



# Imagen diagnóstica

www.elsevier.es/imagendiagnostica



ORIGINAL

## Telemetría de extremidades inferiores en pediatría. Optimización de la dosis en radiología digital

Ana Català Muñoz<sup>a,\*</sup>, César García Fontecha<sup>b</sup>, Joaquim Piqueras Pardellans<sup>a</sup>  
y Goya Enríquez Cívicos<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Servicio de Radiología Pediátrica, Hospital Universitari de la Vall d'Hebron, Barcelona, España

<sup>b</sup> Unidad de Ortopedia Pediátrica, Hospital Universitari de la Vall d'Hebron, Barcelona, España

Recibido el 17 de diciembre de 2010; aceptado el 28 de febrero de 2011

### PALABRAS CLAVE

Telemetría de extremidades inferiores;  
Dosis de radiación;  
Radiografía digital;  
Pediatría

### Resumen

**Objetivo:** El objetivo de este trabajo es permitir disminuir la dosis a pacientes pediátricos en las exploraciones de telemetría de extremidades inferiores (EEII) con un sistema digital directo, mediante el ajuste de los factores de exposición radiográfica para obtener imágenes de calidad aceptable para el diagnóstico (medición de EEII).

**Material y métodos:** Se realizó un estudio prospectivo de 60 pacientes, divididos en dos grupos de 30 pacientes sucesivos: 30 pacientes explorados con el programa preconfigurado en el equipo (grupo estándar) y 30 pacientes con la técnica optimizada a dosis baja (grupo dosis baja). Para cada exploración se recogieron los datos de kilovoltios (Kv), miliamperios/segundo (mAs), milisegundos (ms),  $\mu\text{Gycm}^2$  y se realizó análisis estadístico. La radiación medida en  $\mu\text{Gycm}^2$  fue significativamente menor (1:4) en los pacientes del grupo "dosis baja" (media 9,47 frente a 39,28  $\mu\text{Gycm}^2$ ; desviación estándar [DE] = 5,4;  $p = 0,0001$ ). Los valores de mAs fueron significativamente menores (1:5) en los pacientes del grupo "dosis baja" (media 6,05 frente a 28,77 mAs; DE = 3,1;  $p = 0,0001$ ). La reducción de dosis no tuvo repercusión en el uso clínico de las imágenes para el diagnóstico y medidas.

**Conclusión:** La técnica de "dosis baja" reduce la dosis en un 75% de la dosis estándar en telemetría de EEII.

© 2011 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

\*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: amcatala@hotmail.com (A. Català Muñoz).

**KEYWORDS**

Leg length inequality diagnosis;  
Radiation dosage;  
Radiographic image enhancement;  
Children

**Leg telemetry in paediatrics. Optimisation of the dose in digital radiology****Abstract**

**Objective:** The aim of this work is to be able to reduce patient radiation dose in paediatric examinations of the lower limbs and leg length measurement studies with a direct digital system by adjusting the radiographic factors, enabling images of required diagnostic quality to be obtained.

**Material and methods:** We performed a prospective study on 60 patients, divided into 2 groups of 30 patients; a standard group with default settings and 30 with an optimised low dose technique (low dose group). Dosimetry and exposure data were collected on each patient: Kv, mAs, ms,  $\mu\text{Gycm}^2$  and were statistically analysed. The radiation measured was significantly lower in patients in the "low dose" (mean 9.47 vs 39.28  $\mu\text{Gycm}^2$ , SD = 5.4,  $P=0.0001$ ). The mAs values were significantly lower in patients in the "low dose" (mean 6.05 vs 28.77 mAs, SD = 3.1,  $P=0.0001$ ). Dose reduction did not decrease image quality for diagnosis and measurements.

**Conclusion:** The low-dose technique allows the standard dose in leg length measurement studies to be reduced by 75%

© 2011 ACTEDI. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

**Introducción**

La disimetría de las extremidades inferiores (EEII) se define como la diferencia en la longitud de las extremidades, ya sea por exceso o, más frecuentemente, por defecto.

