

Análisis de la incidencia de una fuente radiactiva en un bisturí bipolar para resección de carcinomas en tejido ex vivo

Analysis of the incidence of a radioactive source in a bipolar scalpel for resection of carcinomas in ex vivo tissue

- ¹ Joselin Elizabeth Guananga Gavilanez  <https://orcid.org/0000-0003-0831-0057>
Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Facultad de Ciencias. Riobamba, Ecuador.
joselin.guananga@esPOCH.edu.ec
- ² Jorge Luis Yaulema Castañeda  <https://orcid.org/0000-0002-0646-3984>
Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Facultad de Ciencias. Riobamba, Ecuador.
jorge.yaulema@esPOCH.edu.ec
- ³ Paulina Fernanda Bolaños Logroño  <https://orcid.org/0000-0003-3911-0461>
Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Facultad de Ciencias. Riobamba, Ecuador.
paulina.bolaños@esPOCH.edu.ec



Artículo de Investigación Científica y Tecnológica

Enviado: 11/04/2022

Revisado: 26/05/2022

Aceptado: 29/06/2022

Publicado: 11/07/2022

DOI: <https://doi.org/10.33262/ap.v4i3.230>

Cítese:

Guananga Gavilanez, J. E., Yaulema Castañeda, J. L., & Bolaños Logroño, P. F. (2022). Análisis de la incidencia de una fuente radiactiva en un bisturí bipolar para resección de carcinomas en tejido ex vivo. AlfaPublicaciones, 4(3), 130–148. <https://doi.org/10.33262/ap.v4i3.230>



ALFA PUBLICACIONES, es una revista multidisciplinar, **trimestral**, que se publicará en soporte electrónico tiene como **misión** contribuir a la formación de profesionales competentes con visión humanística y crítica que sean capaces de exponer sus resultados investigativos y científicos en la misma medida que se promueva mediante su intervención cambios positivos en la sociedad. <https://alfapublicaciones.com>



La revista es editada por la Editorial Ciencia Digital (Editorial de prestigio registrada en la Cámara Ecuatoriana de Libro con No de Afiliación 663) www.celibro.org.ec



Esta revista está protegida bajo una licencia Creative Commons Attribution Non Commercial No Derivatives 4.0 International. Copia de la licencia: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Palabras

claves: Calor, proceso termoeléctrico, estroncio 90, bisturí bipolar, coagulación y resección.

Keywords:

Heat, thermoelectric process, tronic 90, bipolar scalpel,

Resumen

Introducción. Presentar la patología de carcinomas en cualquier tipo de tejido es inevitable, según el Informe mundial sobre el cáncer se confirmó que existe desigualdad en el control y la atención del cáncer en todo el mundo. **Objetivo.** El objetivo de este trabajo fue analizar la incidencia de una fuente radiactiva en un bisturí bipolar para resección de carcinomas en tejido ex vivo usando el simulador COMSOL MULTIPHYSICS (versión 5.4 gratuita). **Metodología.** El procedimiento fue calentar el bisturí bipolar con un diferencial de potencial obtenido de la fuente radiactiva a los dos electrodos, considerando que se trabajará con Estroncio 90 para la estimación de voltaje, se usó un tubo Geiger para cumplir con la función de enviar una corriente eléctrica hacia el ánodo del tubo, reflejándose como pulsos de bajo voltaje, siendo amplificados mediante un convertidor de voltaje para receptar una tensión de entrada y proporcionar una tensión de salida aumentada, mediante este sistema se obtuvo valores de 50, 55, 60, 65 y 70 Voltios. Finalmente, se realizó una simulación para cada voltaje mediante un proceso termoeléctrico para liberar energía térmica usando el método de elementos finitos. **Resultados.** Los resultados arrojaron que la distribución de calor generada para cada caso, no mostró una zona de coagulación entre cada electrodo, ya que, el bisturí tuvo un comportamiento monopolar creando una zona de coagulación en los extremos de cada electrodo que crece hasta el medio de cada uno, teniendo un máximo de simetría de 0,9 mm y 1,9 mm de diámetro lateral y de profundidad a los 60 V, provocando coágulos debido a la temperatura expuesta y evitando la visibilidad de los carcinomas superficiales en el tejido ex vivo. **Conclusión.** Entonces, se concluyó que este procedimiento no es viable para crear una zona de coagulación simétrica entre las puntas de cada electrodo y acrecienta el daño térmico irreversible al tejido posiblemente sano.

Abstract

Introduction. Presenting the pathology of carcinomas in any type of tissue is inevitable, according to the World Cancer Report it was confirmed that there is inequality in cancer control and care throughout the world. **Objective.** The aim of this work was to analyze the incidence of a radioactive source in a bipolar scalpel for resection of carcinomas in ex vivo tissue using the COMSOL

coagulation,
resection.

MULTIPHYSICS simulator (version 5.4 free). **Methodology.** The procedure was to heat the bipolar scalpel with a potential differential obtained from the radioactive source to the two electrodes, considering that it will work with Strontium 90 for voltage estimation, a Geiger tube was used to fulfil the function of sending an electric current to the anode of the tube, reflected as low voltage pulses, being amplified by a voltage converter to receive an input voltage and provide an increased output voltage, through this system values of 50, 55, 60, 65 and 70 Volts were obtained. Finally, a simulation was performed for each voltage by a thermoelectric process to release thermal energy using the finite element method. **Results.** The results showed that the heat distribution generated for each case did not show a coagulation zone between each electrode, since the scalpel had a monopolar behavior creating a coagulation zone at the ends of each electrode that grows to the middle of each one, having a maximum symmetry of 0.9 mm and 1.9 mm in lateral diameter and depth at 60 V, causing clots due to the exposed temperature and avoiding the visibility of superficial carcinomas in the ex vivo tissue. **Conclusion.** It was therefore concluded that this procedure is not feasible to create a symmetrical coagulation zone between the tips of each electrode and increases irreversible thermal damage to healthy tissue.

Introducción

Presentar la patología de carcinomas en cualquier tipo de tejido es inevitable, según el Informe mundial sobre el cáncer se confirmó que existe desigualdad en el control y la atención del cáncer en todo el mundo. El número de muertes por este tipo de patología entre las personas alrededor del mundo está aumentando a un ritmo más rápido de lo esperado (Guananga, 2021).

