

Uso de impresión digital 3D con material densidad calcio para la corrección de una deformidad grave de húmero proximal. A propósito de un caso

E. VERA GIMÉNEZ ¹, A. GARCÍA LÓPEZ ¹, J. NAVARRO-MARTÍNEZ ², A. MADRIGAL QUEVEDO ¹, A. BAILÉN GARCÍA ¹, L. GUTIÉRREZ SÁNCHEZ ¹.

¹ SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA. ² SERVICIO DE ANESTESIOLOGÍA Y REANIMACIÓN. HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE ALICANTE, ALICANTE, ESPAÑA.

Resumen. El uso de la tecnología de impresión digital 3D está demostrando ser muy útil en la planificación quirúrgica en el tratamiento de fracturas y diversos procedimientos ortopédicos. Presentamos la planificación prequirúrgica realizada en un caso de deformidad muy severa de húmero proximal secundario a una epifisiolisis en una niña de 8 años. Se basa en una impresión digital del hueso con material densidad calcio, no teniendo constancia de que se haya utilizado hasta el momento. Esto permite un estudio radiológico previo y una mejor planificación. Dado el éxito alcanzado con esta cirugía, ya que obtuvimos una corrección del ángulo cérvico-diafisario de 72°, ahorro de tiempo quirúrgico y resultado funcional satisfactorio, podemos afirmar que la impresión digital 3D puede considerarse una herramienta de gran utilidad para la planificación de retos quirúrgicos similares. Es especialmente innovador en este caso, el uso de materiales que permiten la comprobación radiológica de nuestro modelo usado para la planificación.

Use of a 3D printing model with calcium density material for correcting a severe proximal humerus deformity. A case report.

Summary. The use of 3D printing technology is very useful in surgery for treating fractures and several other orthopaedic surgeries. In this case we describe the pre-surgical planning of very severe deformity of proximal humerus secondary to an epiphysiolisis in an 8 year old girl with a calcium density model. It is based on a digital printing of the bone with calcium density material, which, to the best of our knowledge, has not been dealt with so far. This has allowed us to carry out a previous radiological analysis and better planning. This surgery has resulted in successful correction and has saved surgical time. The functionality of the patient was improved and a correction of the cervical-diaphyseal angle of 72° was achieved. We believe it can be very useful for planning similar operations. We highlight the use of materials that allow radiological checking as is the case of our model used in planning.

Correspondencia:
Eva M^a Vera Giménez
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica
Hospital General Universitario de Alicante
Calle Pintor Baeza, 11
03010 Alicante
Correo electrónico: eva.vera29@gmail.com

Introducción

Las fracturas de la extremidad proximal de húmero suponen menos de un 5% de las fracturas en niños¹. La principal característica de este tipo de fracturas es la gran capacidad de remodelado óseo, ya que no debe-

mos olvidar que la fisis proximal del húmero es responsable del 80% de crecimiento en longitud, por lo que la gran mayoría de las fracturas se tratan de forma conservadora. Las complicaciones asociadas a este tipo de fracturas son poco habituales, una de las más comunes es la deformidad en varo del húmero proximal.

El húmero varo es una enfermedad con una baja incidencia de presentación. Se asocia a fracturas neonatales o en niños menores de 5 años. Lo característico de esta deformidad es un incremento en la angulación en varo del húmero proximal y acortamiento en longitud del miembro. Esto es consecuencia de una destrucción

de la fisis medial, manteniéndose intacta la fisis lateral que continúa creciendo, lo que termina desarrollando una deformidad en varo del húmero proximal. Para su corrección, en los casos avanzados donde no se puede hacer una resección de la barra fisaria, es necesario la realización de una osteotomía electiva valguzante. La corrección de una consolidación viciosa de húmero proximal en la edad pediátrica mediante una osteotomía supone un reto quirúrgico.

Se han descrito diversos métodos de osteotomía valguzante, seguida de inmovilización con yesos, fijación con cerclajes, agujas, incluso con placa rígida preconformada. Sin embargo, no hemos encontrado ningún trabajo publicado en el que se usara un modelo 3D de densidad calcio como parte de la planificación quirúrgica del tratamiento de la deformidad.

