



Doctorado en Ciencia Aplicada

Sistema y método para estimar la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido.

Maritza Delgado González

Doctorado en Ciencia Aplicada
Universidad Antonio Nariño
Bogotá D.C.
2020

Sistema y método para estimar la dosis de radiación durante el proceso de esterilización del nitrógeno líquido.

Maritza Delgado González

Documento presentado como requisito para optar por el título de Doctor en Ciencia Aplicada

Dirección temática
Deywis Moreno López PhD.

Dirección Metodológica
Cesar Augusto Rodríguez Suarez PhD.
Andrés Ignacio Hernández PhD.

Doctorado en Ciencia Aplicada
Universidad Antonio Nariño
Bogotá D.C.
2020

Prefacio

La elaboración de la presente tesis surgió de mi interés en el diseño, construcción y caracterización de los detectores de partículas. Este interés incremento con mi experiencia en el doctorado de ciencia aplicada, al permitirme ser parte de la colaboración internacional de uno de los experimentos de neutrinos en construcción conocido como DUNE (por sus siglas en inglés *Deep Underground Neutrino experiment*); al colaborar y participar en laboratorios reconocidos a nivel mundial como el CERN y Fermilab durante mis pasantías.

Formar parte de esta colaboración, me permitió conocer las características y beneficios de un Fotomultiplicador de Silicio (*SiPM*) y su electrónica que operan a una temperatura criogénica de -195°C , mejorar mis habilidades en la simulación e interesarme en programas como LArSoft y Geant4, conocer y profundizar en herramientas para el análisis de datos, conocer las propiedades ópticas de líquidos criogénicos como el Argón, Xenón y el nitrógeno y tener el beneficio de realizar pequeños aportes en el grupo de fotodetección de DUNE.

La finalidad del Doctorado en Ciencia Aplicada es transformar conocimiento científico y tecnológico en innovaciones de alto valor agregado con reconocimiento internacional, este objetivo se logra en esta tesis, aunque en su momento fue un gran reto el utilizar el conocimiento y desarrollo tecnológico del Sistema de Detección de Fotones de DUNE para solucionar un problema específico. Este reto se consiguió con la metodología TRL (*Technology Readiness Levels*) y con las habilidades de simulación aprendidas en esta etapa de formación, obteniendo como resultado una tecnología innovadora patentada que consiste en el diseño de un dosímetro criogénico y el método para monitorear la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido.

Resumen

En la actualidad, no es posible encontrar un dosímetro que proporcione una medida de la dosis de radiación ultravioleta en tiempo real a temperatura criogénica durante la esterilización del nitrógeno líquido, ya que sus parámetros técnicos se definen a temperatura ambiente, y muchos de estos cambian drásticamente a una temperatura de -195°C . En este trabajo se diseña un prototipo de un dosímetro criogénico basado en fotomultiplicadores de Silicio (SiPM), útil para la caracterización de la dosis de radiación ultravioleta medida en tiempo real para controles de calidad en aplicaciones criogénicas en medicina, biología, biotecnología e industria. En este estudio se realizó una simulación con fotones ópticos (253 nm) en nitrógeno líquido y gaseoso, utilizando el kit de herramientas de simulación Geant4. Los resultados presentan una zona de mínima radiación UV dentro de un contenedor de nitrógeno líquido y un método para la estimación de la dosis de radiación con uno o más SiPM's criogénicos ubicados dentro del contenedor, especialmente, en la zona mínima de radiación con el fin de certificar la ausencia de microorganismos dentro del nitrógeno líquido.

Abstract

At the moment, there is no dosimeter that provides a real-time measurement of ultraviolet radiation dose at cryogenic temperatures during the sterilization of liquid nitrogen, because the technical parameters are defined at room temperature, and many of these change dramatically at temperature of $-195\text{ }^{\circ}\text{C}$. In this work, a prototype of a cryogenic dosimeter based on Silicon photomultipliers (SiPM) is designed, useful for characterizing the dose of ultraviolet radiation measured in real time for quality control of cryogenic applications in medicine, biology, biotechnology and industry. In this study, a simulation with optical photons (253 nm) was performed in liquid and gaseous nitrogen, using Geant4 simulation toolkit. The results present a zone of minimal UV radiation inside a container of liquid nitrogen, and a method for estimating the radiation dose with one or more cryogenic SiPMs, located inside the container, especially in the minimum radiation zone in order to certify the absence of microorganisms in the liquid nitrogen.

Agradecimientos

Durante mi formación y experiencias vividas en el doctorado de Ciencia Aplicada quiero agradecer:

- ✓ Al Ministerio de Ciencia y Tecnología, quien financió mis estudios con la convocatoria Doctorados Nacionales, 757, 2016 y la solicitud de patente con la convocatoria nacional 857,2019.
- ✓ A cada una de las personas que hicieron parte de mi proceso de formación en el Doctorado de ciencia aplicada, en especial al doctor Rafael Gutiérrez por su apoyo, orientación y vinculación a la colaboración DUNE, al doctor Deywis Moreno por su dirección temática, apoyo y colaboración tanto en las pasantías como en la colaboración DUNE, por sus comentarios y sugerencias que permitieron obtener productos de investigación con valor agregado. También al doctor Arnold Wentzel por su orientación y metodología en cada uno de los seminarios que favoreció identificar un problema y una solución. A los doctores Cesar Rodríguez y Andrés Hernández por su codirección metodológica y orientación en el valor agregado del producto y finalmente a las Directivas, equipo docente y compañeros por su acompañamiento en este proceso.
- ✓ A la Oficina Transferencia Tecnológica por su acompañamiento y orientación durante la elaboración y radicación de solicitud de patente.
- ✓ A mi familia por su apoyo y comprensión.

Lista de Abreviaturas y acrónimos

ADN	<i>Ácido desoxirribonucleico</i>
DUNE	<i>Deep Underground Neutrino Experiment</i>
EPA	<i>U.S. Environmental Protection Agency</i>
eV	<i>Electronvoltio, unidad de energía</i>
FBK	<i>Fondazione Bruno Kessler</i>
GEANT4	<i>Geometry and Tracking</i>
HPK	<i>Hamamatsu Photonics</i>
INVIMA	<i>Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos</i>
ISO	<i>Organización Internacional de Estandarización</i>
LN2	<i>Nitrógeno Líquido</i>
MC	<i>Monte Carlo (método de simulación)</i>
PD	<i>Fotodetección (sistema)</i>
PMT	<i>Tubo Fotomultiplicador</i>
SP-PDS	<i>Single Phase Photon Detection System</i>
S/N	<i>Señal/Ruido</i>
SiPM	<i>Fotomultiplicador de Silicio</i>
UV-C	<i>Rango ultravioleta de 200 a 280 nm</i>
WLS	<i>Wavelength shifting, desplazador de onda.</i>
ZMRUV	<i>Zona mínima de radiación Ultravioleta</i>

Tabla de Contenido

Título.....	ii
Capítulo 1: Introducción	1
Capítulo 2: Estado del Arte.....	4
Capítulo 3: Metodología	10
Capítulo 4: Resultados y Análisis	19
Capítulo 5: Producción	26
Capítulo 6: Conclusiones	28
Bibliografía	30
Anexos	33

Lista de tablas

1. Región de radiación UV	4
2. Dosis necesaria para inactivar un microorganismo	6
3. Dimensiones comerciales del contenedor	10
4. Modelo proveedores de DUNE	13
5. Datos reportados utilizados para calcular la dispersión de Rayleigh	15
6. Dimensiones de los detectores	16
7. Posición del fotodetector en la zona mínima	22
8. Dosis en la zona mínima de radiación UV (ZMRUV) en una ventana de tiempo de 20 μ S	24
9. Productos obtenidos durante el doctorado	26
10. Proyectos	27

Lista de figuras

1. Contenedor de nitrógeno líquido.	5
2. Estructura del SiPM (Hamamatsu)	13
3. Modelo geométrico	14
4. Detector de LN2 que se desplaza longitudinalmente.	15
5. Detector cilíndrico de LN2.	15
6. Distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor de 3 litros.	19
7. Distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor de 120 litros.	19
8. Histogramas del número de fotones en función del radio para un recipiente de 3 litros.....	21
9. Histogramas del número de fotones en función del radio para un recipiente de 120 litros.....	21
10. Mapa de fotones UV en la zona de mínima radiación	23
11. Configuración final del dosímetro criogénico	24
12. Método para estimar la dosis de radiación Ultravioleta	25

Capítulo 1: Introducción

El nitrógeno líquido (LN2) es un líquido criogénico a una temperatura de -195°C a una presión de 1 atmósfera, considerado de utilidad médica por el Ministerio de salud y protección social de Colombia, al ser útil en el enfriamiento y congelamiento de materiales biológicos. Una de sus desventajas es la rápida evaporación por transferencia de calor con el medio ambiente (Morris, 2005).

El nitrógeno líquido se ha utilizado para diversas aplicaciones, una de ellas en el campo de la gastronomía para la conservación, aumento del volumen y cambio de la textura de determinados alimentos. Otra de sus aplicaciones está relacionada con el campo dermatológico para la eliminación de lunares, verrugas y manchas en la piel. El LN2 también es utilizado para preservar muestras biológicas, oncológicas, sangre, tejidos, órganos, entre otras.

Muchas de estas aplicaciones requieren el uso de LN2 esterilizado, dado que diferentes estudios experimentales han demostrado la presencia de microorganismos que sobreviven a temperaturas criogénicas como *E. coli*, el virus de la hepatitis B, entre otros (Parmegiani & et al., 2009), contaminando tejidos celulares, órganos o alimentos que están inmersos en este líquido criogénico.

Hoy en día existe diversidad de empresas y métodos que certifican un LN2 esterilizado, pero el usuario final no tiene la certeza de su esterilidad en el momento de utilizarlo, ya que es posible que durante su uso o traslado estuviera expuesto a diferentes fuentes de contaminación microbiana (Parmegiani Lodovico, 2009). Las principales causas de contaminación se presentan durante el envasado en un contenedor de LN2 no esterilizado, (Pessoa, Batistella, Mondino, & Costa da Rosa, 2014); durante un procedimiento incorrecto de preservación de una muestra contaminada con algún microorganismo (Bielanski, 2003); la presencia de sedimentos de hielo que acumulan bacterias y hongos; la extravasación de semen por pajillas dañadas; o por bacterias o virus en el aire (Morris, 2005).

Debido a estas fuentes de contaminación, han surgido diferentes diseños y métodos que permiten al usuario final esterilizar el LN2 por sí mismo. Muchos de ellos ya no se utilizan porque no cuentan con dispositivos adecuados y especiales para evitar la evaporación (Parmegiani Lodovico, 2009). Otros esterilizan directamente el nitrógeno en estado gaseoso o utilizan métodos complicados y costosos para el usuario y no logran esterilizar todo el volumen de LN2 (Gerba, Gramos, & Nwachuku, 2002).

Un estudio de Parmegiani y su equipo demostró que la radiación ultravioleta en pequeños volúmenes de LN2 puede ser eficaz contra bacterias, virus y hongos (Parmegiani, 2009). La radiación ultravioleta es un tipo de radiación electromagnética que impide en un microorganismo la replicación y la capacidad de infectar, a una longitud de onda comprendida entre los 250 a 260 nm. Este rango pertenece al pico de absorción ultravioleta por el ADN y ARN microbiano. La desinfección adecuada depende de la cantidad de radiación ultravioleta (UV) a la que esté expuesto el virus o la bacteria (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011). Sin embargo, calcular y garantizar la cantidad necesaria de radiación UV para esterilizar todo el volumen de nitrógeno en tiempo real es complejo, debido a que existen factores que alteran la administración de la dosis UV en el LN2 como la disminución de la eficiencia de la fuente ultravioleta a temperatura criogénica, la geometría del contenedor, fallas técnicas y mecánicas de los instrumentos que monitorean la emisión de la radiación UV diseñados para operar en temperatura ambiente y la absorbancia de los fotones UV por las paredes del contenedor o por impurezas o materiales que se depositan en el LN2 como desechos biológicos o residuos de materiales utilizados para la criopreservación.

Hasta la fecha no se reportan estudios que describan cómo medir la dosis de radiación UV en tiempo real a temperatura criogénica, es decir, durante el proceso de esterilización para cualquier volumen de LN2. Para determinar la dosis de radiación antes, durante y después del proceso de esterilización, es necesario incorporar un sistema de dosimetría. Un sistema de dosimetría permite la cuantificación de la irradiancia UV en diferentes sectores del sistema a esterilizar, proporciona una técnica reproducible de monitorización, revela información más detallada sobre la distribución de la radiación UV, y permite verificar la dosis irradiada por la fuente de radiación y compararlo con la información proporcionada por el fabricante (EPA, 2003).

Otros autores afirman que la mejor técnica para comprobar la eficacia de la radiación UV es realizar un cultivo antes y después de la desinfección del sistema a esterilizar (Bielanski, 2003). Si el porcentaje de reducción del número de microorganismos se acerca al 100%, la radiación UV es eficaz, pero si el porcentaje de reducción del número de microorganismos es inferior al 90%, no es posible explicar la causa del bajo porcentaje de los resultados o porque no fue eficaz la radiación ultravioleta emitida al sistema. La reglamentación para el control de calidad como la EPA (Agencia de Protección Ambiental), recomienda que los sistemas a esterilizar utilicen una monitorización empírica de dosis mediante un proceso de validación, a partir del cual se obtiene un resultado objetivo, concreto y reproducible con la ayuda de un sistema de dosimetría (EPA, 2003). El seguimiento permitirá conocer la distribución de dosis y la eficiencia de la radiación UV (Narbutt, Pawlaczyk, Sysa-Jędrzejowska, & Krzyścin, 2014).

Por tanto, este trabajo se centra en establecer un dispositivo y un método para estimar la dosis de radiación UV en un volumen de LN₂, durante el proceso de esterilización. Para cumplir con este objetivo, se utiliza herramientas de simulación Montecarlo como Geant4 para representar el modelo descrito por Parmegiani. Así mismo, la simulación considera una aproximación a la tecnología de los fotodetectores de silicio criogénicos (SiPM) optimizados para la colaboración internacional DUNE, de la cual hace parte la Universidad Antonio Nariño desde 2017.

Capítulo 2: Estado del Arte

Para la esterilización del nitrógeno líquido han surgido diferentes diseños y métodos que ofrecen al usuario final esterilizarlo con filtros microporosos o radiación ultravioleta (Birmpa, Sfika, & Vantarakis, 2013). Los filtros microporosos se utilizan generalmente en gases y líquidos, pero presentan una desventaja en la retención de microorganismos, puesto que algunos microorganismos se adaptan al tamaño del poro (Boullard & Giacomoni, 1988).

Por otro lado, la esterilización con radiación ultravioleta se ha utilizado desde el año 1910 como método para la inactivación de microorganismos. (Chang & et al, 1985). La radiación ultravioleta es un tipo de radiación electromagnética no ionizante, que se encuentra dentro de la región de longitud de onda de 180 a 400 nanómetros del espectro electromagnético y se divide en tres regiones: UVA, UVB y UVC.

Tabla1. *Región de radiación UV*

Región	Frecuencia (Hz)	Energía por fotón (eV)	Longitud de onda (nm)
UVA	$7,89 \times 10^{14}$	Baja energía (3,1-3,9)	315 - 400
UVB	10^{15}	3,94 - 4,43	280 - 315
UVC	3×10^{16}	Alta energía (4,43-12,40)	100 - 280

Como se puede observar en la tabla 1, la región UVC tiene una longitud de onda más corta y mayor energía, por lo que tiene un alto efecto germicida al inactivar microorganismos a una longitud de onda entre 250 nm a 264 nm, sin dejar residuos químicos en el producto a esterilizar y es de fácil uso (Parrotta & Bekdash, 1998). Las longitudes de onda en el rango de UVC son especialmente dañinas para las células porque son absorbidas por ácidos nucleicos. El ADN y el ARN son responsables de la replicación microbiana y la síntesis de proteínas. La absorción de UVC puede resultar en la formación de dímeros y daños a estos ácidos nucleicos, lo que puede conducir a mutaciones, muerte celular o defectos estructurales, dando como resultado la inactivación o la imposibilidad de reproducirse (Boullard & Giacomoni, 1988).

A pesar de ello, algunos autores manifiestan que en métodos como la vitrificación donde se requiere el contacto directo de células y tejidos con LN2, la esterilización con radiación UV no puede garantizar la ausencia de contaminación del material biológico por virus a temperatura criogénica (Isachenko, 2010). Por otro parte, algunos estudios han demostrado la eficacia de la radiación ultravioleta al obtener una reducción significativa de microorganismos dentro de un cultivo de

colonias de virus y bacterias, antes y después del proceso de esterilización del LN2 (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011), demostrando que la radiación ultravioleta es un proceso eficaz para inactivar una extensa lista de microorganismos (Schalk, Adam, Arnold, & Brieden, 2005).

Sin embargo, la eficacia de la radiación UV depende de la cantidad de volumen de LN2 a esterilizar. Diferentes estudios han demostrado que la esterilización UV puede ser eficaz en pequeños volúmenes (Parmegiani & et al., 2009), lo cual se deduce de la siguiente relación:

$$I = \frac{P}{\pi r^2} \quad (2.1)$$

Donde I es la intensidad de la fuente de radiación UV, P la potencia de la fuente de radiación y r la distancia que debe recorrer los fotones UV. Como puede verse en la ecuación 2.1, la intensidad de la radiación UV disminuye a medida que se aleja de la fuente UV, es decir, cuanto mayor es la distancia que debe recorrer los fotones UV, menor es la intensidad y menor la probabilidad de inactivar un microorganismo alejado de la fuente UV, dentro de un intervalo de tiempo (Gutiérrez, López, Palou, & Ramirez, 2015).

Por otro lado, cuanto menor son las dimensiones del contenedor de LN2, menor distancia debe recorrer los fotones UV y mayor es la probabilidad de inactivar un microorganismo. En esta situación, la velocidad y eficiencia a la que se inactivan los microorganismos es inversamente proporcional a la cantidad de LN2 a esterilizar (Morris, 2005).

Actualmente, para la esterilización del LN2 se utiliza el diseño y método propuesto en el 2009 por el biólogo Lodovico Parmegiani (Parmegiani & et al., 2009), el cual está conformado por una lámpara UV suspendida de la tapa de un contenedor de LN2 conocido también como Dewar, en la tapa se encuentra un sensor de temperatura y un circuito para controlar el encendido y apagado de la lámpara, como se puede observar en la figura 1.

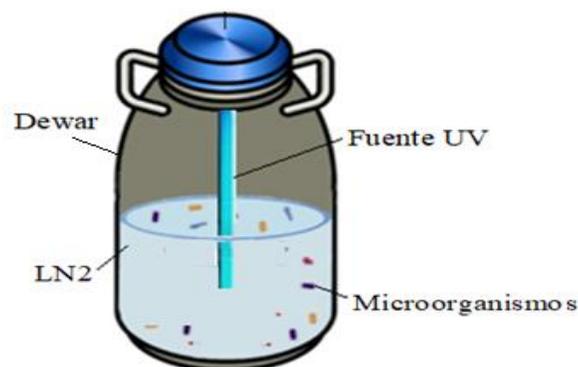


Figura 1. Contenedor de nitrógeno líquido.

Para verificar si el LN2 está esterilizado, los autores utilizan el método de dosis mínima. Este método consiste en calcular el mínimo tiempo de exposición de radiación UV emitida por la fuente, con ayuda de la ecuación 2.2:

$$D = I \cdot t \quad (2.2)$$

Donde I es la intensidad de la fuente de radiación, t el tiempo de exposición y D la dosis de inactivación reportada por la EPA, según el tipo de microorganismo. Cada virus, bacteria u hongo requiere una dosis de radiación necesaria para inactivarlo, como se muestra en la tabla 2. La cantidad de dosis de radiación depende del tamaño, estabilidad estructural o de la resistencia de las membranas del microorganismo. Para lograr la dosis de radiación deseada, la fuente de radiación debe emitir a una intensidad constante en un intervalo de tiempo determinado para poder inactivarlo.

Tabla 2. *Dosis necesaria para inactivar un microorganismo hasta en un 99.99%*

Microorganismo	Dosis ($\mu\text{Ws} / \text{cm}^2$)
<i>Escherichia coli</i> 1,2,3,4,9	6600
<i>Virus Hepatitis B</i>	8000
<i>Salmonella</i> 4,7,9	15200
<i>Aspergillus niger</i>	330000

Aunque esta técnica es la más utilizada y efectiva para esterilizar un volumen de LN2 no superior a 3 litros, diferentes autores han reportado inconsistencias con el diseño y método propuesto por Parmegiani. Según estudios realizados por Isachenko (Isachenko, 2010), si bien esta técnica es la más utilizada, no garantiza la esterilización del nitrógeno y no certifica que un microorganismo existente en LN2 reciba la dosis de radiación necesaria para su inactivación. Por otro lado, se ha demostrado que en el momento de insertar una lámpara UV germicida en LN2 a temperatura criogénica, la lámpara se cubre de niebla y hielo, bloqueando así los rayos ultravioleta y disminuyendo rápidamente su efectividad (Isachenko, 2010) e intensidad. Por consiguiente, el método de dosis mínima no tendría validez, al no ser constante la intensidad de la fuente UV.

Otros estudios demuestran que, para mantener la eficiencia de la lámpara a temperatura criogénica, no basta con evitar el contacto con el LN2, ya que se desconoce si existen superficies no irradiadas y no esterilizadas que reducen la eficacia de la radiación UV (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011).

No obstante, algunas investigaciones afirman que la eficiencia de la lámpara UV germicida no es el único parámetro que afecta la emisión de la radiación UV, se ha encontrado que otros parámetros

como el tiempo que permanece expuesto un microorganismo a los rayos UV, la cantidad de volumen de LN2 como se mencionó anteriormente, la presencia de polvo, partículas y/o grietas que pueden crear obstáculos o sombras que reducen la emisión de radiación UV (Gutiérrez, López, Palou, & Ramírez, 2015).

De acuerdo con las regulaciones internacionales como EPA, ISO (Organización Internacional de Estandarización), las regulaciones nacionales como INVIMA (Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos) y la resolución 4410 del Ministerio de salud y protección social de Colombia, un buen procedimiento de esterilización debe cumplir un proceso de calidad basado en 3 requisitos: Desarrollo, validación y rutina de control (EPA, 2003), (ISO14161, 2000). El primer requisito verifica la dosis irradiada por la fuente UV, el segundo requisito permite obtener una evidencia objetiva con resultados consistentes de un producto libre de microorganismos y el tercero requiere una medición frecuente de la dosis de radiación durante el proceso de esterilización para monitorear y detectar la distribución o variabilidad de la radiación dentro y fuera del producto. Los 3 requisitos exigidos por las regulaciones requieren un sistema de dosimetría que demuestre un proceso de esterilización seguro y confiable.

En este orden de ideas y considerando que el este dispositivo de Parmegiani se encuentra en el mercado con la marca NTERILIZER (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011), no cuenta con un sistema de dosimetría en tiempo real para evidenciar que el LN2 por unidad de volumen ha recibido la dosis exacta de radiación UV para la inactivación de microorganismos. Es importante avalar la dosis de radiación UV en cada etapa del procedimiento de desinfección, garantizar la eliminación de microorganismos, determinar posibles fallas de la fuente de radiación y evaluar el desempeño de la fuente UV dentro del elemento a esterilizar con ayuda de un sistema de dosimetría (ISO11137, 2006).

Los sistemas de dosimetría están basados en diferentes tipos de detectores, los principales son:

1. Sistema basado en detectores de ionización gaseosa: Se emplean para la vigilancia y control de dosis, empleando detectores de ionización gaseosa en modo cámara de ionización, contador proporcional o contador Geiger-Müller. Su eficiencia de detección es con radiación alfa y beta, y no son eficientes para detectar radiación ultravioleta al ser esta no ionizante.
2. Sistema basado en detectores de centelleo: Se utilizan para estimar la dosis absorbida en el medio. Son detectores muy sensibles debido principalmente a la eficiencia luminiscente, la alta densidad del centellador y a la excelente y elevada amplificación aportada por los tubos fotomultiplicadores. Sus características de operación dependen de la temperatura ambiente y su eficiencia de detección es con fotones entre 30 keV y 600 keV. No son eficientes para

detectar radiación ultravioleta, puesto que los fotones UV son de baja energía (ver tabla 1). Existen diferentes dimensiones de estos dosímetros gracias a las ventajas del material de los centelladores.

3. Sistema basado en detectores semiconductores: Son de pequeño tamaño complementados con las grandes capacidades de la electrónica digital moderna que permiten una lectura inmediata de las dosis, registro de dosis acumuladas y comunicación con bases de datos centralizadas. La respuesta de operación y eficiencia de fotodetección depende de la temperatura ambiente, aunque con un cubrimiento de materiales especiales y filtros es posible adaptar el dosímetro a cualquier tipo de medio y eficiencia de detección incluyendo la radiación ultravioleta.

Estos sistemas de dosimetría generalmente operan a temperatura ambiente y al estimar la dosis de radiación a temperatura criogénica con alguno de ellos, no resulta ser un procedimiento trivial. Los sistemas dosimétricos, a una temperatura de -195°C , pueden presentar cambios significativos en sus características mecánicas y eléctricas, deformaciones o alteraciones en los pulsos de respuesta, fragmentación debido a la tensión térmica y pérdida de conductividad (Falcone, 2020).

Para estimar y controlar la dosis de radiación a temperatura criogénica y evitar cualquier inconveniente mecánico o eléctrico en el detector, diferentes experimentos o pruebas experimentales utilizan métodos como el método de dosis mínima explicado anteriormente, y otros como (Machado & Segreto, 2016):

- Método con dosímetro fuera del sistema: Este método obtiene la dosis de radiación a temperatura ambiente, lo cual permite únicamente verificar el estado de la fuente de radiación, pero no considera los parámetros físicos que se presentan dentro del sistema y no evidencia alguna variación de la dosis dentro del volumen de LN2 en tiempo real (Kryczynski, 2016).
- Método con dosímetro cubierto herméticamente dentro del sistema: Este método mide la dosis de radiación dentro del sistema, el detector se instala dentro de cajas herméticas con calefacción para mantener el detector en una temperatura ambiente. La ventaja de este método es que puede estimar en tiempo real, pero las cajas herméticas ocupan un gran espacio no activo dentro del sistema, pueden ceder calor al sistema, generar sombra y en caso de sustituir o reemplazar alguna pieza del detector puede ser complicado (Acciari R. e., 2017).