Existen algunas investigaciones de relevancia, que han contribuido en el conocimiento que conlleva la elaboración de este procedimiento. Tales como, el estudio aportado por Khajepour & Rahmani (2017), quienes realizaron un enfoque para diseñar un generador termoeléctrico de radioisótopos de Estroncio 90 (Sr-90) usando una combinación de métodos computacionales, para la simulación del movimiento de partículas en la materia, modulando en un sistema de análisis (ANSYS) el calor disipado, la distribución de temperatura y el potencial de entrada, afirmando que el Sr-90 es una fuente de calor

óptima para crear un generador termoeléctrico que requiere en sus dimensión geométrica un aislante óptimo para adaptar la emisión de distribución de temperatura por el software COMSOL MULTIPHYSICS (Khajepour & Rahmani, 2017). Además del aporte de Yaulema et al. (2020), quienes ejecutaron un cambio de modo monopolar para una resección asistida por Radiofrecuencias y ablación superficial de tejido biológico, con el objetivo de realizar un proceso de ablación a tumores en las zonas superficiales del tejido y disminuir el trauma en la zona durante la resección quirúrgica, en este estudio se analiza la viabilidad de trabajar un electrobisturí en modo monopolar, bipolar y monopolar de conmutación al comparar sus características en las zonas de coagulación, obteniendo que el monopolar es capaz solamente de crear zonas de corto alcance de coagulación mientras que bipolar y monopolar de conmutación tienen mayor viabilidad alcanzando una zona de coagulación más profunda entre los dos electrodos, ofreciendo mayor ventaja el modo monopolar de conmutación y bipolar (Yaulema et al., 2020).

Siendo así que en esta investigación se desea analizar la viabilidad de un diferente método para realizar un procedimiento de resección de carcinomas alojados superficialmente en un tejido biológico ex vivo, mediante un proceso termoeléctrico que surge gracias a la estimación de voltaje de una fuente radiactiva. Este procedimiento de transferencia de calor se realizará mediante una simulación con el software COMSOL MULTIPHYSICS, el cual, nos dará una aproximación experimental en el que se podrá evaluar su viabilidad para llevar a cabo dicho proceso de forma real (Guananga, 2021).

Bisturí bipolar

Dispositivo de uso médico que maneja fenómenos eléctricos para generar calor, esta conformador por un mango de plástico y dos electrodos, cada uno tiene forma de una varilla cilíndricamente metálica terminando en una punta de forma esférica, tiene la función de trabajar como medio conductor de la fuente generadora de energía al tejido en contacto, cada electrodo dentro de su forma cilíndrica tiene una estructura hueca por donde se generará un proceso refrigerante, capaz de evitar deshidrataciones y calcificaciones del tejido circundante al electrodo (Yaulema et al., 2020).

Estroncio 90 (Sr-90)

Un isótopo radiactivo sucede cuando su núcleo es inestable, esto significa que no existe una relación de equilibrio entre la fuerza nuclear fuerte y la fuerza electrostática de repulsión en sus protones, por lo que se genera un proceso de desintegración radiactiva ya sea de forma alfa, beta o gamma lo que provoca que aquel radioisótopo cambie a otra especie nuclear mediante emisiones energéticas o de partículas dependiendo del tipo de decaimiento. Es importante considerar que el comportamiento de la fuente, y su energía liberada proviene por la desintegración nuclear que realiza el radioisótopo, una fuente de Sr-90 realiza un proceso de desintegración (β^-), creando en este caso un nuevo

radioisótopo hijo (Y-90), un electrón y un antineutrino (Guananga, 2021), dicho proceso es reflejado mediante la ecuación (1).



Cuando el núcleo inestable del Sr-90 sufre esta desintegración, con una energía de enlace de 8746.766 keV, se emite un electrón en forma de partícula beta con energía de 0.546 MeV, reflejado en la ecuación 14, donde finalmente lleva a un radionucleido de Itrio-90 (Y-90), el cual después realiza su respectivo proceso de desintegración (β^-) llegando al nucleido estable de Circonio 90 (Zr-90) (Nam et al., 2017).

Tabla 1
Caracterización del Sr-90

Tiempo de vida Media	28.79 años
Actividad	74 k Bq
Actividad Especifica	5.21 TBq g ⁻¹
Producto de Decaimiento	Y-90
Principal emisión de desintegración	β^- (0.546 MeV) → (100 %)

Fuente: Delacroix et al. (2002)

Proceso Termoeléctrico

Partiendo de que una fuente radiactiva se puede cuantificar su energía en forma de voltaje, dicho voltaje realizará un proceso termoeléctrico, el cual consiste en aplicar voltaje a un medio conductor o semiconductor provocando una diferencial de temperatura o viceversa, esta temperatura a una escala atómica producirá corrientes eléctricas, las cuales generarán una transferencia de calor (Panachaveettil, 2011). Dentro del proceso termoeléctrico se encuentra el efecto Peltier, el cual se rige en el proceso de esta investigación.

El efecto Peltier consiste en circular una corriente eléctrica la cual permitirá el paso de energía térmica en los dos medios distintos ya sean de tipo conductor o semiconductor, este proceso de transferencia hará que se produzca un equilibrio térmico y de potencial en los extremos de los medios conductores, ya que, en cada punto de unión de dichos materiales, habrá un punto más caliente el cual cederá su calor hacia el otro punto más frío. Tomando en cuenta que la temperatura que circulará es proporcional a la corriente que pasa a través de la unión entre los medios conductores, hablando en escala atómica, los electrones del punto de unión caliente tendrán una mayor velocidad para transferir su energía que los electrones ubicados en el punto de unión frío, hasta llegar a un equilibrio en cada extremo de los medios conductores (Penalva, 2018). Para esta investigación, la

producción de energía térmica en los materiales conductores dará paso a una distribución de calor, la cual, al estar en contacto con otro medio, como un tejido, producirá una distribución de calor (Guananga, 2021).