Gracias al avance de las técnicas de imagen de tomografía computarizada y su reconstrucción 3D se ha mejorado la planificación de deformidades del miembro superior²⁻⁷ e incluso se han desarrollado guías de osteotomía para consolidaciones viciosas del húmero proximal^{8,9}. Recientemente también se están incorporando técnicas de impresión digital en modelos 3D para planificación de diferentes correcciones ortopédicas^{10,11}.

El objetivo de este artículo es mostrar la opción de planificación de una grave deformidad del húmero proximal en la edad pediátrica usando la impresión digital en modelos 3D con material densidad calcio demostrando un buen resultado en el caso presentado.

Caso Clínico

Se trató a una paciente de 8 años de procedencia China que fue adoptada a los 2 años de vida. Consultó por un déficit de movilidad del miembro superior derecho, concretamente de abducción (limitada a 60°), de comienzo incierto y sin traumatismo previo (Figs. 1A y 1B). Clínicamente se observó una disimetría del húmero derecho respecto al contralateral de 6 cm. Las imágenes radiográficas iniciales muestran una deformidad del húmero derecho en varo con un ángulo cérvico-diafisario de 68° (Fig. 2). Se completó el estudio de imagen mediante una RMN donde se observó una barra en la parte medial de la fisis proximal del húmero (Fig. 3) y con una tomografía computarizada de ambos húmeros para comparar y valorar la deformidad con el contralateral y realizar la impresión digital (Figs. 4 y 5).

Ante estos hallazgos se decide llevar a cabo un tratamiento quirúrgico de la paciente puesto que el déficit de movilidad a pesar de no ser doloroso afectaba a sus actividades diarias. Se planificó un tratamiento quirúrgico llevando a cabo una osteotomía valguzante de apertura con aporte de injerto para corregir la deformidad y parcialmente el acortamiento.



A



B

Figura 1. A y B. Se muestra la limitación funcional inicial de la paciente, concretamente abducción limitada a 60°.



Figura 2. Radiografía inicial de la paciente en la que se observa una deformidad del húmero derecho en varo con un ángulo cérvico-diafisario de 68°.

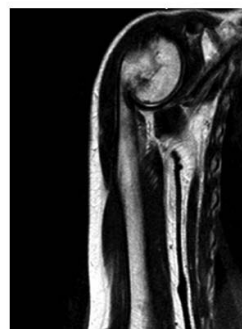


Figura 3. RMN. Se observa una barra en la parte medial de la fisis proximal del húmero derecho.



Figuras 4 y 5. Imágenes del TAC. Permite obtener mayor detalle de la deformidad y es la base para realizar la impresión digital 3D.



Figura 6. Imagen del TAC donde se marca el centro rotacional de la deformidad (CORA). Es el punto sobre el que se realizó la osteotomía de corrección.

El proceso hasta la impresión final del modelo consta de las siguientes fases: extracción de imágenes DICOM y archivo STL, limpieza de irregularidades del modelo inicial e impresión. Para la extracción de las imágenes se utilizó el programa Horos[®]. Se trata de un software gratuito, de código libre para visualizar imágenes DICOM. El ajuste más preciso de la segmentación se consiguió mediante la utilización de Mimics[®] de Materialise. Una vez extraído el archivo SLT se acabó de limpiar mediante el Autodesk Meshmixer[®]. Para la impresión se utilizó la impresora Lewike[®] XL. El material empleado fue smartfil[®] EP de Smartmaterials. Este filamento Smartfil[®] E.P presenta un acabado superficial similar al de la caliza, que es una roca sedimentaria mayoritariamente compuesta por carbonato de calcio, de ahí que se englobe en la categoría de los filamentos con acabados cerámicos o de piedra.

Sobre el modelo 3D se realizó la osteotomía de húmero basándose en una aguja de Kirschner que pasase por el punto de mayor deformidad a nivel de la barra fisaria y el punto de pivote externo correspondiente al *rotational center of deformity* (CORA). El Cora, o centro rotacional de la deformidad, es el punto por donde pasa el eje de corrección de la angulación y correspondería al punto de encuentro entre los ejes proximal y distal a la deformidad. Es el sitio ideal para realizar la osteotomía de corrección, dato que tuvimos en cuenta a la hora de planificar nuestra cirugía (Fig. 6). Tras realizar la osteotomía se calculó la cuña necesaria para el apoyo del hueso tras realizar la corrección del modelo lo más similar a la imagen especular. Se corrigió el valgo del modelo y la rotación corrigiendo la retroversión. Se midió el tamaño de la cuña que resultó de 15 mm (Fig. 7). A continuación se realizó una fijación temporal incluyendo la cuña con agujas de Kirschner y posteriormente se realizó una fijación del modelo con la placa escogida (PediLock Locking Plate[®]) (Fig. 8). Finalmente, se comprobó por radioscopia la longitud de los tornillos y la correcta posición de los mismos gracias a la condición de densidad similar al hueso del modelo (Fig. 9).

