

Diferencias en el Cálculo de Dosis Absorbida Mediante Algoritmos

AcurosXB y Analítico Anisotrópico Debido a Variaciones de Unidades Hounsfield



Anayeli Espinoza B.^{1,4,a}, Mariana Hernández B.^{2,b}, José de J. Velázquez T.^{3,c}, Pedro D. Jiménez Adán.^{4,d}

¹Facultad de Medicina UAEM, Toluca, México, ²ESFM, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México,

³IMSS, Durango, México, ⁴IMSS, Mérida, México.

^al.f.m.eba@gmail.com, ^bmariana.hernandez.b@gmail.com, ^cfis.jesus.velazquez@gmail.com, ^dpedro.jiad@gmail.com



Link de acceso a reunión de dudas: https://teams.microsoft.com/l/meetup-join/19%3ameeting_ODVmNmJiMTUtZDY2OS00MzQ4LTiZGltYTUxZmE4MDQ2Nzg2%40thread.v2/0?context=%7b%22Tid%22%3a%22a9e17f9e-90be-41d0-84eb-6a48ebe9fec0%22%2c%22Oid%22%3a%22ec49de7-86d7-4039-9fa2-f18af27590ac%22%7d

Resumen

En el presente trabajo se estudió las diferencias en el cálculo de dosis absorbida mediante los Algoritmos de cálculo Acuros XB y Analítico Anisotrópico del sistema de planificación de tratamiento Eclipse™, debido a variaciones de valores de Unidades Hounsfield (UH) efectuados a estructuras de soporte identificadas como artefactos, por la presencia de material quirúrgico de Alta Densidad Electrónica (ADE) en imágenes de Tomografía Computarizada (TC).

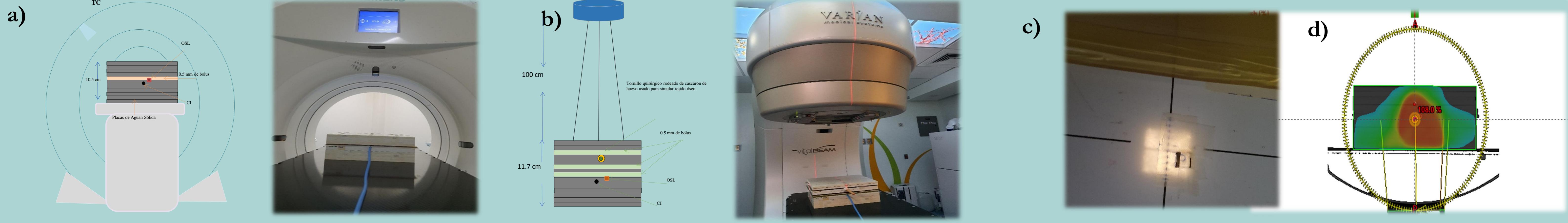


Fig. 1. a) Maniquí referencia en el TC, b) Maniquí artefactos en ALE, c) Detector tipo OSL, d) Tratamiento VMAT, calculado en maniquí artefactos.

Introducción

En los tratamientos de teleterapia, se emplean radiaciones ionizantes, generadas mediante un Acelerador Lineal (AL), su objetivo es conseguir una distribución de dosis absorbida uniforme en el volumen blanco tumoral y una dosis absorbida tan baja como sea posible en los tejidos sanos (1).

Para el cálculo de dosis adsorbida se utilizan Sistemas de Planeación de Tratamiento (SPT), que requieren de modalidades de imágenes de Tomografía Computarizada (TC), que representan la anatomía interna del paciente y proporcionan la densidad electrónica (DE) en cada píxel (2).

En pacientes con prótesis metálicas de altas densidades electrónicas (ADE), se producen el endurecimiento del haz de rayos X, lo que provoca la generación de artefactos en la imagen TC (3).

Objetivo

Establecer las diferencias en el cálculo de dosis absorbida de los algoritmos, debido a variaciones a UH asignadas a estructuras de soporte identificadas como artefactos generados por la presencia de prótesis fabricadas con material de alta densidad electrónica en imágenes TC de pacientes candidatos a teleterapia con ALE.

Fig 2. Maniquí con artefactos, esquema y foto.

Metodología

Se diseñaron tres maniquíes denominados de referencia, heterogeneidades y artefactos a cada uno se le adquirió una TC, acompañado de un dosímetro tipo cámara de ionización y luminiscente ópticamente estimulados (OSL).

