

EFFECTO DE CAMPO MAGNÉTICO INTENSO EN TRAYECTORIAS DE PROTONES DE INTERÉS PARA RADIOTERAPIA

EFFECT OF INTENSE MAGNETIC FIELD ON PROTON TRAJECTORIES OF INTEREST FOR RADIOTHERAPY

A. Gayol^{*1,2}, P. Perez^{1,2}, I. Scarinici^{1,2} y M. Valente^{1,2,3}

¹*Instituto de Física E. Gaviola, IFEG, CONICET, Córdoba; Argentina.*

²*Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes por Rayos X, LIIFAMIRX, Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación, FAMAF, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba; Argentina.*

³*Centro de excelencia en Física e Ingeniería en Salud, CFIS & Departamento de Ciencias Físicas, Universidad de La Frontera, Temuco; Chile.*

Recibido: 10/03/2025 ; Aceptado: 25/05/2025

El potencial desarrollo de equipos híbridos de radioterapia con haces de protones guiados por imágenes de resonancia magnética, permitirá la optimización de la visualización y la precisión del sistema de imágenes en conjunto con una distribución de dosis altamente conformada. Sin embargo es necesario realizar cuidadosos estudios sobre la influencia del campo magnético externo sobre las partículas del haz de radiación. Por ello, se propone y describe una metodología para caracterizar cuantitativamente, mediante técnicas analíticas y numéricas, el efecto de intensos campos magnéticos sobre la trayectoria de protones, propagándose en vacío y en medios materiales típicamente presentes en situaciones de radioterapia. En ambos casos se observó que la influencia del campo magnético sobre el desplazamiento de los protones aumenta en conjunto con su intensidad. En presencia de aire como medio dispersor, la generación de partículas secundarias comienza a cobrar relevancia en regímenes de altas energías. Los resultados constituyen un punto de partida para futuros estudios sobre la influencia dosimétrica de los cambios en la fluencia de protones debido a la presencia de campo magnético, en futuras terapias con haces de protones guiadas mediante imágenes de RMN.

Palabras clave: protonterapia; simulaciones Monte Carlo; campo magnético.

The potential development of hybrid proton beam radiotherapy equipment guided by magnetic resonance imaging, will allow the optimization of the visualization and accuracy of the imaging system in conjunction with a highly conformal dose distribution. However, careful studies on the influence of the external magnetic field on the radiation beam particles are necessary. Therefore, a methodology is proposed and described to quantitatively characterize, by means of analytical and numerical techniques, the effect of intense magnetic fields on the proton trajectory, propagating in vacuum and in material media typically present in radiotherapy situations. In both cases it has been observed that the influence of the magnetic field on the proton trajectories increases with its intensity. In the presence of air as a scattering medium, the generation of secondary particles starts to become relevant in high energy regimes. The results constitute a starting point for future studies on the dosimetric influence of changes in proton fluence due to the presence of magnetic field, in future proton beam therapies guided by MRI systems.

Keywords: IGRT; proton therapy; Monte Carlo simulations; magnetic field.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2025.36.3.43>



ISSN - 1850-1168 (online)

I. INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética posee un lugar destacado entre las técnicas de diagnóstico por imágenes ya que ofrece una visualización precisa y detallada de los tejidos y órganos involucrados, debido a las mejoras en el contraste en tejidos blandos en comparación con otras modalidades, como la CT por ejemplo [1]. Debido a esto, en los últimos años la incorporación de sistemas de imágenes por resonancia magnética (MRI) como modalidad de guía en tratamientos clínicos ha sido extensamente estudiada y representa un nuevo tipo de tecnología con grandes expectativas a futuro. La información funcional y cuantitativa [2] que ofrece demuestra un rendimiento prometedor para la radioterapia guiada por imágenes de alta precisión (IGRT) [3], ya que al posibilitar

la guía del tratamiento mediante imágenes in-situ del paciente aumenta la precisión y eficacia del mismo. Por su parte, la terapia con haces de protones (PBT) emerge como una modalidad de creciente relevancia, demostrando un aumento diario en la cantidad de estudios y centros especializados dedicados a ella. Debido a sus características físicas de interacción con la materia, los protones depositan la mayor parte de su energía en los primeros milímetros de su rango resultando en una región de alta dosis localizada, conocida como pico de Bragg, que permite un tratamiento efectivo de lesiones tumorales reduciendo significativamente el daño a las células y órganos sanos circundantes [4, 5]. Esta es una de las principales ventajas de la PBT ya que con energías dentro del rango de 60 MeV - 300 MeV genera una dosis de entrada moderada, una alta dosis uniforme dentro del blanco, y una dosis mínima más allá de él, brindando una dis-

* amielgayol@unc.edu.ar

tribución de dosis conformada con mejores resultados terapéuticos [6, 7]. De este modo, la terapia con protones es más sensible a cambios en la anatomía del tumor y tejido normal que la terapia con fotones, por lo cual, combinarla con radioterapia guiada por MRI (MRgRT) permitirá aprovechar al máximo la ventaja de sus altos gradientes de dosis [8]. El potencial desarrollo de un equipo híbrido que combine las ventajas en visualización y precisión del tratamiento de la MRgRT con la efectividad en la conformación de dosis de la PBT es de particular interés dados los beneficios que podría ofrecer un enfoque de esta naturaleza [9, 10]. Principalmente, casos de lesiones tumorales que incluyan cambios inter o intra fraccional, que requieran ajustes de dosis o que posean heterogeneidad biológica, serían los principales beneficiarios de un sistema integrado de protones guiados por MRI [11]. Sin embargo, hay claros problemas físicos con esta modalidad híbrida de tratamiento ya que los protones cargados del haz se verán afectados por el campo magnético del sistema de MRI. La inevitable presencia del mismo afecta al campo de radiación ionizante, ya que la fuerza de Lorentz actúa sobre la trayectoria de las partículas cargadas [12], causando consecuentemente variaciones en la fluencia así como en las distribuciones espaciales de dosis [13-15]. En este caso, el efecto de acoplamiento con el campo es más relevante que en la terapia convencional con fotones, ya que tanto la componente primaria como secundaria del haz de radiación serán influenciados por el mismo [9], siendo este punto uno de los desafíos clave en este escenario. El transporte de radiación ionizante puede modelarse mediante la ecuación principal de Boltzmann [16], la cual a través de reformulaciones en términos de integrales definidas, puede considerar incluso la presencia de campos magnéticos [17]. Sin embargo, en un caso de aplicación clínica el haz de protones se propaga en un medio dispersor. Esto aumenta considerablemente la dificultad del cálculo analítico del proceso de transporte, debido al carácter estocástico de las interacciones de la radiación con la materia. Sin embargo, es posible realizar un estudio del transporte de radiación utilizando técnicas robustas de solución numérica, como la simulación Monte Carlo [18], que las integra junto con herramientas proporcionadas por el modelado computacional. Aunque la cantidad de estudios que informan sobre efectos específicos de la terapia con protones guiada por MRI no es extensa, es factible identificar algunos trabajos que han obtenido resultados al respecto. Raaymakers et al. [19], por ejemplo realiza un estudio de las variaciones en la dosis en un fantoma de agua, mientras que Moteabbed et al. [9] se encarga de analizar el efecto de campos de 0.5 T y 1.5 T en casos de aplicación clínica. Por otro lado, Wolf y Bortfeld [20] exploran una solución analítica del pico de Bragg en presencia de un campo magnético, mientras que Oborn y colaboradores[21] describen las desviaciones del haz de radiación en la superficie de incidencia producto del mismo. En este contexto, el presente trabajo propone y describe una metodología para caracterizar cuantitativamente, mediante técnicas analíticas y numéricas, el efecto de intensos campos magnéticos sobre la trayectoria de protones, propagándose en vacío y en medios materiales típicamente presentes en situaciones de radioterapia.

