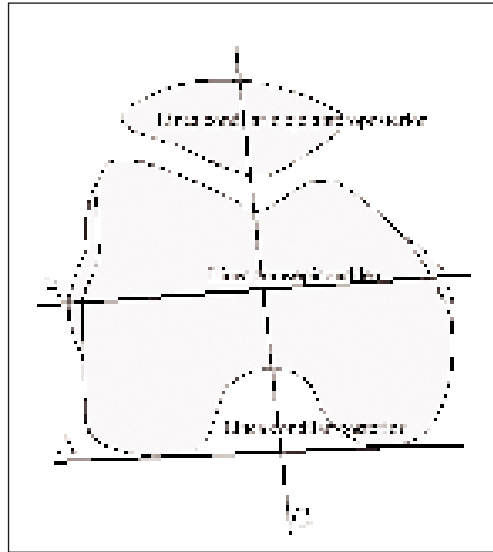


Figura 1. Referencias para el cálculo de la rotación femoral distal.

se realiza por el método de Netter (12), tomando como referencias el trocánter mayor en posición horizontal y el eje de la pierna en decúbito prono, con un error medio de 5° (13). La estimación tomográfica de la rotación de la rodilla se realiza tomando como referencia la línea condilar femoral y la tuberositaria tibial posterior (valor medio 5°), y a nivel del tobillo, el ángulo entre ésta última y la línea maleolar (valor medio 35°), mientras que la valoración clínica de la torsión tibial (9,13) se realiza valorando la torsión combinada de tibia y pie mediante el ángulo muslo-pie o el cóndilomaleolar. Con el desarrollo va disminuyendo la anteversión femoral, que al nacimiento es de 35 a 41° , y en el adulto se estima en 14° con una variación de hasta 7° , y va aumentando la rotación tibial externa, que pasa de -4° al año de edad a 34° en la edad adulta (13,14), con un margen de variación de hasta 20° (8), siendo la diferencia entre ambas el denominado índice de torsión tibiofemoral (13), que está en torno a los 20° . El ángulo de paso o de marcha correspondería a la suma de todos los ángulos de torsión del miembro incluyendo el ángulo de detorsión del pie, por lo que es denominado por Duparc (15) índice de acumulación de torsiones, disminuyendo inicialmente para aumentar de nuevo en la edad adulta para quedar en torno a los $10-$

12° , con un margen de 10° de rotación interna a 30° de rotación externa (13), siendo este ángulo el que nos da una estimación definitiva de la rotación del miembro, estática y dinámica durante la marcha.

Se ha encontrado relación entre el decremento de la rotación externa femoral (16,17) y artrosis femorotibial, y aumento de la anteversión y artrosis femoropatelar (16,18), mientras otros autores encuentran una disminución de la anteversión femoral (17). En la gonartrosis por genu varo se ha encontrado una rotación tibial significativamente menor (11°) que en las rodillas normales, localizado este decremento en la metáfisis tibial proximal fundamentalmente, teniendo relación con la severidad de la artrosis y con el grado de osteoporosis medido en la tercera vértebra lumbar (19).

Los diagramas habituales de alineación de las extremidades inferiores estiman que el eje anatómico femoral intersecta al mecánico en el centro de la rodilla, cuando frecuentemente lo hace en la región supracondilar. El ángulo medio entre estos ejes es de 6° y su intersección será distal a los cóndilos femorales cuando el fémur se halle en rotación externa y proximal a los mismos cuando esté en rotación interna, por lo que la distancia entre este punto de intersección y la línea articular da una referencia de la rotación del miembro. Esta rotación de los miembros inferiores afecta la medición radiográfica, ya que la flexión de rodilla produce rotación externa que aumenta el varo y la rotación interna acentúa el valgo hasta 8° entre los 20° de rotación externa y los 20° de rotación interna (20,21), por ello, la posición rotacional del implante femoral debe tenerse en cuenta para la estimación del valgo fisiológico (22). Esta variación del ángulo entre ejes mecánicos en relación con la rotación del miembro concede menor precisión a los sistemas de alineación femoral intramedular, pero teniendo en cuenta la dificultad para la identificación del centro de la cabeza femoral en el acto quirúrgico, los sistemas extramedulares no ofrecen más garantía.