Por consiguiente, se requiere de un dispositivo y un método de dosimetría que opere a temperatura criogénica, en tiempo real, fácil de usar, práctico, preciso y que cumpla con los protocolos de control

de calidad. Por lo tanto, en este trabajo se diseña un dispositivo y un proceso para calcular la dosis de radiación ultravioleta a temperatura criogénica inspirado en la tecnología y metodologías empleadas con la colaboración DUNE, donde se aplica y resuelven problemas de criogenia con expertos a nivel mundial; este dispositivo es de fácil uso, práctico, preciso y satisface los protocolos de garantía de calidad a temperaturas criogénicas.

Capítulo 3: Metodología

3.1 Descripción del problema de investigación.

Este trabajo de investigación se centra en diseñar un sistema de fotodetección criogénico para estimar la dosis de radiación ultravioleta durante el proceso de esterilización del LN2, y obtener un método confiable y seguro que garantice la dosis necesaria para la esterilización del LN2, el cual es utilizado en clínicas y hospitales especializados en criopreservación y criocirugías dermatológicas neurológicas y ginecológicas, centros gastronómicos especializados en la conservación de alimentos con LN2 y/o gastronomía molecular.

Las consideraciones mínimas que debe cumplir el diseño de Fotodetección de radiación UV durante el proceso de esterilización son:

- * Medir la dosis de radiación en diferentes puntos del contenedor de LN2,
- * Obtener la distribución de la dosis UV en todo el volumen del contenedor de LN2,
- * Garantizar el buen funcionamiento y eficiencia de la fuente UV,
- * Ofrecer seguridad y confianza al paciente y / o consumidor.

Para cumplir estos objetivos, se utilizó una herramienta de simulación conocida como Geant4. Esta herramienta computacional es de libre distribución y permite simular el transporte de partículas a través de la materia, utilizando el método de Montecarlo (Bakkali, Doudouh, & Mansouri, 2018). Geant4 contiene diferentes librerías que permiten obtener una información detallada para el análisis de trayectorias de las partículas, visualización de la geometría del sistema, modelos físicos, colisiones y decaimientos de partículas. Además, Geant4 es bastante útil para el uso en diferentes campos de aplicación en física de partículas, física nuclear, física médica, diseño de aceleradores e ingeniería espacial. En este estudio, Geant4 permite optimizar y mejorar las funcionalidades del prototipo antes de ser construido, realizar un análisis exhaustivo de la distribución de dosis y encontrar la ubicación adecuada del dosímetro, como se ha hecho con detectores de partículas, cámaras de detección, entre otros dispositivos.

3.2 Descripción de la solución

Para precisar el sistema de fotodetección y el método para estimar la dosis de radiación UV durante el proceso de esterilización del LN2, fue necesario definir la geometría y las interacciones en el

sistema, obtener el mapa de distribución de fotones dentro del contenedor, identificar la posición preferencial del fotodetector dentro del contenedor y estimar la dosis de radiación para garantizar la esterilización del LN2. En la siguiente sección se explica en detalle cada uno de estos aspectos.

3.2.1 Geometría del sistema

Para definir la geometría del sistema de fotodetección, se consideró en la simulación de Geant4 un sistema similar al descrito por Parmegiani, el cual consta de un contenedor de LN2, fuente UV y fotodetectores criogénicos. A continuación se da una descripción y requerimientos de cada uno de estos elementos.

a. Contenedor de nitrógeno líquido.

El contenedor de LN2 también conocido como Dewar, se define en el código de simulación como un contenedor cilíndrico por su estructura interna, con paredes internas de aluminio que reflejan el 90% de la radiación ultravioleta para mejorar y homogeneizar la distribución de la radiación UV y evitar problemas de sombra dentro del contenedor. Entre las paredes de aluminio y nitrógeno se definió en Geant4 una superficie óptica de tipo dieléctrico-metal, frontal pulido y modelo *Surface* unificado. La capacidad de los contenedores considerados en este trabajo es de 3 litros y 120 litros de LN2, las dimensiones comerciales de estos contenedores se presentan en la tabla 3.

Tabla 3. Dimensiones comerciales del contenedor

Capacidad (Litros)	3	120
Diámetro interno (cm)	16	48
Altura interna (cm)	16	68

b. Fuente UV

La fuente de radiación UV es de tipo germicida, es decir que emite fotones a una longitud de onda entre los 250 nm y 265 nm. En este trabajo se consideró dos tipos de fuentes UV: las lámparas germicidas y diodos emisores de luz ultravioleta (LED).

Las lámparas germicidas son tubos de mercurio de baja presión cubiertos con cuarzo, emite radiación UV a una longitud de onda de 253 nm. Por otro lado, los LED son diodos que contienen un chip emisor cubierto por una resina epoxi transparente y emiten en un rango UV entre 265 a 310 nm (Birmipa, Sfika, & Vantarakis, 2013).

Para este diseño se adoptó en la simulación en Geant4 una fuente con geometría cilíndrica con 9 cm de largo y 3 cm de diámetro para el caso de la lámpara germicida y una fuente puntual de 3 cm de

diámetro para el caso del LED ultravioleta; ambos tipos de fuentes son monocromáticas que emiten en direcciones aleatorias fotones ópticos a una longitud de onda de 260 nm y van suspendidas de la tapa del contenedor.

c. Fotodetectores

Los fotodetectores son dispositivos que transforman la radiación electromagnética en corriente o voltaje (Acciari R. e., 2011). Los experimentos de neutrinos que utilizan líquido criogénico para encontrar e identificar alguna de las propiedades del neutrino, generalmente utilizan como sistema independiente los fotomultiplicadores de silicio (SiPM).

Los SiPM son detectores de fotones de estado sólido compuesto por una matriz de microceldas. Cada microcelda del SiPM está compuesta por un fotodiodo de avalancha y una resistencia, estos fotodiodos están conectados en paralelo, como se puede apreciar en la figura 2. Por otro lado, la resistencia llamada resistencia de quenching, está conectada en serie con el fotodiodo para limitar la corriente y detener el proceso de avalancha en el fotodiodo.

Al incidir un fotón sobre una microcelda del SiPM, este es absorbido por el silicio creando un par electrón –hueco, estos son acelerados por un campo eléctrico ganando energía cinética y cediendo parte de esta energía a otros pares electron-hueco generando una avalancha. La corriente de salida es la suma de las corrientes generadas en todas las microceldas, proporcional al número de fotones incidentes.

Los SiPMs presentan muchas ventajas, unas de estas es que requieren un pequeño voltaje de polarización (40-100 V), son insensibles a los campos magnéticos (hasta 1.5 T), tienen bajo consumo de energía, su costo es relativamente bajo, genera menos ruido, operan a temperaturas criogénicas (-195°C) (Falcone, 2020), tienen una pequeña dimensión del orden de los mm, un liviano peso del orden de los gramos y tienen una respuesta espectral entre 300 nm y 650 nm.

En este trabajo, se define el SiPM según las características, estudios, adecuaciones y garantías realizadas por la colaboración del experimento *Deep Underground Neutrino Experiment* (DUNE). En el año 2019, el Consorcio DUNE *Single Phase Photon Detection System* (SP-PDS) estableció un acuerdo con dos proveedores, *Fondazione Bruno Kessler* (FBK) y *Hamamatsu Photonics* (HPK), con vistas a la producción del SiPM criogénico (Abi B. e., 2020).

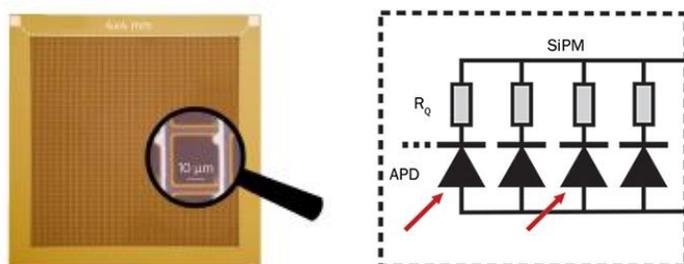


Figura 2. Estructura del SiPM (Hamamatsu)

Ambas compañías acordaron optimizar la tecnología del SiPM para las necesidades de DUNE y certificar que los sensores operan entre -186°C y -196°C (temperatura del argón líquido y LN2 respectivamente). La producción principal que realiza estas compañías son un SiPM de $6 \times 6 \text{ mm}^2$, con microcélulas entre los $30\text{-}50 \mu\text{m}$, resistencias de polisilicio, eficiencia de fotodetección de 50% y un tiempo de recuperación del SiPM de $\tau \sim 400 \text{ ns}$ a -186°C . Estas y otras características se encuentran en la tabla 4 (Abi B. e., 2020).

Tabla 4. Modelo proveedores de DUNE

Proveedor	Microcélula	τ a -186°C
FBK	$30\mu\text{m}$	400 ns
FBK	$50\mu\text{m}$	600 ns
HPK	$50\mu\text{m}$	30 ns
HPK	$75\mu\text{m}$	63.5 ns
HPK	$50\mu\text{m}$	117 ns
HPK	$75\mu\text{m}$	254 ns

TDR DUNE.

Actualmente, DUNE se encuentra en la fase de preproducción, donde ya se ha probado y analizado la respuesta del SiPM criogénico y su electrónica a -196°C con buenos resultados, en diferentes laboratorios de Física, uno de estos en el INFN, Italia.

Teniendo en cuenta que los fotodetectores son sensibles a una longitud de onda de 300 nm , y que la longitud de onda de los fotones UV emitidos por la fuente tiene una longitud de onda de 260 nm , es necesario desplazar la longitud de onda de los fotones UV para que estos puedan ser detectados. En los experimentos con neutrinos se han utilizado placas recubiertas con Tetraphenyl butadiene (TPB), el cual es un compuesto químico orgánico electroluminiscente, que generan un cambio de la longitud de onda del ultravioleta al azul ($\sim 430 \text{ nm}$). Estos desplazadores de longitud de onda, aunque no fueron considerados en la simulación, si lo fueron en la descripción del prototipo (ver anexo 2).

En la figura 3 se muestra un dibujo esquemático del modelo simulado en Geant4, con los elementos y las especificaciones descritos.

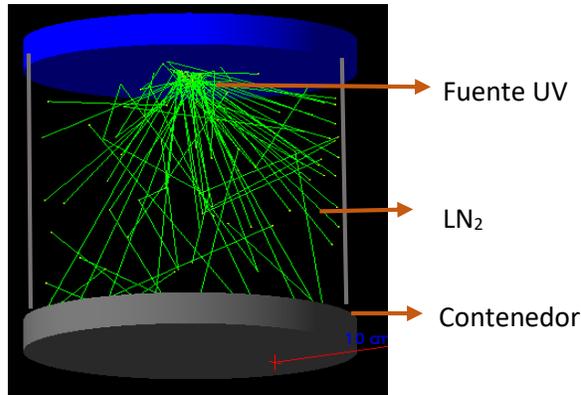


Figura 3. Modelo geométrico.

3.2.2 Interacciones del sistema

La modelización del transporte de fotones a través del LN2 se ha realizado considerando dos procesos de interacción: dispersión de Rayleigh y absorción, debido a la baja energía de los fotones UV (5eV). Para proporcionar estos valores dentro del código Geant4, se consideró que el LN2 está compuesto de moléculas diatómicas y anisotrópicas (Grace & et al., 2017), por lo que se utilizó la fórmula Einstein-Smoluchowski-Cabannes para calcular la longitud de dispersión de Rayleigh a -195°C :

$$L_R^{-1} = \frac{8\pi^3}{3\lambda^4} \left[\frac{(n^2-1)(2n^2+0.8n)}{n^2+0.8n+1} \right]^2 K_B T K_T \left(\frac{6+3\delta}{6-7\delta} \right) \quad (3.1)$$

Donde λ es la longitud de onda del fotón UV, n el índice de refracción, K_B la constante de Boltzmann, T la temperatura del LN2, K_T la compresibilidad isotérmica y δ es la relación de despolarización. Al reemplazar los valores de la Tabla 5, se encontró que el fotón antes de ser dispersado por una molécula de nitrógeno alcanza una longitud de Rayleigh de 46,7 m en LN2 y de 19646,6 m en nitrógeno gaseoso, el procedimiento realizado para obtener estos resultados se encuentran en el anexo 3.

Los resultados obtenidos para la longitud de dispersión de Rayleigh evidencian que está disminuyendo a medida que aumenta la densidad del medio, en este caso la densidad del LN2 es mayor con respecto al nitrógeno gaseoso, por lo que la longitud de dispersión en LN2 es menor en comparación a la obtenida para el nitrógeno gaseoso.

Tabla 5. Datos reportados utilizados para calcular la dispersión de Rayleigh y la longitud de absorción

Parámetro	Nitrógeno líquido	Nitrógeno gaseoso
n	1,20±0,03	1,0003
λ	260 nm	260 nm
$K_T^{(a)}$	$3,064 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{N}$	$4,84 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{N}$
T	77K	83K
$\delta^{(b)}$	0,19	0,19
σ_A	$6,5 \times 10^{-29} \text{ m}^2$	$6,5 \times 10^{-29} \text{ m}^2$
N	$3,8 \times 10^{25} \text{ 1/m}^3$	$5,9 \times 10^{22} \text{ 1/m}^3$

Nota. ^(a) (Yonezawa & Ninomiya, 1982), ^(b) (Scotto, 2003)

Por otro lado, se consideró la fórmula 3.2 para obtener la longitud de absorción del fotón antes de ser absorbido por cualquier molécula de nitrógeno (Leo, 1987):

$$L_A = \frac{1}{\sigma_A N} \quad (3.2)$$

Donde σ_A es la sección transversal y N es la densidad de los átomos. Al reemplazar los valores de la Tabla 5, se obtuvo una longitud de absorción de 402 m para LN2 y de 4137 m para el nitrógeno gaseoso, el procedimiento detallado se encuentra en el anexo 3.

Los resultados de la longitud de absorción de los fotones UV también se ven influenciados por la densidad del nitrógeno, en estado líquido hay mayor probabilidad de ser absorbido el fotón UV al ser más denso que el nitrógeno en estado gaseoso.

3.2.3 Distribución de fotones.

Uno de los objetivos de este trabajo es obtener la distribución de fotones UV dentro del contenedor de LN2 e identificar las zonas de mayor y menor incidencia de la radiación ultravioleta. Para dar cumplimiento a este objetivo se realizó un análisis longitudinal y radial de la distribución de fotones UV, definiendo el LN2 como un volumen sensible (detector) en Geant4 para no afectar la trayectoria del fotón.

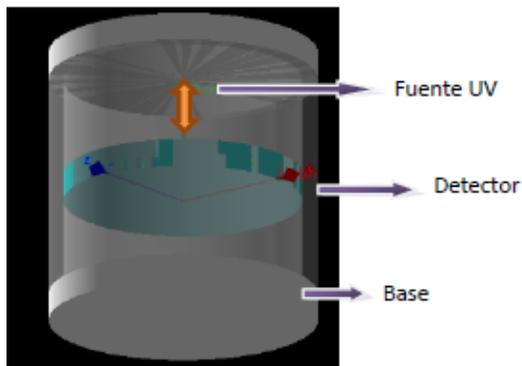


Figura 4. Detector de LN2 que se desplaza longitudinalmente.

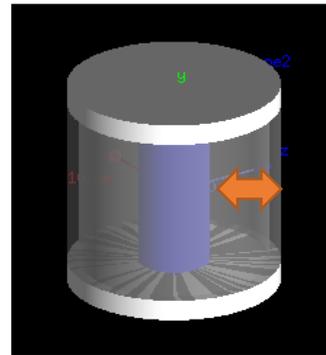


Figura 5. Detector cilíndrico de LN2.

El análisis longitudinal se realizó con un volumen sensible en forma de disco, el cual registraba el número de fotones que lo traspasaban a medida que se desplazaba centímetro a centímetro a lo largo del contenedor, desde la tapa hasta la base, como se puede observar en la figura 4. Para el análisis radial se modeló un volumen sensible cilíndrico hueco, con el cual se registró el número de fotones que atravesaban el volumen sensible a medida que su radio interno aumentaba centímetro a centímetro, como se aprecia en la figura 5. Las dimensiones de estos dos detectores o volúmenes sensibles se describen en la tabla 6.

Tabla 6. Dimensiones de los detectores

Capacidad del contenedor	Volumen del LN2	Altura del detector	Radio del detector
3 litros	70%	1 cm	8 cm
120 litros	70%	48 cm	1 cm

Después de obtener la distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor y en función del radio, se identificó si existe un cambio en la distribución de fotones al modificar 4 parámetros:

1. **Variación del nivel de nitrógeno líquido:** Los niveles de LN2 se seleccionaron teniendo en cuenta la normatividad y las técnicas de criopreservación de órganos, donde se utiliza un nivel de 100% y 70% de LN2.
2. **Variación geométrica de la fuente:** Se obtuvo una distribución de fotones con una fuente puntual y una fuente lineal, para analizar y validar si existe alguna variación del número de fotones en todo el volumen de LN2 y/o alguna dependencia con la geometría de la fuente UV.

3. **Impurezas:** En este estudio se consideró diferentes elementos o materiales que generalmente contaminan el LN2 y pueden alterar la distribución de los fotones UV. Para la selección de materiales, se utilizó los resultados de investigación sobre sedimentos y contaminantes encontrados en la base de los contenedores de LN2, realizado por un grupo de medicina Animal en Brasil (Pessoa, Batistella, Mondino, & Costa da Rosa, 2014). En los contenedores de LN2 se hallaron sedimentos como pajillas rotas, ganchos de canastillas, alfileres de ropa y segmentos de plástico. Teniendo en cuenta la composición de estos sedimentos, se definieron en Geant4 tres materiales: Acero para el caso de los ganchos, acrílico para los pedazos de pajillas, y poliestireno para los segmentos de plástico. La geometría de estas impurezas se definió como un prisma rectangular con dimensiones de $1 \times 1 \times 3 \text{ cm}^3$. Se seleccionó estas dimensiones considerando el tamaño promedio entre una pajilla, un gancho de una canastilla y soportes de plástico. Los 3 prismas se ubicaron en posiciones aleatorias sobre la base del contenedor, se tomaron datos por cada impureza y con las tres impurezas al mismo tiempo.
4. **Variación del volumen del contenedor:** En este factor se estudió la variación de la distribución de fotones con respecto al volumen del contenedor de LN2, utilizando un contenedor con capacidad de 3 litros y otro con 120 litros de nitrógeno, como se mencionó en la sección anterior.

Finalmente, se graficó la curva de distribución de fotones en el volumen de LN2 y se identificó los puntos máximo y mínimo de radiación UV dentro del contenedor. La simulación se ejecutó con cada uno de los parámetros usando una muestra del orden de 10^9 fotones con energía de 5 eV, usando la lista de física determinada en Geant4 para interacciones de partículas de bajas energías FTFP_BERT.

3.2.4 Parámetro de posición

Después de identificar las zonas de mayor y menor incidencia de la radiación ultravioleta dentro del contenedor, se identificó el parámetro de ubicación de los fotodetectores dentro del LN2, teniendo en cuenta las zonas de menor número de fotones y las características geométricas del contenedor de LN2.

La zona de mínima radiación UV (ZMRUV) es crucial en este estudio, ya que al obtener en esta zona la dosis de radiación UV necesaria para inactivar los microorganismos, se garantiza que todo el volumen de LN2 está esterilizado. No se estudiaron las áreas de máxima radiación UV, ya que un SiPM puede presentar saturación al exceder el número de fotones que logra detectar en una ventana de tiempo determinada.

3.2.5 Estimación de la dosis

La estimación de la dosis de radiación se obtiene en términos del número de fotones a partir de la intensidad de la fuente UV:

$$I = \frac{N_f E_f}{tA} \quad (3.3)$$

Donde N_f es el número de fotones UV detectados, E_f es la energía de los fotones UV, A es el área activa y t es el tiempo de emisión. Esta relación se reemplazó en la ecuación 2.2, por lo que la dosis de radiación ultravioleta es el flujo de fotones UV por unidad de área:

$$D = \frac{N_f E_f}{A} \quad (3.4)$$

Para estimar la dosis de radiación en el ZMRUV en cada uno de los parámetros mencionados en la sección anterior, utilizamos la ecuación 3.4, donde N_f es el número de fotones incidentes en el ZMRUV, E_f es la energía de los fotones UV a 260 nm ($7,61 \times 10^{-19}$ J), y A es el área de la ZMRUV. Adicionalmente, se estima la dosis de radiación en un SiPM criogénico, en este caso N_f es el promedio y la desviación estándar del número de fotones que alcanzan el SiPM, y A es el área activa de un SiPM criogénico, en este caso 0.36 cm^2 (Falcone, 2020). La incertidumbre estadística de los resultados obtenidos se calculó con la desviación estándar del número de fotones que alcanzan la ZMRUV y el área de un SiPM (Ver anexo 4). Estos resultados se pueden apreciar en el siguiente capítulo.

Capítulo 4: Resultados y Análisis

4.1 Resultados de la simulación.

Los resultados obtenidos en la simulación se presentan en tres partes: distribución de fotones dentro del contenedor de LN2, distribución de fotones en la zona mínima y estimación de la dosis de radiación.

4.1.1 Análisis Longitudinal

La distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor de LN2 con fuente puntual, fuente lineal e impurezas, se observan en la figura 6 para el contenedor de 3 litros y con fuente puntual e impurezas para el contenedor de 120 litros en la figura 7. La profundidad del contenedor se define entre 0% y 100%; 0% corresponde a la tapa del contenedor donde se ubica la fuente y 100% a la base interna del contenedor. Se puede apreciar en cada una de las distribuciones el comportamiento según la ecuación 2.1, donde a medida que aumenta la profundidad del contenedor, el número de fotones disminuye. El mayor número de fotones detectados está cerca de la fuente de UV, es decir, en el pico máximo observado en el lado izquierdo de cada histograma; y el menor número de fotones se registra a unos milímetros cerca de la base de aluminio del contenedor. Por otra parte, se logra apreciar un aumento en el número de fotones detectados en la base del contenedor, la cual refleja los fotones UV aumentando la interacción de estos con el detector.

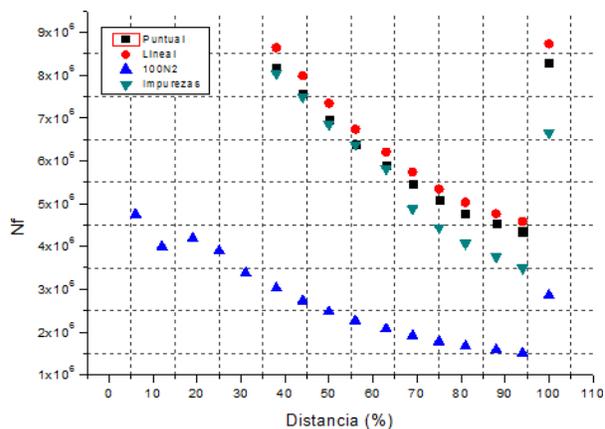


Figura 6. Distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor de 3 litros.

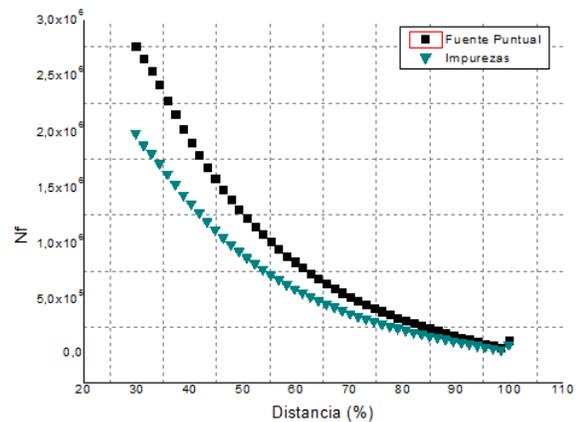


Figura 7. Distribución de fotones en función de la profundidad del contenedor de 120 litros.

La distribución de fotones dentro de un contenedor con 100% LN2, corresponde a la curva azul, está presenta un 34% menos del número de fotones detectados en comparación a las distribuciones con

70% LN2 y 30% nitrógeno gaseoso; este resultado se asocia a la longitud de dispersión de Rayleigh calculada en el capítulo anterior, donde el LN2 tiene una menor longitud de dispersión y de absorción de los fotones UV en comparación al nitrógeno gaseoso. La figura 6 muestra una distribución de fotones UV con una fuente lineal (la curva roja), con un incremento del 5% en el número de fotones detectados en comparación a la distribución con una fuente puntual (curva negra). Este incremento se debe a la longitud de la fuente UV, la cual favorece que un mayor número de fotones alcancen las paredes reflectantes del contenedor e incrementen el número de fotones que interactúan con el detector. Por otro lado, en la distribución de fotones en LN2 con impurezas y fuente puntual (curva verde) se aprecia un 10% y un 29% menos del número de fotones detectados en comparación a la distribución de fotones sin impurezas y con una fuente puntual en los contenedores de 3 litros y 120 litros, respectivamente. Esto se debe a que estas impurezas absorben el 88% de los fotones UV que inciden sobre estas. Por último, se observa en la distribución con fuente puntual (con y sin impurezas) de un contenedor de 120 litros, un 67% menos de fotones UV que alcanzan la base del contenedor en comparación al número de fotones que alcanzan la base del contenedor de 3 litros, lo cual se asocia a la mayor distancia que recorre el fotón dentro del contenedor de LN2 aumentando la probabilidad de ser dispersado o absorbido.

Finalmente, se identificó la zona con menor número de fotones en cada una de las curvas, entre el 88% y el 94% de la profundidad del contenedor, es decir, cerca de la base del contenedor. Es importante resaltar en este análisis, que a pesar de variar el volumen del contenedor, el porcentaje de volumen de LN2 y la geometría de la fuente, la forma de la curva de distribución de fotones se conserva excepto por un factor de escala.

4.1.2 Análisis Radial

La distribución de fotones en función del radio de un detector cilíndrico dentro de un contenedor de 3 litros y 120 litros de LN2, se observa en las figuras 8 y 9 respectivamente, donde 0% corresponde al centro del contenedor y 100% al radio del contenedor. En las distribuciones obtenidas, se contempla una reducción en el número de fotones detectados a medida que aumenta el radio interno del detector cilíndrico hueco. Cuando el radio externo del detector cilíndrico hueco es igual a la del contenedor, se observa un aumento del número de fotones debido a las paredes del contenedor, las cuales reflejan los fotones UV generando una mayor interacción de los fotones con el detector.

Al comparar los resultados obtenidos en el histograma de la figuras 8 con 100% LN2 (curva azul) y 70% LN2 (curva negra), el comportamiento de la curva se conserva a pesar de la variación en el volumen de LN2. Sin embargo, en 100% LN2 se observa un 26% menos de fotones detectados, lo cual se debe a la menor longitud de dispersión de Rayleigh en el LN2 con respecto a la longitud de dispersión del nitrógeno gaseoso.