Transferencia de biocalor

Este fenómeno se explica en la ecuación de calor (2), la cual se basa en la primera ley de la termodinámica para explicar una distribución térmica mediante una fuente energética, de la siguiente manera (Guananga, 2021):

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = Q \quad (2)$$

Sin embargo, debido a que la temperatura del material conductor genera un flujo térmico hacia un tejido biológico, matemáticamente dicho fenómeno se lo podrá explicar mediante la ecuación de Biocalor (3), basada en la ecuación anterior (2) (Guananga, 2021):

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = q + Q_p + Q_m \quad (3)$$

Dicha ecuación explica que el producto de la densidad del tejido ρ , la constante de calor específico c_p y la diferencial de la Temperatura T con respecto a un tiempo t , menos la divergencia del gradiente de Temperatura ∇T , por el valor escalar de la conductividad térmica k , será igual a la fuente de energía total Q , la cual corresponde al conjunto aditivo de la fuente de calor utilizada q , la pérdida de calor por perfusión sanguínea Q_p y el calor metabólico del órgano Q_m (Yaulema et al., 2020).

Metodología

La presente investigación será realizada por el método cuantitativo, debido al estudio de parámetros físicos y valoración de datos obtenidos al analizar los procesos de causa y efecto que componen el fenómeno central de esta investigación, por lo que para cumplir con los objetivos de estudio se requiere seguir un modelo de investigación con enfoque teórico y computacional, que nos brinde una amplia perspectiva del fenómeno y su viabilidad para llevarlo a cabo en la industria médica, así como también, su estudio a profundidad de manera explicativa, capaz de responder a una alternativa viable en el ámbito médico tradicional, siendo un precedente para salvaguardar la vida de la población en estudio, partiendo de la manipulación de variables, mediante un diseño basado en simulaciones proporcionadas por el software COMSOL MULTIPHYSICS (Guananga, 2021).

Proceso de estimación del Voltaje emitido por el Sr-90

Para la estimación de un voltaje emitido por una fuente radiactiva se usó un contador de radiación (Geiger Eberline). Usando en específico el tubo Geiger del contador, compuesto por un tubo cilíndrico de metal (cátodo), en la cara delantera de su extremo se encuentra una ventana de mica, encargada de detectar la emisión de la fuente radiactiva, al usar Sr-90, su emisión es de tipo beta, de tal modo, que esta ventana fue la encargada de dar paso a las partículas betas, donde cada partícula al atravesar la ventana choca con un gas que puede ser de helio, neón o argón agregando mínimas cantidades de un gas halógeno, empujando un electrón del átomo del gas usado y creando un par de iones. Después, un cable o electrodo interno ubicado en la parte central del tubo se encarga de atraer aquellos electrones dispersados, lo que provoca que se creen otros pares de iones y enviando una corriente eléctrica por el cable hacia el extremo final del tubo denominado ánodo, donde esta corriente se puede reflejar como un pulso de bajos voltajes. Finalmente, el gas halógeno hace que el tubo Geiger vuelva a su estado inicial de alta resistencia para detectar nuevamente la emisión. Donde la señal de pulso de bajo voltaje, después de pasar por un amplificador se realizará una adquisición de datos de forma digital mediante una tarjeta Arduino UNO capaz de receptor voltajes de 0 Voltios hasta 5 Voltios. Para esto, se tomó un valor de voltaje por segundo, durante un minuto a distancias de 10 cm, 5 cm y 2 cm de la fuente a la ventada de mica del tubo Geiger (Guananga, 2021), se adquirieron los voltajes reflejados en la tabla 2:

Tabla 2

Voltajes obtenidos según la distancia de la fuente al tubo Geiger

10 cm		5cm		2cm	
Real (V)	Amplificada (V)	Real (V)	Amplificada (V)	Real (V)	Amplificada (V)
0.01133	1.133	0.03907	3.907	0.05	5

Con estos valores amplificados, se pudo establecer que a una distancia más corta de la fuente al tubo Geiger se obtenían los valores máximos del Arduino UNO que receptaba hasta 5 Voltios. Finalmente se utilizó un elevador de voltaje Arduino, el cual cumple el principio de un convertidor Buck-boost, con la finalidad de receptor una tensión de entrada y proporcionar una diferente tensión de salida la cual puede disminuir o aumentar. Para este caso en particular, se requirió aumentar dicho voltaje producido de 5 voltios de la fuente con el tubo Geiger. Obteniendo valores de hasta 50, 55,60, 65 y 70 Voltios. Los cuales fueron usados para la simulación en COMSOL MULTHIPYSICS (Guananga, 2021).

Por otra parte, Debido al contacto que se tuvo con la fuente de Sr-90 durante la estimación de su voltaje emitido, se obtuvo una cantidad de irradiación. Tomando en cuenta que para un estudiante no se debe rebasar el límite de una dosis efectiva de 6 mSv/año (Saravia, 2013). Usando un Medidor de radiactividad Gamma Scout, el cual es un instrumento de uso profesional para medir radiactividad por emisiones alfa, beta y gamma en lecturas de tasas de dosis equivalentes ($\mu\text{Sv/h}$). Por lo que también es posible determinar la dosis efectiva recibida durante cuatro horas que duró este procedimiento, sabiendo el factor de ponderación del tejido W_T que será igual a 1, ya que se desea saber la dosis efectiva total recibida como individuo. En la tabla 3, se manifiesta que no se ha excedido del límite de tasa de dosis efectiva para un estudiante, ya que está por debajo de los 6 mSv/año (Guananga, 2021).