Fig 1. a), b),c) y d)

En el Sistema de Planeación de Tratamiento (SPT) se programaron diferentes tamaños de campo y se prescribió 2 Gy, empleando un haz de fotones generados por una diferencia de potencial de 6 MV, en cada una de las TC. Posteriormente se comparó la dosis media adsorbida en un volumen sensible (VS) calculada por el SPT por cada uno de los algoritmos contra la dosis adsorbida registrada por la CI y los OSL en el AL al reproducir las mismas geometrías. Para complementar el análisis de los valores asignados de UH en el maniquí con artefactos, se calcularon tratamientos modulados de IMRT y VMAT, Fig. 2 y 3.

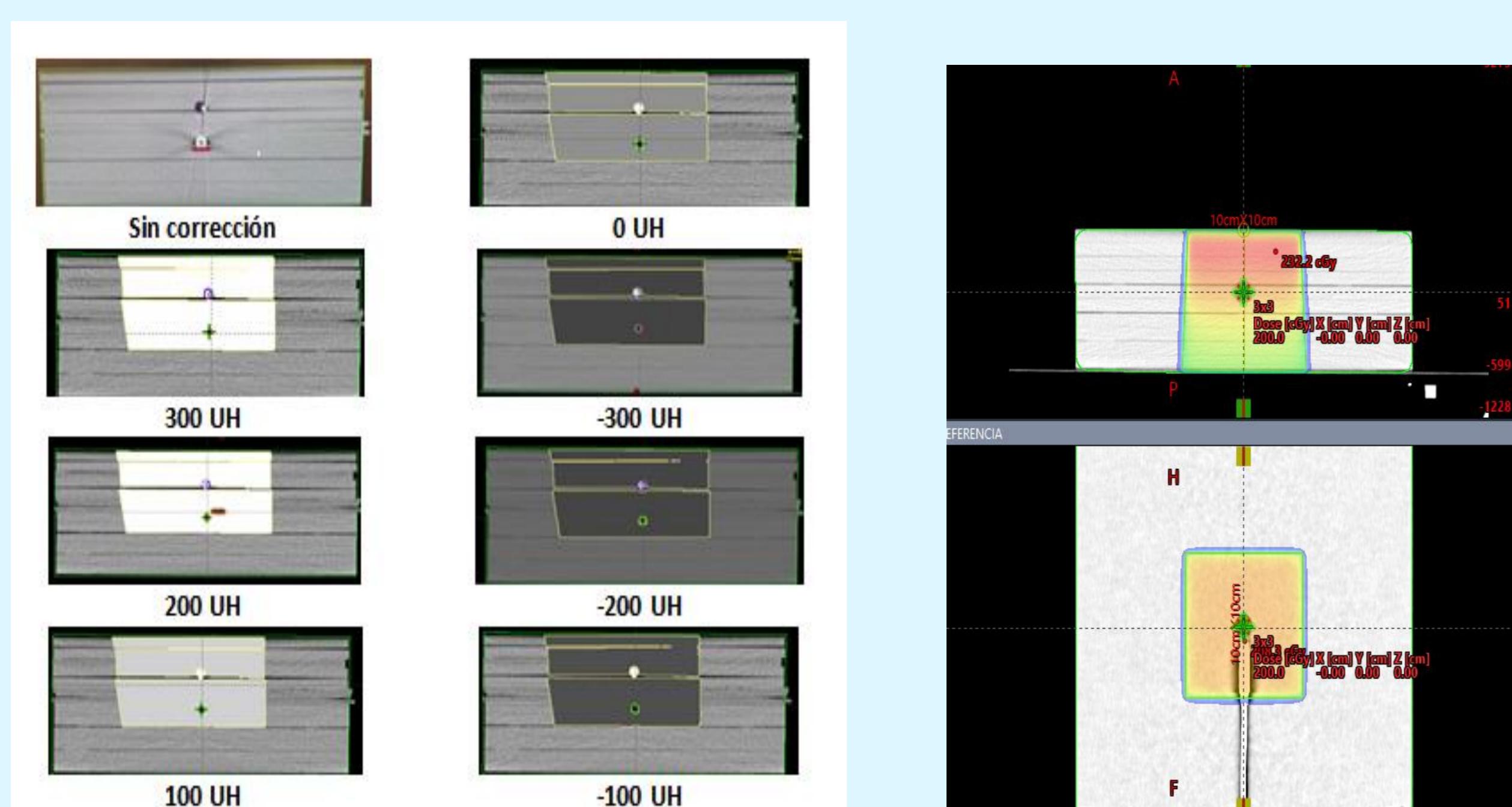


Fig 3. Estructura de soporte identificada como artefactos y cálculo de dosis.