La disimetría en niños debe considerarse como un proceso dinámico o cambiante hasta que el paciente no alcanza la maduración esquelética<sup>1</sup>. Estas disimetrías son causa de trastornos de la marcha y de escoliosis, pero también los cambios degenerativos a largo plazo se atribuyen a disimetrías leves<sup>2</sup>. Por estos motivos, los pacientes se someten a controles por imagen periódicos, usualmente por radiografía, para el seguimiento de la evolución y/o el tratamiento de la disimetría<sup>3</sup>.

Las técnicas radiográficas digitales son un gran avance, ya que permiten la distribución, la visualización y el almacenaje de las imágenes digitales, así como su incorporación significativa en el flujo de trabajo<sup>4</sup>. Los sistemas digitales tienen la capacidad de reducir las dosis en el paciente, debido a las características físicas de los detectores, con mayor latitud de exposición de los detectores, y que permiten trabajar en un amplio rango de dosis<sup>5,6</sup>. Con los sistemas digitales hay que tener precaución de no aumentar la dosis, ya que pueden producirse sobreexposiciones sistemáticas en los pacientes, aunque sin un impacto negativo en las imágenes, ya que no hay ennegrecimiento inadecuado detectable visualmente, e incluso a veces se consigue una calidad mayor<sup>5,7</sup>. Una dosis baja puede degradar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas, al reducirse el contraste y la resolución espacial. Se deben evitar las dosis de radiación innecesarias que no suponen un beneficio adicional para el objetivo clínico que motivó la obtención de las imágenes (Recomendaciones de la ICRP "Managing patient dose in digital radiology")<sup>8</sup>.

Hay que tener un cuidado especial en la radiología pediátrica, ya que el efecto potencial de la dosis de radiación en el paciente es más negativa en niños que en adultos. Los

efectos acumulados de la radiación y la carga nociva es superior en niños que en adultos, por la mayor expectativa de vida de éstos, la frecuencia de algunos procedimientos radiológicos, y una mayor radiosensibilidad de las células en división rápida<sup>9</sup>. Para limitar la exposición del niño a la radiación, es indispensable que el técnico y el médico radiólogo estén entrenados en radiología pediátrica y que apliquen el principio de optimización: mantener la dosis lo más razonablemente baja posible (criterio ALARA, del inglés *As Low As Reasonably Achievable*)<sup>9</sup>. Se han referido diversas estrategias de modificación de la técnica con el fin de reducir la radiación en la adaptación de sistemas de radiografía digital<sup>10</sup>. Como la densidad óptica de las imágenes no se corresponde con la dosis impartida, se ha aconsejado el uso del control automático de exposición "automatic exposure control" (AEC), que es un método para mantener un equilibrio adecuado entre calidad de imagen y exposición del paciente en equipos de imagen digital<sup>10</sup>.

Los diferentes fines clínicos para los que se obtienen las imágenes radiológicas requieren o permiten diferentes grados de calidad en las imágenes finales y, en consecuencia, hay que ajustar las dosis<sup>11</sup>. Los estudios de medición morfológica, como la telemetría de EEII, son buenos candidatos para aplicar métodos de reducción de dosis al paciente. El objetivo de este trabajo es presentar la disminución de dosis en pacientes pediátricos en exploraciones de telemetría de EEII con un sistema digital directo (detector de panel plano), después de ajustar los factores de exposición radiográfica con el fin de obtener imágenes de calidad aceptable para el diagnóstico.

**Material y método**

Se realizó un estudio prospectivo de 60 pacientes que tenían cita programada en nuestro servicio de radiología pediátrica para realizar radiografía de telemetría de EEII, entre los me-



**Figura 1** Disposición de la sala de radiología para la exploración de telemetría de extremidades inferiores. El estudio se realiza en bipedestación y la distancia tubodetector es de 250 cm.