II. MÉTODOS

Para concretar el desarrollo de una metodología capaz de describir el acoplamiento de protones a campos magnéticos intensos, se abordó el problema por medio de la técnica de simulación Monte Carlo. Se implementaron diferentes configuraciones de estudio a fin de reflejar efectos derivados de la intensidad del campo magnético, así como también de la energía del haz de radiación, manteniendo entre ambos una orientación relativa perpendicular con el fin de maximizar la acción de la fuerza de Lorentz.

El código FLUKA

Las técnicas de simulación Monte Carlo implican un conjunto de algoritmos computacionales que estiman numéricamente valores de parámetros desconocidos mediante la generación de variables aleatorias [22]. Han demostrado ser particularmente adecuadas para la resolución numérica de integrales definidas, ya que permiten modelar el transporte de radiación bajo el formalismo de Boltzmann [18, 23], simulando las interacciones microscópicas entre los componentes de sistemas macroscópicos [24]. Particularmente, FLUKA [25, 26] es uno de los códigos principales MC que, integrado con una interfaz gráfica, asiste al usuario a crear y editar archivos de entrada, así como también permite visualizar la geometría de irradiación y los resultados. Dentro del ámbito de la física médica ha demostrado gran capacidad y precisión para el modelado de transporte de radiación en diversos sistemas materiales [27, 28], siendo extensamente comparado frente a resultados teóricos y experimentales. Dentro de sus capacidades se incluye la posibilidad de incorporar campos electromagnéticos a través de subrutinas definidas previamente por el usuario, lo que permite extender su aplicación tanto a investigaciones como a entornos clínicos [15, 29, 30].

Configuraciones de estudio

Mediante simulaciones MC con el código FLUKA se consideró el caso de haces de protones en presencia de campo magnético uniforme, propagándose perpendicularmente al mismo, con el fin de caracterizar y cuantificar las alteraciones en su trayectoria. En primera instancia y tomándolo como caso de referencia se utilizó al vacío como medio de propagación. Dado que el aire se encuentra presente de forma inherente en las aplicaciones clínicas, tanto en la propia anatomía como en el entorno del paciente durante los tratamientos de radioterapia, se lo consideró como material representativo de baja densidad y fue utilizado en segundo lugar como medio dispersor. Con el objetivo de analizar la influencia sobre la posterior trayectoria de la energía y la intensidad del haz de radiación y el campo magnético respectivamente, se empleó un amplio rango de valores para los mismos incluyendo desde puntos extremos hasta aquellos representativos de situaciones de radioterapia. Se establecieron 10 keV, 100 keV, 1 MeV, 10 MeV y 100 MeV como energías de los protones (E), mientras que intensidades de campo magnético (B) de 0.25 T, 0.5 T, 1 T, 1.5 T y 3 T fueron utilizadas. A fin de caracterizar las trayectorias en el vacío, siguiendo un procedimiento similar al reportado en el estudio de electrones en circunstancias comparables [31], se llevó registro de las coordenadas espaciales de las

partículas primarias durante todo el proceso de transporte sobre una grilla de 3000×3000 bins (9 Mpix) para asegurar un apropiado balance entre la representación estadística y la resolución espacial. Por tanto, para las energías menores a 1 MeV se logra una resolución de 0.001 cm, mientras que ésta resulta de 0.1 cm para las energías entre 1 y 100 MeV y, por último, de 1 cm para el caso de 100 MeV. Se realizó un ajuste sobre las trayectorias, considerando que se trata de un movimiento circular uniforme dada la naturaleza de la fuerza de Lorentz y el medio de propagación. Se obtuvo el valor numérico del radio de curvatura, tal como se puede observar en la Fig. 1, tomando al tamaño de píxel como incertezza asociada.

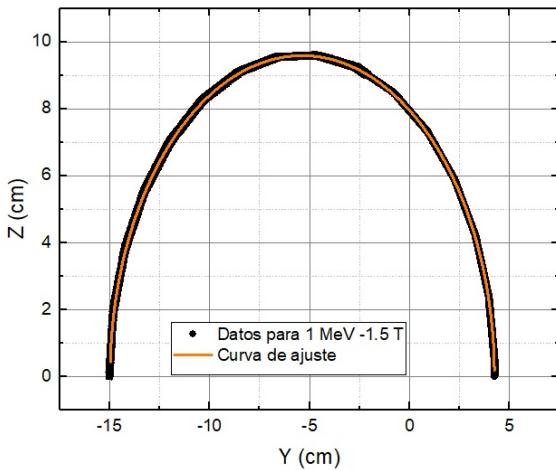


FIG. 1: Esquema representativo de la metodología para el ajuste de la trayectoria de protones en vacío para determinar el radio de curvatura, utilizando los resultados proporcionados por FLUKA. Resultados correspondientes a protones de 1 MeV con campo de 1.5 T

Simultáneamente se calcularon los valores teóricos para dicha magnitud tomando como referencia la expresión analítica (1), derivada por Figueroa et al. [32],

$$R_{\text{teórico}} = \frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} \frac{mc^2}{qB} \sqrt{1 - \frac{1}{(1 + \frac{E}{E_0})^2}} \quad (1)$$

en donde m , q , E_0 y v refieren respectivamente a la masa en reposo, carga, energía en reposo y velocidad del protón, mientras que c representa la velocidad de la luz en el vacío. Asumiendo a E y B como fuentes de incertezas, se determinó su incertidumbre mediante teoría de propagación de errores. En el caso de la energía se consideró una variación representativa de las incertezas en sistemas de detección del 3%[33], mientras que para el campo se dispuso a la homogeneidad como fuente de incertezas, valor que asciende a 4 ppm aproximadamente [34]. Por otro lado, para caracterizar los efectos de la presencia de campos magnéticos externos sobre haces de protones propagándose en aire, se utilizó como referencia para definir la grilla de conteo el rango en la aproximación de frenado continuo (Continuum Slowing Down Approximation, CSDA), i.e. R_{CSDA} evaluado para cada energía de estudio en el medio material aire, según parámetros provistos por la base de datos de NIST[35], como indica la Tabla 1.