De la alineación rotacional del compo-

nente femoral protésico va a depender la estabilidad en flexión y la cinética de la articulación femoropatelar. El problema radica en establecer las referencias anatómicas para calibrar el grado de rotación externa femoral distal cuando existe afectación de alguno de los cóndilos femorales que habitualmente constituyen una referencia válida en la artroplastia primaria. La situación más posterior del cóndilo externo y su menor divergencia de la línea media se evidencia en referencias anatómicas tales como los epicóndilos, los bordes posteriores de ambos cóndilos y la oblicuidad externa de la escotadura intercondílea, que orientan el extremo femoral distal en ligera rotación externa (Fig. 2). La línea transepicondílea es una referencia constante (23), forma un ángulo de 8° de inclinación externa con la que une los bordes condilares posteriores o condilar posterior y es ortogonal con los ejes mecánicos de fémur y tibia (24,25), siendo fácilmente identificable durante el acto quirúrgico (26,27). Otra referencia constante es la línea intercondilar o eje anteroposterior (26), que forma un ángulo de 3 a 5° de rotación externa con la perpendicular a la línea condilar posterior, por lo que es prácticamente perpendicular a la línea transepicondílea (28), pero es más difícil de estimar (26,29), es muy variable e induce a una excesiva rotación externa en caso de displasias trocleares e interna en caso de genu varo severo (28). Por tanto la línea condilar posterior es la mejor referencia (26) para reproducir la rotación fisiológica femoral en el momento de efectuar la resección quirúrgica siempre que no exista hipoplasia condilar y se encuentre preservada del proceso degenerativo. La rotación del componente tibial plantea menos problemas, ya que la vertiente medial de la tuberosidad tibial constituye una referencia constante para la situación de la plantilla tibial, quedando en la misma línea del surco patelar y cuya vertical se sitúa en la línea del 2º dedo del pie. Los implantes tibiales asimétricos facilitan el centrado, al ajustar su dimensión menor al platillo externo.

De cualquier forma, el objetivo no debe ser la restitución anatómica, en muchos casos primitivamente alterada y desencadenante del proceso degenerativo, sino lograr un equilibrio biomecánico articular. En los instrumentales que permiten realizar en primer lugar la resección tibial, el problema se reduce a realizar la resección femoral posterior paralela a la misma y posteriormente rectificar la resección femoral distal tomando como medida el espacio femorotibial en flexión por medio de espaciadores. Las desventajas de este sistema es que se puede modificar la altura de la interlínea y aunque asegura la estabilidad en extensión y en flexión de 90°, no lo hace en todo el rango articular. Cuando se pretende conservar el ligamento cruzado posterior se requiere no variar la altura de la interlínea y mantener su isometría, conservando la pendiente tibial posterior y respetando las inserciones del ligamento, valorando su tensión en todo el rango articular y procediendo a su liberación si es necesario. En estos diseños no se considera necesario la coaptación estrecha femorotibial en flexión y extensión, confiando la estabilidad anteroposterior a la función del ligamento, por lo que la resección de los extremos óseos se realiza independientemente sin buscar espacios exactamente iguales en flexión y extensión, lo que simplifica el procedimiento quirúrgico, que sin embargo requiere mayor intuición por parte del cirujano.

El presente estudio muestra como se conserva, e incluso tiende a igualarse con el miembro control, el ángulo de marcha tras la artroplastia de rodilla con la técnica quirúrgica actual, que toma como referencias anatómicas intraoperatorias en el plano horizontal la línea condilar posterior, usualmente conservada en la gonartrosis, para la ubicación rotacional del componente femoral, y la vertiente medial de la tuberosidad tibial, para la del componente tibial. Este resultado supone que la acumulación de rotaciones del miembro no varía, aunque pueda haber variaciones en fémur distal y tibia proximal, siempre limitadas por los límites de congruencia

del aparato extensor dentro de la garganta troclear. Si comparamos la variación del ángulo de marcha tras la artroplastia de la rodilla con la que se produce tras la de la cadera (30), observamos que varía significativamente sólo tras ésta última, disminuyendo 2°. Ello se debe a que la orientación del cotilo y del vástago de la artro-

plastia de cadera se realiza buscando la estabilidad articular, para lo cual se tiende a aumentar la anteversión de ambos, mientras que la orientación del escudo femoral y del platillo tibial en la artroplastia de rodilla busca la estabilidad del aparato extensor, la cual se encuentra en un estrecho margen angular. ■■■■■