ses de febrero y marzo de 2010. Se estudiaron 2 grupos sucesivos de 30 pacientes sin aleatorización. Se excluyó a los pacientes que, por edad o enfermedad, no toleraban la bipedestación. A los 30 primeros se realizó la exploración con el programa de radiografías anatómicas (APR, del inglés *anatomical programmed radiography*), predefinido en el equipo por el fabricante (grupo estándar), y al segundo grupo de 30 pacientes con una técnica modificada manualmente (grupo dosis baja). Todas las exploraciones de telemetría de EEII se realizaron en un equipo digital de panel plano Philips Digital Diagnost 2.x (Philips Medical Systems, Best [Países Bajos]). Este equipo permite obtener las radiografías de EEII de forma automática (figs. 1 y 2). Para ello realiza 2-3 disparos sucesivos, dependiendo de la longitud de las extremidades, entre los que varía automáticamente la angulación del tubo de craneal a caudal, sin traslación de éste. En cada disparo sucesivo, el equipo reduce la intensidad (mAs) al 50%. Se obtienen así 2-3 imágenes digitales sucesivas ligeramente solapadas (de caderas hacia tobillos) que se fusionan y reconstruyen. Durante la reconstrucción, el equipo corrige automáticamente tanto la variación de densidad óptica, como la deformidad geométrica originada en las proyecciones anguladas. Los pequeños desplazamientos laterales pueden corregirse manualmente sobre las imágenes.

La elección de los parámetros para el nuevo protocolo de dosis baja se basaron en los que permitía la programación directa de un nuevo APR, con uso de exposición automática, que lo hiciese fácilmente reproducible, adaptando los parámetros del programa a los que permitieran una potencial reducción de la exposición cercana al 80% aumento del kilovoltaje, aumento de la velocidad radiográfica equivalente y reducción de la densidad, que proporcionan todos los equipos de radiología digital.

Se realizaron las exploraciones con el siguiente protocolo común:

- Seleccionar APR telemetría de EEII con control automático de exposición (AEC, del inglés *automatic exposure control*) con 2 cámaras de ionización laterales.



**Figura 2** Soporte mural radiotransparente con la regla incorporada requerida tanto para la reconstrucción, como para la verificación de la medición de las extremidades.

- Posición del paciente: antero-posterior en bipedestación con las rótulas al cénit sobre el soporte, con regla radiopaca incorporada en el soporte indispensable para la reconstrucción informática y medición de las extremidades.
- Distancia foco-detector: 2,5 metros.
- Colimación: de cabezas femorales a articulación tibioastragalina.
- La técnica radiográfica es la única diferencia entre cada grupo:

a) Grupo estándar:

- 75-95 kVp
- Ajuste de densidad: 0
- Sensibilidad detectores: 400 (equivalente)

b) Grupo dosis baja:

- 85-95 kVp
- Ajuste de densidad: -2
- Sensibilidad detectores: 800 (equivalente)

Para cada paciente-exploración se recogen los datos proporcionados por el propio equipo para cada disparo: kVp, mAs, ms,  $\mu\text{Gycm}^2$  (producto dosis-área) de cada disparo (que serán 2-3 dependiendo de la altura del paciente). El índice de exposición, proporcionado como producto dosis-área, en  $\mu\text{Gycm}^2$ , se obtiene por un método que incorpora

la corrección de la sensibilidad del detector a distintos kilovoltajes<sup>4,6</sup>. La resolución espacial del detector de aproximadamente 3 pl/mm (7 píxeles por mm de 0,134 mm en los dos ejes).

Como referencia para este estudio, se utilizan los datos del primer disparo (el más craneal), por ser el de mayor dosis y estar incluidas las gónadas en el haz de radiación directa. Esta modalidad digital aplica directamente una reducción automática del 50% a cada nuevo disparo sucesivo (2-3 según la longitud de las extremidades).

El criterio único de aceptabilidad de las imágenes obtenidas era la perfecta representación de los contornos óseos que permitiera el trazado de los tres puntos de medida para distancias y ejes de las EEII: contorno superior de la cabeza femoral, espina tibial y mortaja del tobillo.

El análisis estadístico se realizó mediante comparación de medias (t de Student para muestras independientes). Se ajusta la significación estadística a 0,05.

## Resultados

No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la edad de los pacientes entre ambos grupos (11,76 frente a 10,43 años;  $p = 0,139$ ).