Conclusión

De los resultados obtenidos podemos identificar, bajo la metodología presentada que las diferencias porcentuales en el cálculo de dosis absorbida, generadas por el sistema de planeación Eclipse™ al usar algoritmos de cálculo, Acuros XB y Analítico Anisótropico, debido a variaciones a UH asignadas a estructuras de soporte identificadas como artefactos generados por la presencia de materiales de alta densidad electrónica en imágenes TC, son significativas. Ambos algoritmos de cálculo son sensibles ante la presencia de artefactos generados por altas densidades electrónicas, siendo necesario efectuar un análisis de los valores de UH asignadas a las diferentes estructuras que delimitan dichos artefactos, para prescribir una dosis más precisa y que cumpla con las tolerancias establecidas para cada técnica de tratamiento.

Referencias

- 1) Delgado Rodríguez JM, García Romero A, García Vicente F, Millán Cebrián E. Vol 4. Radioterapia Externa II: Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad - SEFM. Fundamentos de Física Médica. 2013. 516 p.
- 2) Cunningham IA. Computed tomography: Instrumentation. Med Imaging Princ Pract. 2012;2-1-2-12.
- 3) Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto Varian Med Syst. 2005;Varian doc:1-23.

Resultados

Se presenta, la diferencia porcentual entre las dosis medida y la dosis calculada en el SPT con los detectores tipo CI y OSL, empleando los algoritmos de cálculo AAA y Acuros XB, para los tamaños de campo 3 cm × 3 cm, 5 cm × 5 cm, 8 cm × 8 cm y 10 cm × 10 cm, configurados en el maniquí de referencia, heterogeneidades y con artefactos, empleando un haz de fotones generados por una diferencia de potencial de 6 MV con la geometría descrita en la metodología, Fig. 4.

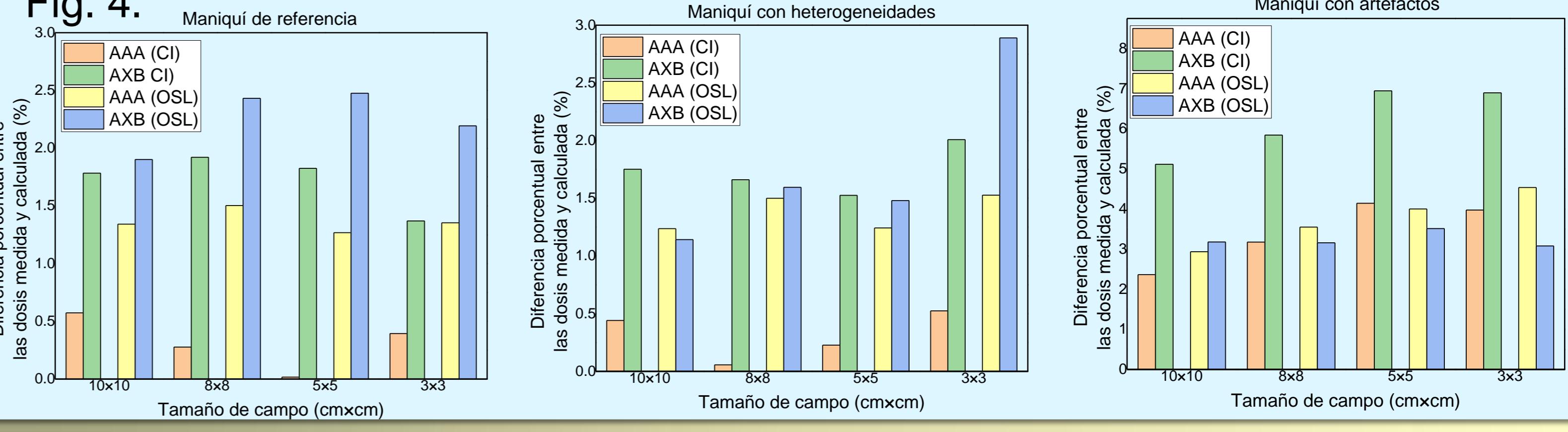


Fig 4. Diferencia porcentual entre la dosis medida (por CI y OSL) y calculada en el SPT empleando los algoritmos Acuros XB y AAA. Esto para los tamaños de campo 3 cm × 3 cm, 5 cm × 5 cm, 8 cm × 8 cm y 10 cm × 10 cm.