La curva roja pertenece al número de fotones detectados en 70% LN2 utilizando una fuente lineal, esta curva tiene un incremento del 5% de los fotones detectados con respecto a los resultados obtenidos con una fuente puntual (curva negra); por otro lado, la distribución de fotones con impurezas (curva verde) presenta una reducción del 10% y del 29% en el número de fotones detectados en los contenedores de 3 litros y 120 litros, respectivamente. Como se mencionó anteriormente, las impurezas absorben el 88% de los fotones UV que inciden sobre estas.

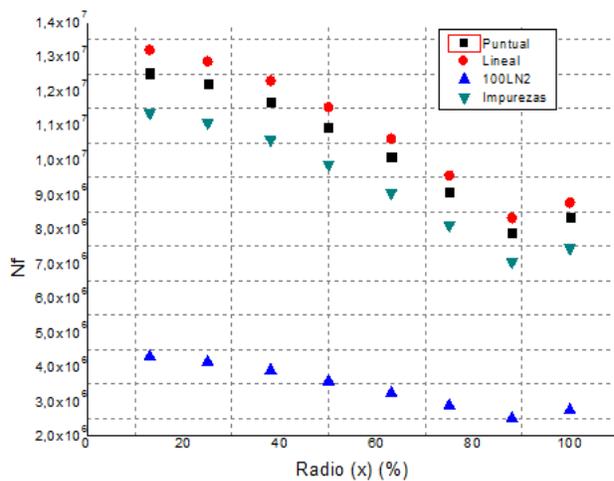


Figura 8. Histogramas del número de fotones en función del radio para un recipiente de 3 litros.

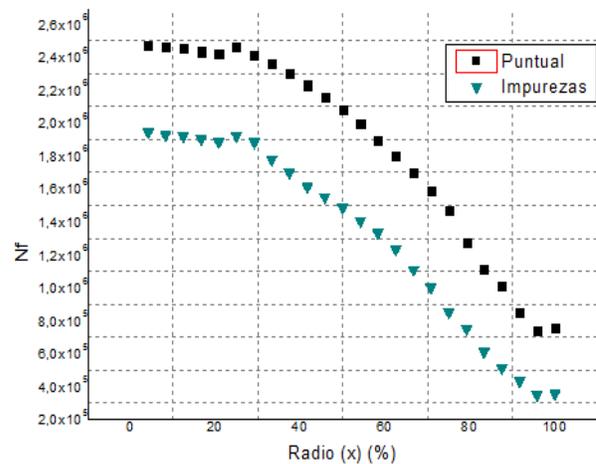


Figura 9. Histogramas del número de fotones en función del radio para un recipiente de 120 litros.

A partir de estos resultados se identificó la zona con el menor número de fotones ubicado entre el 12% y el 17% del radio desde el centro del contenedor, ya que al ser el ángulo sólido menor cerca al centro del contenedor y el área del detector es menor, existe menor probabilidad de detectar un fotón a unos milímetros del centro del contenedor. En este estudio se logró comprobar que la forma de la curva de distribución de fotones y la zona con menor número de fotones se conserva a pesar de los cambios geométricos y físicos realizados, lo cual permite definir el parámetro de ubicación del fotodetector como:

$$((12 - 17\%) R, (6 - 12\%) H) \quad (5)$$

Donde H es la altura tomada desde la base interior hasta la boquilla y R es el radio tomado desde el centro del contenedor, donde los porcentajes del parámetro de ubicación son independientes del tamaño del contenedor. Este parámetro representa la zona mínima de radiación UV (ZMRUV), con geometría en forma de anillo, que al estar alejada de las paredes reflectantes y de la fuente UV llega un menor número de fotones, por lo que requiere un monitoreo constante de la dosis de radiación UV.

4.1.3 Distribución de fotones en ZMRUV

Para estimar el número de fotones UV que inciden en la zona mínima (ZMRUV) y en un SiPM criogénico ubicado en esta zona, fue necesario modelar en Geant4 un volumen cilíndrico sensible con un radio y una altura acorde al parámetro de ubicación para los contenedores de 3 litros y 120 litros. Las dimensiones comerciales consideradas para ubicar el volumen sensible se enumeran en la Tabla 7 y los resultados del mapa de fotones se observa en la figura 10.

Tabla 7. *Posición del fotodetector en la zona mínima.*

Volumen del Contenedor	Altura interna	Altura ZM	Radio Interno	Radio ZM
3 litros	160 mm	14 ±5mm	80 mm	11±2 mm
120 litros	680 mm	59±20 mm	240 mm	34±6mm

La figura 10 muestra el mapa de fotones en ZMRUV para una fuente puntual, una fuente lineal e impurezas dentro de un contenedor de 3 litros y una fuente puntual en un contenedor de 120 litros; cada cuadro de color representa el número de fotones que inciden en un área activa de 36 mm² (Abi B. e., 2020), que corresponde al área de un SiPM criogénico. La ZMRUV corresponde a la zona externa del círculo señalado en la figura 10.A y un SiPM ubicado dentro de esta zona puede detectar un máximo de fotones de 3500 en una ventana de tiempo de 20μs. Fuera del ZMUVR (zona de color rojo), un SiPM puede detectar hasta 5000 fotones en 20 μs, un 30% más de los fotones detectados que en el ZMUVR.

En cada uno de los casos ilustrados en la figura 10, se obtiene la dosis de radiación con ayuda de la ecuación 3.4, donde N_f el número de fotones incidentes en el ZMRUV, E_f es la energía de los fotones UV a 260 nm ($7,61 \times 10^{-19}$ J), y A es el área de ZMRUV, en este caso corresponde al área de un anillo con un radio interno igual al 12% del radio del contenedor y un radio externo del 17% del radio del contenedor. Adicionalmente, calculamos la dosis de radiación en el área de un SiPM criogénico, en este caso N_f es el valor medio y desviación estándar de los fotones que alcanzan el SiPM ubicado en el radio interno y el radio externo de la ZMRUV, y A es el área activa del SiPM criogénico.

En la tabla 8 se muestran los resultados obtenidos para la dosis de radiación en el ZMRUV con una incertidumbre estadística entre el 0.5% y el 8% en una ventana de tiempo de 20 μ S. Los resultados de la dosis mínima corresponden al SiPM ubicado en el radio exterior del anillo en la ZMRUV, dado que en esta zona, el número de fotones disminuye al alejarse del centro del contenedor y está alejada de las paredes del contenedor, como se logra apreciar en la figura 10. La dosis máxima se obtiene con un SiPM ubicado en el radio interior de ZMUVR, cerca del centro del contenedor, donde un mayor número de fotones incide en el centro del contenedor. Estos cálculos no consideran la eficiencia de fotodetección, según los últimos datos reportados por DUNE la eficiencia de fotodetección del SiPM criogénico es del 50% (Abi et al., 2020), por consiguiente, los datos reportados en la Tabla 8 correspondería a la mitad del valor obtenido.

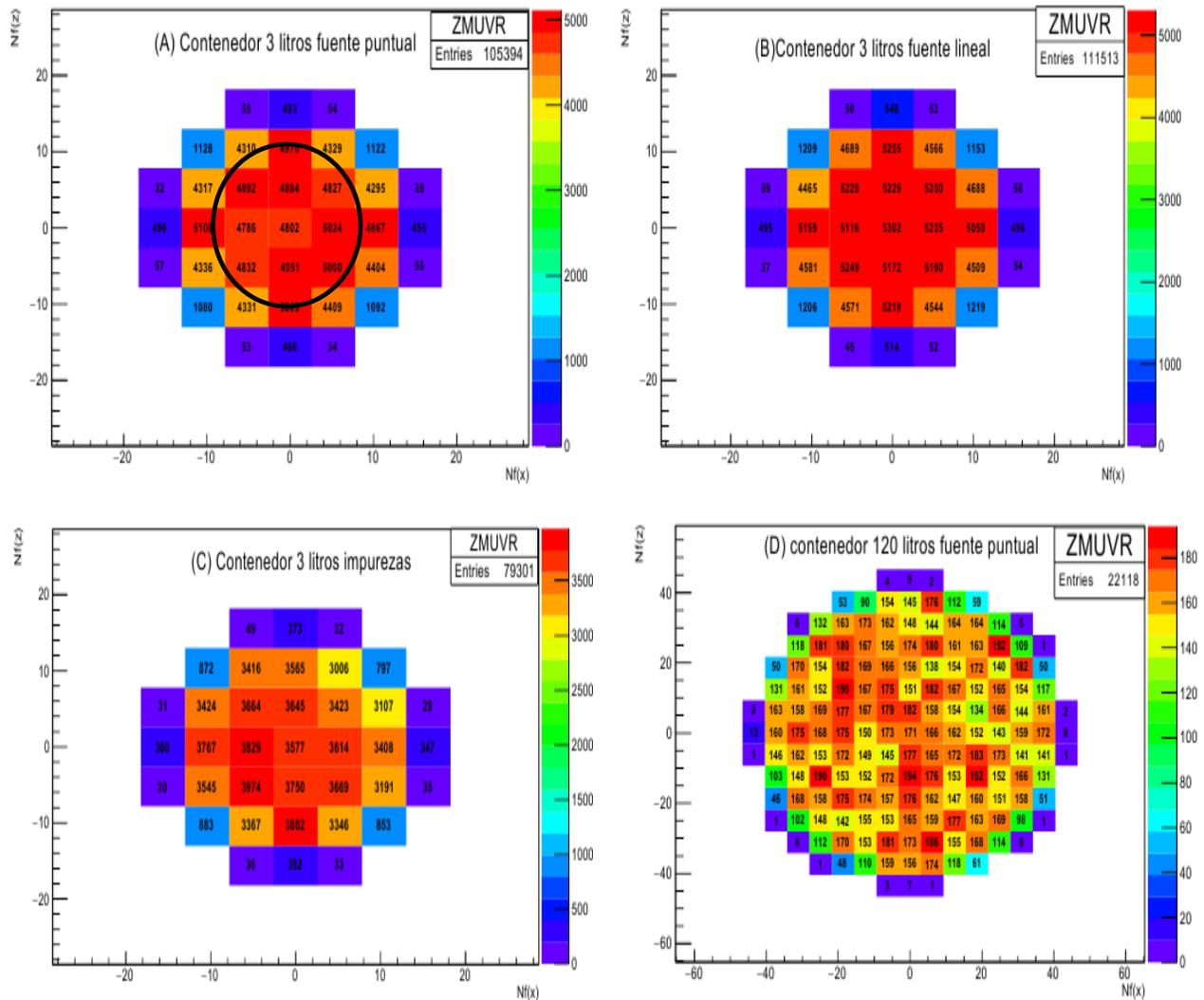


Figura 10. Mapa de fotones UV en la zona de mínima radiación.

Tabla 8. Dosis en la zona mínima de radiación UV (ZMRUV) en una ventana de tiempo de 20 μ S.

Descripción	Dosis en ZMRUV (10^{-14} W·s/cm ²)	Dosis mínima en un SiPM (10^{-16} W·s/cm ²)	Dosis máxima en un SiPM (10^{-15} W·s/cm ²)
Fuente puntual-3lt	1,36	1,00 \pm 0,21	8,22 \pm 0,12
Fuente lineal-3lt	1,45	1,10 \pm 0,14	8,70 \pm 0,16
LN2 con impureza-3lt	1,04	0,73 \pm 0,13	6,25 \pm 0,34
Fuente puntual-120lt	0,03	0,07 \pm 0,02	0,34 \pm 0,02

4.2. Configuración final del dosímetro criogénico

Los resultados obtenidos en la investigación demuestran que el SiPM criogénico es un dispositivo viable para operar como dosímetro criogénico durante el proceso de esterilización del LN2. El dosímetro criogénico a escala de laboratorio comprende además del SiPM, de una fuente de voltaje, electrónica *front-end* y un sistema de adquisición de datos. La descripción y operación de cada uno de los sistemas se encuentran en el Anexo 2.

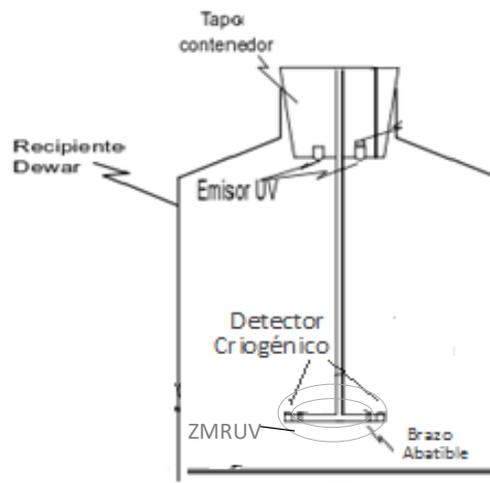


Figura 11: Configuración final del dosímetro criogénico en la ZMRUV dentro del contenedor.

Por otro lado, la metodología desarrollada en la simulación proporciona un método que consiste de un conjunto de pasos previos necesarios para estimar la dosis de radiación ultravioleta en tiempo real dentro del LN2. Este método está dado por los siguientes pasos:

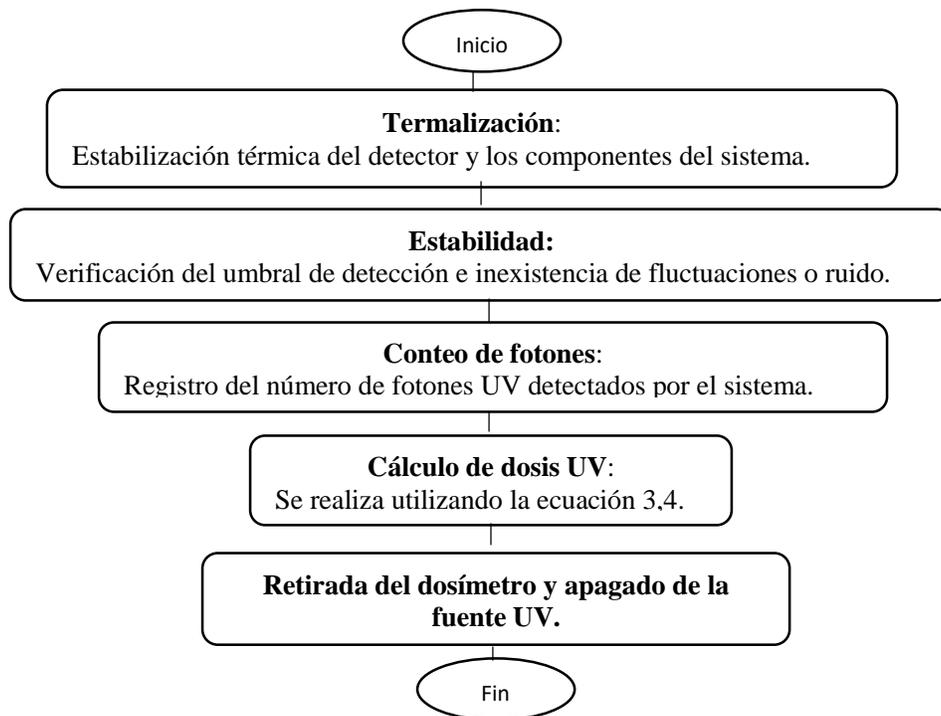


Figura 12: Método para estimar la dosis de radiación Ultravioleta

El dosímetro criogénico y el método descrito en la figura 11, permiten al usuario final:

- Monitorear la dosis ultravioleta en tiempo real dentro del contenedor de LN₂, durante el proceso de esterilización,
- Determinar si todas las superficies de LN₂ se irradian,
- Asegurar que la radiación UV sea efectiva para inactivar los microorganismos,
- Calidad y seguridad al paciente o consumidor,
- Rendimiento y confiabilidad en la fuente UV,
- Control de variación de dosis,
- Proceso de esterilización seguro, confiable y satisfactorio según lo requiere la normatividad ISO (11137, 9001) y EPA.

Finalmente se realizó un modelo de negocio Canvas, en el que se identificó como principales usuarios y clientes: las clínicas y hospitales especializados en criopreservación y criocirugías. Este modelo se presenta en el anexo 5.

Capítulo 5: Producción

5.1 Productos

Durante el trabajo de investigación y el desarrollo tecnológico de innovación se obtuvieron los productos descritos en la tabla 9. Los artículos y la descripción de la patente se encuentran en su formato original en la sección de anexos.

Tabla 9. *Productos obtenidos durante el doctorado*

Clase de Producto	Título	Medio de publicación	Clasificación	Fecha	Estado
Artículo	Liquid argon photodetection systems for neutrino detectors: A minireview	Journal of Physics: Conference Series (JPCS)	Q3	Octubre 2020	Publicado
Artículo	UV radiation dose in real time with a cryogenic SiPM.	Nucl.Instrum.Methods. Phys. Res. A.	Q1	Octubre 2020	Sometido
Artículo	Ultraviolet photon distribution in liquid nitrogen with Monte Carlo simulation.	Radiation Physics and Chemistry	Q2	Noviembre 2020	Sometido
Artículo	Introduction to DUNE	Journal of instrumentation	Q1	Agosto 2020	Publicado
Artículo	DUNE far detector technical coordination	Journal of instrumentation	Q1	Agosto 2020	Publicado
Artículo	The DUNE far detector single phase technology	Journal of instrumentation	Q1	Agosto 2020	Publicado
Artículo	Prospects for Beyond the Standard Model Physics Searches at the Deep Underground Neutrino Experiment	European Physical Journal C	Q1	Agosto 2020	Publicado
Artículo	Supernova Neutrino Burst Detection with the Deep Underground Neutrino Experiment	European Physical Journal C	Q1	Agosto 2020	Publicado
Patente	Sistema y método para calcular la dosis de radiación ultravioleta durante	SIC	-	Octubre 2020	Radicada

	la esterilización del nitrógeno líquido				
Conferencia Internacional	Photodetection systems in liquid argon for neutrino detectors	SPP	-	Agosto 2020	Presentado
Invitación Conferencia Internacional	Status and Future Perspectives from DUNE	PPC2019	-	Julio 2019	Presentado
Póster escuela Internacional	Electronics simulation for DUNE single-phase photon detector system.	SPSASEN	-	Diciembre 2018	Presentado
Póster escuela Internacional	The importance of LAr TPC in neutrino experiments.	Invisibles17 School	-	Julio 2017	Presentado
Póster escuela Internacional	LArTPC and Photon detection System in neutrino experiments.	XIV ICFA	-	Diciembre 2017	Presentado
Pasantía	Electronics simulation for DUNE single-phase photon detector	Fermilab	-	2018	Realizada
Pasantía	Online Monitoring ProtoDUNE Single phase	CERN	-	2017	Realizada

5.2 Participación en proyectos de investigación

En la tabla 10 se presentan los diferentes grupos de investigación en los que participé durante mi formación doctoral y que favorecieron el avance de este trabajo.

Tabla 10. *Proyectos.*

Nombre del proyecto	Entidad	Año
Feasibility study of the DUNE photon detection system in the measurement of processes involving neutrino interaction in liquid Argon.	Universidad Antonio Nariño	2019
Electronics simulation for DUNE single-phase photon detector	Fermilab	2018
Online Monitoring ProtoDUNE Single phase	CERN	2017

Capítulo 6: Conclusiones

En este trabajo se utilizó la simulación Montecarlo con Geant4 para obtener la distribución de fotones UV dentro del contenedor de nitrógeno líquido considerando factores geométricos y físicos que pueden ocurrir durante el proceso de esterilización. Los resultados presentados muestran una distribución de fotones UV no homogénea dentro del contenedor, al observar un aumento en el número de fotones detectados cerca de las paredes y la base reflectante del contenedor, presentando una alta desviación estándar del número de fotones, de un punto a otro, dentro de la zona mínima de radiación.

Se calculó la longitud de dispersión de Rayleigh y la longitud de absorción para fotones ultravioleta en nitrógeno líquido y gaseoso, al no encontrar datos teóricos ni experimentales. Los resultados para la longitud dispersión de Rayleigh del nitrógeno líquido es de 46,7 m y del nitrógeno gaseoso es de 19646,6 m. Por otro lado, se obtuvo una longitud de absorción de 402 m para el nitrógeno líquido y 4137 m para el nitrógeno gaseoso. Estos resultados dependen de las propiedades ópticas del nitrógeno y permiten modelar con precisión la propagación de los fotones ultravioleta.

El modelo de SiPM criogénico optimizado para las necesidades de DUNE, es apropiado como dosímetro criogénico para monitorear en tiempo real durante el proceso de esterilización del LN2. Las pruebas realizadas por la colaboración DUNE resaltan características del SiPM criogénico como crioconfiabilidad, robustez térmica, rendimiento del detector a temperatura criogénica y no presenta degradación, lo cual es crucial en el diseño del dosímetro criogénico descrito en este trabajo.

Se obtuvo la curva de distribución de fotones UV dentro de un contenedor con nitrógeno líquido y se identificó la zona de menor incidencia de la radiación ultravioleta, conservando su forma salvo un factor de escala, al cambiar la geometría de la fuente, el volumen del contenedor, el nivel del LN2 e incluir diferentes impurezas.

Se planteó un parámetro de posición preferente de uno o más SiPM en la zona de mínima radiación UV entre el 12-17% del radio del contenedor, tomado desde el centro de este, y el 6-12% de la altura del contenedor, partiendo desde su base.

El diseño final del dosímetro criogénico está virtualmente completo y validado bajo diferentes condiciones de funcionamiento e interacciones físicas. Este dispositivo cuenta con un alto valor agregado al monitorear constantemente el desempeño de la fuente de radiación ultravioleta, obtener una medición directa de la dosis de radiación UV en tiempo real, reducir la incertidumbre de la dosis

de UV depositada en el nitrógeno líquido y cumplir con los procesos de calidad exigidos por normativas internacionales como la ISO y EPA. Este prototipo puede resultar muy útil en futuras aplicaciones que requieran estimar la dosis de radiación en líquidos criogénicos como helio, hidrógeno, neón u oxígeno.

Bibliografía

- Abi, B. e. (2020). Introduction to DUNE. *Journal of Instrumentation*, Volume 15.
- Abi, B. e. (2020). The DUNE far detector single phase technology. *Journal of Instrumentation*, Volume 15.
- Acciari, R. e. (2011). Test and Comparison of Photomultiplier Tubes at Liquid Argon Temperature. *Technology and Instrumentation for Particle Physics.*, 1087-1094.
- Acciari, R. e. (2017). Design and Construction of the MicroBooNE Detector. *Journal of instrumentation*.
- Acerbia, F., & Gundackerbc, S. (2019). Understanding and simulating SiPMs. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 16-35.
- Agostinelliae, S., & Allisonas, J. (2003). Geant4 a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 250-303.
- Álvarez, V. e. (2012). NEXT-100 Technical Design Report (TDR). Executive summary. *Journal of instrumentation*, Vol 7.
- Bakkali, J., Doudouh, A., & Mansouri, H. (2018). Assessment of Monte Carlo Geant4 capabilities in prediction of photon beam dose distribution in a heterogeneous medium. *Physics in medicine*, 1-5.
- Berra, A. e. (2015). A SiPM based real time dosimeter for radiotherapeutic beams. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 72-80.
- Bielanski, A. e. (2003). Microbial contamination of embryos and semen during long term banking in liquid nitrogen. *Cryobiology*, 146-152.
- Birmpa, A., Sfika, V., & Vantarakis, A. (2013). Ultraviolet light and Ultrasound as non-thermal treatments for the inactivation of microorganisms in fresh ready-to-eat foods. *International Journal of Food Microbiology*, 96-102.
- Boullard, A., & Giacomoni, P. U. (1988). Effect of UV irradiation at defined wavelengths on the tertiary structure of double-stranded covalently closed circular DNA. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 491-501.
- Cervi, T. e. (2017). Study oSiPM custom arrays for scintillation light detection in a Liquid Argon Time Projection Chamber. *Journal of Instrumentation*, Volume 12.
- Chang, J. C., & et al. (1985). UV Inactivation of Pathogenic and Indicator Microorganisms. *Applied and environmental microbiology*, 1361-1365.
- Elder, K., Bergh, M. V., & Woodward, B. (2015). *Troubleshooting and problem-Solving in the IVF Laboratory*. United Kingdom: Cambridge University Press.

- EPA, A. U. (2003). *Ultra Violet Disinfection Special Manual*. U.S.Environmental Protection Agency. Washington: EPA 815-D-03-007.
- Falcone, A. e. (2020). Cryogenic SiPM arrays for the DUNE photon detection system. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 1646-1648.
- Gerba, C. P., Gramos, D. M., & Nwachuku, N. (2002). Comparative Inactivation of Enteroviruses and Adenovirus 2 by UV Light. *Applied and Environmental Microbiology*, 5167-5169.
- Grace, E., & et al. (2017). Index of refraction, Rayleigh scattering length, and Sellmeier coefficients in solid and liquid argon and xenon. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 204-208.
- Griesmann, U., & Burnett, J. (1999). Refractivity of nitrogen gas in the vacuum ultraviolet. *Optics Letters*, 1699-1701.
- Gutiérrez, A., López, M. A., Palou, E., & Ramirez, C. N. (2015). Métodos para la determinación de la dosis de radiación ultravioleta de onda corta (UVC) en alimentos. *Temas selectos de Ingeniería de alimentos*, 34-40.
- Hurst, C. J. (2017). *Modeling the Transmission and Prevention of infectious Disease*. USA: Springer.
- INVIMA. (2009). *Manual de buenas practicas de Manufactura de los Gases Medicinales*. Bogotá: Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia.
- Isachenko, V. e. (2010). Human ovarian tissue cryopreservation: quality of follicles as a criterion of effectiveness. *Reproductive BioMedicine*, 441-442.
- ISO11137. (2006). *UNE-EN ISO 11137-2: esterilización de productos para asistencia sanitaria : radiación. Establecimiento de la dosis de esterilización*. España: AENOR.
- ISO14161. (2000). *esterilización de productos sanitarios : indicadores biológicos : orientación para la selección, la utilización y la interpretación de los resultados*. AENOR.
- Joaquim, D. C., Borges, E. D., Viana, L. G., Navarro, P. A., & Vireque, A. A. (2017). Risk of Contamination of Gametes and Embryos during Cryopreservation and Measures to Prevent Cross-Contamination. *BioMed Research International*, 11.
- Kennedy, J. F., Phillips, G., & Williams, P. (2005). *Sterilisation of Tissues Using Ionising Radiations*. Woodhead Publishing.
- Kryczynski, P. e. (2016). Scintillation light detection system in LArIAT. *Journal of Instrumentation*, Volume 11.
- Leo, W. R. (1987). *Techniques for Nuclear and Particle Experiments*. Berlín: Springer.
- Linden, K. G., & Mofidi, A. A. (2004).). Disinfection-effectiveness of ultraviolet (UV) light for heterotrophic bacteria leaving biologically active filters. *Aqua*, 553-566.
- Machado, A., & Segreto, E. (2016). ARAPUCA a new device for liquid argon scintillation light detection. *Journal of Instrumentation*,, Volume 11.