Las imágenes obtenidas con las dos técnicas (figs. 3 y 4) han cumplido el criterio de aceptación para estudios de telemetría. No se ha repetido ninguna imagen por motivos técnicos en nuestras series. Como es de esperar, en las imágenes de dosis baja se observa ligeramente más granulado que en las de dosis estándar, las corticales pierden levemente su nitidez y la textura trabecular más sutil queda difuminada (se puede apreciar en las ampliaciones de las figs. 5a y 5b), pero que no ha impedido su uso diagnóstico basado en la toma de medidas, cálculo de ejes o ángulos en las EEII. No fue preciso repetir proyecciones adicionales para mejorar el detalle de lesiones focales, textura trabecular o densidad ósea.

La radiación recibida reportada por el equipo como producto dosis-área fue significativamente menor en los pacientes del grupo dosis baja (9,47 frente a 39,28  $\mu\text{Gycm}^2$ ;  $p < 0,001$ ). Los valores de mAs fueron significativamente menores en los pacientes del grupo dosis baja (6,06 frente a 28,77 mAs;  $p \leq 0,001$ ). Los valores de kVp fueron elevados en ambos grupos, pero significativamente mayores en los pacientes del grupo dosis baja (89,40 frente a 84,93 kVp;  $p = 0,003$ ). En la tabla 1 se muestran los resultados comparativos de ambas técnicas.

## Discusión

Con las técnicas de radiología digital es posible disminuir la dosis en el paciente de forma considerable, con la mejora del conjunto de parámetros técnicos. En equipos digitales se aconseja el uso sistemático de programas preconfigurados con control automático de exposición, ya que permite mantener una dosis y calidad estándar, con una técnica reproducible que evita el riesgo de sobreexposiciones<sup>5,7</sup>. El ajuste original preconfigurado en los equipos ofrece generalmente un buen equilibrio entre la calidad de imagen,

pero deja un amplio margen para la mejora de las dosis. La amplia latitud de los receptores digitales permite la reducción de dosis de exposición en las exploraciones en las que la reducción de contraste no impide la delimitación de las estructuras esqueléticas de interés y se puede aplicar a las radiografías esqueléticas de mensuración: EEII y columna (figs. 3 y 4)<sup>12</sup>.

Los datos de este estudio indican que el aumento del kilovoltaje entre los dos grupos, a pesar de ser estadísticamente significativo, no ha sido el factor más importante para la disminución de dosis. El factor determinante en la modificación de los programas automáticos (APR) ha sido la combinación de aumentar la sensibilidad de los detectores (de 400 a 800) y ajustar la densidad (de 0 a -2), manteniendo el uso del control automático de exposición, con lo que se ha conseguido bajar la intensidad total (miliamperaje por segundo [mAs]) y, de forma casi paralela, reducir la dosis en un 75% de la dosis del programa preconfigurado por el fabricante.

La imagen radiológica muestra más ruido, más *granulado* (moteado cuántico, *quantum mottle* o *graininess* en las publicaciones en inglés), pero se visualizan y perfilan adecuadamente las referencias anatómicas necesarias para realizar las mediciones en EEII (figs. 3, 4, 5a y 5b). En la estación de trabajo de la modalidad, se aumenta ligeramente el contraste que queda ligeramente reducido en las imágenes obtenidas con kilovoltajes más altos.

La media de miliamperaje (mAs) del grupo estándar es de unos 28,8 mAs, que se acercaría a la técnica ya utilizada en nuestro propio servicio en radiología convencional (chasis-pantalla de refuerzo-película de  $30 \times 90$  o  $30 \times 120$ ). Sin embargo, en el grupo de dosis baja, se ha registrado una media de 6,1 mAs, que es una técnica impensable en la radiología convencional para este tipo de exploración (distancia foco-detector de 2,5 m).

En la radiología convencional se realiza un único disparo con kVp y mAs único para las exploraciones de telemetría, y el paciente recibe aproximadamente la misma dosis superficial en toda la extremidad; una pantalla de refuerzo progresiva compensaba la diferencia de densidad a lo largo de la extremidad. El sistema digital directo de este estudio realiza la adquisición sumando hasta tres disparos sucesivos con ligera superposición entre ellos, y los mAs se reducen a la mitad sucesivamente en cada disparo tomando como referencia al disparo anterior. Como referencia para comparar con otras modalidades, el paciente del grupo de dosis baja que ha recibido un miliamperaje más elevado ha sido de 13,3 mAs en pelvis, 6,9 mAs en rodillas y 3,5 mAs en tobillos. Con la optimización a dosis baja para telemetrías (a 250 cm foco-detector), los pacientes reciben una dosis inferior a la recibida si se hubiera llevado a cabo una radiografía AP de pelvis, AP de rodillas y AP de tobillos estándar (a 100-110 cm foco-detector). La dosis en superficie a 250 cm equivale a una sexta parte de la dosis recibida con la misma técnica a distancia estándar de 100-110 cm.