| E [MeV] | R_{CSDA} [$g * cm^{-2}$] | R_{CSDA}/ρ [cm] | $R_g(1T)$ [cm] |
|--------------|--|--------------------------------|-------------------------------|
| 0.01 | 4.400×10^{-5} | $(0 \pm 5) \times 10^{-1}$ | 1.45 ± 0.03 |
| 0.1 | 1.842×10^{-4} | $(2 \pm 9) \times 10^{-1}$ | 4.58 ± 0.09 |
| 1 | 2.867×10^{-3} | 2 ± 4 | $(1.45 \pm 0.03) \times 10^1$ |
| 10 | 1.408×10^{-1} | $(1.20 \pm 0.03) \times 10^2$ | $(4.59 \pm 0.09) \times 10^1$ |
| 100 | 8.744 | $(7.3 \pm 0.2) \times 10^3$ | $(1.49 \pm 0.03) \times 10^2$ |

TABLA 1: Rango másico (R_{CSDA}) y lineal (R_{CSDA}/ρ) de protones en aire según NIST, evaluados en condiciones normales de presión y temperatura ($P_{\text{Aire}} = 1.20479 \times 10^{-3}$ y la energía media de excitación/ionización: $\langle I_{\text{Aire}} \rangle = 85.7 \text{ eV}$), junto con el radio de giro teórico en vacío (R_g) para un campo magnético de 1 T.

La región de conteo donde se definió la grilla para determinar la cantidad de partículas primarias y de protones totales se estableció de manera tal que la región de conteo duplique, estimativamente, el correspondiente $R_{\text{CSDA}}(E_0)$ para cada energía inicial E_0 , y que las dimensiones del bin (L) fuesen significativamente menores a la distancia media que recorre las partículas primarias en ausencia de campo magnético, i.e.: $L \ll R_{\text{CSDA}}$. Además, para evaluar el efecto de campos magnéticos externos sobre protones propagándose en medios materiales de baja densidad, como el aire, es fundamental considerar la relación entre su trayectoria en vacío y en el medio. En vacío, el recorrido necesario para completar un giro bajo la intensidad de campo magnético de interés es $2\pi R_g$, donde R_g representa el radio de giro teórico en vacío. En contraste, la distancia promedio recorrida antes de ceder toda su energía cinética puede diferir significativamente. Esta última se estima mediante el rango en la aproximación de frenado continuo (R_{CSDA}). La Tabla 1 presenta ejemplos de R_g calculados a partir de la expresión 1, para una intensidad de campo magnético de 1T. En base a los resultados obtenidos para cada energía cinética de los protones y para cada intensidad de campo magnético utilizada, se graficaron en primera instancia los mapas de fluencia, correspondientes tanto a los protones primarios como totales que constituyen el haz de radiación, con el fin de evaluar de manera cualitativa la influencia del campo magnético sobre los mismos. Posteriormente, se calculó delta F según reporta la expresión 2, correspondiente a la diferencia de fluencias entre los protones totales y los primarios para un determinado valor de energía E e intensidad de campo B , con el objetivo de analizar la influencia de estas dos magnitudes en la generación de partículas secundarias.

$$\Delta F_{E,B} = Fluencia_{E,B}^{\text{protones totales}} - Fluencia_{E,B}^{\text{protones primarios}} \quad (2)$$

Con el objetivo de lograr un análisis cuantitativo equivalente al cálculo del radio de curvatura en el vacío, se elaboró un histograma que representa la distribución de valores asociados a la coordenada en la dirección de la fuerza de Lorentz. La presencia de un medio dispersor posee un impacto significativo en los mecanismos de transporte en comparación con el caso del vacío, lo que resulta en una dispersión

o ensanchamiento del haz. Mediante el ajuste de una distribución normal al histograma se extrajeron los valores de la media (μ) y sigma (σ) el mismo, como se muestra esquemáticamente en la Fig. 2 para el caso de protones de 100 keV y campo de 0.25 T. Estos parámetros se consideran representativos de la desviación respecto de la dirección original de movimiento y su incertezas asociadas, respectivamente.

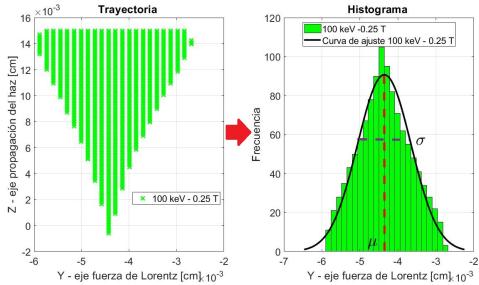
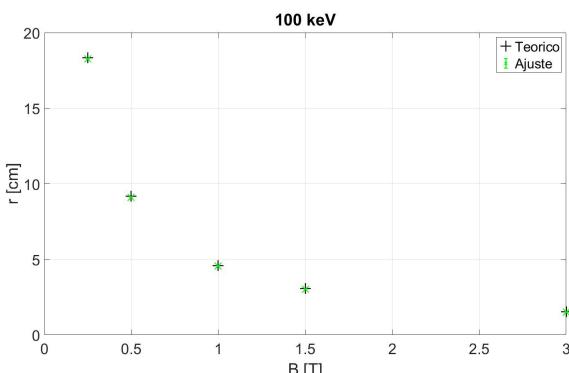
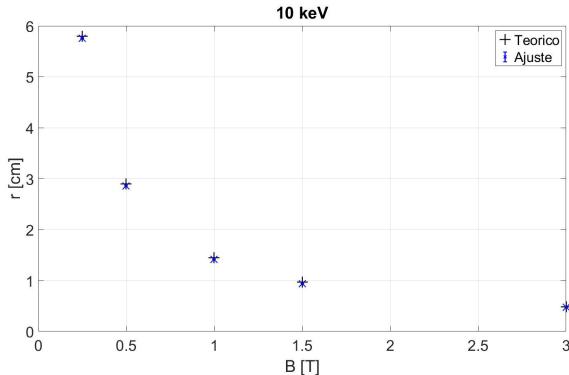


FIG. 2: Esquema representativo de la metodología para la obtención de la media y sigma del histograma de la distribución de valores de la coordenada correspondiente a la fuerza de Lorentz, para el caso de protones de 100 keV propagándose en aire en presencia de un campo magnético de 0.25 T.

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

El radio de curvatura en vacío, en función de los valores de energía cinética e intensidad de campo magnético utilizados, se reporta en la Fig. 3. Los resultados provienen tanto de los ajustes a las trayectorias logrados por simulación Monte Carlo como de la aproximación teórica.