Una vez que tuvimos una adecuada planificación quirúrgica se decidió intervenir a la paciente. Colocada

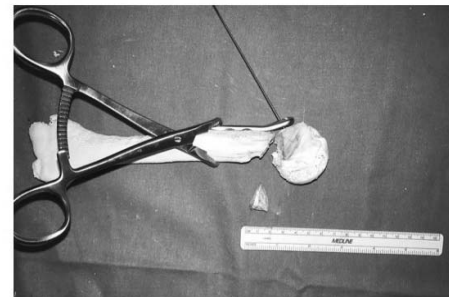


Figura 7. Imagen del modelo 3D una vez realizada la osteotomía. Se observa el tamaño de la cuña que fue de 15 mm.



Figura 8. Se observa el modelo 3D tras la fijación temporal incluyendo la cuña con la placa PediLock Locking Plate[®]. El modelo impreso que se ve más anterior en la imagen se obtuvo gracias al húmero contralateral, representa cómo sería el húmero de la paciente sin la deformidad existente, y por lo tanto nuestra situación ideal.



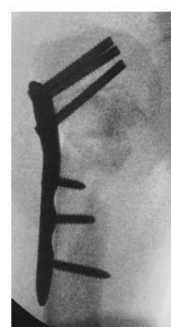
Figura 9. Se comprobó por radioscopia la corrección del húmero así como la longitud de los tornillos sobre el modelo 3D que había sido intervenido durante el proceso de planificación quirúrgica.



Figura 10. Imagen intraoperatoria de la paciente. Se observa la colocación de la placa sobre el húmero tras la osteotomía valguizante..



Figuras 11 y 12. Imágenes del control radioscópico intraoperatorio. Proyecciones anteroposterior y lateral.



en decúbito supino se realizó un abordaje deltopectoral derecho. Durante la cirugía se utilizó el modelo 3D que previamente se había esterilizado. La esterilización se realizó en frío con peróxido de hidrógeno (gas plasma) durante 55 min. Se llevó a cabo la osteotomía correcta por el mismo punto planificado en el modelo 3D y se procedió a la corrección mediante valguización y desrotación. Se aportó una cuña de 15 mm interna, idéntica a la del modelo, obtenida de cresta ilíaca izquierda. A continuación se fijó la osteotomía con dos agujas de Kirschner y se comprobó la adecuada reducción de la deformidad bajo radioscopia. Finalmente se completó la cirugía mediante la fijación con una placa Pedilock® (Fig. 10) a la misma altura que en el modelo impreso 3D que teníamos esterilizado en la mesa quirúrgica. El tamaño de los tornillos que usamos para la placa ya los habíamos medido previamente en el modelo 3D. Por último se realizó un control radioscópico intraoperatorio anteroposterior y lateral (Figs. 11 y 12). El tiempo quirúrgico total fue de 2 horas.

Resultados

La paciente mantuvo el inmovilizador de hombro durante 10 días. Pasado ese tiempo se realizó un control radiológico en el que se observaba una corrección del ángulo cervico-diafisario de 72°, manteniéndose una angulación de 140° postquirúrgica (Fig.13). La consolidación de la osteotomía se consiguió a la 5ª semana de la cirugía sin incidencias. Se comprobó que la movi-



Figura 13. Radiografía postquirúrgica en la que se observa una corrección del ángulo cervico-diafisario de 72°, manteniéndose una angulación de 140° postquirúrgica.

lidad había mejorado sustancialmente pasando de 60° de abducción a casi 180° (Fig. 14), por lo que no fue necesario el tratamiento rehabilitador. La paciente se encuentra sin dolor y realizando sus actividades de la vida diaria sin limitaciones.