La teleradiografía de EEII se sigue considerando el método estándar para el diagnóstico y el seguimiento clínico de la dismetría de EEII, pero a lo largo de los años se han propuesto otros métodos<sup>3</sup>. Para evitar los errores de paralaje y evitar la magnificación por la proyección radiográfica, se



**Figura 3** Telemetría de extremidades inferiores en un paciente varón de 13 años realizada con la técnica estándar. Adquirida en pelvis con 85 kVp y 23,3 mAs. Tamaño de adquisición original de  $3.011 \times 7.085$  píxeles. Ventana de presentación estándar de 4.096 niveles de gris y centrada al nivel 2.047.

han ensayado diferentes técnicas en las que el haz incide de forma perpendicular a los puntos de medida, lo que se puede lograr con varios disparos radiográficos o capturas sucesivas de fluoroscopia con desplazamiento<sup>13</sup>, o por modalidades que permiten un barrido, como el escanograma de la tomografía computarizada a dosis baja<sup>14</sup>, o nuevas modalidades de detección de barrido y dosis baja<sup>15</sup>. Como métodos sin radiación se han ensayado tanto la ecografía<sup>16</sup>, que per-



**Figura 4** Telemetría de extremidades inferiores en otro paciente varón de 13 años realizada con la técnica de dosis baja. Adquirida en pelvis con 90 kVp y 8,1 mAs. Tamaño de adquisición original de  $3.001 \times 6.874$  píxeles, presentada con la misma ventana de la figura 3. La imagen muestra calidad comparable a la de la figura 3. Las diferencias objetivas—ligeramente más granular con la técnica de dosis baja—no son apreciables sin aplicar magnificación (figs. 5a y 5b).

mite la medida de la longitud total, y recientemente la imagen morfológica que proporciona la resonancia magnética<sup>17</sup>. Algunas de estas modalidades permiten realizar los estudios en bipedestación.



**Figura 5 a-b** Ampliaciones del cóndilo interno del fémur derecho de las figuras 3 y 4. Ambos son recortes de  $462 \times 631$  píxeles de las imágenes Dicom originales, ampliados  $\times 3$  por interposición bilineal. Se ha aumentado el contraste fotográfico un 15% para evidenciar la textura de los píxeles. a) Con técnica estándar (imagen captada a 75 kVp y 12,4 mAs), la imagen muestra su calidad estándar, con excelente delimitación cortical de las espinas tibiales y se observa la trabeculación fina bajo la cortical del cóndilo interno. b) Con ajuste para dosis baja (imagen captada a 80 kVp y 4,9 mAs) se observan los efectos de la dosis baja en la imagen ampliada: el aspecto más granular, identificable en las partes blandas, los contornos óseos algo menos definidos y la pérdida de la trabeculación más fina. No dificulta el reconocimiento de los contornos óseos para la toma de medidas en telemetría ni impide la valoración general de la afección ósea.

**Tabla 1** Valores de las variables

	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Diferencia media	P
Kilovoltios (kV)	Estándar	30	84,93	3,290	4,47	0,003
	Dosis baja	30	89,40	6,976		
Miliamperios/ segundo (mAs)	Estándar	30	28,770	16,8886	22,71	< 0,001
	Dosis baja	30	6,060	3,4049		
Milisegundos (ms)	Estándar	30	25,973	17,3831	20,35	< 0,001
	Dosis baja	30	5,627	3,1747		
Micro Gy/ cm <sup>2</sup>	Estándar	30	39,2860	28,71718	29,81	< 0,001
	Dosis baja	30	9,4750	7,73209		
Edad (años)	Estándar	30	11,7667	2,76597	1,33	0,139
	Dosis baja	30	10,4333	3,99079		

## Conclusión

La reducción de la dosis de radiación debe ser un objetivo primario en la práctica de la radiología pediátrica.