Se observa que para un valor fijo de energía, el valor del radio decrece a medida que aumenta la intensidad de campo. Caso contrario, al mantener constante el valor de B , el

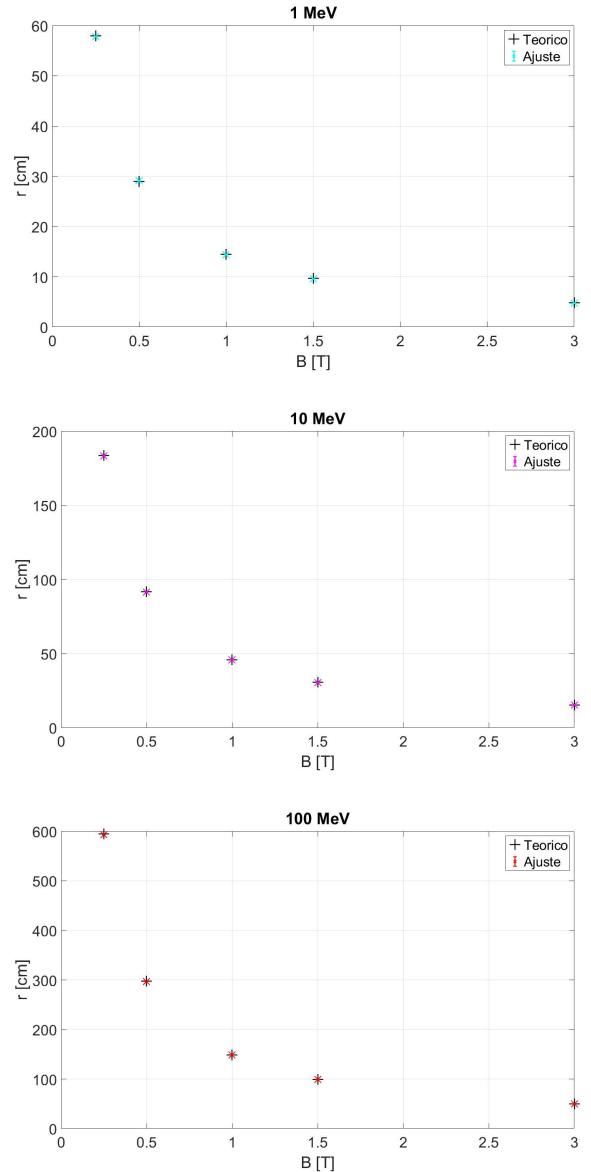


FIG. 3: Radio de curvatura de la trayectoria de protones en vacío en presencia de campo magnético uniforme y constante. Las incertezas relativas asociadas son inferiores al 2% y 1%, para los valores obtenidos mediante la expresión teórica y el ajuste, respectivamente.

mismo aumenta junto con la energía cinética de los protones. Esta tendencia se muestra de acuerdo con las leyes del electromagnetismo, evidenciando una correcta aproximación de la metodología propuesta, y con estudios realizados sobre electrones en condiciones similares [31]. Dentro del contexto de aplicación, se pone de manifiesto entonces el impacto directo de la intensidad del campo magnético externo del escáner de resonancia utilizado sobre la fluencia de las partículas con carga, siendo más relevante para las de menor energía. La concordancia que se reporta entre los valores del radio obtenido analíticamente con la simulación Monte Carlo, constituye una prueba de sostén para la viabilidad y confiabilidad de FLUKA para modelar el transporte de radiación en presencia de campos magnéticos intensos, al menos en vacío. En primera instancia, la Fig. 4 reporta los resultados para protones propagándose en aire, de la estimación numérica por simulación Monte Carlo con

el código FLUKA de la variación promedio respecto de la dirección original de propagación, $\mu \pm \sigma$, en campo de 1 T, en comparación con el rango en la aproximación CSDA (R_{CSDA}) en ausencia de campo externo. En ella se puede observar cómo a medida que aumenta la energía de los protones primarios, se intensifica la diferencia entre el R_{CSDA} y la dirección de movimiento del haz en presencia de campo. De este modo, los resultados numéricos coinciden con los datos bibliográficos y teóricos reportados en la Tabla 1, lo que confirma que la distancia promedio recorrida antes de ceder toda su energía cinética difiere significativamente en presencia de un campo magnético externo.

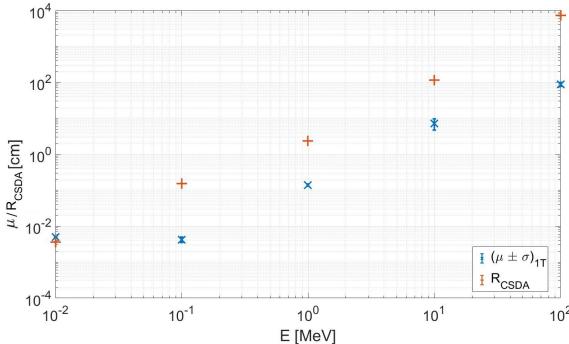


FIG. 4: Variación promedio de la propagación de protones respecto a su dirección original de movimiento, μ , en presencia de un campo magnético de 1 T, en comparación al rango en la aproximación CSDA (R_{CSDA}) en ausencia de campo externo, con aire como medio dispersor.

Gebauer et al. [36] y Shellhammer et al. [37] efectúan mediciones experimentales de las deflexiones laterales de haces de protones en presencia de campo magnético, estudio equivalente al cálculo del radio de curvatura. Consideran haces de protones con energías a partir de 80 MeV, con campos de 0.32 T y 0.95 T respectivamente, utilizando films radiocrómicos de EBT3 como sistema de detección. Ambos concluyen que las deflexiones laterales son claramente visibles y que aumentan en conjunto con la energía del haz, en coincidencia con los resultados reportados en las Figs. 3 y 4. Por su parte, la Fig. 5 reporta la fluencia de protones totales, para algunos casos representativos de energía cinética, propagándose en aire en presencia de campo magnético externo. Es posible distinguir los efectos sobre la trayectoria debidos tanto al acoplamiento con el campo, como así también a la interacción con los centros dispersores del medio de propagación. Manteniendo fijo el valor de energía cinética, se observa que a mayor intensidad de campo magnético se produce un incremento en la desviación de los protones respecto de su dirección original de movimiento. Es decir, que a medida que mayor sea la intensidad del campo, el efecto de la fuerza de Lorentz cobra mayor relevancia frente a las interacciones con el medio dispersor.