- Morris, G. (2005). The origin, ultrastructure, and microbiology of the sediment accumulating in liquid nitrogen storage vessels. *Cryobiology*, 231-238.
- Narbutt, J., Pawlaczyk, M., Sysa-Jędrzejowska, A., & Krzyścin, J. (2014). System for monitoring UV radiation level in phototherapy cabins in Poland. *Archives of Medical Science*, 1244-1254.
- Parmegiani Lodovico, C. G. (2009). Ultra-violet sterilization of liquid nitrogen prior to vitrification. *Human Reproduction*, 2969.
- Parmegiani, L., & et al. (2009). Sterilization of liquid nitrogen with ultraviolet irradiation for safe vitrification of human oocytes or embryos. *Techniques and instrumentation*, 1525-1528.
- Parmegiani, L., Cognigni, G. E., & Filicori, M. (2011). Efficacy of ultraviolet sterilization of liquid nitrogen. *Reproductive Medicine*, 22.
- Parrotta, M. J., & Bekdash, F. (1998). UV Disinfection for small groundwater supplies. *Journal AWWA*, Vol 90.
- Pessoa, G., Batistella, M., Mondino, C., & Costa da Rosa, D. (2014). Decontamination of naturally contaminated liquid nitrogen storage tanks. *Revista Brasileira de Zootecnia.*, 5.
- Rhim, J. W., Gennadios, A., & Fu, D. (1999). Properties of ultraviolet irradiated protein films. *LWT - Food Science and Technology*, 129-133.
- Rivero, G. J. (2012). CAPÍTULO I. GENERALIDADES DE LA CRIOPRESERVACIÓN. En G. J. Rivero, *Modelado matemático e implementación práctica de sistema de vitrificación ultra-rápida mediante radiación láser* (págs. 8-23). Sevilla: Universidad de Sevilla.
- Rutala, W. A., & Weber, D. J. (2013). Disinfection and sterilization: An overview. *American Journal of Infection Control*, Volume 45 -13.
- Schalk, S., Adam, V., Arnold, E., & Brieden, K. (2005). UV-Lamps for Disinfection and Advanced Oxidation - Lamp Types, Technologies and Applications. *IUVA News*, 32-37.
- Scotto, M. (2003). Molecular Motion and Raman Band Shapes in Liquid Nitrogen and Oxygen. *The Journal of Chemical Physics*, 5362.
- Whittington, D. (2015). Photon Detection System Designs for the Deep Underground Neutrino Experiment. *arXiv*.
- Wischnewski, B. (Junio de 2007). peacesoftware. Berlín, Wagner-Str. 49, Alemania.
- Yonezawa, F., & Ninomiya, T. (1982). *Topological Disorder in Condensed Matter*. Shimoda: Springer.

Anexos

Anexo 1: Artículos

PAPER • OPEN ACCESS

Liquid argon photodetection systems for neutrino detectors: A minireview

To cite this article: M Delgado *et al* 2020 *J. Phys.: Conf. Ser.* **1672** 012009

View the [article online](#) for updates and enhancements.



IOP | ebooks™

Bringing together innovative digital publishing with leading authors from the global scientific community.

Start exploring the collection—download the first chapter of every title for free.

Liquid argon photodetection systems for neutrino detectors: A minireview

M Delgado¹, R M Gutiérrez², and F Fuentes¹

¹ Centro de Investigaciones en Ciencias Básicas y Aplicadas, Universidad Antonio Nariño, Bogotá, Colombia

² Science Division, New York University, Abu Dhabi, United Arab Emirates

E-mail: mdelgado81@uan.edu.co

Abstract. A growing number of experiments with particle detectors using liquid argon are currently being carried out, as this is an excellent means of detecting neutrinos. These experiments develop different capture and measurement systems of the photons generated by the excitation of the argon atoms when a charged particle passes. New low-cost technologies, more sensitive and efficient detection methods, hardware and electronics, optimize and take advantage of the characteristics of the processes involved. This minireview presents the main characteristics of photodetection systems used in some of the most important experiments for the finding of neutrinos, particularly those that use liquid argon at cryogenic temperatures (-186 °C), such as Deep Underground Neutrino Experiment and the Micro Booster Neutrino Experiment. In addition, this article presents a comparison of the advances of each cryogenic photodetection system with the aim of promoting the use of this technology in new research fields.

1. Introduction

In recent years, many different experiments have been designed to respond to a variety of questions related to the existence, mass, mixing and interactions of neutrinos [1-3]. Since 1956 when Clyde Cowan and Frederick Reines experimentally demonstrated the existence of the neutrino for the first time [4,5], different experiments have been developed, each with more precise and elaborate technology designed to advance our knowledge of the nature of the neutrino. Among these technologies is the Liquid Argon Time Projection Chamber (LArTPC), created by Carlo Rubia in 1977. In the case of Deep Underground Neutrino Experiment (DUNE) the basic ionization read-out is complemented by the detection of scintillation photons in photodetectors behind the TPC anodes. The additional information gained using these detectors allow for a more profound understanding of the neutrino interactions with the argon nuclei of the active volume.

One of contributions of Universidad Antonio Nariño, Colombia, to these experiments is focused on the photodetection systems, both in the international collaborations DUNE and NEXT (Experiment of Neutrinos with Xenon) that are carried out at Fermi National Accelerator Laboratory (Fermilab) in United States and Laboratorio Subterráneo de Canfranc (LSC) in Spain [6,7], respectively. These contributions allow us to appreciate, highlight and consider the great importance of these technological advances for



their use in other fields of research or R&D projects, without limiting the use of this technology in neutrino experiments. Therefore, this article focuses on defining, describing, comparing and presenting the different detection systems with liquid Argon used in the ProtoDune, DUNE, liquid Argon in a Test beam (LArIAT), and the Micro Booster Neutrino Experiment (MicroBooNE), reviewing and highlighting their evolution, differences and characteristics.

2. Time projection chamber

LArTPCs are excellent 3-D particle identifiers with the highest temporal, spatial and energetic precision available to deepen knowledge of the physics of neutrinos. The principle of operation of a TPC is the following: a passing charged particle deposits energy in the argon via ionization and excitation of the atoms, an electric field applied to the volume prevents charge recombination of the ionized atoms and drifts the electrons towards the anode and the ions towards the cathode [8-10]. The charge can then be read out in various ways, from directly reading the electron charge to generation of secondary scintillation which is detected by photodetectors.

Liquid Argon is generally selected by neutrino experiments because it is low cost, high density which increases the probability of neutrinos interacting in the active volume, its abundance in the atmosphere, and the low ionization and scintillation thresholds. These characteristics make liquid argon an excellent material for the identification of particles [11-13]. The Argon is kept in the liquid state at a temperature of $-186\text{ }^{\circ}\text{C}$, which is achieved by means of a stainless-steel cryostat [14,15], generally cylindrical in shape with specialized electronics for low temperatures, low noise and facilitates fast and reliable liquid purification as can be seen in Figure 1.

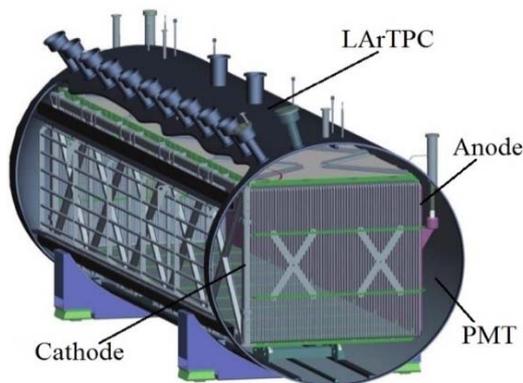


Figure 1. Cryostat of the MicroBooNE experiment in lateral and frontal form with TPC. Acciari R. (2017).

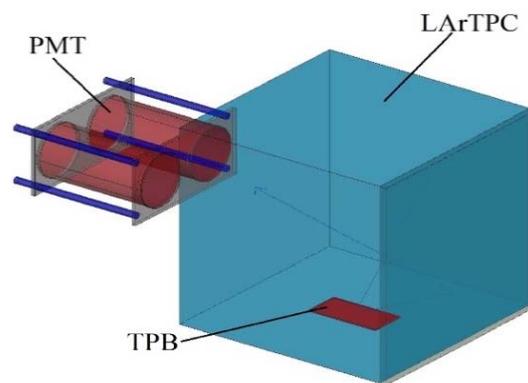


Figure 2. PMTs of LArIAT behind the anode planes of the TPC and representation of the displacement of the wavelength with TPB.

3. Photodetectors

Photodetectors are devices that transform electromagnetic radiation into a current or voltage [16]. For neutrino experiments with liquid Argon, two types of photodetectors are generally used to collect and record the scintillation light produced by the passage of a charged particle [17]; photomultiplier tubes (PMT), which are used to amplify the signal of electrons obtained by photoelectric effect through a series of dynodes [18]; and silicon photomultipliers (SiPM), which are solid state photon detectors based on parallel-connected photodiodes [19,20].

These photodetectors must be of cryogenic type (temperatures $-186\text{ }^{\circ}\text{C}$), they generally present high gain at room temperature of the order of 10^6 to 10^9 but at cryogenic temperatures their gain is reduced by

10 %-50%; they have a spectral response between 300 nm - 900 nm and an operating voltage of 1700 V for PMT and voltages less than 100 V for SiPM [21,22]. There is a variety of models of cryogenic detectors, both PMT and SiPM used in the recent experiments of Liquid Argon for their fast response, good efficiency (QE), and low electronic noise [20], among other technical characteristics that are compared quantitatively in Table 1. The different experiments of neutrinos with liquid Argon have found better results with SiPM compared to the PMT [17], since they operate at low voltage ($\sim 100V$), have low energy consumption, are not affected by magnetic fields, their cost it is relatively low and generates less noise.

Table 1. Types of cryogenic photodetectors.

Cryogenic photodetector	Experiment	Reference	Gain LAr	QE (%)	Operating voltaje (V)
Hamamatsu-PMT	LArIAT	R11065 MOD	10^6	35	1750
Hamamatsu-PMT	MicroBooNE	5912-02 MOD	10^9	35	1510
Hamamatsu-PMT	MicroBooNE	R7725-MOD	10^7	26	1750
ETL-PMT	LArIAT	D757KFL	10^6	20	1500
Hamamatsu-SiPM	LArIAT	S11828-3344M	10^6	50	70
FBK-SiPM	DUNE	NUV-HD- LF	10^6	45	33
Hamamatsu-SiPM	DUNE	S14160	10^6	45	38

4. Photodetection systems

Different photodetection systems (PDS) have been implemented in liquid Argon experiments as LArIAT, MicroBooNE ProtoDUNE & DUNE. These photodetection systems provide relevant information on the neutrino event and complement the information on the charge obtained in the LArTPC. Therefore, the photodetection system must have the necessary elements for the collection of light such as photodetectors, acrylic bars or scintillator bars to guide the produced light onto the photodetector, wavelength shifters, data acquisition system and components for installation in the anodic planes of the TPC.

LArIAT was built in 2014 with 170 liters of liquid Argon, with the main objective of performing an accurate calibration of a TPC detector with liquid Argon and studying the interactions of charged particles which could be produced by a neutrino interaction with the argon [23,24]. Its PDS consists of a single module with 2 photomultiplier tubes and three SiPM, see Table 1. Since that the scintillation light inside the Liquid Argon is emitted at 128 nm in the UV range and that these photodetectors are sensitive to wavelengths between 300 nm - 650 nm, the reflectors and external surfaces were covered with a layer of dielectric substrate, better known as WLS, with the function of shifting the UV scintillation light to blue (430 nm), as can be seen in Figure 2. In turn, this system was coated with a thin film of a polymer substrate known as tetraphenyl butadiene (TPB) in VIKUITI sheets, with the function of shifting the blue light to green light (490 nm) [25]. The interaction of a photon with the TPB induces the emission of one or more visible photons, which are then emitted back into the liquid argon where they can be detected by the photosystem [23,25].

MicroBooNE was built in 2015, with the objective of measuring the cross sections of low energy neutrinos with 170 tonnes of liquid Argon. The PDS is divided into two parts, the primary system and the secondary system [26,27]. The primary system consists of a PMT located behind a wavelength displacement plate, covered with a TPB layer and a Mu metal shield, which is an alloy of 75% nickel and 15% iron, to control magnetic permeability, see Figure 3.

The advantages of this system compared to LArIAT, is the wavelength shifter, which is independent of the PMT, facilitating quality control, installation, changes due to vulnerability and/or degradation of the material. The secondary system consists of 4 light guides with a coating of 33% TPB and 67% acrylic UVT. UVT acrylic is characterized by excellent light transmission, excellent weather resistance, and good stability under variable temperature conditions [28-30]. The light guide is assembled with either a PMT or

SiPM to reduce the light collection space. Each light guide is installed next to each primary optical unit to facilitate the comparison of the data [31,32].

DUNE is a new generation long-baseline neutrino experiment consisting of a near detector at Fermilab and far detector at the Sanford Underground Research Facility in Lead, South Dakota, United States of America, of 1,300 km from Fermilab. The far detector will house four 10 kt LArTPCs, each LArTPC will be installed in a cryostat with internal dimensions 14.0 m (width) \times 14.1 m (height) \times 62.0 m (length). This recent project aims to specify the measurements of oscillation parameters, search of the decay of nucleons, determination of the masses of neutrinos and CP violation [6].

Although the experiences with LArIAT and MicroBooNE have been efficient to obtain a good PDS, improvements in the optical system are needed to obtain greater quantum efficiency, low operating voltage and low-cost cold electronics as required by DUNE. The different PDS and the necessary modifications are checked with ProtoDUNE, which began construction in 2016 at CERN's Neutrino Platform with three PDS [33,34], using SiPM-SenSL, see Table 1. The first PDS has wavelength displacement plates coated with TPB that generates a light shift to blue (\sim 430 nm) and a polystyrene bar with WLS and fluorine Y-11 to absorb the blue light and obtain green light, directing it to the SiPM through the light guide, (similar to the MicroBooNE system).

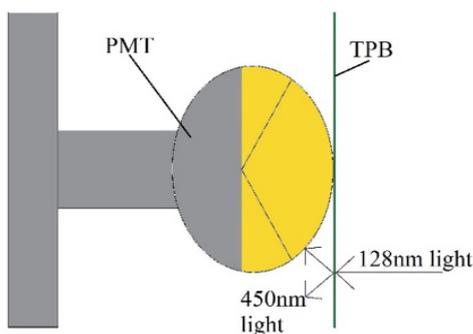


Figure 3. Design of photodetectors within the TPC of MicroBooNE, where it can be seen that the PMT is behind TPB and Mu metal.

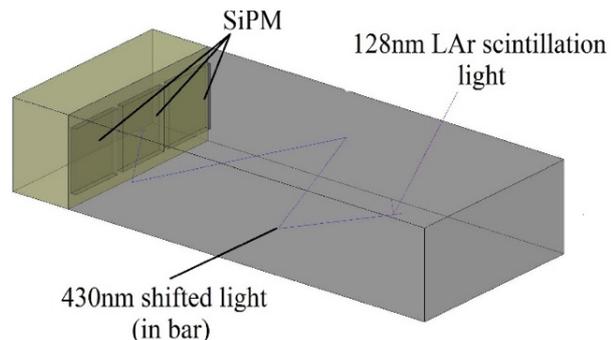


Figure 4. Light guide covered with TPB to obtain a wavelength shift from 128 nm to 430 nm to be detected by the SiPM.

The second system, instead of using TPB plates, dissolves this chemical compound in the light guide, to obtain a blue shift and transmit light directly to the SiPM, as can be seen in Figure 4. These PDS are grouped into 10 modules, each module consists of a light guide and 12 SiPM concentrated in 4 groups with the aim of simplifying the reading and reducing costs, see Figure 5 [35-37]. ProtoDUNE has a third option for the DUNE PDS, known as ARAPUCA [38-40]. This consists of trapping photons inside a Teflon case covered by VIKUITI, with an active volume of $5 \times 5 \times 0.6 \text{ cm}^3$ and highly reflective internal surfaces, increasing efficiency. Optical filters are mounted inside the box to shift the wavelength from 127 nm to 470 nm and direct it to 2 SiPM located inside the box and biased each at +24V, as can be seen in Figure 6. The signals of SiPM are sent out to the DAQ through a commercial preamplifier. [41-44]. The system that presents the highest gain and efficiency in Proto-DUNE will be selected for DUNE (2020) [45-47].

Table 2 shows the comparison and the evolution of the photodetection systems used in each experiment. First, the importance of using more than one PDS to verify the system with greater detection efficiency and verify the data obtained is highlighted. Furthermore, the effort of each experiment to design a PDS that is less robust, minimally invasive and with high detection efficiency can be appreciated, as is

the case of ARAPUCA [48]. Finally, as can be seen in the Table 2, the wavelength shifter are no longer an independent element of the PDS such as LArIAT; however, in the case of ARAPUCA, the wavelength shifter is involved in the walls of the box and facilitates the capture of the photon [49]. Each of these technological advances presented different challenges to satisfy economic needs of each experiment and to answer the unknowns that we still have about neutrinos [50,51].

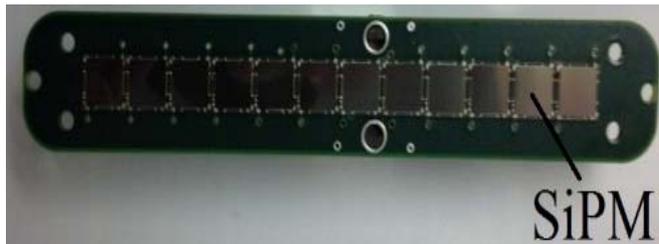


Figure 5. Detection module with 12 SiPM and anodic frame where the detection modules will be installed. CDR DUNE (2017).

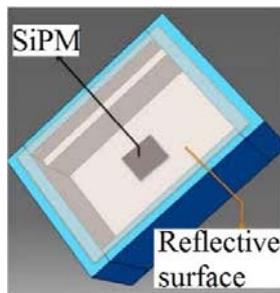


Figure 6. Representation of ARAPUCA with a SiPM and a reflective surface inside the box for the displacement of the photon wavelength. Machado A (2016).

Table 2. Comparison of PDS.

Experiment	Number of modules	Photodetector	PDS main module dimension	Wavelength shifter techniques
LArIAT	1	2PMT, 3SiPM	PMT Diameter: 18 cm PMT Length: 15 cm	Dielectric plate with TPB and VIKUITI.
MicroBooNE	2	PMT, SiPM	TPB plate Diameter: 30 cm PMT Length: 15 cm	Light guides with 33% TPB and 67% acrylic UVT.
ProtoDUNE	3	SiPM	Box (ARAPUCA): $5 \times 5 \times 0.6 \text{ cm}^3$	Teflon case covered by TPB and VIKUITI.

5. Conclusions

Major advances have been made in the technology for light detection at cryogenic temperatures in the last three years. This has been, in no small part, due to various novel test systems which have been developed with liquid argon TPCs in mind. By comparing more than one photodetection system while developing cryogenic temperature resistant materials and reducing costs new scientific insight into the nature of the neutrino has been made possible.

Universidad Antonio Nariño, Colombia, has been participating in the DUNE and NEXT collaborations (since 2016 and 2009 respectively), acquiring an experience and expertise recognized and appreciated in the Physics community in the field of research and development with the electronics, simulation, physics and development groups. Through this experience, we are implementing this technology in industrial applications, we consider that the development of this novel technology can be of great use in other fields of research or R&D projects related to cryogenic liquids, quality control, motion sensors at cryogenic temperatures, and/or ultraviolet radiation monitoring.

References

- [1] Capozzi F et al. 2019 *Phys. Rev. Lett.* **123** 131803
- [2] Bionta R M et al. 1987 *Phys. Rev. Lett.* **58** 1494
- [3] de Salas P F, Forero D V, Ternes C A, Tortola M, Valle J W 2018 *Phys. Lett. B* **782** 633
- [4] Capozzi F, Lisi E, Marrone A, Montanino D, Palazzo A 2017 *J. Phys. Conf. Ser.* **888** 012037:1
- [5] Kudenko Y 2017 *JINST* **12** C06003
- [6] Harnik R, Liu Z, Palamara O 2019 *J. High Energy Phys.* **2019** 170
- [7] Ferrario P et al. 2019 *J. High Energy Phys.* **2019** 52
- [8] Rubbia C et al. 2011 *JINST* **6** P07011
- [9] Friedland A, Li SW 2019 *Phys. Rev. D* **99** 036009
- [10] Smith R A, Moniz E J 1972 *Nucl. Phys. B* **43** 605
- [11] Bromberg C et al. 2015 *JINST* **10** P07015
- [12] Dwyer D A et al. 2018 *JINST* **13** P10007
- [13] Ereditato A et al. 2013 *JINST* **8** P07002
- [14] Ereditato A et al. 2014 *JINST* **9** P11022
- [15] Heindl T et al. 2011 *JINST* **6** P02011
- [16] Buzulutskov A 2012 *JINST* **7** C02025
- [17] Lung K et al. 2012 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **696** 32
- [18] Bondar A et al. 2015 *JINST* **10** P10010
- [19] Biroth M, Achenbach P, Downie E, Thomas A 2015 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **787** 68
- [20] Buzhan V et al. 2003 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **504** 48
- [21] Ninković J 2007 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **580** 1020
- [22] Cervi T et al. 2017 *JINST* **12** C03007
- [23] Foreman W et al. 2019 *Phys. Rev. D* **101** 012010
- [24] Szelc A M 2013 *JINST* **8** C09011
- [25] Kryczynski P 2016 *JINST* **11** C02086
- [26] MicroBooNE collaboration 2017 *JINST* **12** P02017
- [27] Aguilar A et al. 2009 *Phys. Rev. Lett.* **103** 111801
- [28] Acciarri R et al. 2017 *JINST* **12** P09014
- [29] Aguilar A et al. 2013 *Phys. Rev. Lett.* **110** 161801
- [30] Acciarri R et al. 2014 *JINST* **9** P11001
- [31] MicroBooNE collaboration 2018 *Eur. Phys. J. C* **78** 82
- [32] MicroBooNE collaboration 2017 *JINST* **12** P10010
- [33] Asaadi J et al. 2020 *Instruments* **4** 9
- [34] Adams D et al. 2020 *JINST* **15** P06017
- [35] Berns H et al. 2019 *Radiation Detection Technology and Methods* **3** 42
- [36] Chen H et al. 2019 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **936** 271
- [37] Belver D et al. 2019 *JINST* **14** T04001
- [38] Cuesta C 2017 *JINST* **12** C12048
- [39] Borga A et al. 2019 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **66** 993
- [40] Machado A, Segreto E 2016 *JINST* **11** C02004
- [41] Totani D, Cavanna F 2020 *JINST* **15** C03033
- [42] Totani D et al. 2020 *JINST* **15** T06003
- [43] Segreto E et al. 2018 *JINST* **13** P08021
- [44] Cancelo G et al. 2018 *JINST* **13** C03040
- [45] Queiroga B et al. 2020 *JINST* **15** C05048
- [46] Cavanna F et al. 2018 *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A* **907** 1
- [47] Gupta S 2018 *Phys. Rev. D* **98** 035042
- [48] Abi B et al. 2020 *JINST* **15** T08008
- [49] Abi B et al. 2020 *JINST* **15** T08009
- [50] Abi B et al. 2020 *JINST* **15** T08010
- [51] Ioannisian A, Smirnov A, Wyler D 2017 *Phys. Rev.* **96** 036005

UV radiation dose in real time with a cryogenic SiPM using Monte Carlo-Geant4 simulation.

M. Delgado^a, D. Moreno^b

^a Research Center in Basic and Applied Sciences, Universidad Antonio Nariño, Bogotá, Colombia.

^b Physics Department, Universidad Antonio Nariño, Bogotá, Colombia.

Abstract

At the moment, there is no method that allows the user to calculate the dose of UV radiation during the liquid nitrogen (LN2) sterilization process while complying with quality control regulations. This article describes a simulating method using Geant4 to obtain the dose of UV radiation in real-time with a cryogenic Silicon PhotoMultipliers (SiPM) inside the LN2 container. The results present the zone of minimum UV radiation and the estimation of the radiation dose with a cryogenic SiPM, located in the minimum zone to certify the absence of microorganisms in the LN2.

Keywords: Photons Distribution, Ultraviolet Radiation, Liquid Nitrogen, Sterilization, Silicon Photomultiplier, Geant4.

1. Introduction

Liquid nitrogen (LN2) is a cryogenic liquid at 77K, considered as a key element for the cooling, and freezing of biological materials (Parmegiani et al., 2009). LN2 has been used for various applications in the medical field, for example, in blood conservation, biological samples, oncology, cryosurgery, and, specifically, in Dermatology in order to eliminate belligerent or cancer cells from the skin. LN2 is also used in gastronomy to preserve or change the texture of food; and as a refrigerant in the pharmaceutical, biotechnological and industrial fields. Many of these applications, especially in the medical and gastronomic field, require the use of sterilized LN2 (Bielanski et al., 2003). If this liquid contained any bacteria or virus, it could contaminate patients, cellular tissues, or food that is immersed or in direct contact with LN2 (Parmegiani et al., 2009).

*Corresponding author.

E-mail address: mdelgado81@uan.edu.co

Several experimental studies have shown the presence of microorganisms and viruses that survive in LN2 despite the low temperatures, contaminating the object to be frozen or preserved (Parmegiani et al., 2009). Following these studies, the need to make use of sterilized LN2 becomes more urgent. Although there are a variety of companies and methods that certify sterilized LN2, the end user does not have the certainty of its sterility when using it, since LN2 could be exposed to different contamination risks (Rutala & Weber, 2008). The main causes of LN2 contamination occur during its packaging in an unsterilized liquid nitrogen container (Pessoa et al. 2014); during an incorrect preservation procedure of a sample contaminated with some microorganism (Rutala et al., 2008); in ice sediments that accumulate bacteria and fungi; in damaged straws ; or due to some bacteria or viruses in the air that are trapped by the LN2 mist (Isachenko et al., 2010).

For the aforementioned risks, several designs and methods emerged that allowed the user to sterilize LN2 by themselves. Many of them are no longer used because they do not offer adequate procedures or because they accelerate the LN2 evaporation. Other methods are expensive since they directly sterilize gaseous nitrogen, instead of sterilizing the LN2 (Parmegiani et al., 2009).

A study by Parmegiani showed that UV sterilization in small volumes of LN2 can be effective against bacteria, viruses, and fungi without causing an adverse effect on biological samples (Parmegiani et al., 2009). The proper disinfection depends on the amount of UV radiation dose to which the virus or bacteria is exposed (Linden & Mofidi, 2004). The UV radiation dose is known as the energy emitted in a medium for a certain period of time and that can be expressed as:

$$D = I \cdot t \quad (1)$$

Where D is the dose ($\mu\text{W}\cdot\text{s} / \text{cm}^2$) that depends on the sensitivity of the microorganism; I is the intensity ($\mu\text{W} / \text{cm}^2$) of the lamp and t is the time (seconds) needed to inactivate the microorganism (Parmegiani et al., 2009).