Bibliografía

- Hsu RWW, Himeno S, Coventry MB, Chao EYS.** Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop* 1990; 255:215-27.
- Insall JN.** Total knee replacement. En: Insall JN editor, *Surgery of the knee*. New York: Churchill Livingstone, 1984, p. 758-824.
- Moreland JR, Basset LW, Hankaer GJ.** Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A:745-9.
- Cahuzac JP.** Antétorsion fémorale. *Rev Prat* 1991; 41:523-7.
- Ahlbäck S.** Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Scand* 1968; 277:1-71.
- Johnson F, Leitt S, Waugm W.** The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg* 1980; 62B:346-9.
- Carret JP.** Biomécanique de l'articulation du genu. En: Duparc (Ed). *Pathologie du genu de l'adult. Conférences d'Enseignement de la SOFCOT*. Paris: Exp Scient. Franc, 1992, p. 1-20.
- Kinzing H, Castiaux P.** Les vices de torsion des membres inférieurs. Historique, évolution clinique. *Acta Orthop Belg* 1977; 43:379-570.
- Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H.** Lower-extremity rotational problems in children. *J Bone Joint Surg* 1985; 67A:39-47.
- Murphy SB; Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT.** Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A:1169-76.
- Bauman PA, Singson R, Hamilton WG.** Femoral neck anteversion in ballerinas. *Clin Orthop* 1994; 302:57-63.
- Netter R.** Note sur un procédé clinique de mesure de l'antéversion du col fémoral. *Rev Chir Orthop* 1939; 26:347-51.
- Lerat JL, Taussig G.** Les anomalies de rotation des membres inférieurs. *Rev Chir Orthop* 1982; 68:1-74.
- Malekafzali S, Wood MB.** Tibial torsion-a simple clinical apparatus for its measurement and its application to a normal adult population. *Clin Orthop* 1979; 145:154-7.
- Duparc F, Thomine JM, Simonet J, Biga N.** Torsions osseuses fémorales et tibiales associées à la gonarthrose fémoro-tibiale interne. *Rev Chir Orthop* 1992; 78:430-7.
- Eckhoff DG, Montgomery WK, Kilcoyne RF, Stamm ER.** Femoral morphometry and anterior knee pain. *Clin Orthop* 1994; 302:64-8.
- Moussa M.** Rotational malalignment and femoral torsion in osteoarthritic knees with patellofemoral joint involvement. A CT scan study. *Clin Orthop* 1994; 304:176-83.
- Harrison MM, Cooke TDV, Fisher SB, Griffin MP.** Patterns of knee arthrosis and patella subluxation. *Clin Orthop* 1994; 309:56-63.
- Yagi T.** Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees. *Clin Orthop* 1994; 302:52-6.
- Walker PS.** Diseño de la artroplastia total de rodilla. En: Insall JN editor, *Surgery of the knee*. New York: Churchill Livingstone, 1984, p. 742-57.
- Moreland JR, Basset LW, Hankaer GJ.** Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A:745-9.
- Jiang C, Insall JN.** Effect of rotation on the axial alignment of the femur. Pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1989; 248:50-6.
- Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS.** Determining the rotational alignment of the component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop* 1993; 286:40-7.
- Yoshioka Y, Cooke TDV.** Femoral anteversion: assessment based on function axes. *J Orthop Res* 1987; 5:86-91.
- Yoshioka Y, Siu D, Cooke TDV.** The anatomy and functional axis of the femur. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A:873-80.
- Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE.** Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A:1331-4.
- Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS.** Determining the rotational alignment of the component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop* 1993; 286:40-7.
- Poivache PL, Insall JN, Scuderi GR, Font-Rodriguez DE.** Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1996; 331:35-46.
- Whiteside LA, McCarthy DS.** Laboratory evaluation of alignment and kinematics in a unicompartamental knee arthroplasty with intramedullary instrumentation. *Clin Orthop* 1992; 274:238-47.
- Ortega Klein J.** Estudio de la marcha en la coxartrosis unilateral de cadera. Tesis Doctoral, Alcalá de Henares, 1995.