Por otro lado, si se mantiene constante el valor del campo magnético, puede observarse cómo al aumentar la energía de los protones incidentes, disminuye la relevancia de los procesos de interacción con la materia. De este modo, mientras más energético sea el haz de radiación, mayor influencia poseen los efectos del acoplamiento magnético. En su trabajo, Wolf y Bortfeld [20] si bien consideran agua o tejido blando como medios dispersores, también observan

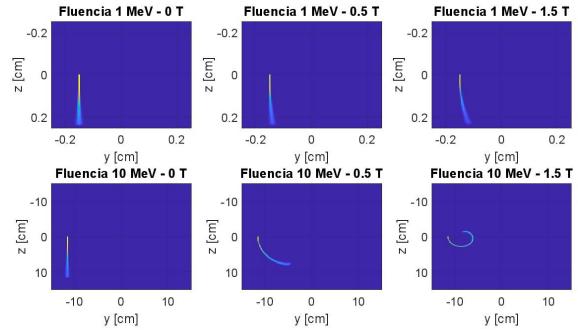


FIG. 5: Mapa de fluencia correspondiente a los protones totales, para el caso de haces de 1 MeV (arriba) y 10 MeV (abajo), propagándose en aire en presencia de campos de 0 T (izquierda), 0.5 T (centro) y 1.5 T (derecha).

modificaciones significativas en las trayectorias en el régimen de alta energía. Para un campo de 3 T, reportan que el pico de Bragg presenta un desplazamiento lateral de 5 mm para protones de 90 MeV, mientras que para un haz de 200 MeV alcanza los 5 cm aproximadamente. Al estudiar la diferencia de fluencia ΔF reportada en la figura 6, se observa que al mantener constante la intensidad de campo magnético, para bajas energías no hay diferencias significativas entre la fluencia de protones totales y primarios. Caso contrario para energías intermedias, en la que para el caso de 10 MeV por ejemplo, es posible notar diferencias a lo largo de la trayectoria. Se observa la presencia de partículas secundarias, desplazándose tanto en la dirección original de movimiento como en direcciones levemente divergentes a ella, influenciadas siempre por la presencia del campo magnético. Respecto a las altas energías, se presenta una pequeña diferencia altamente localizada entre protones primarios y totales.

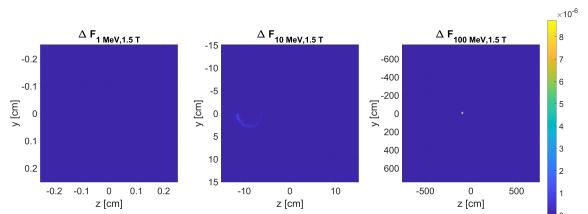


FIG. 6: Diferencia de fluencia para energías variables e intensidad de campo fija, entre protones totales y primarios propagándose en aire en presencia de campo magnético externo.

Considerando que en el régimen de energías intermedias se presentan las mayores diferencias entre la fluencia de partículas totales y primarios, en la figura 7 se reportan los resultados obtenidos al mantener una energía constante y diversos valores de campo magnético. En todos los casos se produce la generación de protones secundarios, y la influencia del campo sobre su movimiento se intensifica en conjunto con la intensidad del campo. Esto evidencia, en primer lugar, que la generación de partículas secundarias como resultado de los mecanismos de interacción con la materia se observa principalmente en regímenes de energías altas e intermedias. En segundo lugar, se constata que, a diferencia de los haces de fotones comúnmente empleados, la presencia del campo magnético tiene efecto sobre todas las partículas que componen el haz de radiación.

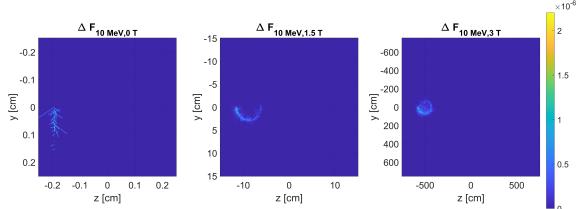


FIG. 7: Diferencia de fluencia para energía cinética fija e intensidad de campo variable, entre protones totales y primarios propagándose en aire en presencia de campo magnético externo.

Finalmente, de acuerdo con el tratamiento metodológico descrito en la sección de Procesamiento de Datos, la Tabla 2 y la Fig. 8 reportan el efecto del campo magnético externo, de diferentes intensidades, sobre haces de protones con energías relevantes para aplicaciones terapéuticas propagándose en aire. Los valores obtenidos para μ son representativos del cambio en la propagación de los protones totales a lo largo del eje correspondiente a la fuerza de Lorentz. Por lo cual, analizar su comportamiento para distintas intensidades de campo magnético permite cuantificar la influencia del mismo sobre el movimiento de estas partículas. Al observar los resultados reportados por la figura 8 para protones de 1 MeV por ejemplo, es posible distinguir una evidente desviación respecto de la dirección original de movimiento (representada con un trazo punteado sobre los gráficos) a medida que aumenta la intensidad del campo.

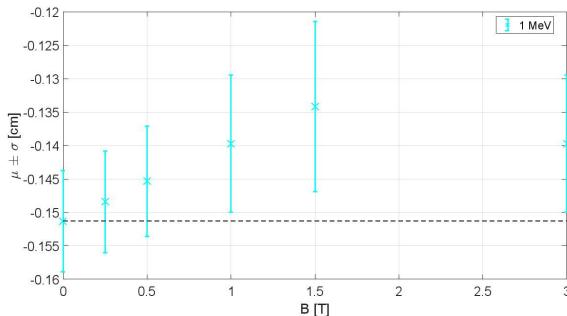


FIG. 8: Variación promedio de la propagación de protones de 1 MeV a lo largo del eje correspondiente a la fuerza de Lorentz, μ , en aire y en presencia de campo magnético externo. En líneas punteadas, la dirección original de movimiento correspondiente al caso de referencia, 0 T.

En particular, cabe destacar que dentro del régimen de bajas energías (10 keV y 100 keV) este efecto se pone de manifiesto para campos mayores a 1 T, como se reporta en la Tabla 2. Para intensidades menores no fue posible apreciar a simple vista alguna influencia del campo magnético sobre el movimiento de los protones. Por otro lado, en el régimen de altas energías (1 MeV en adelante), para intensidad mayores a 1 T la influencia del campo sobre la trayectoria de protones es tal que comienzan a curvarse sobre sí mismos, como se evidencia en la imagen inferior derecha de la figura 5. De este modo, en coincidencia con lo observado previamente para el caso de electrones [38], es posible notar un complejo balance entre las alteraciones de la trayectoria debidas a interacciones de los protones con las moléculas del aire y las distorsiones propias derivadas del efecto de la fuerza de Lorentz por presencia de campo magnético. Al estudiar efectos dosimétricos en agua, Wang et al.