Tabla 3

Tasa de dosis equivalente y efectiva

Fecha	Tiempo	Tasa de Dosis Equivalente ($\mu\text{Sv/h}$)	Tasa de Dosis Efectiva ($\mu\text{Sv/h}$)	Tasa de Dosis Efectiva (mSv/año)
04.08.2021	4h13min09s	0.297031	0.297031	2.60199156

Proceso de simulación

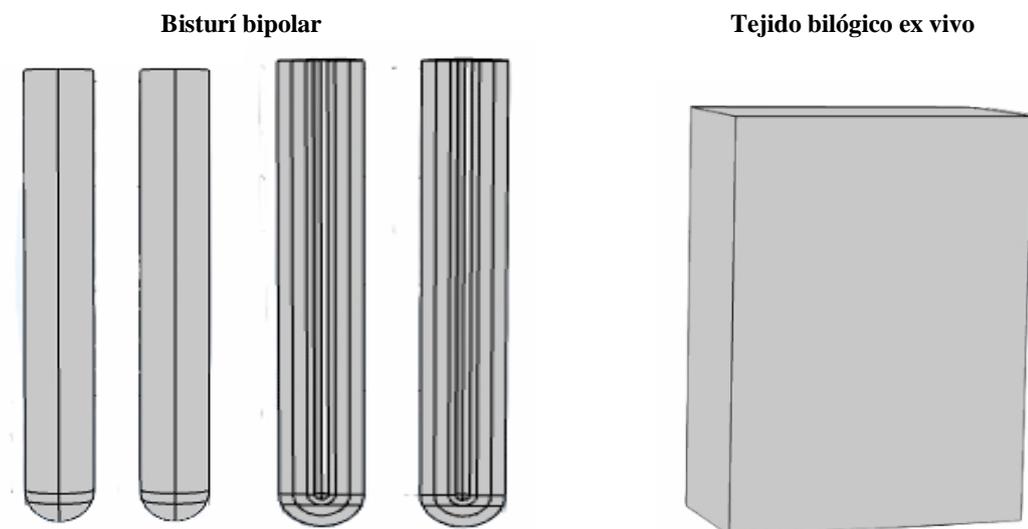
Para el desarrollo de la modelación computacional, se utilizó un enfoque tridimensional para cada material u objeto en estudio y para el análisis multifísico de los procesos de transferencia de calor mediante el software COMSOL MULTIPHYSICS, el cual utiliza el método de elementos finitos para dar solución matemática a las ecuaciones diferenciales que describen el fenómeno definido durante el proceso de simulación, y esto es gracias al software PARDISO, el cual se encuentra dentro COMSOL MULTIPHYSICS trabajando simultáneamente para la ejecución y resolución de sistemas simétricos o asimétricos existentes durante la modelación (Guananga, 2021).

Para esta investigación, se procedió a realizar un proceso de simulación que refleje el comportamiento de crear una zona de coagulación en un tejido biológico ex vivo, donde no se debe exceder la exposición de temperatura mayor a 100°C para evitar posibles deshidrataciones masivas y calcificaciones del tejido. Para realizar este procedimiento se calentó el bisturí bipolar con un diferencial de potencial obtenido de la fuente radiactiva a los dos electrodos de 50, 55, 60, 65 y 70 voltios, en este caso particular cada voltaje chocará en la geometría de cada electrodo que conforma el bisturí bipolar realizado por capas, usando materiales de tungsteno y acero inoxidable proveniente del Cromo al 35% para que también mantenga su propiedad de conductor de calor y evitar una posible

irradiación de una trayectoria directa de la fuente a los electrodos, en el momento de extraer su voltaje (Guananga, 2021):

- La geometría del bisturí bipolar (figura 1) durante la simulación, corresponde a que cada electrodo tendrá una forma de varilla cilíndricamente metálica de 20 mm de largo, terminando en una punta de forma semiesférica de 1.5 mm de radio, donde se establece una separación de 5mm entre cada punta de los electrodos, dentro de su forma cilíndrica tiene una estructura por 3 capas, una externa de Acero inoxidable proveniente del Cromo al 35% , una interna de Tungsteno y otra del mismo material que la capa externa con una terminación hueca en la cual se realizará el proceso refrigerante.
- La geometría y material del tejido biológico (figura 1) es de carácter ex vivo de tejido hepático, considerado como un modelo tridimensional, en forma de bloque, con una dimensión volumétrica de 1152 cm^3 con medidas de 12 cm de diámetro anteroposterior, 6cm de grosor y 16 cm de diámetro transversal.

Cada uno de los materiales conductores generarán un movimiento vibracional de los electrones con el material del electrodo, liberando energía en forma de calor mediante un proceso termoeléctrico de efecto Peltier, provocando el cumpliendo con la capacidad de disecar la zona del tejido enfermo (Guananga, 2021).

Figura 1*Composición geométrica*

Ecuaciones- Condiciones iniciales y de contorno

Para la resolución del proceso térmico y eléctrico que se realiza en todo el procedimiento, es necesario establecer las siguientes condiciones iniciales y de

contorno, para que pueda ser resuelto por el simulador mediante el Método de elementos finitos (Guananga, 2021):

$$T(x, 0) = T_0 ; \quad x \in \Omega ; t = 0$$

$$T(x, t) = T_0 ; \quad x \in \Omega_1 \cup \Omega_3 \cup \Omega_4 \cup \Omega_5 ; t > 0$$

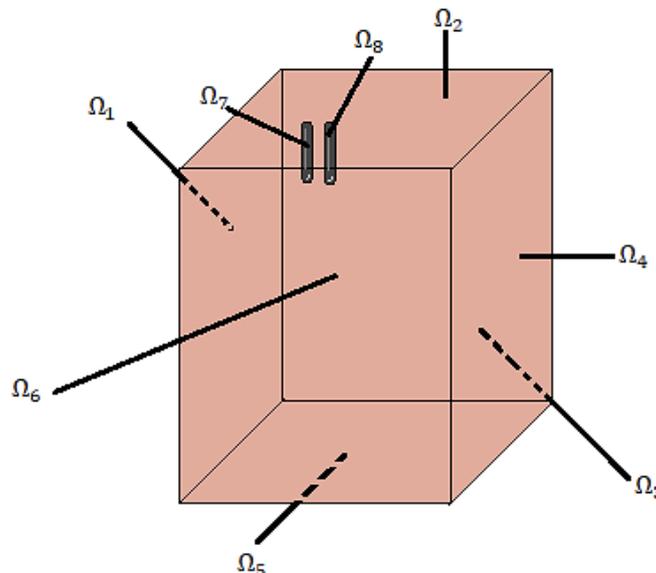
$$n \cdot (k\nabla T(x, t)) = 0 ; \quad x \in \Omega_6 ; t > 0$$