Discusión

La corrección mediante osteotomía fijada con placa no había sido descrita en pacientes sin madurez esquelética hasta el año 2013, en el que el grupo de J. Tallón- López presentó un caso similar al nuestro que se trató con una osteotomía con placa rígida preconformada de maléolo peroneo, dado que no existen



Figura 14. Imagen de la paciente a los 10 días de la cirugía, dónde se comprobó que la movilidad había mejorado sustancialmente, pasando de 60° de abducción a casi 180°.

placas infantiles destinadas a este fin, obteniendo resultados satisfactorios¹².

La aplicación de la impresión 3D se puede considerar como un paso adicional en el protocolo quirúrgico, la cual ofrece importantes ventajas. Una de ellas es que los modelos 3D muestran las lesiones subyacentes de una manera táctil y visual, que proporciona una mejor comprensión de las fracturas complejas o deformidades. Esto supone una preparación prequirúrgica más completa por parte del equipo quirúrgico, y una intervención menos agresiva para el paciente. Por otro lado, la utilización de estos modelos permite preformar las placas que posteriormente se utilizarán en el paciente y verificar su posición óptima en el hueso. Otra ventaja del uso de estos modelos es que el cirujano puede operar de forma más eficiente y con más confianza debido a una mejor preparación. El cirujano sabrá más y necesitará medir menos, lo que nos lleva a una reducción del tiempo quirúrgico, menor sangrado y reducción del tiempo de radioscopia intraoperatorio^{2,6}. Además la duración de la anestesia será también menor, lo que es más seguro para el paciente. Y por último, destacar la mejor comprensión del paciente de su patología, ya que nos permite darle una información más visual del proceso a realizar^{2,6,7}.

El uso de esta nueva tecnología nos ha permitido mejorar en el tratamiento de patologías muy complejas como son, por ejemplo, las fracturas de pelvis y fracturas acetabulares¹³⁻¹⁵. Otra aplicación a destacar, como demuestra en el estudio Wang y cols., además de las ya comentadas y que también está cobrando mucha importancia, es en tumores de pelvis¹⁶.

En un estudio reciente se evidenció que cuando los cirujanos usaban los modelos 3D tanto el tiempo quirúrgico como el tiempo de radioscopia se redujo. Concluyen además que, estos modelos pueden ser especialmente útiles para superar las curvas de aprendizaje para complejos procedimientos quirúrgicos¹⁷.

En algunas ocasiones se hace especialmente difícil hacer una reconstrucción de la anatomía del húmero proximal basándonos únicamente en las radiografías y las reconstrucciones del TAC del húmero patológico.

En estos casos se ha visto que es útil utilizar el húmero contralateral para la reconstrucción 3D. Un estudio publicado por Vlachopoulos y cols. en el año 2016 se propuso desarrollar un algoritmo informático para la medición 3D de la anatomía humeral e investigar las diferencias bilaterales de importantes parámetros geométricos en una muestra de 140 pacientes¹⁸.

Respecto al material utilizado para la impresión de estos modelos, hasta ahora los dos más comúnmente utilizados son el ácido poliláctico (PLA) y el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Estudios recientes han intentado determinar qué material ofrece mejores resultados. En el estudio de Yang² y cols. se ha demostrado que el PLA es un material relativamente seguro, ecológico, sin olor en el proceso de impresión y el principal producto de degradación (el ácido láctico) no es un producto tóxico como lo que sucede con el ABS. También observaron que los fallos de impresión así como el tiempo de preparación necesario eran menores con el PLA. Además este material ofrece la gran ventaja de poder ser esterilizado y utilizado durante la cirugía.

En nuestro caso, utilizamos un modelo impreso en 3D de Smartfill E. P. Se trata de un material compuesto por PLA (70%) y por Carbonato de Calcio-CaCO₃ (30%). La combinación de este filamento Smartfill E.P radiopaco es lo que le proporciona la posibilidad de obtener imágenes radiográficas del modelo impreso intervenido previamente, lo que supone una de las principales diferencias con respecto a lo publicado hasta ahora. Además es posible esterilizarlo y usarlo intraoperatoriamente.