[39] también observan una fuerte influencia de la intensidad de campo y la energía del haz sobre la dosis, señalando que las mayores perturbaciones sobre la misma ocurrieron al incrementar el valor de estos parámetros.

| B[T] [MeV] | 0 | 0.25 | 0.5 | 1 | 1.5 | 3 |
|---------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| 0.01 | (-5.00 ± 0.01) ×10⁻³ cm | (-4.99 ± 0.03) ×10⁻³ cm | (-4.95 ± 0.07) ×10⁻³ cm |
| 0.1 | (4.4 ± 0.7) ×10⁻³ cm | (4.4 ± 0.7) ×10⁻³ cm | (4.3 ± 0.7) ×10⁻³ cm | (4.2 ± 0.7) ×10⁻³ cm | (4.1 ± 0.7) ×10⁻³ cm | (3.9 ± 0.8) ×10⁻³ cm |
| 1 | (-1.51 ± 0.08) ×10⁻¹ cm | (-1.48 ± 0.08) ×10⁻¹ cm | (-1.45 ± 0.08) ×10⁻¹ cm | (-1.4 ± 0.1) ×10⁻¹ cm | (-1.3 ± 0.1) ×10⁻¹ cm | (-1.4 ± 0.1) ×10⁻¹ cm |
| 10 | (-1.16 ± 0.02) ×10¹ cm | (-1.0 ± 0.1) ×10¹ cm | (-8 ± 2) cm | (-7 ± 2) cm | (-8 ± 2) cm | (-1.00 ± 0.08) ×10¹ cm |
| 100 | (-1.04 ± 0.05) ×10² cm | (-5 ± 3) ×10¹ cm | (-7 ± 2) ×10¹ cm | (-9 ± 1) ×10¹ cm | (-9.4 ± 0.8) ×10¹ cm | (-1.01 ± 0.04) ×10² cm |

TABLA 2: VARIACIÓN PROMEDIO DE LA PROPAGACIÓN DE PROTONES A LO LARGO DEL EJE CORRESPONDIENTE A LA FUERZA DE LORENTZ, $\mu \pm \sigma$, EN AIRE Y EN PRESENCIA DE CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO.

Los resultados expuestos dan cuenta de que la desviación respecto a la dirección original de movimiento de los haces de protones propagándose en un campo magnético, no son solamente dependientes de la energía, sino también de la intensidad del campo y las características del medio dispersor. Tener conocimiento de este comportamiento es de suma importancia dentro del ámbito clínico, ya que el principal impacto del campo magnético sobre la distribución de dosis está directamente relacionado con la curvatura del haz [19]. Los modelos analíticos y numéricos son cruciales para entender las dependencias y mecanismos subyacentes de estos efectos, con el fin de proveer distribuciones de dosis optimizadas en la potencial implementación de PBT guiada por RMN. Se ha demostrado que para campos de 0.5 T el efecto del mismo sobre la dosis no es significativo, principalmente porque a diferencia del caso de haces de fotones, es prácticamente despreciable la variación dosimétrica debida al efecto de retorno del electrón (ERE) a causa de la baja energía de los electrones secundarios [8]. Sin embargo, para campos magnéticos más intensos las desviaciones no son despreciables y por lo tanto pueden tener consecuencias considerables sobre la dosis absorbida [20]. Por ejemplo, en el caso de aplicar terapia de protones de intensidad modulada (IMPT), dado que se deben emplear protones dentro de un rango de energías para lograr una apropiada conformación en profundidad por medio del Spread-Out Bragg Peak (SOBP) [40], no se debe despreciar la dependencia de la curvatura con este parámetro. Curvaturas locales del haz a medida que penetra los tejidos podrían ser también considerables, ya que estas partículas sufren una pérdida de energía casi continua a medida que interactúan con el medio dispersor. Para lesiones profundas, desviaciones en la trayectoria del haz tienen un rol sumamente importante. En presencia de un campo magnético, los haces de protones podrían atravesar tejidos y órganos sanos circundantes, mientras que en su ausencia, los haces de radiación ionizante podrían no causar efectos en dichas zonas [41]. En adición a

las implicancias sobre la distribución de dosis, es importante también remarcar las consecuencias sobre el sistema de transporte y entrega del haz, ya que la radiación será afectada por la fuerza de Lorentz en regiones fuera del paciente. En su trabajo, Oborn et al. [21] reportaron que los protones fuera del eje experimentan un sutil desvío hacia o desde el eje central, en una dirección perpendicular a la principal dirección de deflexión. Este fenómeno provoca una distorsión del patrón del espacio de fase, lo que implica más que un simple desplazamiento. Esto da cuenta de la relevancia del estudio de este tipo de efectos, ya que deben ser considerados y compensados mediante sistemas de planificación de tratamiento que incorporen la presencia de campo magnético en la optimización y cálculo de dosis.

IV. CONCLUSIONES

En primera instancia, se remarca el desarrollo e implementación de una metodología que posibilita el modelado y estudio de la trayectoria de protones en presencia de campos magnéticos externos, tanto en vacío como en medios materiales. Al analizar la influencia del campo con vacío como medio de propagación mediante el cálculo del radio de curvatura de las trayectorias, se evidenció un correcto acoplamiento del mismo con las partículas cargadas. Se observó que su influencia sobre las trayectorias aumenta en función con su intensidad. En adición, se encontró un excelente acuerdo entre los resultados numéricos y la aproximación teórica para el radio de curvatura. En cuanto a los resultados obtenidos para el aire como medio dispersor, se encontró que para valores crecientes de intensidad de campo magnético y energía cinética de los protones, la influencia sobre la trayectoria de estos últimos fue más significativa. Al analizar cuantitativamente este efecto, fue posible también observar como para regímenes de bajas energías el acoplamiento con el campo magnético provoca efectos sobre la trayectoria de características prácticamente local, mientras que para altas energías se puede evidenciar claramente cómo las trayectorias comienzan a curvarse sobre sí mismas, en forma de espirales. En adición, fue posible observar cómo en presencia de campo magnético, la generación de partículas secundarias introduce cambios no despreciables en la trayectoria del haz en regímenes de alta energía. Finalmente, es importante remarcar que como la metodología desarrollada permite estudiar cualitativa y cuantitativamente el efecto del campo magnético externo sobre el movimiento de protones, sirve como un excelente punto de partida para el desarrollo de futuros estudios sobre la posible influencia dosimétrica que esto podría traer aparejado en casos de terapias con haces de protones guiadas mediante imágenes de RMN.

V. AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo fue parcialmente financiado por CONICET, proyecto PIP 11220200100751CO, por SeCyT-UNC proyecto 33620180100366CB, y por la Universidad de La Frontera, Chile por medio del proyecto DI21-0068. La licencia oficial del código PENELOPE corresponde a Mauro Valente en calidad de liaison officer de la Nuclear Energy Agency, NEA (<https://oecd-nea.org>). Este trabajo utilizó recursos computacionales del CCAD de la Universi-

dad Nacional de Córdoba (<https://ccad.unc.edu.ar>), que forman parte del SNCAD del MinCyT de la República Argentina.