$$n \cdot (k\nabla T(x, t)) = h(T_{ext} - T(x, t)) ; \quad x \in \Omega_2 \cup \Omega_7 \cup \Omega_8 ; t > 0$$

$$V(x, 0) = 0 ; \quad x \in \Omega ; t = 0$$

Figura 2

Dominios de la Geometría



Ecuación transferencia de biocalor: La presente investigación será basada en un modelo de implicaciones termoeléctricas acopladas, haciendo referencia a que este proceso consiste en transmitir calor a un instrumento de material conductor el cual estará sujeto al contacto directo con un tejido biológico, para lo cual se utilizará la ecuación (3) de Biocalor anteriormente ya vista. Para este análisis, se requiere un plano simétrico con los electrodos y el tejido. Por otra parte, para dicha ecuación (3) se tomarán ciertas consideraciones, como igualar a cero el valor Q_p , ya que el proceso de simulación será realizado en un tejido ex vivo, como también el valor Q_m , porque puede considerarse despreciable para el proceso de ablación (Yaulema et al., 2020). Siendo q , determinable mediante la ecuación (4):

$$q = \sigma |E|^2 \tag{4}$$

Donde σ es la conductividad eléctrica, definible en la ecuación (5) la cual está en función de la temperatura T y la temperatura referencial T_0 , a la que se obtiene el valor de σ_0 ,

ajustándolo al valor sometido en el tejido, y E que corresponde a la magnitud vectorial del campo eléctrico, obteniéndose en función del voltaje V (6) (Yaulema et al., 2020).

$$\sigma(T) = \sigma_0 e^{0.015(T-T_0)} \quad (5)$$

$$E = -\nabla V \quad (6)$$

Sin embargo, para obtener V , sale al resolver este problema eléctrico se requiere resolver la ecuación de Laplace (7).

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0 \quad (7)$$

Donde tendremos dos potenciales eléctricos para darle solución, los cuales corresponden a $0V$ para $x \in \Omega_7$ y V_0 para $x \in \Omega_8$. Donde V_0 pertenecerá al valor de voltaje de $50V$, $55V$, $60V$, 65 y $70V$, según sea el caso. Debido a que un bisturí bipolar realiza un movimiento potencial cíclico de actividad y retorno en las respectivas puntas de cada electrodo, las cuales, al estar en contacto con el tejido, crearán una zona coagulación entre las puntas (Gonzales, 2014).

Flujo de calor por convección natural y reforzado: El movimiento cíclico de potencial, creará un proceso termoeléctrico de efecto Peltier, el cual al generar calor producirá un flujo térmico por convección natural, este proceso se produce debido a la diferencia de temperatura entre las puntas de cada electrodo y la temperatura del tejido, permitiendo lesionar hasta un punto que sea posible la regeneración del tejido biológico. Mientras que, el flujo de calor por convección reforzado *es el encargado de finalizar el proceso refrigerante en la parte hueca de los electrodos. Ya que, durante la simulación dentro del bisturí bipolar en la parte de su estructura hueca, será considerado como una sección de plano simétrico por el cual se tome en cuenta un flujo térmico nulo, rigiéndose en la ley del enfriamiento de Newton lo que estable una proporcionalidad de perdida de calor con la diferencia térmica, tanto del material y sus zonas adyacentes* (Guananga, 2021).

Para cada caso en la ecuación (8), el flujo térmico ($n \cdot (k\nabla T)$) en este proceso va a depender de h el valor del coeficiente de convección natural o reforzado y T_{ext} la temperatura de refrigeración natural o reforzada (Yaulema et al., 2020). Cabe recalcar que el flujo térmico del cual n es el valor vectorial de la normal a la superficie, para el caso particular del plano de simetría tendrá un valor de cero (Guananga, 2021).

$$n \cdot (k\nabla T) = h(T_{ext} - T) \quad (8)$$

$$h(natural) = 10 \text{ W/Km}^2 \text{ y } T_{ext} = 293.15 \text{ K}$$

$$h(reforzado) = 2887 \text{ W/Km}^2 \text{ y } T_{ext} = 283.15 \text{ K}$$

Daño térmico: Esta ecuación permite analizar hasta donde se va a regenerar el tejido biológico ya que va a estar sometido a altas temperaturas.

$$\Omega(t) = \int_0^t A e^{-\frac{\Delta E}{RT}} ds \quad (9)$$

Siendo R la constante de gas universal y A el factor preexponencial o de frecuencia, el cual sirve de indicador de frecuencias durante las colisiones realizadas por el movimiento de partículas al estar expuestas a diferentes temperaturas. El tejido biológico, tiene una capacidad de restauración, debida a una propiedad fisiológica propia del órgano para mantener su medio interno (Cienfuegos et al., 2014). Sin embargo, un daño térmico irreversible se produce cuando el tejido es sometido a altas temperaturas mayores a los 70°C, para describir esta situación se usa la ecuación (9), y ya que A y ΔE , se considerará un valor para A de $7.39 \times 10^{39} s^{-1}$ y una ΔE equivalente a $2.577 \times 10^5 J/mol$, este valor permitirá establecer una energía de barrera que debe ser superada para que se pueda realizar el proceso de un daño irreversible, es decir, la zona con temperaturas lo suficientemente altas que rebase o se encuentre fuera de la función de daño térmico su regeneración será irremediable. De tal modo que se emplea un contorno producido por daño térmico de $\Omega = 1$, el cual corresponde la probabilidad de una muerte celular a un 63% (Gonzales, 2014).

Mallado

Es la parte final del proceso de simulación, en donde se realiza una discretización de los dominios de toda la modelación interconectados mediante n elementos denominados nodos, el mallado descrito entre más fino sea, mostrará mayor precisión en las respectivas soluciones matemáticas a las ecuaciones diferenciales que describen el fenómeno definido durante el proceso de simulación, a tal punto de que exista una convergencia en los dominios, arrojando los respectivos resultados (Guananga, 2021).