Se presenta la diferencia porcentuales en las dosis medidas y calculadas para los algoritmos de cálculo AAA y AXB al variar las UH en un rango de -300 a 300 para los diferentes tamaños de campo.

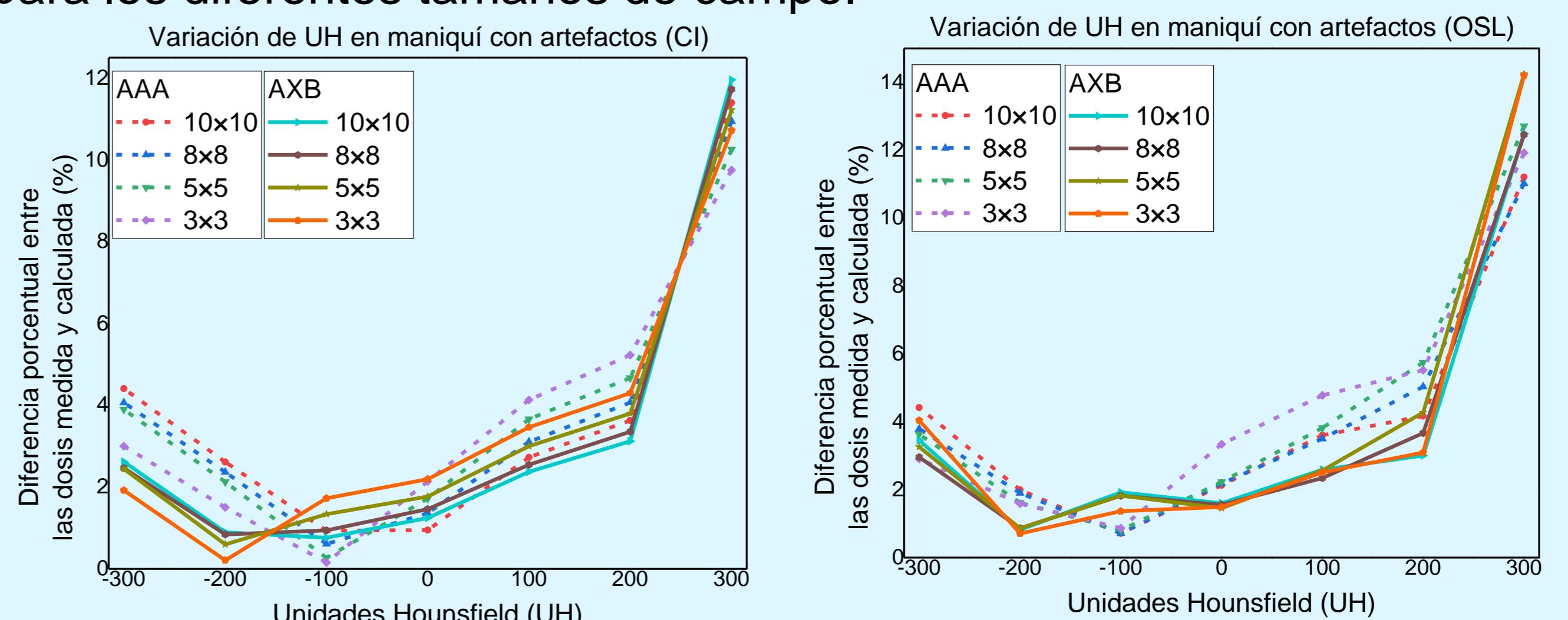


Fig 5. Diferencia porcentual entre la dosis medida (por CI y OSL) y calculada en el SPT empleando los algoritmos Acuros XB y AAA. Al variar las UH en la estructura de soporte de -300 UH a 300 UH.