Con los resultados del presente trabajo se han modificado los programas por defecto (APR) del equipo digital, lo cual ha permitido la adquisición sistemática de los estudios de telemetría de EEI con dosis baja en todos los pacientes.

La dosis idónea está en el equilibrio entre reducción de dosis y la obtención de imágenes de calidad adecuada para el diagnóstico. Las técnicas de dosis baja pueden ser útiles, y tanto el radiólogo como el técnico pueden contribuir de forma significativa a su implantación.

Es necesario que el personal técnico de radiodiagnóstico conozca las prestaciones de los equipos de radiología digital y esté formado en los aspectos dosimétricos y de calidad de imagen digital para ofrecer las técnicas radiográficas más idóneas.

## Agradecimientos

Al personal técnico del servicio de radiología pediátrica por su colaboración en la recopilación de los datos de este estudio.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Bibliografía

- González Herranz P, De Pablos J. Dismetría de los miembros inferiores. En: *Apuntes de Ortopedia Infantil*. Madrid (España): Ediciones Ergon; 2000. p. 231-43.
- McCaw ST, Bates BT. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *Br J Sports Med*. 1991;25:10-3.
- Sabharwal S, Kumar A. Methods for Assessing Leg Length Discrepancy. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466:2910-22.
- Buscà J, Vigil A, Medina R. Radiología digital en los servicios de radiodiagnóstico. *Parámetros dosimétricos*. *Imagen Diagnóstica*. 2010;1:70-2.
- International Commission on Radiological Protection. *Managing Patient Dose in Digital Radiology*. ICRP. 2004;34.
- Cowen AR, Kengyelics SM, Davies AG. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol*. 2008;63:487-98.
- Digital Radiography & Fluoroscopy - Radiation Protection of Patients (RPOP) [Internet]. [Acceso febrero 2011] Disponible en: [http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1\\_Radiology/DigitalRadiography.htm#DigRadiogFAQ12](http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/DigitalRadiography.htm#DigRadiogFAQ12)
- Ten J, Fernández J, Vaño E, Pedrosa C. La radiología digital y las dosis de radiación a los pacientes. *Revista del CSN*. 2002;22:15-23.
- ICRP International Commission Radiological Protection, SEPR Sociedad Española de Protección Radiológica. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection* [Internet]. Madrid: Senda Editorial SA; 2007. [Acceso enero 2011] Disponible en: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>
- American Association of Physicists in Medicine, Shepard SJ, Wang J, editors. *An Exposure Indicator for Digital Radiography - AAPM REPORT NO. 116 - Report of AAPM Task Group 116*. College Park, MD; 2009. p. 20740-3846.
- Willis C. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatr Radiol*. 2004;34(S3):S196-S200.
- Buckwalter K, Braunstein E. Digital skeletal radiography. *Am J Roentgenol*. 1992;158:1071-80.
- Wilson A, Ramsby G. Skeletal measurements using a flying spot digital imaging device. *Am J Roentgenol*. 1987;149:33943.
- Aitken A, Flodmark O, Newman D, Kilcoyne R, Shuman W, Mack L. Leg length determination by CT digital radiography. *Am J Roentgenol*. 1985;144:613-5.
- Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard J, Attal M, et al. Evaluation of a new low-dose digital X-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatric Radiology*. 1998;28:557-61.
- Terjesen T, Benum P, Rossvoll I, Svenningsen S, Fløystad I, Iern AE, Nordbø T. Leg-length discrepancy measured by ultrasonography. *Acta Orthop Scand*. 1991;62:121-4.
- Liodakis E, Kenawey M, Doxastaki I, Krettek C, Haasper C, Hankemeier S. Upright MRI measurement of mechanical axis and frontal plane alignment as a new technique: a comparative study with weight bearing full length radiographs. *Skeletal Radiol* 2010; [prepublicación electrónica en Internet] [Acceso febrero 2011]. Disponible en: <http://www.springerlink.com/content/8143123005320151/>