Resultados

Se consideró a un nivel de 70°C un daño térmico (línea negra) de $\Omega = 1$, el cual corresponde a la probabilidad de una muerte celular en un 63%. En las figuras 3, 4, 5, 6 y 7 se creó una zona de coagulación que surge desde los extremos de cada electrodo y crece hasta el medio de cada uno, con una temperatura de 70°C (zona amarilla). En concordancia con la Tabla 4, se puede ver que todas las simulaciones realizadas alcanzaron su temperatura máxima de 100°C en un tiempo de 9,7s. En la primera simulación con un voltaje inicial de 50V (figura 3) se tiene un daño térmico de diámetro superficial-lateral de 0.4921mm y 0.4739mm para cada electrodo respectivamente, el cual además profundiza el tejido a los extremos de cada punta de los electrodos a 1.3766mm y 1.3511mm, estos valores asemejan una aproximada simetría de dimensiones de cada electrodo del daño térmico, sin embargo, al encerrar una zona considerablemente pequeña en comparación con las figuras 4, 5, 6 y 7, aquí hay mucha generación de daño irreversible

para las zonas circundadas a las que delimita la función de daño térmico, las cuales están a temperaturas aproximadamente de 80 °C y 90°C. Por otra parte, para la segunda simulación con un voltaje de 55V (figura 4) se tiene un daño térmico de diámetro superficial-lateral de 0.9185 mm y 0.9036 mm para cada electrodo respectivamente, el cual también profundiza el tejido a los extremos de cada punta de los electrodos a 1.8191 mm y 1.8178 mm, en este caso se tiene una simetría más cercana en sus valores de daño térmico que en comparación con los de la primera simulación. De tal modo, refiriéndonos a la tercera simulación (figura 5), con el mismo comportamiento de la zona de coagulación mencionado en los dos casos anteriores, con un voltaje de 60V, se presenta un punto pico en cuestión de diámetros superficiales y profundidad del daño térmico en la zona de coagulación, ya que exhibe un diámetro superficial-lateral de 0.9829 mm y 0.9849 mm y una profundidad en el tejido de 1.9276 mm y 1.9086 mm, encerrando una zona simétrica para cada electrodo y considerablemente grande para que se pueda realizar un cambio reversible del tejido. Sin embargo, partiendo de este punto las zonas de coagulación encerradas por la función de daño térmico empiezan a dejar de mostrar una cercana simetría y disminuir su prolongación en la cuarta (figura 6) y Quinta simulación (figura 7), ya que se obtienen valores de diámetro superficial-lateral de 0.8858 mm y 0.9620 mm y una profundidad en el tejido de 1.7301 mm y 1.7400 mm para la cuarta simulación y para la quinta valores de diámetro superficial-lateral de 0.8827 mm y 0.8970 mm y una profundidad en el tejido de 1.7446 mm y 1.7405 mm.

Tabla 4
Comportamiento para la Zona de Coagulación

# Simulación	Voltaje (V)	Tiempo (s)	Tmax (°C)	Diámetro Superficial (mm)		Profundidad bajo el electrodo (mm)	
				Electrodo 1	Electrodo 2	Electrodo 1	Electrodo 2
1	50	9.7	100	0.4921	0.4739	1.3766	1.3511
2	55	9.7	100	0.9185	0.9036	1.8191	1.8178
3	60	9.7	100	0.9829	0.9849	1.9276	1.9086
4	65	9.7	100	0.8858	0.9620	1.7301	1.7400
5	70	9.7	100	0.8827	0.8970	1.7446	1.7405