Se presenta la diferencia porcentuales en las dosis medidas y calculadas para los algoritmos de cálculo AAA y AXB al variar las UH en un rango de -300 a 300 para los diferentes tamaños de campo. Fig. 6.

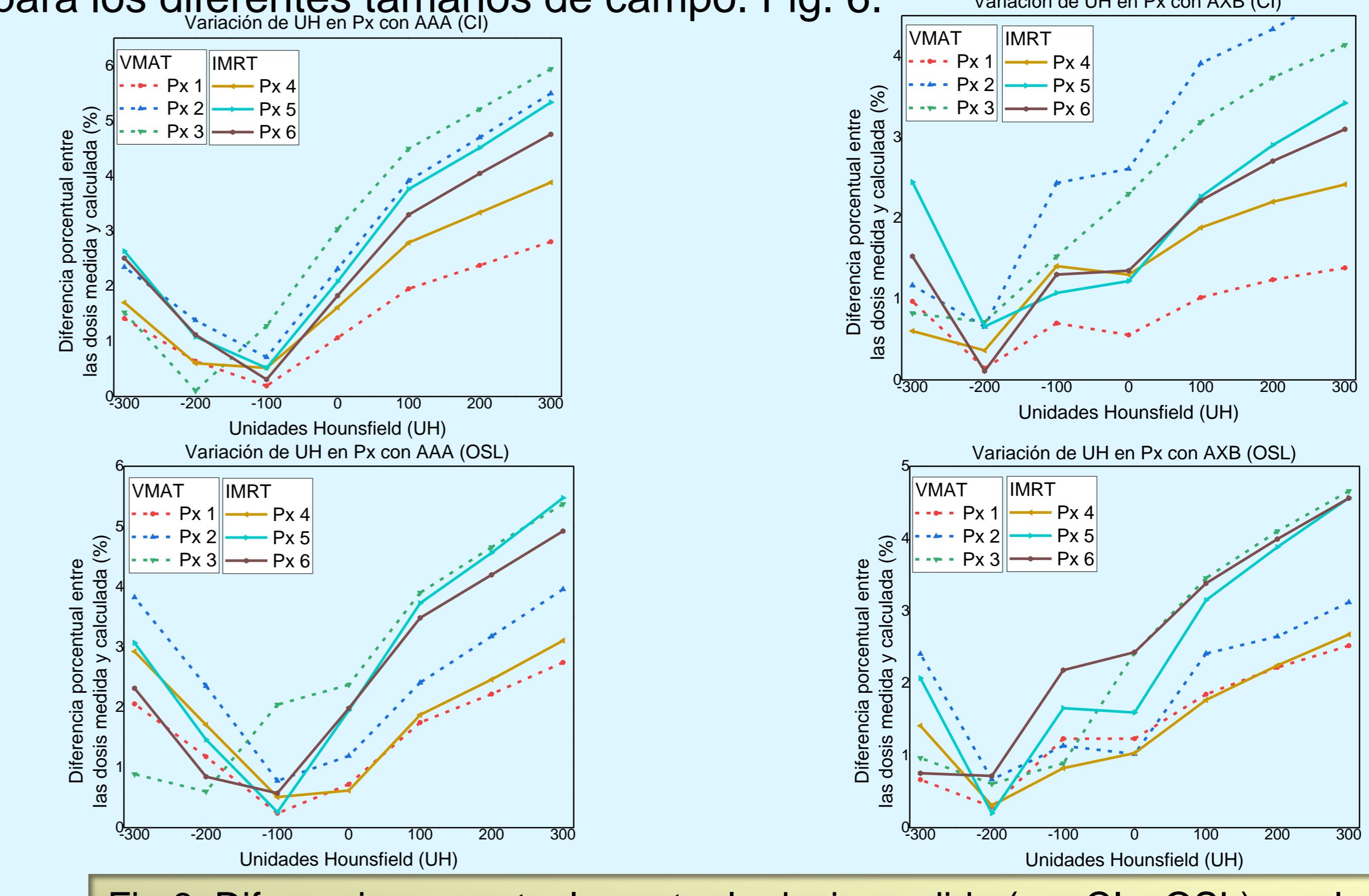


Fig 6. Diferencia porcentual entre la dosis medida (por CI y OSL) y calculada en el SPT empleando los algoritmos Acuros XB y AAA. Al variar las UH en la estructura de soporte de -300 UH a 300 UH en campos modulados.