La principal limitación de estos modelos, aplicada al tratamiento del húmero varo en niños, es que no existen casos publicados para poder comparar los resultados. Además es necesario un proceso de formación, tiempo de realización del modelo y coste económico. Por otro lado, sí que es cierto que en nuestro caso en concreto parece que la opción de este material radiopaco es una ventaja y una ayuda para el cirujano en el acto quirúrgico, reduciendo el tiempo de escopia, el sangrado intraoperatorio y la duración de la intervención.

Conclusiones

Respecto a este nuevo modelo 3D que proponemos en nuestro caso, como complemento a la osteotomía valguizante fijada con placa, concluimos que proporciona resultados satisfactorios en la corrección de una deformidad grave de húmero varo, mejorando la técnica quirúrgica y reduciendo el tiempo de la cirugía. El hecho de utilizar material de densidad calcio similar al hueso para su realización puede suponer una ventaja adicional durante el proceso de planificación preoperatoria en comparación con otros modelos, ya que nos permite visualizar el molde fijado con la placa con estudios radiológicos.

Bibliografía

1. Landin LA. Epidemiology of children's fractures. *J Pediatr Orthop* 1997; 6:79-83.
2. Yang L, Grottkau B, He Z, Ye C. Three dimensional printing technology and materials for treatment of elbow fractures. *Int Orthop* 2017; 41(11):2381-7.
3. Beliën H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijmens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop* 2017; 4(1):34.
4. Oura K, Kunihiro O, Okada K, Tanaka H, Murase T. Corrective osteotomy assisted by computer simulation for a malunited intra-articular fracture of the distal humerus: two case reports. *Arch Orthop Trauma Surg* 2016; 136(11):1499-1505.
5. Liza O, Shalin S, Aasim M, Sonja C, Shamim U. Advances in 3D modeling: Preoperative templating for revision wrist surgery. *HAND* 2017; 12(5):68-72.
6. Zheng W, Su J, Cai L, Lou Y, Wang J, Guo X y cols. Application of 3D printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures. *Orthop Traumatol Surg Res* 2017; 14.
7. Youa W, Liua LJ, Chena HX, Xionga JY, Wang DM, Huangb JH y cols. Application of 3D printing technology on the treatment of complex proximal humeral fractures (Neer3-part and 4-part) in old people. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016; 102 (7): 897-903.
8. Vlachopoulos L, Schweizer A, Meyer DC, Gerber C, Fürnstahl P. Three-dimensional corrective osteotomies of complex malunited humeral fractures using patient-specific guides. *J Shoulder Elbow Surg* 2016; 25(12):2040-7.
9. Ranalletta M, Bertona A, Rios JM, Rossi LA, Tanoira I, Maignón GD y cols. Corrective osteotomy for malunion of proximal humerus using a custom-made surgical guide based on three-dimensional computer planning: case report. *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26(11):357-63.
10. Qiu B, Liu F, Tang B, Deng B, Liu F, Zhu W y cols. Clinical study of 3D imaging and 3D printing technique for patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty. *J Knee Surg* 2017; 30(8):822-8.
11. Berhouet J, Gulotta L, Dines D, Craig E, Warren R, Choi D y cols. Preoperative planning for accurate glenoid component positioning in reverse shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2017; 103(3):407-13.
12. Tallón-López J, Domínguez-Amador JJ, Andrés-García JA. Humerus varus: Correction by proximal valgus osteotomy with precontoured plate fixation in children. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2014; 58:249-52.
13. Zeng CJ, Huang WH, Huang HJ, Wu ZL. Laparoscopic acetabular fracture fixation after three-dimensional modelling and printing. *Indian J Orthop* 2017; 51(5):620-23.
14. Zeng CJ, Xing W, Wu ZL, Huang HJ, Huang WH. A combination of three-dimensional printing and computer-assisted virtual surgical procedure for preoperative planning of acetabular fracture reduction. *Injury* 2016; 47(10):2223-7.
15. Liu ZJ, Jia J, Zhang YG, Tian W, Jin X, Hu YC. Internal fixation of complicated acetabular fractures directed by preoperative surgery with 3D printing models. *Orthop Surg* 2017; 9(2):257-60.
16. Wang B, Hao Y, Pu F, Jiang W, Shao Z. Computer-aided designed, three dimensional-printed hemipelvic prosthesis for peri-acetabular malignant bone tumour. *Int Orthop* 2017; 27.
17. Cherkasskiy L, Caffrey JP, Szewczyk AF, Cory E, Bomar JD, Farnsworth CL y cols. Patient-specific 3D models aid planning for triplane proximal femoral osteotomy in slipped capital femoral epiphysis. *J Child Orthop* 2017; 11(2): 147-53.
18. Vlachopoulos L, Dünner C, Gass T, Graf M, Goksel O, Gerber C y cols. Computer algorithms for three-dimensional measurement of humeral anatomy: analysis of 140 paired humeri. *J Shoulder Elbow Surg* 2016; 25(2):38-48.