Figura 3

Comportamiento bipolar a 50 V con un $t=9.7s$

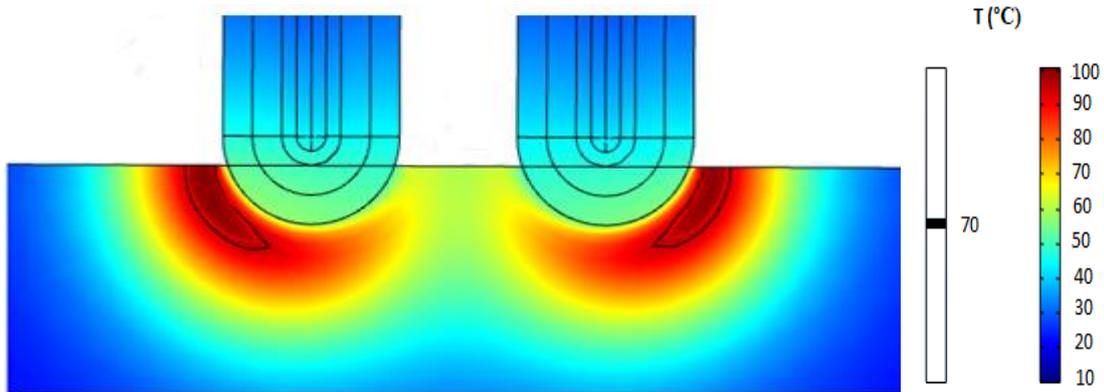


Figura 4

Comportamiento bipolar a 55 V con un $t=9.7s$

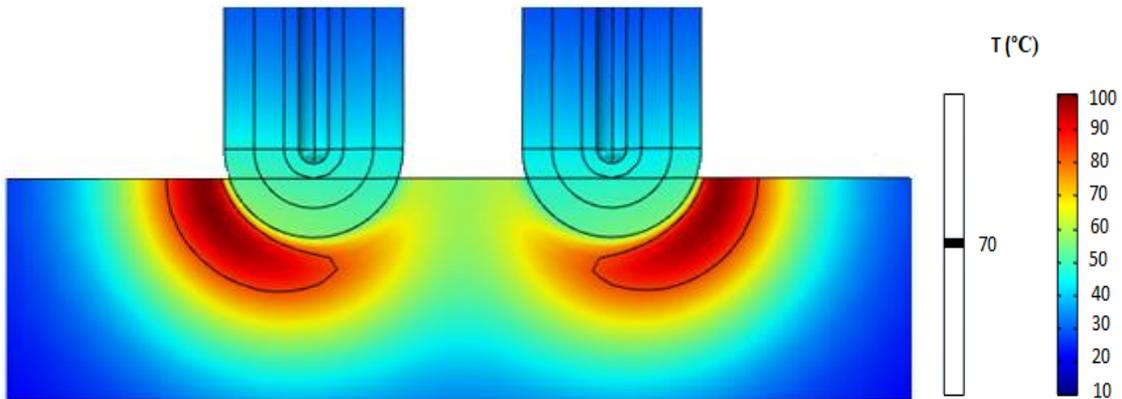


Figura 5

Comportamiento bipolar a 60 V con un $t=9.7s$

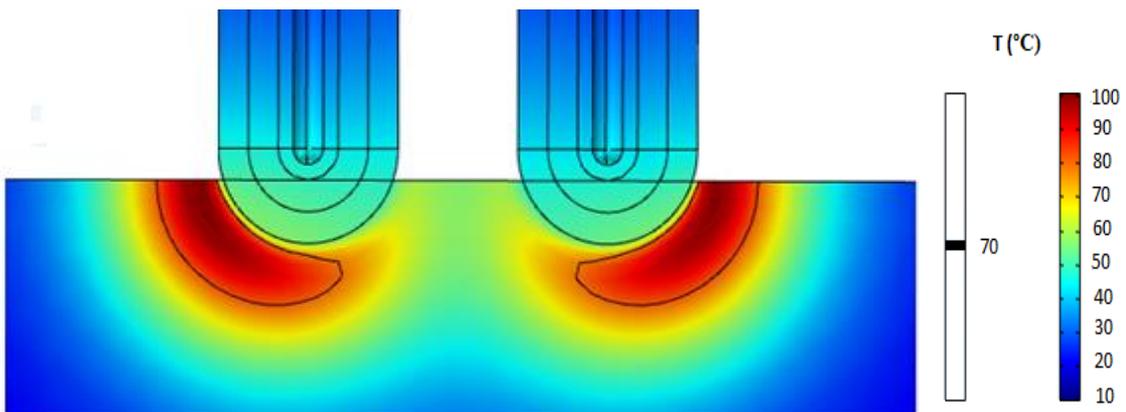


Figura 6

Comportamiento bipolar a 65 V con un $t=9.7s$

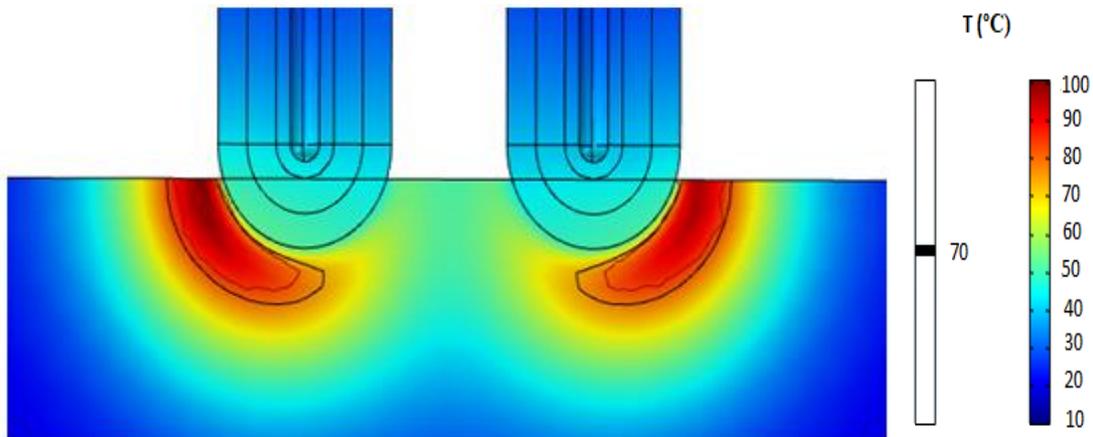
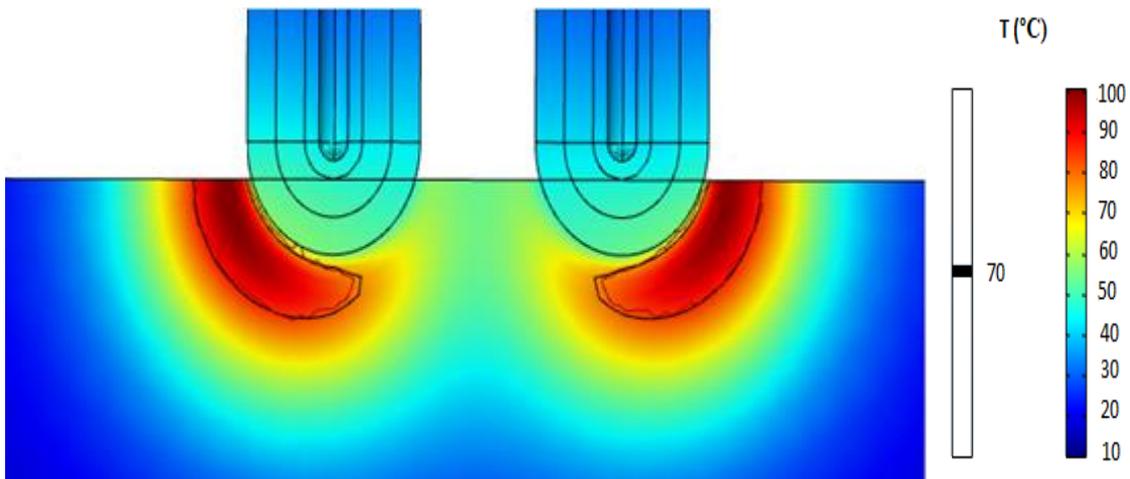


Figura 7

Comportamiento bipolar a 70 V con un $t=9.7s$



Discusión

La distribución de calor reflejada en las figuras 3, 4, 5, 6 y 7, muestra que no se da una zona de coagulación específica en medio de cada electrodo donde se ubican los carcinomas, como sería el caso ideal mostrado según *Yaulema et al.*, (2020), ya que presenta una zona de coagulación que surge desde los extremos de cada electrodo y crece hasta el medio de cada uno con una temperatura aproximada de 70°C. Por otra parte, los resultados obtenidos en la zona de coagulación encerrada por el daño térmico si tuviese un cambio reversible pero las zonas circundantes de distribución de calor que se encuentra fuera de la delimitación del daño térmico quedarán parcialmente afectadas, es decir, que este procedimiento estaría calcificando o deshidratando a tejido posiblemente sano.