Today, the design and method proposed by Parmegiani is preserved, which uses a UV radiation lamp as a sterilization element inside a LN2 container known as Dewar (Parmegiani

et al., 2009). According to studies conducted by Isachenko, although this technique is the most used, it does not guarantee the sterilization of nitrogen and it does not certify that a microorganism existing in LN2 receives the radiation dose necessary to its inactivation (Isachenko et al., 2010).

Different studies have shown that when a germicidal UV lamp was immersed into LN2 at cryogenic temperature, the lamp was covered with fog and ice, thus blocking the UV rays and rapidly decreasing its effectiveness (Hurst, 2017). This experimental test confirmed Isachenko's studies: the low efficiency of the lamp at 77K does not guarantee the necessary UV radiation dose for the inactivation of any kind of microorganism.

Other studies claim that the efficiency of the germicidal UV lamp is not the only parameter that affects the effectiveness of the UV radiation. The time that microorganisms are exposed to UV radiation, the wavelength, the volume amount of LN2, the presence of dust particles, and cracks can create obstacles that reduce the emission of UV radiation (Joaquim et al., 2017).

The studies mentioned above need to estimate the dose of UV radiation in a volume of liquid nitrogen during the sterilization process. But so far, the literature does not report a device or a method to estimate and monitor in real-time the amount of UV radiation that a microorganism receives in order to verify that the entire volume of liquid nitrogen is sterilized and to obtain the dose of UV radiation in real-time at cryogenic temperature. The objective of this work is to estimate and verify the UV radiation dose during the LN2 sterilization process using the Geant4 toolkit (Agostinelliae & Allisonas, 2003).

2. Theoretical Background

UV radiation is one of the best alternatives to sterilize LN2 because it has a great germicidal effect that inactivates microorganisms, leaving no chemical residues in the product to be sterilized, and it is easy to operate (Parmegiani et al., 2009). According to regulations such as ISO (ISO 15858, 2016), the range of highest absorption of UV radiation by any microorganism occurs between 250 nm to 264 nm, and the inactivation is generated when

the UV radiation affects the cellular DNA and RNA creating thymine dimers, denaturing the proteins, preventing replication and, therefore, the ability to infect (Chang et al., 1985).

Nevertheless, some authors show that in methods such as vitrification, in which direct contact of ovarian tissue with LN2 is required, UV radiation cannot guarantee the absence of viral contamination of the biological material (Isachenko et al., 2010). A number of laboratories have demonstrated that the effectiveness of UV radiation causes a significant decrease in microorganisms in a colony culture of viruses and bacteria, before and after the process of sterilization of LN2 (Morris, 2005). The important thing is to generate the amount of radiation necessary for the inactivation of the virus or bacteria. UV radiation is, therefore, an effective process to inactivate an extensive list of microorganisms (Parmegiani et al., 2009).

In addition, the efficiency of UV rays for sterilizing LN2 depends on the volume amount of LN2. Several studies have shown that UV sterilization can be effective in small volumes (Parmegiani et al., 2009) as is evident in the following equation:

$$I = \frac{P}{\pi r^2} \quad (2)$$

Where I is the intensity of the UV radiation, P the power of the radiation source, and r the distance that the UV radiation travels. As can be seen in equation, UV radiation decreases in intensity as it moves away from the source of radiation, in other words, the greater the distance that UV radiation travels, the lower the intensity and the lower the probability of inactivating a microorganism that is far from the source of radiation (Hurst, 2017).

Otherwise, the lower the volume of LN2, the less distance the UV radiation travels and the greater the probability of inactivating a microorganism. Therefore, the speed and efficiency at which microorganisms are destroyed is inversely proportional to the volume of LN2 to be sterilized (Osorio & Arellano, 2019).

Nonetheless, it is important to verify quantitatively that microorganisms are receiving sufficient radiation to inactivate. It is necessary to measure the dose of the UV radiation at different zones during the sterilization process in the volume of LN2 container because the dose of UV radiation is one of the most important parameters to consider in the elimination of microorganisms (Osorio & Arellano, 2019). The necessary dose depends on the sensitivity

of the microorganism, if the microorganism receives sufficient UV radiation, the microorganism is inactivated. For example, the hepatitis B virus needs a dose of UV radiation of $8000 \mu\text{W s/cm}^2$ for its inactivation (EPA, 2003).

On the other hand, if the dose decreases and/or varies, it will not be possible to disinfect the system properly because it will not be receiving the necessary radiation to alter the DNA and the RNA of the microorganism to inactivate them. Therefore, it is necessary to find the precise dose of UV radiation in each stage of the disinfection procedure, to guarantee the inactivation of microorganisms, to determine possible failures of the source of radiation, and to evaluate the performance of the UV source in the system to be sterilized (Hurst, 2017).

To determine the dose of radiation before, during, and after the sterilization process, it is necessary to incorporate a dosimetry system. A dosimetry system allows the quantification of the UV irradiance in several sectors of the system to be sterilized, provides a reproducible technique for monitoring, reveals a more detailed information on the distribution of UV radiation, and allows the verification of the dose irradiated by the source of radiation while comparing it with the information provided by the manufacturer (EPA, 2003).

Other authors state that the best technique to check the effectiveness of UV radiation is to perform a culture before and after the disinfection of the system to be sterilized (Joaquim et al., 2017). If the percentage of reduction of the number of microorganisms is close to 100%, then UV radiation is efficient. But, if the percentage reduction in the number of microorganisms is less than 90%, it is not possible to explain the cause of the low percentage of the results or why the ultraviolet radiation emitted to the system was not effective. The quality control regulations, such as the Environmental Protection Agency (EPA), recommend that the systems to be sterilized using empirical dose monitoring through a validation process, from which an objective, concrete, and reproducible result can be obtained with the help of a dosimetry system. The monitoring will allow one to know the distribution of doses. If this dose distribution is adequate, then there is a good efficiency of UV radiation (EPA, 2003).

Therefore, this article focuses on defining a method for estimating the dose of UV radiation per unit volume during the sterilization process of LN₂ with the help of the Geant4 simulation. For this, it is necessary to find a location parameter for a cryogenic dosimeter

inside the LN2, the UV photon map in the monitoring zone, and the calculation of the UV radiation dose in real-time.

3. Methodology

3.1 Research Design

To determine the method of measuring the UV radiation dose inside a LN2 container, it was decided to use a tool known as Geant4. This tool provides a set of libraries to define and study each one of the parameters of the system, taking into account a behavior close to reality; to describe its geometry in detail, the materials involved; the fundamental particles of interest; the steps of these particles through matter; the physical processes in nitrogen; the response of sensitive components of the detector; the optical and electromagnetic processes; the generation of data, the calculation of the radiation dose and the storage of events (Agostinelliae & Allisonas, 2003). This program has a high capacity in which complex simulations are made and that has been used in particle physics applications, nuclear physics, accelerator design, space engineering, and medical physics for the calculation of radiation doses (Bakkali et al., 2018).

3.2 Research Methodology

3.2.1 Validity

The simulation with Geant4 considers a system that is similar to the one described in the Parmegiani patent (Parmegiani et al., 2009), which has a source of UV radiation inside a container of LN2 known as Dewar, as can be seen in figure 1. The purpose of the simulation is to measure the radiation dose at a zone of minimum UV radiation (ZMUVR) inside the LN2 container with cryogenic SiPM.

The simulation considers four main elements that are part of the system with the following characteristics:

1. An ultraviolet source with point and linear geometry that emits 1×10^9 photons with a wavelength of 260 nm.

2. LN2 is defined at a temperature of 77K. In the simulation, the two states of nitrogen in the container are considered, liquid and gaseous. Each with a density of 0.808 g/cm³ and 0.00125 g/cm³, respectively.

3. The LN2 container is made of aluminum, with a capacity of 3-liters and another of 120-liters. In the simulation, a container with reflective walls is used to guarantee a dose emission per unit volume inside the container (Parmegiani et al., 2009), as can be seen in figure 1. In addition, the variation of the radiation dose with diverse volumes of the container is studied.

4. The cryogenic dosimeter comprises a photodetector. Photodetectors adapt to the characteristics so far defined by the photodetection group of Deep Underground Neutrino Experiment (DUNE), which consists of a silicon detector known as SiPM (Abi et al., 2020). These are of the semiconductor type; they operate at a temperature below 77K, with a high gain at room temperature of the order of 10⁶ to 10⁹, a spectral response between 300 nm and 650 nm, and an operating voltage of less than 100V. The use of a cryogenic SiPM as a dosimeter is considered pertinent because its size is small, which generates a little shadow in cryogenic liquid, allowing it to obtain radiation dose measurements in real-time. Also, it is easy to handle, and to operate.

The photodetector area and photodetection efficiency (PDE) are defined in the simulation to obtain the number of photons reaching the SiPM and to calculate the radiation dose.

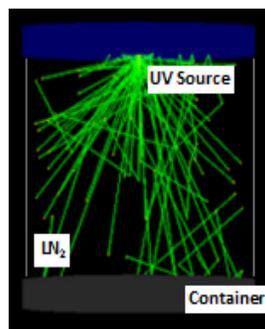


Figure 1. Design of the container geometry model.

3.2.2 Sampling

In the simulation, the cylindrical and radial geometry of the UV radiation source is considered. This source emits photons randomly inside the container, therefore, it is

indispensable to calculate the dose of UV radiation per unit volume. To do so, a sensitive detector is located along the container in order to obtain a map of distributed photons. The distribution of the ultraviolet photons is plotted, identifying the maximum and minimum points of UV radiation in the interior of the container.

The zone of minimum UV radiation (ZMUVR) is crucial in this study because obtaining the dose of UV radiation necessary to inactivate microorganisms in this area ensures that the entire volume of LN2 is sterilized. Therefore, with the help of the simulation, the number of photons detected by a SiPM in the ZMUVR and the radiation dose per unit area are estimated.

In this study, the areas of maximum UV radiation are considered because SiPM can present saturation, by exceeding the number of photons that a SiPM can detect in a time window. This number of photons depends on the number of microcells; in this case, the cryogenic SiPM has an approximate of 18000 microcells (Acerbia, 2019).

To calculate the UV radiation dose, the intensity is defined in terms of the number of photons as:

$$I = \frac{N_f E_f}{tA} \quad (3)$$

By replacing the intensity in equation 1, the ultraviolet radiation dose is obtained in terms of the number of UV photons:

$$D = \frac{N_f E_f}{A} \quad (4)$$

Where N_f is the number of UV photons detected by the SiPM, E_f is the energy of the UV photons, and A is the active area of the SiPM.

3.2.3 Reliability

To obtain the number of photons detected by a SiPM in the ZMUVR, the following procedure will be performed with Geant4:

1. The geometric design of each element of the system is created with the Geant4.
2. A sensitivity detector is modeled with the dimensions of the LN2 container.
3. The number of photons per unit volume of the container is recorded, in a time window of 20 μ s. This time is chosen by the time it takes for the simulation to emit 1×10^9 photons.

4. The UV photon distribution is obtained and the ZMUVR is identified.
5. With the data obtained from the number of photons in the ZMUVR, an output file is generated to create a color contour graph, and to identify the photon map for every 0.36 cm^2 , that is the average area of a cryogenic SiPM (Abi et al., 2020).
6. Finally, the UV radiation dose calculated in the ZMUVR using equation 4, and calculated the average UV radiation dose estimated by a cryogenic SiPM.

The previous six steps are repeated once more, experimenting with the following possibilities:

- A point source, a 3-liter container with no impurities.
- A point source, a 3-liter container with impurities.
- A linear source, a 3-liter container with no impurities.
- A point source, a 120-liter container with no impurities.

In this study, three impurities were considered according to research on sediments and contaminants found in LN2 containers (Pessoa et al. 2014). Sediments such as broken straws, basket hooks, clothes pins, and plastic segments were found in the liquid nitrogen containers. The composition of these sediments was defined in the Geant4 simulation: steel for the hooks, acrylic for the pieces of straws, and polystyrene for the plastic segments. The geometry of the impurities was defined as a rectangular prism with dimensions of $1 \times 1 \times 3 \text{ cm}^3$. These dimensions were selected considering the average size between a straw, a basket hook and plastic supports. These steps are necessary to study any changes or alterations in the UV radiation dose.

3.2.4 Analysis

First, it will be verified if the location of the zone of minimum UV radiation (ZMUVR) is the same, by varying the volume of the container. If the ZMUVR is the same, a location parameter will be proposed for the cryogenic SiPM in this zone. Otherwise, the SiPM will be distributed in the points of interest that can be found during the analysis.

Then, the variation of the number of photons that reach the area of a cryogenic SiPM will be analyzed. The variation in the number of photons can occur when changing the position of the cryogenic SiPM, the type of source, or when considering impurities inside the container.

Finally, a method will be proposed to measure and monitor the radiation dose with a cryogenic SiPM during the sterilization process, based on the analysis of results.

4. Results and Discussion

First, we need to estimate the strategic position of the cryogenic SiPM inside the LN2 to effectively obtain and monitor the UV radiation dose. An initial idea is to locate cryogenic SiPMs in the ZMUVR to ensure that the entire volume of LN2 is sterilized.

To find the ZMUVR, we modeled in Geant4 a sensitive LN2 detector that occupies the entire volume of the container and that recorded the number of UV photons emitted by a point source. In the Geant4 output files we obtained the histogram of the number of photons as a function of the depth of the 3-liter and 120-liter container, as seen in Figure 2.

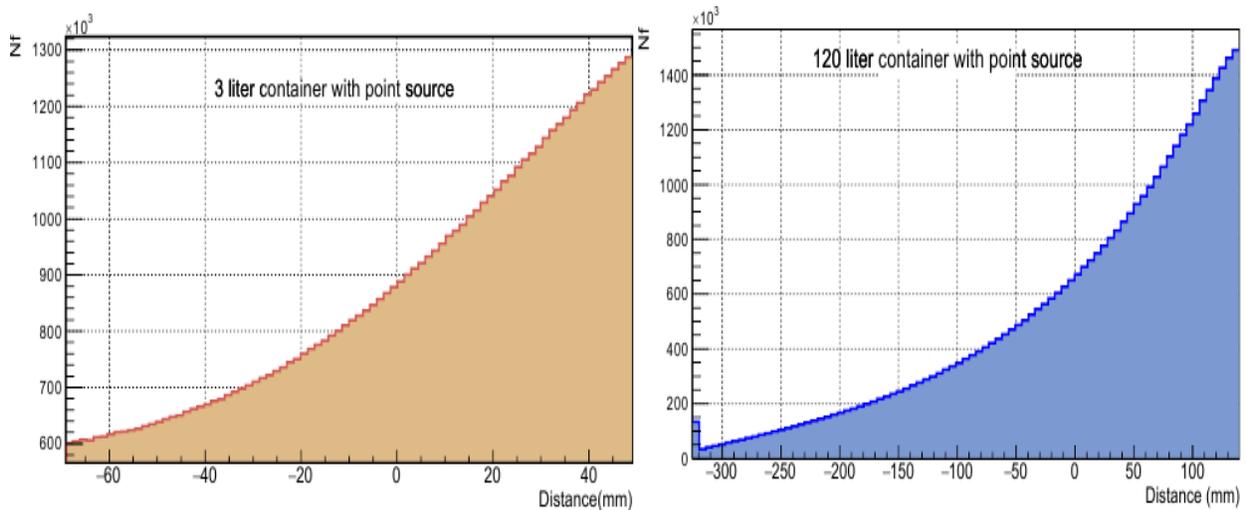


Figure 2. Number of photons collected throughout the liquid nitrogen container. The UV source is at the top of the container, in other words, at the maximum peak of each histogram.

Figure 2. shows the expected behavior according to equation 2, in which the highest number of photons detected is close to the UV source, that is, close to the maximum peak observed on the right side of each histogram. After analyzing the histograms varying the volume of LN2, considering the evaporation of nitrogen, and varying the geometry of the source, the

ZMUVR was found between 6% and 14% of the container height taken from the inner base. In this study, a radial analysis of the UV photon emission inside the container was also carried out, and we located the zone with the lowest UV radiation between 12% and 16% of the internal radius of both containers, close to the internal base.

Therefore, the location parameter in the ZMUVR is based on the height and radius of the LN₂ container and can be written as:

$$((14\pm 2\%) \mathbf{R}, (10\pm 4\%) \mathbf{H}) \quad (5)$$

Where H is the height taken from the inner base to the nozzle and R is the inner radius of the LN₂ container, as can be seen in Figure 3. Before calculating the dose of UV radiation in this area, we must know the average number of photons that hit the area and how many are detected by a cryogenic SiPM. To obtain this information, it was necessary to model a new sensitive cylindrical detector with a radius and a height according to the location parameter for the 3-liter and 120-liter containers. The commercial dimensions are listed in Table 1. and the results obtained are shown in Figure 4.

Table 1. Commercial dimensions of liquid nitrogen containers.

Container volume	Internal height	Internal radius
3 liters	160 mm	80 mm
120 liters	660 mm	240 mm

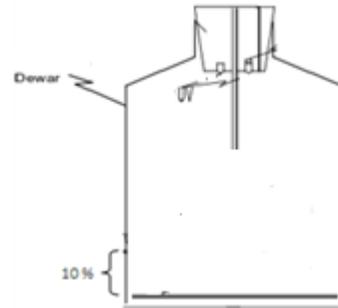


Figure 3: SiPM location parameter inside the LN₂.

Figure 4. shows the photon map with a point source, where each colored box represents the number of photons collected by a cryogenic SiPM with an active area of 36 mm² (Morris, 2005). A SiPM in the ZMUVR can detect a maximum of photons from 3500 in a 20μs time window. Outside of the ZMUVR (red zone), a SiPM can detect up to 5000 photons in 20 μs, 30% more photons detected than in the ZMUVR.

To evaluate if there is any other variation in the number of photons detected by the cryogenic SiPM, we modified the geometry of the point source for a cylindrical one, and considered three impurities inside the LN2, as observed in figures 4b and 4c, respectively. In the case of the cylindrical source, in figure 4b, an increase of 5% in the number of photons detected in the ZMUVR is evidenced in comparison to the results obtained with the point UV source. By inserting three impurities into the LN2, a 25% reduction in the number of UV photons is detected, in comparison to the results obtained with the point UV source without impurities (figure 4a). These results are caused because these impurities absorb 88% of the UV photons. When increasing the volume of the container up to 120 liters with a point source, a lower number of photons reach the ZMUVR, which represent only 21% of the photons detected in 3-liter container. This can be attributed to the photons that travel a greater distance along the container, and that have a greater Rayleigh scattering and a greater probability of being absorbed. This suggests that the 120-liter container requires a longer exposure time to UV radiation or to more UV sources to ensure that the LN2 near the bottom of the container is sterilized.

To calculate the radiation dose in the ZMRUV in each of the cases illustrated in the figure 4, we used equation 4, where N_f is the number of photons incident on the ZMRUV, E_f is the energy of UV photons at 260 nm ($7,61 \times 10^{-19}J$), and A is the area of the ZMRUV, which in this case corresponds to the area of a ring with an internal radius of 12% of the container and an external radius of 16% of the radius of the container. Additionally, we calculate the radiation dose in a cryogenic SiPM, in this case, N_f is the mean value and standard deviation of photons that reach the SiPM located at the internal radius and the external radius of the ZMRUV, and A is the active area of a cryogenic SiPM, in this case 0.36 cm^2 (Abi et al., 2020).

Table 2. shows the results obtained for the radiation dose in the ZMUVR with a global statistical uncertainty less than 1% in a time window of 20 μ S. In addition, the table 2 gives a comparison between the radiation dose in a SiPM located on the inner and outer radius of the ZMUVR, and the standard deviation value of the number of photons that reach the SiPMs. The results of the minimum dose correspond to the SiPM located in the outer radius, which is normal because, in the ZMUVR, the number of photons decreases when moving away

from the center of the container, as shown in Figure 4. The maximum dose is obtained with a SiPM located in the inner radius of the ZMUVR near the center of the container, with a greater number of photons impinging on the center of the container. However, these calculations do not consider the photodetection efficiency. According to the latest data reported by DUNE, the photodetection efficiency of cryogenic SiPM is 50% (Abi et al., 2020), and so it would be half of the reported data in Table 2.

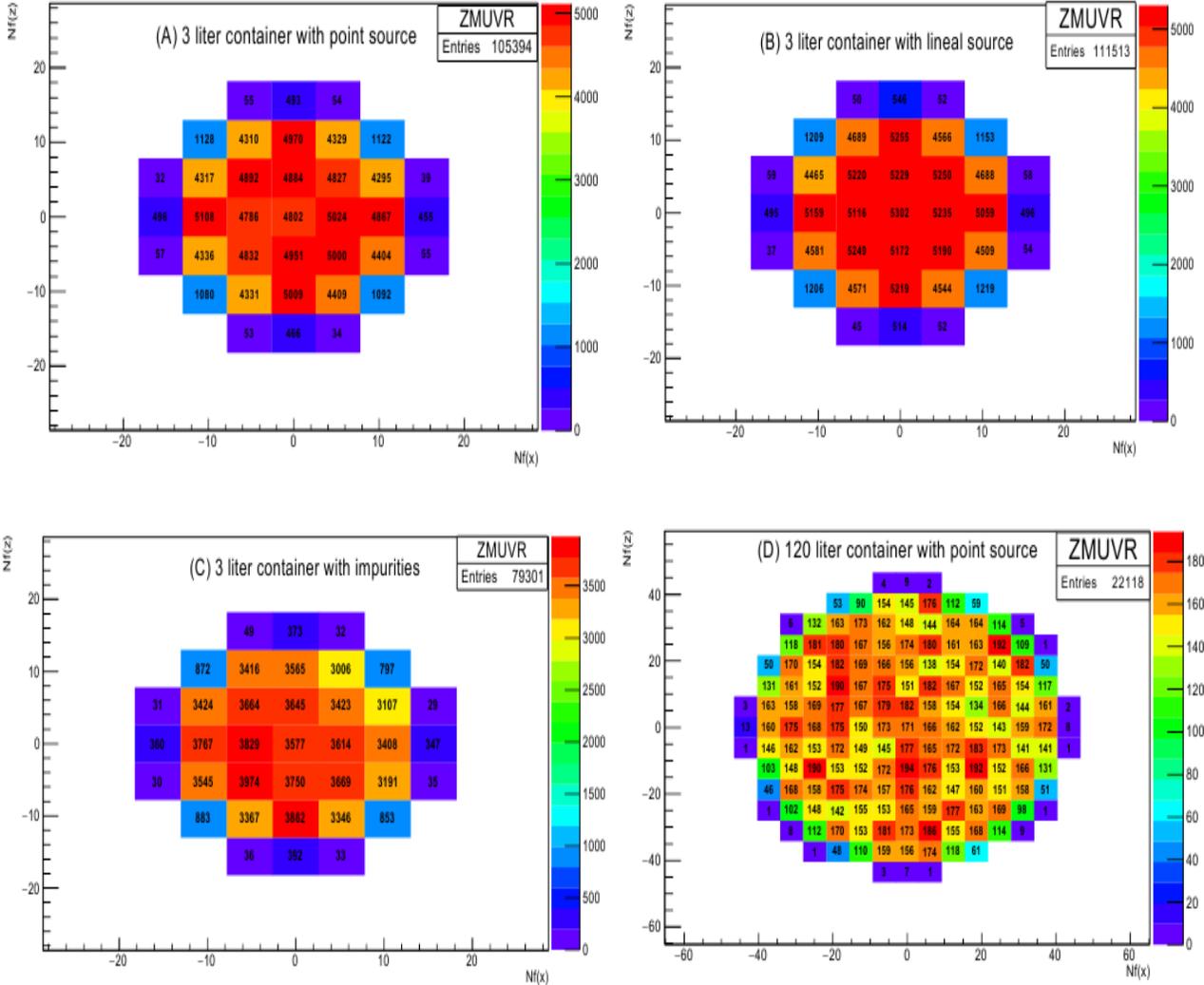


Figure 4. Maps of UV photons in the zone of minimum UV radiation.

The time and the radiation dose for each of the cases are still too small to be able to inactivate one of the most resistant microorganisms to ultraviolet radiation observed in LN2, such as *Aspergillus* (Morris, 2005). This microorganism requires a UV dose of 330,000 $\mu\text{Ws}/\text{cm}^2$ for its inactivation, which in number of UV photons, using equation 4, would be approximately 1.43×10^{18} UV in the ZMUVR. This work does not obtain this number of photons for the reason that the simulation in Geant4 requires a long time to obtain 1.43×10^{18} UV photons in the ZMRUV and inactivate the *Aspergillus*, which is not necessary. A real-time cryogenic SiPM would report this reading between 12 to 15 minutes depending on the intensity of the UV source (Abi et al., 2020).

Table 2. Dose in the zone of minimum UV radiation (ZMUVR) in time window of 20 μs .

Description	Dose in ZMRUV ($10^{-14} \text{ W}\cdot\text{s}/\text{cm}^2$)	Minimum dose in a SiPM ($10^{-16} \text{ W}\cdot\text{s}/\text{cm}^2$)	Maximum dose in a SiPM ($10^{-15} \text{ W}\cdot\text{s}/\text{cm}^2$)
Point source-3lt	1.36	1.00 ± 0.21	8.22 ± 0.12
Cylindrical source-3lt	1.45	1.10 ± 0.14	8.70 ± 0.16
LN2 with Impurity-3lt	1.04	0.73 ± 0.13	6.25 ± 0.34
Point source 120 lt	0.03	(0.07 ± 0.02)	(0.34 ± 0.02)

Finally, to verify that the behavior of the UV radiation dose distribution is preserved by simulating the UV dose measurement in a SiPM, the average number of photons reaching 4 SiPM is recorded and the dose is calculated in a time window of 20 μs . These SiPMs are located along the center of the 3-liter container, using a point source and considering 70% LN2.

The distribution obtained can be observed in Figure 5. These results have a similar behavior to that observed in Figure 2., in which the number of photons is proportional to the dose of UV radiation, and decreases as it moves away from the UV source. In addition, the ZMUVR is again evidenced from 6% to 14% of the base, if a SiPM reports the desired dose of UV radiation in the ZMUVR, it guarantees that the entire volume of LN2 is sterilized, and that the other zones of the volume of LN2 receive a dose greater than the required.