REFERENCIAS

- [1] M. Nachbar, D. Mönnich, S. Boeke, C. Gani, N. Weidner, V. Heinrich, M. lo Russo, L. Livi, J. Winter, S. Tsitsekidis, O. Dohm, D. Thorwarth, D. Zips y C. De-Colle. Partial breast irradiation with the 1.5 T MR-Linac: First patient treatment and analysis of electron return and stream effects. *Radiotherapy and Oncology* **145**, 30-35 (abr. de 2020). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2019.11.025>.
- [2] D. Thorwarth, M. Ege, M. Nachbar, D. Mönnich, C. Gani, D. Zips y S. Boeke. Quantitative magnetic resonance imaging on hybrid magnetic resonance linear accelerators: Perspective on technical and clinical validation. *Physics and Imaging in Radiation Oncology* **16**, 69-73 (oct. de 2020). ISSN: 2405-6316. <http://dx.doi.org/10.1016/j.phro.2020.09.007>.
- [3] R. H. Tijssen, M. E. Philippens, E. S. Paulson, M. Glitzner, B. Chugh, A. Wetscherek, M. Dubec, J. Wang y U. A. van der Heide. MRI commissioning of 1.5T MR-linac systems – a multi-institutional study. *Radiotherapy and Oncology* **132**, 114-120 (mar. de 2019). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2018.12.011>.
- [4] D.-K. Han, B. Jo, M.-H. Lee, M. S. Yoo, K. Kim e Y. Lee. Feasibility study of cone-beam computed tomography (CBCT) reconstruction algorithm for proton image-guided radiation therapy (IGRT). *Optik* **127**, 9691-9694 (oct. de 2016). ISSN: 0030-4026. <http://dx.doi.org/10.1016/j.optico.2016.07.057>.
- [5] J. Héault, N. Iborra, B. Serrano y P. Chauvel. Spread-out Bragg peak and monitor units calculation with the Monte Carlo Code MCNPX. *Medical Physics* **34**, 680-688 (ene. de 2007). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2431473>.
- [6] D. W. Miller. A review of proton beam radiation therapy. *Medical Physics* **22**, 1943-1954 (nov. de 1995). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.597435>.
- [7] S. J. Frank, I. J. Das, C. B. Simone, B. J. Davis, C. Deville, Z. Liao, S. S. Lo, S. L. McGovern, R. R. Parikh, M. Reilly, W. Small y N. R. Schechter. ACR-ARS Practice Parameter for the Performance of Proton Beam Therapy. *International Journal of Particle Therapy* **13**, 100021 (sep. de 2024). ISSN: 2331-5180. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpt.2024.100021>.
- [8] B. W. Raaymakers, A. J. E. Raaijmakers y J. J. W. Lagedijk. Feasibility of MRI guided proton therapy: magnetic field dose effects. *Physics in Medicine and Biology* **53**, 5615-5622 (sep. de 2008). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/20/003>.
- [9] M. Moteabbed, J. Schuemann y H. Paganetti. Dosimetric feasibility of real-time MRI-guided proton therapy. *Medical Physics* **41** (nov. de 2014). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4897570>.
- [10] A. Hoffmann, B. Oborn, M. Moteabbed, S. Yan, T. Bortfeld, A. Knopf, H. Fuchs, D. Georg, J. Seco, M. F. Spadea, O. Jäkel, C. Kurz y K. Parodi. MR-guided proton therapy: a review and a preview. *Radiation Oncology* **15** (mayo de 2020). ISSN: 1748-717X. <http://dx.doi.org/10.1186/s13014-020-01571-x>.

- [11] T. T. Pham, B. Whelan, B. M. Oborn, G. P. Delaney, S. Vinod, C. Brighi, M. Barton y P. Keall. Magnetic resonance imaging (MRI) guided proton therapy: A review of the clinical challenges, potential benefits and pathway to implementation. *Radiotherapy and Oncology* **170**, 37-47 (mayo de 2022). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2022.02.031>.
- [12] M. J. Menten, M. F. Fast, S. Nill, C. P. Kamerling, F. McDonald y U. Oelfke. Lung stereotactic body radiotherapy with an MR-linac – Quantifying the impact of the magnetic field and real-time tumor tracking. *Radiotherapy and Oncology* **119**, 461-466 (jun. de 2016). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2016.04.019>.
- [13] J. J. Lagendijk, B. W. Raaymakers, A. J. Raaijmakers, J. Overweg, K. J. Brown, E. M. Kerkhof, R. W. van der Put, B. Hårdemark, M. van Vulpen y U. A. van der Heide. MRI/linac integration. *Radiotherapy and Oncology* **86**, 25-29 (ene. de 2008). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2007.10.034>.
- [14] H. Bainbridge, M. Menten, M. Fast, S. Nill, U. Oelfke y F. McDonald. Treating locally advanced lung cancer with a 1.5 T MR-Linac - Effects of the magnetic field and irradiation geometry on conventionally fractionated and isotoxic dose-escalated radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* **129**, 280-285 (2017).
- [15] H. E. Bainbridge, M. J. Menten, M. F. Fast, S. Nill, U. Oelfke y F. McDonald. Treating locally advanced lung cancer with a 1.5 T MR-Linac – Effects of the magnetic field and irradiation geometry on conventionally fractionated and isotoxic dose-escalated radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* **125**, 280-285 (nov. de 2017). ISSN: 0167-8140. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2017.09.009>.
- [16] M. Valente. *Fundamentos de física médica* (Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación, UNC, 2020).
- [17] H. Bouchard y A. Bielajew. Lorentz force correction to the Boltzmann radiation transport equation and its implications for Monte Carlo algorithms. *Physics in Medicine and Biology* **60**, 4963-4971 (jun. de 2015). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/13/4963>.
- [18] M. Berger. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in Computational Physics* **1**, 135-215 (1963).
- [19] B. W. Raaymakers, A. J. E. Raaijmakers y J. J. W. Lagendijk. Feasibility of MRI guided proton therapy: magnetic field dose effects. *Physics in Medicine and Biology* **53**, 5615-5622 (sep. de 2008). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/20/003>.
- [20] R. Wolf y T. Bortfeld. An analytical solution to proton Bragg peak deflection in a magnetic field. *Physics in Medicine and Biology* **57**, N329-N337 (ago. de 2012). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/57/17/N329>.
- [21] B. M. Oborn, S. Dowdell, P. E. Metcalfe, S. Crozier, R. Mohan y P. J. Keall. Proton beam deflection in MRI fields: Implications for MRI-guided proton therapy. *Medical Physics* **42**, 2113-2124 (mayo de 2015). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4916661>.
- [22] K. Sickafus, E. Kotomin y B. Uberuaga. *Radiation Effects in Solids* (NATO Science Series, 2007).
- [23] J. St. Aubin, A. Keyvanloo, O. Vassiliev y B. G. Falonne. A deterministic solution of the first order linear Boltzmann transport equation in the presence of external magnetic fields. *Medical Physics* **42**, 780-793 (ene. de 2015). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4905041>.
- [24] A. Bielajew. *Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport* (Boulevard, 2000).
- [25] G. Battistoni, J. Bauer, T. T. Boehlen, F. Cerutti, M. P. W. Chin, R. Dos Santos Augusto, A. Ferrari, P. G. Ortega, W. Kozłowska, G. Magro, A. Mairani, K. Parodi, P. R. Sala, P. Schoofs, T. Tessonniere y V. Vlachoudis. The FLUKA Code: An Accurate Simulation Tool for Particle Therapy. *Frontiers in Oncology* **6** (mayo de 2016). ISSN: 2234-943X. <http://dx.doi.org/10.3389/fonc.2016.00116>.
- [26] T. Böhlen, F. Cerutti, M. Chin, A. Fassò, A. Ferrari, P. Ortega, A. Mairani, P. Sala, G. Smirnov y V. Vlachoudis. The FLUKA Code: Developments and Challenges for High Energy and Medical Applications. *Nuclear Data Sheets* **120**, 211-214 (jun. de 2014). ISSN: 0090-3752. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nds.2014.07.049>.
- [27] F. Malano, F. Mattea, F. A. Geser, P. Pérez, D. Barraco, M. Santibáñez, R. Figueroa y M. Valente. Assessment of FLUKA, PENELOPE and MCNP6 Monte Carlo codes for estimating gold fluorescence applied to the detection of gold-infused tumoral volumes. *Applied Radiation and Isotopes* **151**, 280-288 (sep. de 2019). ISSN: 0969-8043. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.06.017>.
- [28] W. S. Kozłowska, T. T. Böhlen, C. Cuccagna, A. Ferrari, F. Fracchiolla, G. Magro, A. Mairani, M. Schwarz, V. Vlachoudis y D. Georg. FLUKA particle therapy tool for Monte Carlo independent calculation of scanned proton and carbon ion beam therapy. *Physics in Medicine and Biology* **64**, 075012 (mar. de 2019). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/ab02cb>.
- [29] G. Battistoni, F. Broggi, M. Brugger, M. Campanella, M. Carboni, A. Empl, A. Fassò, E. Gadioli, F. Cerutti, A. Ferrari, A. Ferrari, M. Lantz, A. Mairani, M. Margiotta, C. Morone, S. Muraro, K. Parodi, V. Patera, M. Pelliccioni, L. Pinsky, J. Ranft, S. Roesler, S. Rollet, P. R. Sala, M. Santana, L. Sarchiapone, M. Sioli, G. Smirnov, F. Sommerer, C. Theis, S. Trovati, R. Villari, H. Vincke, H. Vincke, V. Vlachoudis, J. Vollaire y N. Zapp. Applications of FLUKA Monte Carlo code for nuclear and accelerator physics. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* **269**, 2850-2856 (dic. de 2011). ISSN: 0168-583X. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nimb.2011.04.028>.
- [30] A. Gayol, R. Figueroa, J. Guarda, J. Leiva, F. Leyton, F. Malano y M. Valente. Effects on the accelerating electron bunches due to the presence of sulfur hexafluoride or air in the linac waveguide. *Applied Radiation and Isotopes* **205**, 111155 (mar. de 2024). ISSN: 0969-8043. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.111155>.
- [31] A. Gayol y M. Valente. ANALYTICAL AND MONTE CARLO SIMULATION STUDY OF THE INFLUENCE OF STRONG MAGNETIC FIELDS ON THE PATH OF ELECTRONS WITH ENERGY TYPICAL OF MRI-LINAC RADIOTHERAPY. *Anales AFA* **33**, 6-11 (abr. de 2022). ISSN: 1850-1168. <http://dx.doi.org/10.31527/analesafa.2022.33.1.6>.