A pesar de que el bisturí haya sido trabajado en modo bipolar con un movimiento cíclico de actividad y retorno en las respectivas puntas de cada electrodo, el comportamiento mostrado en las cinco simulaciones realizadas, asemeja más a un comportamiento de modo monopolar visto en *Yaulema et al. (2020)*, considerando también que este procedimiento llegó a la temperatura máxima de 100°C, provocando que en cada punta de los electrodos se le queden impregnados coágulos de sangre, evitando la visibilidad de los carcinomas que se encuentren en la superficie. Esto podría deberse a que quizás no ocurrió una correcta distribución de pérdida eléctrica en el proceso termoeléctrico por efecto Peltier, al considerarse para este procedimiento dos materiales conductores colocados en forma de tres capas descritas en el capítulo II, ya que al ser conductores posiblemente se generó un elevado paso de electrones en cada material, haciendo que el refrigerante de la parte hueca no realice un rápido proceso de equilibrio térmico, lo cual provocaría la desproporción de energía térmica depositada a las puntas de los electrodos.

Conclusiones

- Por revisión bibliográfica se pudo conocer los parámetros y fundamentos físicos que dan lugar a la fuente radiactiva que se utilizó para este procedimiento, la fuente usada fue de Estroncio 90, la cual era de emisión beta con un tiempo de vida media de 28,79 años, y una actividad de 74kBq, dichos conocimientos previos fueron los que propiciaron su cuantificación de energía en forma de voltaje mediante un tubo Geiger, tomando en cuenta que se pudo extraer valores reales en unidades de bajos voltajes, los cuales fueron amplificados para generar una corriente eléctrica dentro de cada electrodo que conforma el electrobisturí de modo bipolar y de esta forma generar un efecto termoeléctrico. Además, cabe mencionar que la emisión de pulsos de voltaje es inversamente proporcional a la distancia de la fuente con el tubo Geiger, ya que, a medida que la distancia aumentaba los pulsos de voltaje recibidos eran extremadamente bajos.
- Durante este procedimiento utilizando el software COMSOL MULTIPHYSICS, se analizó la incidencia de una fuente radiactiva en un bisturí bipolar, al estimar y amplificar valores de voltajes provenientes de una fuente de Estroncio 90, donde se observó que este procedimiento no es viable para crear una zona de coagulación simétrica entre las puntas de cada electrodo, ya que presentó un comportamiento monopolar, provocando también coágulos en cada punta de los electrodos debido a la temperatura máxima que fueron expuestos en las cinco simulaciones realizadas, evitando una buena visibilidad de los carcinomas superficiales en el tejido ex vivo, y finalmente presentando un amento innecesario de daño térmico irreversible al tejido posiblemente sano, ubicado en los extremos de cada electrodo.
- Después de determinar la tasa de dosis efectiva y equivalente permitida para un estudiante, al realizar el procedimiento de estimación de voltaje de la fuente se

Estroncio 90 durante cuatro horas, se comprobó que no se ha excedido del límite de tasa de dosis efectiva de 6 mSv/año establecido como bioseguridad, ya que se obtuvo un valor de 2.60199156 mSv/año de dosis equivalente y efectiva, el cual está por debajo de dicho valor.

Referencias bibliográficas

- Cienfuegos, J., Rotellar, F., Baixauli, J., Martínez, F., Pardo, F., & Hernández, J. L. (2014). Regeneración hepática; el secreto mejor guardado. Una forma de respuesta al daño tisular REVISIÓN RESUMEN. *Revista Española de Enfermedades Digestivas*, 106, 171–194. https://scielo.isciii.es/pdf/diges/v106n3/es_revision.pdf
- Delacroix, D., P. Guerre, J., Leblanc, P., & Hickman, C. (2002). Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook 2002. *Radiation Protection Dosimetry*, 98(1), 1–168. <https://doi.org/10.1093/OXFORDJOURNALS.RPD.A006705>
- Gonzales, A. (2014). *Computational Models and Experimentation for Radiofrequency-based Ablative Techniques* (Issue January).
- Guananga, J. E. (2021). *Análisis de la incidencia de una fuente radiactiva en un bisturí bipolar para resección de carcinomas en tejido ex vivo*. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.
- Khajepour, A., & Rahmani, F. (2017). An approach to design a 90Sr radioisotope thermoelectric generator using analytical and Monte Carlo methods with ANSYS, COMSOL, and MCNP. *Applied Radiation and Isotopes*, 119, 51–59. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2016.11.001>
- Nam, J. S., Choi, Y. S., Hong, S. B., Kyung Seo, B., Moon, J. K., & Choi, J. W. (2017). Study on the Characteristics of a Scintillator for Beta-ray Detection using Epoxy Resin. *EPJ Web of Conferences*, 153. file:///E:/Study_on_the_Characteristics_of_a_Scintillator_for.pdf
- Panachaveettil, O. J. (2011). *Development of thermoelectric devices for structural composites*. https://shareok.org/bitstream/handle/11244/10009/NattiyatharilPanachaveettil_okst_ate_0664M_11896.pdf;jsessionid=BFB12AB8967C3061C31E4663453EE420?sequence=1
- Penalva, A. A. (2018). *Efecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones*. <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/109025/AZORÍN - Efecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones técnicas.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

- Saravia, G. (2013). Artículo de revisión Protección y seguridad radiológicas. *Anales de Radiología México*, 12, 105–110. <https://www.medigraphic.com/pdfs/anaradmex/arm-2013/arm132g.pdf>
- Yaulema, J., Bon, J., Gómez, M. C., Pérez, J. J., Berjano, E., & Trujillo, M. (2020). Switching monopolar mode for RF-assisted resection and superficial ablation of biological tissue: Computational modeling and ex vivo experiments. *Processes*, 8(12), 1–14. <https://doi.org/10.3390/pr8121660>

El artículo que se publica es de exclusiva responsabilidad de los autores y no necesariamente reflejan el pensamiento de la **Revista Alfa Publicaciones**.



El artículo queda en propiedad de la revista y, por tanto, su publicación parcial y/o total en otro medio tiene que ser autorizado por el director de la **Revista Alfa Publicaciones**.



Indexaciones