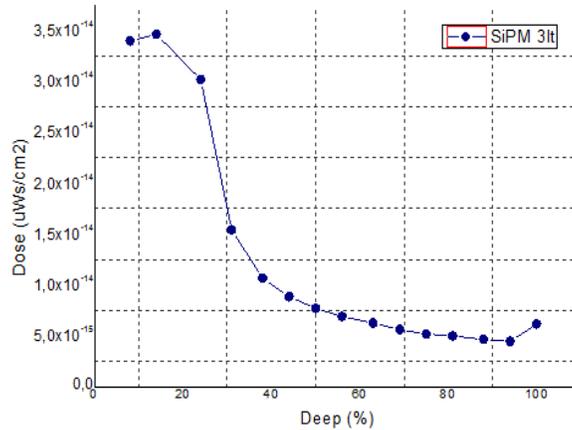


Figure 5. UV dose measurement by a cryogenic SiPM located along the center of the container.

The previous data show the importance of strategically placing a cryogenic SiPM inside the LN2 to monitor the dose of UV radiation in the ZMUVR and to certify the sterilization of LN2 for containers between 3-liter and 120-liter capacity.

5. Conclusions

In this work, the dose of UV radiation has been calculated during the LN2 sterilization process. For this, it was necessary to carry out a simulation in Geant4, considering a sensitivity detector inside the LN2 container.

The simulation results suggest that during LN2 sterilization, it is appropriate to place at least one cryogenic SiPM in the zone of lowest UV radiation, represented in the location parameter found in this article. This parameter is conserved even by changing the geometry of the source, the volume of the container and the type of impurity.

The method used in Geant4 can be used in the future to make a prototype with a cryogenic SiPM, since this method allows to constantly monitor the performance of the UV radiation source. Obtaining a direct and precise measurement of the dose of UV radiation in real time, reduces the uncertainty of UV dose assigned to LN2 and complies with the quality processes required by international regulations (EPA, 2003). This prototype can be very useful in future applications that require estimating the radiation dose in cryogenic liquids such as helium, hydrogen, neon, or oxygen.

Acknowledgements

This work was supported by the Colombian Ministry of Science and Technology, National Doctorates, 757, 2016.

The authors are grateful to DUNE collaboration.

References

- Abi, B. *et al.* Introduction to DUNE. JINST 15 (2020) T08008. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/15/08/T08008>
- Abi, B. *et al.* The DUNE far detector single phase technology. JINST 15 (2020) T08010. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/15/08/T08010>
- Acerbia, F., Gundackerbc, S. Understanding and simulating SiPMs. Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A., 926 (2019) 16-35. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2018.11.118>
- Agostinelliae, S., Allisonas, J., 2003. Geant4 a simulation toolkit, Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A., 506 (2003) 250-303. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)
- Bakkali, J., Doudouh, A., Mansouri, H. Assessment of Monte Carlo Geant4 capabilities in prediction of photon beam dose distribution in a heterogeneous medium. Physics in Medicine, 5 (2018) 1-5. <https://doi.org/10.1016/j.phmed.2017.08.001>
- Bielanski, A., Bergeron, H., Lau, P. C. K., Devenish, J. Microbial contamination of embryos and semen during long term banking in liquid nitrogen. Cryobiology, 43 (2003) 146-152. [https://doi.org/10.1016/S0011-2240\(03\)00020-8](https://doi.org/10.1016/S0011-2240(03)00020-8)
- Chang, J. C., *et al.* UV inactivation of pathogenic and indicator microorganisms. Applied and environmental microbiology 49 (1985) 1361-1365. <http://dx.doi.org/10.1128/AEM.49.6.1361-1365.1985>
- Christon J. Hurst. Modeling the Transmission and Prevention of Infectious Disease. Springer, Colorado, 2017.
- Environmental Protection Agency (EPA). Ultra Violet Disinfection Special Manual. U.S. Environmental Protection Agency, Washington, DC, 2003. EPA 815-D-03-007.
- Hurst, C. J. Modeling the Transmission and Prevention of infectious Disease. Springer, 2017
- Isachenko, V., *et al.* Human ovarian tissue cryopreservation: quality of follicles as a criterion of effectiveness. Reprod. Biomed. Online, 20 (2010) 441-442. <https://doi.org/10.1016/j.rbmo.2010.01.004>

ISO 15858. UNE-EN ISO 11137-2. Esterilización de productos para asistencia sanitaria. Radiación, parte 2: Establecimiento de la dosis de esterilización. España, AENOR, 2016.

Joaquim, D. *et al.*. Risk of Contamination of Gametes and Embryos during Cryopreservation and Measures to Prevent Cross-Contamination. *BioMed Research International*, (2017) 1840417. <https://doi.org/10.1155/2017/1840417>

Linden, K., Mofidi, A., 2004. *Disinfection Efficiency and Dose Measurement of Polychromatic UV Light*. Iwa Publishing, London, 2003.

Morris, G. The origin, ultrastructure, and microbiology of the sediment accumulating in liquid nitrogen storage vessels. *Cryobiology*, 50 (2005) 231-238. <https://doi.org/10.1016/j.cryobiol.2005.01.005>

Osorio, S., Arellano, D. Design and construction of an ultraviolet germicidal irradiation device for the inactivation of *Staphylococcus aureus* in kitchen utensils. *Scientia et Technica Año XXIV*, 24 (2019) 02019.

Parmegiani, L., Accorsi, A., Cognigni, G., Bernardi, S., Troilo, E., Filicori, M. Sterilization of liquid nitrogen with ultraviolet irradiation for safe vitrification of human oocytes or embryos. *Fertility and Sterility*, 94 (2009) 1525-1528. <https://doi.org/10.1016/j.fertnstert.2009.05.089>

Pessoa, G., Batistella, M., Mondino, C., Costa da Rosa, D. Decontamination of naturally contaminated liquid nitrogen storage tanks. *Revista Brasileira de Zootecnia*, 43 (2014). <https://doi.org/10.1590/S1516-35982014000500004>

Rutala, W., Weber, D. *Guideline for Disinfection and Sterilization in Healthcare Facilities*. The Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC), 2008.

ULTRAVIOLET PHOTON DISTRIBUTION IN LIQUID NITROGEN WITH MONTE CARLO SIMULATION

M. Delgado^a, D. Moreno^b

^a Research Center in Basic and Applied Sciences, Universidad Antonio Nariño, Bogotá, Colombia.

^b Physics Department, Universidad Antonio Nariño, Bogotá, Colombia.

Abstract.

The goal of this work was to obtain the distribution of UV photons inside the liquid nitrogen container during the sterilization process. To obtain this distribution, it was necessary to calculate the Rayleigh dispersion at 77K and to know the path of the photons inside the liquid nitrogen container using the Monte Carlo method. The simulation results in Geant4 show the distribution of UV photons within liquid nitrogen as a function of depth and as a function of the radius of the liquid nitrogen container. On the other hand, the simulation results allowed identifying the areas with the fewest number of photons, which would be of interest to monitor in order to reduce the dose uncertainty assigned to liquid nitrogen.

Keywords: Distribution photons UV, Ultraviolet Radiation, Cryogenic Temperature, Liquid Nitrogen, Sterilization.

1. Introduction

Different studies demonstrate the presence of microorganisms in liquid nitrogen, this being a risk for patients or users who require its use for cryopreservation, cryosurgery, cryotherapy and gastronomy. There are liquid nitrogen sterilization techniques that use UV-C type ultraviolet radiation to inactivate the microorganisms present (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011). However, calculating and guaranteeing the necessary amount of UV radiation to sterilize the entire volume of nitrogen in real time is complex. Because, there are factors that affect the administration of the UV dose in liquid nitrogen, such as: the efficiency decrease of the germicidal lamp at cryogenic temperature; the geometry of the container; technical and mechanical failures of the instruments that monitor the emission of UV radiation, designed to operate at room temperature; the absorbance of UV photons by the walls of the container and by impurities or materials that deposited in liquid nitrogen as biological wastes or residues of materials used for cryopreservation.

*Corresponding author.

E-mail address: mdelgado81@uan.edu.co

Some authors assume the distribution of the UV dose within the homogeneous liquid nitrogen and associate the UV dose with the lamp power and the emission time (Parmegiani, Cognigni, & Filicori, 2011) (Wharton, 2020) (Schalk & Volker, 2005). However, they do not contemplate the interaction of UV photons with liquid nitrogen molecules and as this interaction may not be homogeneous. Although liquid nitrogen is transparent to UV radiation, the container walls and impurities either change the path of the UV photon or absorb it, affecting the distribution of the UV dose.

Therefore, it is of interest in this work to obtain the distribution of UV photons in liquid nitrogen and areas with less exposure to UV radiation, considering the factors mentioned above that may affect this distribution. For this study, simulation plays an important role in obtaining the dose distribution. A study of the dose distribution with a real prototype can be complicated since at cryogenic temperatures it is not trivial to take the data in real time, and it can be expensive to get cryogenic electronics and use various cryogenic detectors to determine the UV dose distribution per unit volume in liquid nitrogen.

We selected Geant4 for the simulation because it uses the Monte Carlo method (Agostinelliae & Allisonas, 2003) and contains an optical physics model to know the interactions of particles with matter in a real and relevant environment, estimating all the interaction variables to optimize the dose distribution per unit volume. In this work, the Rayleigh dispersion in nitrogen at 77K and 83 K is calculated, which is not found in the literature. The UV photon distribution and the minimum UV photon zone are obtained simulating a container with reflective aluminum walls with a volume of liquid nitrogen 3 liters and 120 liters.

2. Method.

The stability of the simulation environment was tested using Geant4 versions version 10.5. The simulation consists of a Dewar with cylindrical geometry, aluminum walls with reflective properties at 92%. Between the aluminum and nitrogen walls was defined an optical surface of the dielectric-metal type, polished front painted, and Surface Model unified. At the top of the container a monochromatic UV source was introduced, and randomly emits 260nm optical photons into nitrogen. The UV source was modeled according to the dimensions which were taken from the manufacturer's technical description (Schalk & Volker, 2005). A schematic drawing of this arrangement is shown in Figure 1.

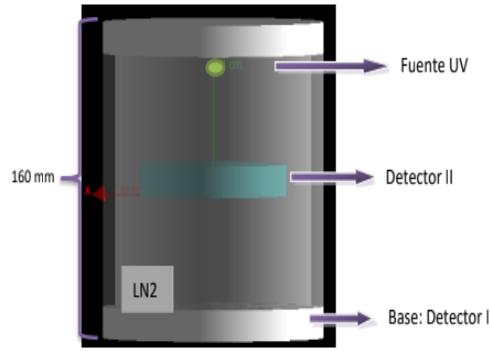


Figure 1, Schematic of the container geometry. All dimensions are given in mm and are not to scale.

Two physical processes for the interaction of ultraviolet photons with nitrogen molecules were included in the simulation code: Rayleigh scattering and Absorption. To provide these values in the Geant4 code, the nitrogen was considered composed of diatomic and anisotropic molecules (Grace & et al., 2017), and the Einstein-Smoluchowski-Cabannes formula was used to calculate the Rayleigh scattering length at 77K:

$$L_R^{-1} = \frac{8\pi^3}{3\lambda^4} \left[\frac{(n^2-1)(2n^2+0.8n)}{n^2+0.8n+1} \right]^2 K_B T K_T \left(\frac{6+3\delta}{6-7\delta} \right) \quad (1)$$

Where λ is the wavelength of the UV photon, n the refractive index, K_B the Boltzmann constant, T the temperature of the liquid nitrogen, K_T isothermal compressibility, and δ is depolarization ratio. By replacing the values in Table 1, the photon was found to reach a Rayleigh length of 46.7 m in liquid nitrogen and 19646,6 m in nitrogen gas.

Table 1. Values used to calculate the Rayleigh dispersion

Parameter	Liquid Nitrogen	Gaseous Nitrogen
n	1,24	1,0003
λ	260 nm	260 nm
K_T	$3,064 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{N}$	$4,84 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{N}$
T	77K	83K
δ	0,19	0,19

On the other hand, the formula 2 was considered to obtain the absorption length of the photon before being absorbed by any nitrogen molecule (Leo, 1987):

$$L_A = \frac{1}{\sigma_A N} \quad (2)$$

Where σ_A is the cross section and N is the density of atoms. By replacing the values in Table 1 in equation 2, an absorption length of 402 m was obtained for liquid nitrogen and 4137 m in nitrogen gas.

After performing these calculations, the distribution of UV photons was determined. Two sensitive volume were considered: the first was modeled as a liquid nitrogen disk to know the distribution of the UV photons along the nitrogen container and identify possible photon paths; the second sensitive detector was modeled as a hollow cylindrical liquid nitrogen detector to obtain the UV photon distribution at the radial level, the dimensions of these detectors are described in table 2.

Table 2: Sensitive volume dimension.

Container volume	Nitrogen volume	Detector height	Detector radius
3 liters	70%	16 cm	8 cm
120 liters	70%	34 cm	24 cm

To obtain the distribution of photons as a function of the depth of the container, the deposition of photons was recorded in the sensitive volume of disk as it moved centimeter by centimeter from the lid to the base of the container, as can be seen in figure 2.

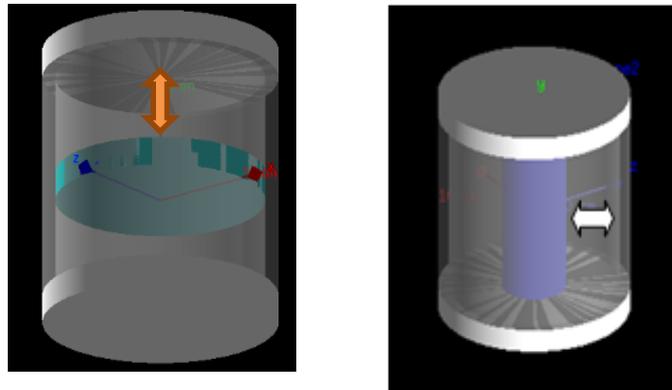


figure2. Schematic of detectors inside the container. All dimensions are given in mm and are not to scale.

Besides, the distribution of photons as a function of radius was obtained by recording the number of photons deposited in the sensitive volume of the hollow

cylinder as its internal radius increased centimeter by centimeter. The hollow cylinder has the same height as the container as can be seen in figure 3.

Each of the distributions was analyzed considering 4 factors:

- 100% liquid nitrogen with a point UV photon source in case of using ultraviolet LEDs.

- 70% liquid nitrogen, 30% nitrogen gas and point source.

- 70% liquid nitrogen, 30% nitrogen gas, Impurities and point source.

- 70% liquid nitrogen, 30% nitrogen gas and cylindrical UV source in the case of germicidal lamps.

In each of the factors, two types of container versions were evaluated, one with a capacity of 3 liters and the other with 120 liters of nitrogen, with dimensions according to commercial specifications (Wharton, 2020); and the UV sources were modeled according to the dimensions which were taken from the manufacturers technical description (Schalk & Volker, 2005).

Finally, we studied how the dose distribution varied with respect to the volume of the container and the minimum area of photons was identified, which must be constantly monitored according to EPA standards (EPA, 2003), since if the necessary radiation dose is obtained to sterilize the liquid nitrogen in this zone, it is guaranteed that the entire volume of liquid nitrogen is sterilized.

The simulation was run using a sample of 1×10^9 photons with energy of 5 eV and using the FTFP_BERT physics list.

3. Results and discussion.

The distribution of UV photons as a function of the depth of the liquid nitrogen container and as a function of the radius of the container for each of the previously affected factors is observed in Figures 3,4,5 and 6.

In figure 3 and 4, the distribution of photons is analyzed as a function of the depth of the container; the depth is defined between 0% and 100%, 0% corresponds to the lid of the container where the source is located and 100% to the base of the container. It can be seen that in both the 3-liter and the 120-liter container, as the depth increases, the number of photons decreases, according to the inverse square law.

Figure 3 shows the distribution of photons in a 3-liter container with 100% liquid nitrogen (blue line), in this distribution it can be seen that 34% of the photons

detected are between 0% and 25% deep, presenting in 25% depth a reduction of almost half the number of photons detected near the source. Between 25% and 81% depth, 66% of the detected photons are observed; as the detector moves away from the source, the number of photons decreases, presenting decreasing exponential behavior. Lastly, 6% of the photons detected are between 95% and 100% deep, where UV photons are reflected by the aluminum base of the container, generating an increase in the number of photons detected in this area.

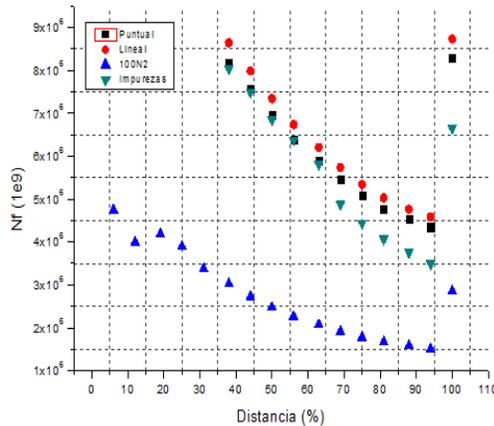


Figure 3: Distribution of photons as a function of the depth for a container of 3 liters.

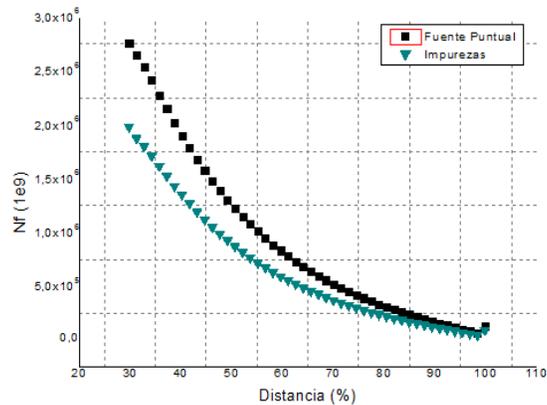


Figure 4: Distribution of photons as a function of the depth for a container of 120 liters.

The variation in photon distribution was analyzed considering the two phases of nitrogen with 70% liquid and 30% gas inside the container. The black curve in figure 3 shows a similar behavior to the previous case, but with 65% more in the number of photons reaching the base of the container, since 30% of gas has less interaction with the UV photons. The Rayleigh scattering length in gas nitrogen is 19646 m, greater than the Rayleigh scattering in liquid nitrogen of 46,7 m, calculated with the equation (1).

In figure 4, the volume of the container was increased to 120 liters with 70% liquid nitrogen, the result of photon distribution shows a 67% less UV photons that reach the base of the container compared to the number of photons that reach the base of the 3-liter container, which is associated with the greater distance that the photon travels inside the LN2 container, increasing the probability of be dispersed or absorbed.

To perceive if there is any dependency with the geometry of the UV source and the distribution of photons, in the red curve in figure 3 see the results of the distribution of photons with a cylindrical source. The cylindrical source shows a 5% increase in the photons detected compared to those detected with the point source (black

curve). This means that a greater number of photons emitted by the linear UV source reach the walls of the container, are reflected and increase their interaction with the detector; this causes a 5% increase in the number of photons detected in the liquid nitrogen.

Different elements or materials that generally contaminate liquid nitrogen during handling and may alter the distribution of UV photons were also considered in this study. For the selection of materials, the results of research on sediments and contaminants found in liquid nitrogen containers were considered (Pessoa, Batistella, Mondino, & Costa da Rosa, 2014). Sediments such as broken straws, basket hooks, clothes pins and plastic segments were found in the liquid nitrogen containers. The composition of these sediments was defined in the Geant4 simulation: Steel for the hooks, acrylic for the pieces of straws, and polystyrene for the plastic segments. The geometry of the impurity was defined as a rectangular prism with dimensions of $1 \times 1 \times 3 \text{ cm}^3$. These dimensions were selected considering the average size between a straw, a basket hook and plastic supports.

Comparing the impurity-free liquid nitrogen curve (black curve) with the green curve of impurities-acrylic, it is perceived that the shape of the curve is maintained. However, there is a 5% reduction in the number of photons detected compared to 70% pure nitrogen (black curve) in the 3-liter container. This reduction is due to the fact that acrylic absorbs 88% and 87% of the UV photons that reach this small impurity. For the case of the 120 liter container in histogram 3b, a minimum reduction of 1% is found in the number of photons detected compared to 70% LN2 without impurities (black curve). This reduction is due to the lower number of UV photons reaching the acrylic in a larger volume container.

Finally, the zone with the lowest number of photons in each of the curves was identified, which was found on average between 88% and 94% of the depth of the container, that is, close to the base of the container. It is important to highlight in figure 3, that despite varying the volume of the container, the percentage of volume of liquid nitrogen, the geometry of the source, the shape of the photon distribution curve is preserved except for a scale factor.

Figures 5 and 6 shows the histograms of the number of photons as a function of the radius of the liquid nitrogen detector for a container of 3 liters (figure 5) and 120 liters (figure 6). In the obtained distributions, an increase in the number of photons detected is observed as the internal radius of the hollow cylindrical detector increases. As can be seen in figure 5 and figure 6, there are an increase in the number of photons detected can be noticed when the radius of the detector is equal to that of the container. This increase in the number of photons is due to the detector having contact with the aluminum walls of the container. The aluminum

walls reflect the UV photons and generate a greater interaction of the photons with the detector.

The black curve in figure 5 shows the number of photons as a function of the radius of the hollow cylindrical detector at 70% liquid nitrogen. When we compare the results obtained with 100% liquid nitrogen (blue curve) and with 70% liquid nitrogen (black curve), the behavior of the curve is preserved despite the variation in the volume of the container and the percentage of liquid nitrogen. However, in 100% liquid nitrogen, the high increase in the number of photons detected when the detector radius is equal to that of the container is not observed. This may be due to the difference between Rayleigh scattering in liquid nitrogen and in gaseous nitrogen.

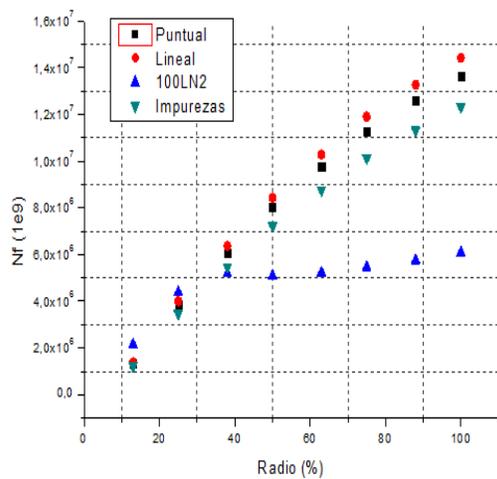


Figure 5: Histograms of the number of photons as a function of the radius for a container of 3 liters.

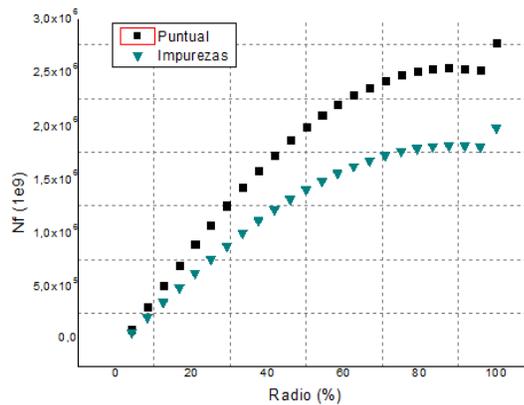


Figure 6: Histograms of the number of photons as a function of the radius for a container of 120 liters.

The red curve that can be seen in histogram of figure 5 belongs to the number of photons detected in 70% liquid nitrogen using a linear source, this curve presents an increase of 5% of the photons detected with respect to the results obtained at use a point source (black curve).

Besides that, by including impurities in liquid nitrogen, the shape of the green curve in histograms is preserved compared to the superimposed black curve of liquid nitrogen without impurities. Likewise, a maximum reduction of 10% is perceived in the number of photons detected in nitrogen with impurities of acrylic, polystyrene and steel for the 3-liter container and a reduction of 29% in the case of 120 liters.

From these results, the area with the fewest number of photons located between 12% and 17% of the internal radius of the container was identified. In this study it was possible to verify that the shape of the dose distribution curve and the area with the fewest number of photons is conserved despite the geometric and physical changes made.

The zone with the minimum number of photons identified in these results plays an important role during the sterilization of liquid nitrogen because, being far from the reflecting walls of the container and the UV source, the passage of UV photons is minimal, and requires continuous monitoring to ensure sterilization of the entire volume of liquid nitrogen.

4. Conclusion

In this work, the Monte Carlo method has been employed to obtain the distribution of UV photons within the liquid nitrogen container considering geometric and physical factors that can occur during the sterilization process. The results presented show an inhomogeneous UV photon distribution inside the container, when observing an increase in the number of photons detected near the walls and the reflective base of the container. In addition, in this work was shown how Rayleigh scattering influences the distribution of UV photons, obtaining an increase in the number of photons detected when considering the gaseous state of nitrogen. Finally, this study identified the areas that receive the least UV radiation near the center of the container and 90% deep from the container lid.

The current results could contribute to more accurately calculate, monitor and guarantee the UV radiation dose during the liquid nitrogen sterilization process. In a future study, we will have to include in the simulation code the geometry and quantum efficiency of a photodetector to obtain the UV radiation dose map inside the liquid nitrogen container in real time and demonstrate the importance of monitoring the minimum radiation areas reported in this article.

References

- Agostinelliae, S., & Allisonas, J. (2003). Geant4 a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 250-303.
- EPA, A. U. (2003). *Ultra Violet Disinfection Special Manual*. U.S.Environmental Protection Agency. Washington: EPA 815-D-03-007.