- [32] R. Figueroa, L. Rojas y M. Valente. Trajectory control of electron beams using high intensity permanent magnets for linac-adaptable convergent beam radiotherapy. *Applied Radiation and Isotopes* **151**, 13-18 (sep. de 2019). ISSN: 0969-8043. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.05.032>.
- [33] F. Geser, A. Leiva Genre, R. Figueroa, M. Vásquez, F. Malano, F. Mattea, M. Santibáñez, J. Velásquez y M. Valente. A framework for e+e- annihilation detection using nanoparticles for tumour targeting in radiotherapy. *Journal of Physics: Conference Series* **1043**, 012060 (jun. de 2018). ISSN: 1742-6596. <http://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/1043/1/012060>.
- [34] J. E. Snyder, J. St-Aubin, S. Yaddanapudi, A. Boczkowski, D. A. Dunkerley, S. A. Graves y D. E. Hyer. Commissioning of a 1.5T Elekta Unity MR-linac: A single institution experience. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **21**, 160-172 (mayo de 2020). ISSN: 1526-9914. <http://dx.doi.org/10.1002/acm2.12902>.
- [35] M. Berger, J. Coursey, M. Zucker y J. Chang. *ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions (version 1.2.3)* Available at: <http://physics.nist.gov/Star>. 2005.
- [36] B. Gebauer, J. Pawelke, A. Hoffmann y A. Lühr. Technical note: Experimental dosimetric characterization of proton pencil beam distortion in a perpendicular magnetic field of an in-beam MR scanner. *Medical Physics* **50**, 7294-7303 (mayo de 2023). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.16448>.
- [37] S. M. Schellhammer, S. Gantz, A. Lühr, B. M. Oborn, M. Bussmann y A. L. Hoffmann. Technical Note: Experimental verification of magnetic field-induced beam deflection and Bragg peak displacement for MR-integrated proton therapy. *Medical Physics* **45**, 3429-3434 (jun. de 2018). ISSN: 2473-4209. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12961>.
- [38] A. Gayol y M. Valente. EFFECT OF INTENSE MAGNETIC FIELDS ON THE TRAJECTORY OF ELECTRONS-PROPAGATING IN LOW DENSITY MEDIA OF INTEREST FOR MRI-LINAC RADIOTHERAPY. *Anales AFA* **34**, 65-70 (sep. de 2023). ISSN: 1850-1168. <http://dx.doi.org/10.31527/analesafa.2023.34.3.65>.
- [39] X. Wang, H. Pan, Q. Cheng, X. Wang y W. Xu. Dosimetric Deviations of Bragg-Peak Position Shifts in Uniform Magnetic Fields for Magnetic Resonance Imaging-Guiding Proton Radiotherapy: A Monte Carlo Study. *Frontiers in Public Health* **9** (ago. de 2021). ISSN: 2296-2565. <http://dx.doi.org/10.3389/fpubh.2021.641915>.
- [40] C. Salinas Domján, D. Franco y M. Valente. COMPUTATIONAL MODEL AND EXPERIMENTAL VERIFICATION OF IN DEPTH DOSE PERFORMANCE TO GENERATE SPREAD OUT BRAGG PEAKS (SOBP) FOR INTRACRANIAL IRRADIATIONS. *Anales AFA* **33**, 54-58 (jul. de 2022). ISSN: 1850-1168. <http://dx.doi.org/10.31527/analesafa.2022.33.2.54>.
- [41] J. Hartman, C. Kontaxis, G. H. Bol, S. J. Frank, J. J. W. Lagendijk, M. van Vulpen y B. W. Raaymakers. Dosimetric feasibility of intensity modulated proton therapy in a transverse magnetic field of 1.5 T. *Physics in Medicine and Biology* **60**, 5955-5969 (jul. de 2015). ISSN: 1361-6560. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/15/5955>.