Choque extraarticular de cadera secundario a consolidación viciosa tras fractura-avulsión de la espina ilíaca antero inferior: A propósito de un caso.

C. MATELLANES PALACIOS, V. ESTREMS DÍAZ, J. DIRANZO GARCÍA, R. MORATALLA DE GRACIA, L. HERNÁNDEZ FERRANDO, A. BRU POMER.

CONSORCIO HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE VALENCIA, ESPAÑA.

Resumen. Las fracturas por avulsión de la espina ilíaca antero-inferior (EIAI) son lesiones poco frecuentes causadas por una contracción repentina del músculo recto femoral con la cadera en hiperextensión y la rodilla flexionada. Presentamos el caso de un paciente de 32 años con coxalgia derecha en flexión y rotación interna de varios años de evolución que sufrió en la infancia una fractura-avulsión traumática de la EIAI. El examen físico y pruebas de imagen realizadas revelaron la existencia de un choque extraarticular de cadera secundario a una consolidación hipertrófica de la fractura. El paciente fue tratado quirúrgicamente mediante osteoplastia de la EIAI y exéresis de la osificación a través de un mini-abordaje anterior de cadera pudiendo re-incorporarse posteriormente a actividad deportiva. El tratamiento mediante escisión quirúrgica de la espina hipertrófica a través de un mini abordaje intermuscular anterior permite la corrección de la deformidad y una reincorporación temprana al deporte.

Extra-articular hip impingement secondary to vicious consolidation after anterior inferior iliac spine avulsion fracture: A case report.

Summary. The anterior inferior iliac spine (AIIS) avulsion fractures are uncommon, caused by a sudden contraction of the rectus femoris muscle with hyperextension of the hip and knee flexion. We present the clinical case of a 32-year-old man suffering from pain in his right hip for several years with a history of a AIIS avulsion fracture in his childhood. He presented pain with flexion and internal rotation of the right hip. Physical examination and imaging tests revealed an extra-articular hip impingement secondary to a malunited fracture of AIIS. The patient underwent surgery performing AIIS osteoplasty and excision of the ossification by an anterior mini-open approach. After surgery he was able to re-join sports activity. Malunited fracture of AIIS can cause an extra-articular hip impingement in young sports patients. The treatment by surgical excision of the hypertrophic spine through an anterior mini-open approach allows the correction of the deformity and an early reincorporation to sports activities.

Correspondencia:
Clara Matellanes Palacios.
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Consortio Hospital General Universitario de Valencia.
Avenida Tres Cruces Nº 2.
46014, Valencia.
Correo electrónico: claramatellanes@hotmail.com

Introducción

Las fracturas por avulsión de la espina ilíaca antero-inferior (EIAI) son poco frecuentes, encontrándose asociadas a traumatismos, sobreuso de la cadera o contracciones bruscas del músculo recto femoral¹. Esta lesión ocurre con mayor frecuencia en deportes que im-

plican mecanismos de extensión forzada como fútbol, rugby y artes marciales¹. Generalmente se produce con la articulación de la cadera hiperextendida mientras la articulación de la rodilla está flexionada². Las fracturas por avulsión de la EIAI son menos frecuentes que otras avulsiones pélvicas, con una incidencia del 14.8-22.1% del conjunto de fracturas por avulsión en la pelvis en atletas jóvenes. Son más frecuentes en varones de entre 14 y 23 años de edad².

La EIAI es extracapsular y se ubica en la porción antero-superior del borde acetabular. Representa el sitio de origen de la pars directa del músculo recto femoral; su morfología anormal puede provocar una disfunción de la cadera y síntomas clínicos³.