- Grace, E., & et al. (2017). Index of refraction, Rayleigh scattering length, and Sellmeier coefficients in solid and liquid argon and xenon. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 204-208.
- Leo, W. R. (1987). *Techniques for Nuclear and Particle Experiments*. Berlín: Springer.
- Parmegiani, L., Cognigni, G. E., & Filicori, M. (2011). Efficacy of ultraviolet sterilization of liquid nitrogen. *Reproductive Medicine*, 22.
- Pessoa, G., Batistella, M., Mondino, C., & Costa da Rosa, D. (2014). Decontamination of naturally contaminated liquid nitrogen storage tanks. *Revista Brasileira de Zootecnia.*, 5.
- Schalk, S., & Volker, A. (2005). UV-Lamps for Disinfection and Advanced Oxidation-Lamp Types, Technologies and Applications. *IUVA News*, 31-37.
- Wharton, T. (2020). *imLab*. Obtenido de www.imlab.fr

Anexo 2: Patente

Número de Patente (11): [NC2020/0012705](#)

Fecha de radicación: 14 oct. 2020

Fecha de presentación (22): 14 oct. 2020

Estado de la solicitud: Bajo Examen Formal

Tipo de solicitud: NC Solicitud de Patente/Modelo/
Trazado

Área Tecnológica: Instrumentos

Título: SISTEMA Y MÉTODO PARA CALCULAR LA DOSIS DE RADIACIÓN ULTRAVIOLETA DURANTE LA ESTERILIZACIÓN DEL NITRÓGENO LÍQUIDO

Tipo: Patente de Invención Nacional

Resumen:

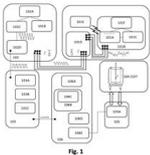


Fig 1

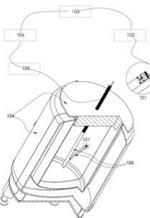


Fig 2

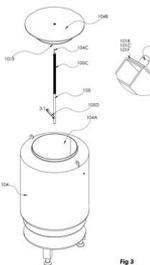


Fig 3

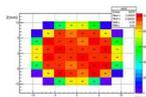
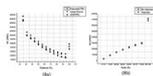
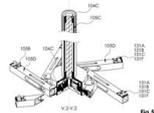
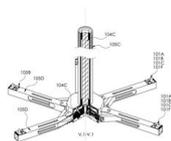


Fig. 3



International Patent Classification (51): A61L 2/10, F17C 9/00, F17C 9/02, F25J 1/00, F25J 1/02

Inventor(es):

RAFAEL MARÍA GUTIÉRREZ SALAMANCA
Andres Ignacio Hernández Duarte
Maritza Juliette DELGADO GONZALEZ
Dewis MORENO LOPEZ

Apoderado :

ARLETH AROCA ALMANZA	Dirección Física : Carrera 5 66 - 17, BOGOTÁ, D.C., CO Correo electrónico: notificaciones@munozab.com
-------------------------	--

Solicitante(s) :

Universidad Antonio Nariño	Dirección Física : Carrera 3 Este 47A15, BOGOTÁ, D.C., CO
----------------------------	---

Datos de contacto : ARLETH AROCA ALMANZA, Carrera 5 66 - 17, BOGOTÁ, D.C., CO

Historial:

Tipo	Descripción	Gaceta	Publicado
Entrada solicitud de patente. Ingresar	Ha ingresado solicitud de patente		15 oct. 2020

Solicitudes vinculadas: Ninguna

Esta funcionalidad de búsqueda provee información desde los registros de Propiedad Intelectual gestionada por SIC. Aunque SIC tome el máximo cuidado posible en la provisión de estos servicios, SIC no asume ninguna responsabilidad por cualquier acción realizada con respecto a estos contenidos o sus posibles errores, inexactitudes, deficiencias, defectos u omisiones. Este sitio no pretende ser una fuente exhaustiva o completa de información de Propiedad Intelectual. Para obtener más orientación y asistencia en el uso de este sitio Internet, contáctenos por favor.

**SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO
DELEGATURA PARA LA PROPIEDAD INDUSTRIAL**

RESUMEN DE SOLICITUD DE NUEVAS CREACIONES

Fecha Radicación 14 de octubre de 2020

Expediente No. NC2020/0012705

Tipo de Trámite: Patente de Invención Nacional

Título: SISTEMA Y MÉTODO PARA CALCULAR LA DOSIS DE RADIACIÓN ULTRAVIOLETA DURANTE LA ESTERILIZACIÓN DEL NITRÓGENO LÍQUIDO

Solicitante: Universidad Antonio Nariño

Inventor: Maritza Juliette DELGADO GONZALEZ, RAFAEL MARÍA GUTIÉRREZ SALAMANCA, Andres Ignacio Hernández Duarte, Dewis MORENO LOPEZ

Apoderado: ARLETH AROCA ALMANZA

Prioridad: No priority data or priority not applicable.

Clasificación:



Señores
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO
E. S. D.

PODER ESPECIAL

VICTOR HUGO PRIETO BERNAL, mayor de edad y vecino de la ciudad de Bogotá, identificado como aparece al pie de mi firma, actuando en calidad de representante legal de la **UNIVERSIDAD ANTONIO NARIÑO**, identificada con el Nit. 860.056.070-7, por el presente documento otorgo a **ARLETH AROCA ALMANZA**, con Cédula de Ciudadanía No. 36.718.415 de Santa Marta y TP. 123.758 del CSJ, con domicilio en esta ciudad y abogado(a) de la firma Muñoz Abogados S.A.S., poder especial, pero amplio y suficiente, para que radique en nombre y representación de esta Universidad y lleve hasta su culminación el trámite de solicitud de la Patente: **“Sistema y método para calcular la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido”**.

Nuestros apoderados quedan facultados, de manera expresa, para realizar todo tipo de actos necesarios para continuar el trámite de la solicitud, incluyendo, sin limitación, contestar requerimientos, preparar y contestar oposiciones, solicitudes, hacer declaraciones, pagar tasas, contribuciones e impuestos, recabar los títulos o certificados. Asimismo, quedan autorizados para impugnar administrativamente todo lo que fuere resuelto en el expediente a que se hace expresa referencia en el presente poder, con todas las facultades generales y específicas que fueran requeridas.

De la misma manera, además de las facultades que les confiere la naturaleza del presente mandato, se encuentran facultados para recibir, desistir, transigir, sustituir, y reasumir el presente poder, interponer recursos y demás facultades conferidas por la ley.



VICTOR HUGO PRIETO BERNAL
C.C. N° 17.041.849 de Bogotá
Representante Legal
UNIVERSIDAD ANTONIO NARIÑO
860.056.070-7

Acepto:


ARLETH AROCA ALMANZA
C.C. No. 36.718.415 de Santa Marta
TP. 123.758 del CSJ

CONTRATO DE CESION DE DERECHOS PATRIMONIALES

Los suscritos a saber, MARITZA JULIETTE DELGADO GONZALEZ, mayor de edad, identificada con cédula de ciudadanía No. 53068081 de Bogotá; DEYWIS MORENO LOPEZ, mayor de edad, identificado con cédula de ciudadanía No. 79728622 de Bogotá; ANDRÉS IGNACIO HERNANDEZ DUARTE, mayor de edad, identificado con cédula de ciudadanía No. 80417160 de Bogotá; RAFAEL MARIA GUTIERREZ SALAMANCA, mayor de edad, identificado con cédula de ciudadanía No. 19439502 de Bogotá, actuando en nombre propio, en calidad de Estudiante; Profesor; Profesor; Profesor, respectivamente, de la Universidad Antonio Nariño; denominados en adelante como **CEDENTE**. Por medio del presente documento manifiesto que cedo a la **UNIVERSIDAD ANTONIO NARIÑO (UAN)**, Institución de Educación Superior de carácter privado, de utilidad común y sin ánimo de lucro, identificada con el NIT No. 860.056.070-7, con personería jurídica reconocida mediante Resolución No. 4571 del 24 de mayo de 1977 expedida por el Ministerio de Educación Nacional, quien en adelante se denominará el **CESIONARIO**, todos mis derechos patrimoniales, incluyendo los de prioridad, título e interés sobre mi invención “**Sistema y método para calcular la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido**”, según lo establecido en las siguientes cláusulas:

Cláusula Primera-: Que **LAS PARTES** han acordado suscribir este contrato de Cesión de Derechos Patrimoniales, en adelante el **CONTRATO**, el cual se regirá por lo estipulado en el Estatuto de Propiedad Intelectual de la Universidad Antonio Nariño, por la Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Ley 603 de 2000, Ley 1032 de 2006 y demás normas concordantes que regulen el tema.

Cláusula Segunda-. El **CEDENTE(S)** manifiesta que de manera voluntaria y gratuita se cede a favor del **CESIONARIO** todos los derechos patrimoniales a los que tiene derecho como inventor de “**Sistema y método para calcular la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido**”, la cual tiene la característica de ser una invención, y que se realiza por el **CEDENTE** como objeto de las actividades desarrolladas por el mismo, con el apoyo de la Universidad Antonio Nariño.

Cláusula Tercera-. Los derechos que a través de éste **CONTRATO** se ceden durante un período de 20 años, corresponden a todos los derechos patrimoniales, que incluyen pero no se limitan a los de transformación, traducción a otros idiomas, reproducción, comunicación pública, distribución y cualquiera otro que represente la explotación comercial de los mismos, y son otorgados por el **CEDENTE** de forma exclusiva al **CESIONARIO** y sin ninguna limitación de uso en cuanto a territorio geográfico se refiere, dentro y fuera de la República de Colombia.

Cláusula Cuarta-. Los derechos morales serán ejercidos por el **CEDENTE**.

Cláusula Quinta-. El **CEDENTE** manifiesta que la invención “**Sistema y método para calcular la dosis de radiación ultravioleta durante la esterilización del nitrógeno líquido**”, objeto de este **CONTRATO** es original, que ha sido realizada sin violar o usurpar derechos de propiedad intelectual de terceros, que los derechos patrimoniales asociados no han sido cedidos a terceros con antelación a la celebración del presente **CONTRATO**, y que sobre ellos no pesa ningún gravamen ni limitación en su uso, explotación o utilización. Por tanto, para todos los efectos, el **CESIONARIO** actúa de buena fe.

CLÁUSULA Sexta. - CONFIDENCIALIDAD: El CEDENTE debe abstenerse de cualquier divulgación sobre la invención antes del cumplimiento de los deberes de información que tiene con la UAN, por lo cual dicha información será mantenida en forma estrictamente confidencial

Cláusula Séptima-. INDEMNIDAD: En caso de presentarse cualquier tipo de reclamación o acción por parte de un tercero en materia de los derechos de propiedad intelectual transferidos por el **CEDENTE**, éste declara **INDEMNE** a la Universidad Antonio Nariño de cualquier obligación y/o responsabilidad, por lo que saldrá en defensa de los derechos de propiedad intelectual transferidos; por consiguiente, la Universidad queda exenta de toda responsabilidad.

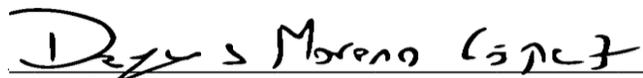
En señal de asentimiento, se firma el presente **CONTRATO** en dos ejemplares originales del mismo tenor y valor, en Bogotá., a los 25 días del mes de agosto de 2020.

CEDENTES:



MARITZA JULIETTE DELGADO GONZALEZ

C.C. 53068081 de Bogotá



DEYWIS MORENO LOPEZ

C.C. 79728622 de Bogotá



ANDRES IGNACIO HERNANDEZ DUARTE

C.C. 80417160 de Bogotá



RAFAEL MARIA GUTIERREZ SALAMANCA

C.C. 19439502 de Bogotá

CESIONARIO:



VICTOR HUGO PRIETO BERNAL
C.C. No. 17.041.849
Representante Legal y Rector
UNIVERSIDAD ANTONIO NARIÑO

SISTEMA Y MÉTODO PARA CALCULAR LA DOSIS DE RADIACIÓN ULTRAVIOLETA DURANTE LA ESTERILIZACIÓN DEL NITRÓGENO LÍQUIDO.

RESUMEN

5
La presente invención se refiere a un sistema y método para la medición de dosis de radiación ultravioleta efectiva recibida por medios a temperaturas criogénicas, de forma que comprende la medición de radiación y el cálculo de dosis de radiación recibida por el medio, garantizando así que el medio reciba la dosis de radiación requerida para su
10 esterilización.

SECTOR TECNOLÓGICO

La presente invención se relaciona con los procedimientos o aparatos para la
15 esterilización de materiales, mediante radiación ultravioleta, más específicamente con los sistemas para la medición de la dosis de radiación ultravioleta emitida en medios líquidos como el nitrógeno líquido.

ANTECEDENTES

20 La esterilización por emisión de luz ultravioleta documenta sus inicios de la mano de Arthur Downes y Thomas Blunt, que investigaron y documentaron el efecto de la incidencia de luz ultravioleta en medios con bacterias asociadas a la putrefacción, donde dicha incidencia de la luz ultravioleta en condiciones favorables previene el desarrollo de
25 estos microorganismos¹.

Así mismo, la emisión de luz ultravioleta ha encontrado múltiples aplicaciones en diferentes sectores técnicos, incluso en la medicina, Niels Ryberg Finsen, ganador del nobel de medicina en 1903, comprueba en su trabajo la incidencia de la luz ultravioleta en
30 las superficies del cuerpo expuestas a estas, encontrando un tratamiento efectivo para la viruela, como también en el tratamiento de lupus vulgar, una forma de la tuberculosis que afecta la piel.

¹ Downes, A., & Blunt, T. P. (1879). IV. On the influence of light upon protoplasm. Proceedings of the Royal Society of London, 28(190-195), 199-212.

Desde entonces, la esterilización por luz ultravioleta ha mostrado avances significativos, que incluso determinan la eficiencia de la esterilización a determinadas longitudes de onda y la irradiancia espectral, como por ejemplo en el trabajo de Rosovik² que documentó dicho efecto a diferentes longitudes de onda e irradiancias espectrales, cuantificando su respuesta en la erradicación de *Candida albicans*. Esto enmarcado en un importante conjunto de investigaciones científicas que demuestran la capacidad de la luz ultravioleta para inactivar una larga lista de bacterias, virus y protozoos, mostrando un efecto germicida que permite la inactivación de los microorganismos expuestos a estas longitudes de onda, que terminan erradicándose debido a su incapacidad para reproducirse e infectar.

Debido a la alta eficiencia de la luz ultravioleta para la desinfección, se han desarrollado múltiples equipos y procedimientos para su uso, como el mostrado en el documento DE972572C que detalla un proceso y un dispositivo para la desinfección de contenedores, especialmente los de cuellos estrechos como los de botellas, cantinas de leche y, especialmente, los que contienen alimentos líquidos. Sin embargo, dicho documento no comprende la utilización del equipo a temperaturas criogénicas, ni sus consideraciones para garantizar la esterilización a dichas temperaturas.

Por otro lado, el documento US4620962 muestra un dispositivo para la desinfección de medios a temperatura criogénica, sin embargo, hace necesaria una evaporación del medio líquido por medio de un intercambiador de calor, una inmersión en una tina a temperaturas criogénicas, la dirección del vapor para su presurización, para luego ser esterilizado mediante una luz ultravioleta o un filtro con microporos, lo cual conlleva una notable inversión energética para lograr dicha esterilización.

Así mismo, Parmegiani, en el documento EP2379119, propone un método y dispositivo para la esterilización de nitrógeno líquido mediante radiación ultravioleta, comprende la esterilización en un contenedor mediante una lámpara de radiación ultravioleta al interior del contenedor y un sensor de temperatura que monitorea la temperatura de la lámpara, y establece un mínimo de dosis de radiación según la temperatura de la lámpara, donde la dosis mínima se calcula a partir de la estimación de potencia de la lámpara y el tiempo de operación; sin embargo, la dosis es estimada, mas nunca medida directamente en el

² Risović, D., Maver-Bišćanin, M., Mravak-Stipetić, M., Bukovski, S., & Bišćanin, A. (2014). Quantitative investigation of efficiency of ultraviolet and visible light in eradication of *Candida albicans* in vitro. *Photomedicine and laser surgery*, 32(4), 232-239.

medio. Este método tiene bastantes limitaciones, relacionadas con la medición de la dosis de radiación, pues dicha medición no es directa en el medio criogénico, asumiendo una distribución homogénea, por lo que establece una relación indirecta, que puede no llevarse a cabo en la totalidad del medio; consume mayor energía, debido a la necesidad de sobrepasar un umbral más alto para compensar la carencia en la medición directamente en el medio puesto que asocia la potencia de la lámpara y el tiempo de emisión con la dosis de radiación ultravioleta; y, no garantiza que la totalidad del medio se encuentre esterilizado.

Por esto, la presente invención presenta un sistema y un método que permite la medición directa de la dosis de radiación ultravioleta recibida por el medio, establece una relación para extrapolar dicha medición a la totalidad del medio, así como también garantiza que la totalidad del medio se encuentra esterilizado, sin consumir energía adicional y tiempos mayores a los comprendidos por el estado de la técnica.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención se relaciona con un sistema (100) y un método (200) utilizado para la desinfección y esterilización de medios líquidos a temperaturas criogénicas, por medio de emisión de radiación en el espectro ultravioleta, con longitudes de onda características de la radiación ultravioleta seleccionados de UV-C y UV-B. Además, la presente invención comprende la medición de la dosis de radiación recibida por un medio criogénico, de manera que se obtiene una medición directa de la dosis, materia no comprendida por el estado de la técnica.

Una esterilización inadecuada puede promover el crecimiento de microorganismos, virus y bacterias, esto potenciado por la falsa creencia de una esterilización adecuada, por lo que se hace necesaria una medición adecuada de la dosis de radiación recibida efectivamente por el medio, que en conjunto con simulaciones precisas de todos los elementos que incluye el presente sistema, permite la reconstrucción de la dosis de radiación según la medición de la dosis, de forma preferente en puntos críticos, aumentando así la durabilidad de los equipos en comparación con el uso continuo, garantizando la dosis necesaria de radiación ultravioleta recibida por el medio, disminuyendo el gasto energético relacionado y otorgando confianza en el proceso utilizado.

El sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100) se caracteriza porque comprende al menos un conjunto de electrónica criogénica (101) que permite la toma de información acondicionamiento o amplificación de señal y transmisión de esta en medios a temperaturas criogénicas, es decir, en el medio criogénico a esterilizar (107), de ser necesario, comprende una electrónica a temperatura ambiente (102) que realiza los acondicionamientos, filtrados y conversiones de señal que permiten al sistema de adquisición de datos (103) la toma, muestreo y en general adquisición de datos de la señal proveniente bien sea de la electrónica criogénica (101) o de la electrónica a temperatura ambiente (102) para ser manipulados por un sistema de procesamiento y control (106), que a su vez determina o acciona variables seleccionadas de posicionamiento de sensores, lectura o alimentación de la ubicación de sensores y realiza cálculos determinados por el sistema de posicionamiento interno (105), la electrónica criogénica (101) y el contenedor criogénico (104), para determinar mediante estos la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107).

15

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

20

La Figura 1 muestra un diagrama de los diferentes elementos que componen el sistema (100).

La Figura 2 muestra una vista isométrica con un corte de sección de una modalidad de los componentes mecánicos del sistema (100) y un diagrama de su relación.

25

La Figura 3 muestra una vista isométrica en explosivo de los componentes mecánicos del sistema (100), como un detalle de la ubicación de la electrónica criogénica (101).

30

La Figura 4 muestra tres vistas de sección de una modalidad del sistema (100), donde se muestra en IV.1 una primera configuración para la termalización del detector criogénico (101A), en IV.2 la introducción del sistema de posicionamiento interno (105) hasta una profundidad determinada y en IV.3 el despliegue del detector criogénico por parte del sistema mecánico de movimiento (104C) y un brazo abatible (105D) hasta una posición y orientación determinada.

35

La Figura 5 muestran una vista de $\frac{3}{4}$ de sección de una modalidad del sistema de posicionamiento interno (105) conjunto con el sistema mecánico de movimiento (104C),

en su modalidad desplegada V.1 y plegada V.2 cuando dicho sistema comprende múltiples detectores criogénicos.

5 La Figura 6 muestra otra modalidad del sistema de posicionamiento interno (105) en conjunto con el sistema mecánico de movimiento (104C), donde se aprecia una vista isométrica en 6a, una vista de $\frac{3}{4}$ de sección con roturas en la Figura 6b, un detalle del tapón superior en 6b.1, de la leva para el balancín en 6b.2 y un detalle del tapón y buje inferiores en 6b.3.

10 La Figura 7 muestra un diagrama de flujo del método según la presente invención.

La Figura 8 muestra resultados del modelo matemático de una modalidad de la invención, en la que se muestra la distribución de fotones ultravioleta en un contenedor de 3 litros con un 70% de nitrógeno líquido. En 8a, la distancia de 0% corresponde a 0cm de la fuente UV y 100% corresponde a la distancia entre la fuente UV y la base del contenedor. En 8b, el 10% corresponde a un 1 cm radio y 100% corresponde al radio del contenedor. En 8c la distribución de la dosis de radiación en la zona mínima de fotones ultravioleta emitidos en 20 μ s dentro de un contenedor de 3 litros.

20 La Figura 9 muestra un diagrama de flujo del método que ejecuta el procesador (106^a) según la presente invención.

La Figura 10 muestra un diagrama general de las zonas de operación normal o de operación en saturación y cuando se recurre a la caracterización de fallas.

25

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención se relaciona con un sistema (100) y un método (200) utilizado para la desinfección y esterilización de medios líquidos a temperaturas criogénicas, por medio de emisión de radiación en el espectro ultravioleta, con longitudes de onda características de la radiación ultravioleta seleccionados de UV-C y UV-B. Además, la presente invención comprende la medición de la dosis de radiación recibida por un medio criogénico, de manera que se obtiene una medición directa de la dosis, materia no comprendida por el estado de la técnica.

35

Una esterilización inadecuada puede promover el crecimiento de microorganismos, virus y bacterias, esto potenciado por la falsa creencia de una esterilización adecuada, por lo que se hace necesaria una medición adecuada de la dosis de radiación recibida efectivamente por el medio. Por esto, el presente sistema y método comprenden la medición adecuada de la dosis de radiación recibida efectivamente por el medio, que en conjunto con simulaciones precisas que incluyen a todos los elementos del presente sistema, permite la medición de la dosis de radiación, de forma preferente en puntos críticos y la inferencia o reconstrucción de la distribución de la dosis de radiación según modelos matemáticos robustos de la incidencia de dosis de radiación ultravioleta en todo el medio criogénico a esterilizar (107), aumentando la durabilidad de los equipos relacionado al uso continuo innecesario, garantiza la dosis necesaria de radiación ultravioleta recibida por el medio, disminuye el gasto energético relacionado y otorga confianza en el proceso utilizado.

El sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100) se caracteriza porque comprende al menos un conjunto de electrónica criogénica (101) que permite la toma de información acondicionamiento o amplificación de señal y transmisión de esta en medios a temperaturas criogénicas, es decir, en el medio criogénico a esterilizar (107), los medios para el acondicionamiento de señal y confianza en la medición, de ser necesario, comprende una electrónica a temperatura ambiente (102) que realiza los acondicionamientos, filtrados y conversiones de señal que permiten al sistema de adquisición de datos (103) la toma, muestreo y en general adquisición de datos de la señal proveniente bien sea de la electrónica criogénica (101) o inherentes al funcionamiento de la electrónica a temperatura ambiente (102) para ser manipulados por un sistema de procesamiento y control (106), que a su vez determina o acciona variables seleccionadas de posicionamiento de sensores, lectura o alimentación de la ubicación de sensores y realiza cálculos determinados por el sistema de posicionamiento interno (105), la electrónica criogénica (101) y el contenedor criogénico (104), para determinar mediante estos la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107), como también determina las condiciones actuales de operación, parámetros de inicio y finalización, cálculos y estimaciones de variables de proceso, estadísticas de uso, reportes de uso, entre otros. En la Figura 1 se muestra un diagrama general del sistema y los elementos que lo componen.

El presente sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) y método para detección de dosis de radiación (200) se caracteriza por la detección

de la dosis de radiación ultravioleta emitida y recibida por el medio líquido (107) de manera que cuantifica la cantidad o dosis de radiación recibida por el medio, mediante cálculos computacionales, donde los sensores o detectores criogénicos (101A) pueden variar su posición y orientación dentro del contenedor criogénico (104) para determinar la dosis de radiación recibida en el medio criogénico a esterilizar (107).

También, el sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100) se caracteriza por su capacidad y fiabilidad en el procesamiento bajo condiciones extremas propias del medio criogénico a esterilizar (107) como son la combinación de temperaturas extremadamente bajas, de preferencia comprendidas entre -150°C a -273°C , como presiones de operación específicas comprendidas por contenedores criogénicos (104) de acuerdo con sus medios de cierre (104B) y condiciones de operación, materia no comprendida por el estado de la técnica, debido a que la cantidad o dosis de radiación ultravioleta no es determinada con precisión dentro de dichos contenedores criogénicos (104), en parte por el efecto de las temperaturas o presiones descritas, de manera que genera, mediante lecturas directas en el medio, la confianza de la desinfección de este. En la Figura 2 se muestra un esquemático de la interacción de los elementos mecánicos y las unidades anteriormente descritas.

Por su parte, la electrónica criogénica (101) se caracteriza por su resistencia a temperaturas extremadamente bajas, de preferencia las comprendidas entre -150°C y las comprendidas hasta -273°C , por lo que permite la toma de datos al interior del contenedor criogénico (104) y del medio criogénico a esterilizar (107); comprende al menos un detector criogénico (101A) que es excitado por un emisor ultravioleta (101E) y emite pulsos eléctricos según la cantidad de fotones captados, una tarjeta de circuito impreso (101B) que recibe uno o múltiples sensores de calibración y confianza de la medida (101F) que retroalimentan y permiten la calibración y confianza de las mediciones tomadas por el detector criogénico (101A), para que el preamplificador criogénico (101C) reciba la señal del detector criogénico (101A) y amplifica en primera instancia la señal proveniente de este, así como también realiza un tratamiento inicial de la señal y acopla las impedancias, para luego dicha señal ser transmitida por medios de comunicación (101D) al exterior del contenedor criogénico (104).

En una modalidad de la invención, la electrónica criogénica comprende uno o más sensores de calibración y confianza de la medida (101F) de forma que dicho sensor coopera con el detector criogénico (101A), cuya función radica en garantizar las

mediciones tomadas donde se garantiza que la cantidad de fotones sea la adecuada y refleje un valor numérico preciso y exacto. Dicha calibración tiene lugar en las variaciones de la detección en relación a los cambios que pueden presentarse en el medio criogénico a esterilizar (107) y a sus propiedades específicas, como son la combinación de
5 temperaturas extremadamente bajas, de preferencia comprendidas entre -150°C a -273°C, como también las presiones de operación específicas comprendidas por contenedores criogénicos (104), de manera que la incidencia de la temperatura en la respuesta del detector criogénico (101A) puede ajustarse, según curvas de calibración definidas para el espectro de temperaturas posibles de operación.

10 El detector criogénico (101A) se caracteriza por su operación a temperaturas extremadamente bajas, de preferencia comprendidas entre -150°C a -273°C; por su capacidad en la medición de la radiación ultravioleta que emite el emisor ultravioleta (101E), de manera que genera un campo eléctrico o magnético, de mayor preferencia
15 genera señales de corriente o de voltaje al detectar dicha radiación y por su respuesta fotosensible a la radiación en el espectro ultravioleta. En una modalidad de la invención, el detector criogénico se selecciona de semiconductores criogénicos, fotomultiplicadores de silicio, detectores de radiación criogénicos, entre otros sensores fotosensibles que operan a temperaturas criogénicas. En la modalidad preferida de la invención, el detector
20 criogénico (101A) es un fotomultiplicador de silicio, caracterizado por su fotosensibilidad, que permite la absorción y lectura de los fotones, como también emite un pulso de voltaje o corriente a dicha excitación, de forma que por ionización de impacto genera corrientes importantes y permite la detección individual de fotones, proporcionando así pulsos de activación de corta duración; así mismo, en una modalidad de la invención, comprende
25 una alta sensibilidad y eficiencia en la detección de pluralidades de fotones y en términos de su construcción, consiste en una matriz de microcélulas o píxeles conectados en paralelo. Cada microcélula es un fotodiodo de avalancha en modo Geiger (GM-APD) que actúa como un dispositivo binario y opcionalmente puede estar conectado a una resistencia de enfriamiento. Esta estructura del fotomultiplicador de silicio (SiPM) permite
30 la detección de fotones en las microcélulas en paralelo y, así, la detección de fotones que inciden de forma paralela y, consecuentemente, permite la detección de una mayor cantidad de fotones durante un mismo intervalo de tiempo, permitiendo el recuento de fotones desde el ultravioleta al infrarrojo. Dicho fotomultiplicador de silicio se caracteriza por una alta ganancia a temperatura ambiente, del orden de 10^6 a 10^9 , donde dicha ganancia se puede ver disminuida hasta en un 50% por efectos de las bajas
35 temperaturas; también se caracteriza por su respuesta espectral comprendida entre los

280nm a 900nm, donde en una modalidad de la invención, el detector criogénico (101A) comprende un recubrimiento en butadieno tetrafenil o TPB que, por sus propiedades electroluminiscentes permite un desplazamiento de las longitudes de onda, a longitudes de onda preferentes de 253 nm; comprende a su vez un área no mayor a 1 cm², que permite una medición adecuada de la luz ultravioleta y minimiza los efectos de sombra en el contenedor criogénico (104); por último, el detector criogénico (101A) debe conservar sus características mecánicas y eléctricas sin deterioro ante la inmersión en el medio criogénico a esterilizar y de aún mayor preferencia, en nitrógeno líquido.

Así mismo, en la modalidad en que el detector criogénico (101A) es un fotomultiplicador de silicio, el voltaje de polarización de cada detector debe ser el adecuado para que cada detector criogénico (101A) opere en el modo Geiger, y dicha operación resulta de una calibración independiente para cada fotomultiplicador, por lo que la presente invención comprende el uso de sensores de calibración y confianza de la medida (101F), que según las mediciones tomadas permitirán que el voltaje de polarización sea el adecuado para su condición de funcionamiento, garantizando así que las características y condiciones de operación necesarias se cumplan para la operación del detector criogénico (101A) en el modo Geiger de operación. Dicha calibración debe realizarse para cada detector criogénico (101A), de manera que se garantice que la avalancha de electrones asociadas a la detección de cada fotón, sin errores en la propagación de señales en la región de operación Geiger.

Además, en la modalidad en que existe una pluralidad de detectores criogénicos (101A), dichos detectores comprenden además de la medición de dosis o en últimas el conteo de fotones, dichos detectores criogénicos (101A) comprenden además en su funcionamiento la estimación de errores en la medición, que compensando su voltaje puede eliminar la propagación de errores en la medición. Esto es, la medición de múltiples señales provenientes de una pluralidad de detectores criogénicos (101A) permite estimar la precisión y exactitud en la medida de la dosis de radiación. Entonces, la precisión será determinada de acuerdo con la varianza de los datos de las medidas tomadas por la pluralidad de detectores criogénicos (101A), complementado con las desviaciones en ganancia propias de cada detector criogénico, pudiendo así determinar estadísticamente el nivel de confianza de la medición, garantizando la dosis de radiación recibida efectivamente por el medio y el nivel de confianza de la medición.

Además, respecto a los sensores de calibración y confianza de la medida (101F), permiten el ajuste de una pluralidad de detectores criogénicos (101A), de manera que se ajustan las ganancias propias de la pluralidad de detectores criogénicos, esto es, homogenizar las ganancias para estandarizar la medición de todos los detectores y, en consecuencia, homogenizar la confianza en la medición de todos ellos. Además, los sensores de calibración y confianza de la medida (101F) así como los detectores criogénicos (101A), permiten determinar la varianza en los datos medidos, pudiendo así determinar la dispersión de ellos mismos, y, con esto, estimar la precisión y exactitud de las mediciones no solo de temperatura en la modalidad en que los sensores de calibración y confianza de la medida (101F) son sensores de temperatura, por ejemplo, sino que, permiten la compensación de los detectores criogénicos y así permiten garantizar la confiabilidad de la medida, por lo que la presente invención solventa la propagación de errores en la medición y permite conocer o fijar el margen de confiabilidad en la medida tomada, de acuerdo al rango permisible por los aspectos físicos y constructivos de los elementos de la presente invención.

La tarjeta de circuito impreso (101B) se caracteriza por acoplar el detector criogénico (101A) mecánica y eléctricamente, de manera que permite su fijación con el sistema mecánico de fijación (105B) y recibe las señales provenientes del detector criogénico (101A). También, en una modalidad de la invención, la tarjeta de circuito impreso (101B) recibe al preamplificador (101C), de manera que las señales captadas por el detector criogénico (101A) aumenta sus niveles de señal, puesto que, por los niveles comprendidos por dichas señales, puede presentarse una distorsión al elevar dicha señal mediante amplificadores con ganancias elevadas que pueden producir errores en la detección de pulsos, ya que, con ganancias demasiado elevadas, pueden detectarse niveles lógicos de la señal erróneos debido a que el nivel lógico de la señal en periodos donde no existe detección o pulsos por la lectura de fotones puede amplificarse y generar distorsiones en la señal. En otra modalidad de la invención, el preamplificador (101C) se ubica al exterior del contenedor criogénico, de manera que disminuye su necesidad de soportar y operar a temperaturas criogénicas.

Los medios de comunicación (101D) se caracterizan por transmitir la señal captada por los detectores criogénicos (101A) al exterior del contenedor criogénico (104) para un tratamiento de señal al exterior de este. Dichos medios de comunicación transmiten la señal antes de su etapa de pre-amplificación o posterior a esta, por lo que pueden transmitir dicha señal por medio de conducción eléctrica o por medio de transmisión por

medios inalámbricos de comunicación. En la modalidad de la invención en que la señal es transmitida por medios de conducción eléctrica, dicha transmisión por conducción tiene lugar en materiales conductores que permiten la circulación de corrientes eléctricas a bajas temperaturas, sin incrementar su impedancia, capacitancia u oponer una resistencia eléctrica que sean notables en la transmisión de dicha señal; de mayor preferencia materiales conductores seleccionados de acero inoxidable, aleaciones niobio titanio o aleaciones cobre níquel, entre otros tipos de materiales con propiedades de conducción eléctrica a temperaturas criogénicas; donde también comprenden recubrimientos con aislamiento tipo Kapton u otros materiales de aislamiento térmico a temperaturas criogénicas, con apantallamientos tipo coaxiales, conexiones a tierra adicionales, cables de tira espiral o con trenzado de acero, de manera que se reduzcan la impedancia de transferencia, los niveles de atenuación, ruidos en la señal transmitida, entre otros; ubicándose y fijándose preferentemente en el sistema de posicionamiento interno, para pasar a través de los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104) por medio de conductos con el blindaje, aislamientos térmicos que tengan lugar, absorciones o aislamientos a las ondas electromagnéticas de transmisión, entre otros factores de atenuación que, de no estar presentes, pueden inducir fallas como la fragmentación debida a la tensión térmica, pérdida de conductividad, deformaciones mecánicas, deformaciones o alteraciones en la señal eléctrica, entre otros tipos de fallas asociadas a la operación a temperaturas criogénicas, así como una protección ante escape de gases provenientes de la vaporización del medio criogénico a esterilizar (107), que pueden inducir fallas mecánicas por la sublimación de dicho medio en proximidades de su paso por los medios de cierre (104B), que en conjunto garantiza la operación segura del contenedor criogénico (104) y una medición confiable de la dosis de radiación emitida en el medio criogénico a esterilizar (107).

En la modalidad de la invención en que los medios de comunicación (101D) son medios de transmisión inalámbrica, dichos medios se caracterizan por transmitir la información mediante la modulación de la señal eléctrica transmitida por el detector criogénico (101A) en ondas electromagnéticas a través de espacio, de manera que no es necesaria la elaboración de conductos en los medios de cierre (104B), sin embargo, preferentemente se realiza un aislamiento térmico de los medios de comunicación para albergar tarjetas de circuito, antenas, baterías, entre otros. Dicha transmisión tiene lugar mediante tarjetas o adaptadores de red, tarjetas de transmisión por radiofrecuencia, entre otros tipos de comunicación inalámbrica, bajo estándares de transmisión de tecnologías inalámbricas de la familia de estándares IEEE 802.11, 802.15, redes de comunicación celular,

adaptadores bluetooth, entre otros tipos de redes multicanal de transmisión por radiofrecuencia con capacidad de operación a temperaturas criogénicas con capacidad de penetración y transmisión a través de las capas de aislamiento térmico y cascarones internos o externos propios de los contenedores criogénicos (104).

5

El emisor ultravioleta (101E) se caracteriza por la eliminación de patógenos, bacterias, virus y, en general, contaminantes biológicos y químicos; mediante la emisión de radiaciones de luz en el espectro ultravioleta, de mayor preferencia con longitudes de onda comprendida entre los 250nm a 260nm, de mayor preferencia en el espectro UV-C y de aún mayor preferencia de 253 nm; donde en una modalidad de la invención es una lámpara de luz ultravioleta monocromática de operación a temperaturas criogénicas. Dicho emisor ultravioleta comprende características de potencia suficientes para la desinfección del medio criogénico a esterilizar (107), su volumen y tiempo de duración. En una modalidad de la invención, dicho emisor ultravioleta (101E) se caracteriza por formar un lazo de control para su activación, según las mediciones tomadas por el detector criogénico (101A), de manera que si la dosis de radiación ultravioleta recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) no es suficiente para su esterilización la lámpara se activará nuevamente, así como finalizará su tiempo de activación de presentar la dosis de radiación adecuada para la esterilización del medio criogénico a esterilizar (107).

20

Los sensores para calibración del detector (101F), en una modalidad de la invención son sensores de temperatura, que comprenden su funcionamiento a temperaturas criogénicas; entonces, se realiza una compensación de acuerdo con las mediciones de temperatura registradas en cada detector criogénico (101A) por parte de uno o más sensores de calibración del detector (101A), de forma que se ajustan las ganancias en la señal emitida por el detector criogénico (101A), tiene lugar una compensación de las señales de los detectores criogénicos (101A), y, asociado a esto, una medición con mayor precisión y fiabilidad de las lecturas y señales emitidas por el detector criogénico (101A). Se resalta que dichas compensaciones pueden ser diferentes en la configuración que se utilizan múltiples detectores criogénicos (101A), de manera que se compensa o ajusta la ganancia de cada detector criogénico (101A) en relación con la medición tomada por cada sensor para calibración del detector (101F), compensando así las mediciones tomadas en cada punto al interior del contenedor criogénico (104).

35

La electrónica a temperatura ambiente (102) se caracteriza por su acople con la electrónica criogénica (101), por realizar los tratamientos de señal necesarios para que la señal proveniente de la electrónica criogénica (101) pueda ser procesada por el sistema de adquisición de datos (103) y subsecuentemente por el sistema de procesamiento y control (106). Así mismo, se caracteriza por comprender al menos una fuente de voltaje (102A), que energiza a la electrónica criogénica y a la electrónica a temperatura ambiente, opcionalmente un preamplificador (102B) que coopera con la electrónica criogénica en el tratamiento de señal, acople de impedancias y amplifica la señal proveniente de la electrónica criogénica (101), un amplificador (102C) que realiza una amplificación de la señal según ganancias seleccionadas de la señal proveniente del preamplificador (102B) o de la electrónica criogénica (101) evitando distorsiones por la amplificación a ganancias elevadas, y al menos un discriminador (102D) que permite la conversión de la señal análoga captada a una señal digital, como también un sistema de posicionamiento, nivel y alineación (102E).

La fuente de voltaje (102A) se caracteriza por su operación a voltajes y corrientes seguras para la electrónica criogénica (101), la electrónica a temperatura ambiente (102), el sistema de procesamiento y control (106) e incluso el sistema de posicionamiento interno (105); suministrando en cada caso el voltaje y corriente de operación suficientes para su funcionamiento. Dicha fuente de voltaje comprende diferentes salidas reguladas que permiten la conexión de múltiples dispositivos con voltajes de operación diferentes, de manera que no sufran daños los dispositivos o equipos conectados a la fuente de voltaje (102A) por fuerzas electromotrices demasiado elevadas, fuerzas electromotrices en contracorriente, carencias en la demanda de energía, entre otras; puesto que es convencional que los detectores criogénicos comprendan voltajes de funcionamiento menores a 100 V, actuadores (105A) de 12V o 24V y las tarjetas de circuito impreso con diferentes voltajes de operación como 3.3V, 5V, 12V, entre otros voltajes, como también una reducción en la energía por la utilización de los recursos.

El preamplificador (102B) se caracteriza por amplificar a una ganancia determinada las señales provenientes de la electrónica criogénica (101), cuando sus niveles de señal son demasiado bajos. La presente invención puede contar con dos etapas de preamplificación, una mediante el preamplificador criogénico (101C) que comprende su funcionamiento a temperaturas criogénicas y una etapa a temperatura ambiente (102B) que comprende su operación a temperatura ambiente. En dicha modalidad, cada preamplificador comprende la amplificación inicial de la señal cuando comprende niveles

muy bajos, que de amplificarse en una sola etapa puede presentar características de distorsión o ruido que puedan inducirse en la señal de salida debido a una amplificación en una sola etapa; las ganancias a su vez se espera que sean lo suficientemente grandes en magnitud para pasar por un circuito amplificador (102C); en otra modalidad de la invención, el preamplificador (102B) se caracteriza por ser un acople de impedancias. En otra modalidad de la invención, el preamplificador (102B) realiza una amplificación inicial a la señal captada por los detectores criogénicos (101A) directamente, disminuyendo costos de la electrónica criogénica (101), donde en dicha modalidad se prefiere la ubicación del preamplificador (102B) en proximidad con los detectores criogénicos (101A), a una distancia cercana a los 15 cm de forma que se optimiza la relación señal/ruido asociada a las largas distancias de transmisión, garantizando la reducción de la ganancia del ruido del amplificador a altas frecuencias y evitando subimpulsos, siendo este preamplificador (102B) en una modalidad preferida de la invención, un amplificador de pequeña señal. En una modalidad aún más preferida de la invención, preamplificador criogénico (101C) comprende una sensibilidad de $50 \text{ pF/mm}^2 \pm 450 \text{ pF/mm}^2$ y una capacitancia comprendida entre 4.2nF y 200nF.

El amplificador (102C) se caracteriza por la amplificación de señales a frecuencia elevada, con características de ganancia que disponen la señal en los niveles lógicos del discriminador (102D) o del sistema de adquisición de datos (103). En una modalidad de la invención, la amplificación que realiza es de forma proporcional a la recibida del detector criogénico (101A), o bien, de la última etapa de preamplificación. Se caracteriza por su respuesta y ganancia uniforme ante su excitación en frecuencias altas, con una banda amplia de 900MHz, por sus ganancias elevadas, con un factor en la escala de 10, y por comprender un ruido menor a $11\mu\text{V}$ o un ruido menor al comprendido por cualquiera de los preamplificadores (101C) o (102B).

El discriminador (102D) se caracteriza por su operación a frecuencias elevadas, de manera que genera una señal digital relacionada con los pulsos de provenientes de la señal de entrada, de manera que se genera un pulso de duración determinada cuando el nivel lógico de la señal supera un umbral, limpiando la señal del ruido proveniente de las etapas de preamplificación o amplificación de la señal. En una modalidad de la invención, el discriminador comprende una velocidad comparable con la del amplificador (102C), como también se caracteriza por comprender opciones de límites o "threshold" programables, controlando así el tiempo muerto de la señal proveniente del detector criogénico (101A), el nivel de ruido y la ganancia de la señal. Así mismo, comprende

pulsos de salida seleccionados de crecimiento rápido o (fast rise <10 ns) o de crecimiento lento (slower rise <100 ns).

5 El sistema de posicionamiento, nivel y alineación (102E) se caracteriza por su ubicación al exterior del contenedor criogénico (104); determina y corrige la verticalidad y alineación de este, para garantizar que el líquido al interior de este se encuentre nivelado, de manera que la reconstrucción del modelo sea completamente fiel, evitando así fallos durante el funcionamiento u operación para la esterilización del medio criogénico a esterilizar (107). En una modalidad de la invención, se caracteriza por comprender
10 elementos seleccionados de giroscopios, brújulas electrónicas, acelerómetros u otros dispositivos electrónicos que permitan medir la alineación y verticalidad del contenedor criogénico (104) y del medio criogénico a esterilizar (107) almacenado en su interior. Así mismo, comprende una pluralidad de actuadores que permiten la elevación o descenso de uno o varios de los soportes inferiores que sustentan al contenedor criogénico, como
15 también se prevé el uso de plataformas adicionales para la sustentación o soporte del contenedor criogénico (104), donde dichos actuadores o plataformas ajustan la orientación antes de iniciar al proceso y pueden ser controlados por el sistema de procesamiento y control (106), de forma que antes de iniciar el proceso de esterilización se alinea el contenedor criogénico (104) para que cumpla con los requisitos de
20 verticalidad y su líquido al interior esté completamente nivelado bajo niveles de tolerancia determinados, donde el descenso o el ascenso de los actuadores o la inclinación de la plataforma está controlado bajo controladores seleccionados del tipo proporcional, integral, diferencial, combinaciones de estos o cualquier tipo de controlador que permita la alineación de la verticalidad del contenedor criogénico (104); en las Figuras 2, 3 y 4 se
25 puede apreciar la presencia de dichas plataformas.

El sistema de adquisición de datos (103) se caracteriza por recibir la señal proveniente de la electrónica a temperatura ambiente (102) o de la electrónica criogénica (101) de acuerdo con los valores reportados en las señales de salida; de manera que permite la
30 cuantificación, discriminación y uso de la señal por parte del sistema de procesamiento y control (106), se caracteriza porque comprende al menos un contador (103A), que cuenta la cantidad de pulsos provenientes del discriminador (102D) a intervalos de tiempo seleccionados, medios de transmisión (103B) que permiten el intercambio de datos con el sistema de procesamiento y control (106) o con un dispositivo electrónico (103C) que
35 recibe y almacena los datos transmitidos, así como permite la configuración y selección de modos de captura, tiempos de captura, velocidad de comunicación, configuración del

muestreo, entre otros, también comprende un convertidor análogo digital (103D) para cuando la señal proveniente de los detectores criogénicos no es la señal normal de pulsos, sino la señal de saturación que comprende un nivel de voltaje DC.

5 El contador (103A) se caracteriza por su acople, de manera que recibe la señal obtenida por el discriminador (102D), realiza la adquisición y cuantificación de los datos relevantes de la misma y permite la cuantificación de los niveles lógicos durante tiempos determinados aceptados como mediciones aptas. En la modalidad de la invención donde se utiliza un único detector criogénico (101A), se realiza un muestreo que consiste en un
10 conteo de los pulsos recibidos durante una ventana de tiempo determinada; en la modalidad que comprende una pluralidad de detectores criogénicos (101A) el contador retornará además las diferencias de los conteos realizados en los detectores criogénicos (101A), sus valores temporales en la medición por detector. En una modalidad preferida de la invención, el contador (103A) se caracteriza por comprender una resolución mayor a 8 bits, de aún mayor preferencia mayor o igual a 12 bits; así como una frecuencia de
15 entrada máxima de 30MHz.

El convertidor análogo digital (103D) se caracteriza por su funcionamiento que determina un valor de la medición del nivel de voltaje determinado por la señal proveniente del
20 detector criogénico (101A), donde dicho valor se relaciona con la operación del detector en modo de saturación, por lo que el sistema de adquisición de datos (103) comprende la lectura de la señal del detector por cualquiera de los medios, bien sea del contador (103A) o del convertidor análogo digital (103D), siempre de acuerdo a la región de operación del detector criogénico (101A) y su utilización o intercambio de uso se da de
25 forma automática y controlada por el sistema de adquisición de datos (103).

Los medios de transmisión (103B) se caracterizan por transmitir y permitir el intercambio de información recopilada por el contador (103A) o el convertidor análogo digital (103D) en medios legibles por ordenador, para así ser utilizada posteriormente por el sistema de
30 procesamiento y control (106) en operaciones ulteriormente descritas. Dichos medios de transmisión (103B) se caracterizan por la transmisión de información en protocolos conocidos de transmisión, bien sea en forma serial o paralela, así como por su transmisión por medio de conducción de señales eléctricas, como también por su transmisión por señales inalámbricas en el espectro electromagnético, esto es, medios de
35 transmisión seleccionados de comunicación serial síncrona o asíncrona, USB, firewire, tarjetas o adaptadores de red bien sean inalámbricos o alámbricos, ethernet, protocolos

de redes de área local o LAN, adaptadores Wi-Fi o adaptadores de la familia de estándares 802.11 o 802.15.4, sin ser una limitante la mención de las anteriores tecnologías o protocolos de transmisión de información, pudiendo incluso ser transmitida mediante protocolos de comunicación de sensores como i2c, 4-20 mA, rs485, entre otros protocolos de comunicación.

5

El dispositivo electrónico (103C) se caracteriza por la recepción de los datos provenientes del contador (103A), comprende también los medios de transmisión necesarios para el intercambio de información con los medios de transmisión (103B) del contador (103A). En una modalidad de la invención, el dispositivo electrónico (103C) comprende un procesador (106A) que ejecuta los procesos del sistema de posicionamiento y control (106), en otra modalidad de la invención, el dispositivo electrónico (103C) hace parte de una red de dispositivos o un puente entre el sistema de adquisición de datos (103) y el sistema de posicionamiento y control (106) que permiten la operación en entornos con una pluralidad de sistemas para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100).

10

15

El contenedor criogénico (104) se caracteriza en su construcción resistente a temperaturas extremadamente bajas, de preferencia comprendidas entre -150°C a -273°C , como presiones de operación específicas de manera segura; también, comprende una pluralidad de paredes internas (104A) que permiten la reflexión de la luz ultravioleta emitida por el emisor ultravioleta (101E); medios de cierre (104B) que sellan al contenedor del exterior y alojan al sistema mecánico de movimiento (104C), permiten el desplazamiento de uno o múltiples detectores criogénicos (101A) así como también coopera con el sistema de posicionamiento interno (105) para el posicionamiento de estos en un espacio de trabajo a interior del contenedor criogénico (104).

20

25

Las paredes internas del contenedor criogénico (104A) se caracterizan por ser elementos en contacto con el medio criogénico a esterilizar (107) su disposición permite el almacenamiento seguro de líquidos a temperaturas criogénicas, como también dichas paredes se caracterizan por comprender una rugosidad tal que permite la reflexión de la luz ultravioleta incidente en esta y específicamente la proveniente del emisor ultravioleta (101E), donde la reflexión de la luz ultravioleta en una modalidad de la invención es superior al 90% de la radiación ultravioleta incidente de acuerdo a la radiación emitida por el emisor ultravioleta (101E). Dichas paredes internas (104A), en una modalidad de la invención, se caracterizan por ser la superficie limítrofe del medio criogénico a esterilizar

30

35

(107), donde respecto de estas, cuando tienen una forma primordialmente cilíndrica, se ubican las zonas de mayor interés para la ubicación espacial de uno o múltiples detectores criogénicos (101A), donde a su vez, en una modalidad de la invención, se determina la ubicación de estos, en una modalidad de la invención, dichos detectores criogénicos (101A) pueden comprender cualquier ubicación u orientación al interior del detector criogénicos (104), mientras que en otra modalidad de la invención, dicha ubicación se selecciona de zonas a una distancia de $15\% \pm 5\%$ del radio de las paredes internas del contenedor (104A), así como también se determina que de la pared interna inferior se ubican a una distancia del $12\% \pm 6\%$ de la distancia comprendida desde la base de la pared interna inferior hasta la boquilla.

Los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104) se caracterizan por generar un sello en el contenedor criogénico para el almacenamiento y manipulación de medios criogénicos a esterilizar a temperaturas y presiones de operación diferentes a la temperatura ambiente y la presión atmosférica. Dichos medios de cierre (104B) comprenden los conductos o disposiciones necesarias para el paso o instalación de los medios de comunicación (101D), así como también del sistema de posicionamiento interno (105), permitiendo así la ubicación y transmisión de información de los detectores criogénicos (101A), sin que esto implique una falla en la contención del medio criogénico a esterilizar (107) o una pérdida notable en la información transmitida, garantizando la integridad estructural del contenedor, sin fugas o fragilizaciones del contenedor criogénico (104), en su operación a temperaturas bajas, de preferencia las comprendidas entre -150°C a -273°C , como presiones de operación específicas comprendidas por contenedores criogénicos (104) seleccionadas de presiones negativas, por lo que los medios de cierre (104B) garantizan la operación en los entornos de funcionamiento habitual de los contenedores criogénicos (104). Además, en una modalidad de la invención, los medios de cierre (104B) comprenden elementos seleccionados de válvulas de ingreso y salida de líquidos, válvulas de alivio, válvulas de seguridad, sellos de vacío, galgas de nivel, galgas de presión, elementos de bloqueo y medición, entre otros elementos usados en conjunto para la utilización correcta y segura de contenedores criogénicos (104).

El sistema mecánico de movimiento (104C) se caracteriza por su desplazamiento al interior del contenedor criogénico (104), de manera que permite el posicionamiento de uno o múltiples detectores criogénicos (101A) en posiciones y orientaciones determinadas al interior del contenedor criogénico (104). Se caracteriza por su operación

a bajas temperaturas, donde, de preferencia, opera bajo inmersión en líquidos a temperaturas extremadamente bajas, preferiblemente las comprendidas entre -150°C a -273°C , sin presentar desgastes importantes, fragilización debido a las bajas temperaturas, generación de impurezas en el medio criogénico a esterilizar (107),
5 desgaste o bloqueo asociado a la contracción de sus materiales, entre otros tipos de consideraciones propias de la operación a temperaturas criogénicas.

Además, el sistema mecánico de movimiento (104C), en una modalidad de la invención, se caracteriza porque comprende al menos una junta prismática, de manera que traduce
10 el movimiento rotacional en desplazamiento lineal, donde dicho desplazamiento comprende una relación conocida entre el movimiento rotacional y el desplazamiento lineal, proporcionando así un movimiento predecible al interior del contenedor criogénico (104). En una modalidad de la invención, el sistema mecánico de movimiento además comprende sensores de posicionamiento seleccionados de sensores resistivos
15 rotacionales, encoder, sensores ópticos de distancia, sensores ultrasónicos de distancia, sensores de efecto Hall, sensores de corriente, entre otros sensores incrementales o absolutos, que permiten la medición o inferencia de la ubicación del efector que comprende el sistema mecánico de movimiento (104C), garantizando así el desplazamiento a puntos materiales dentro del contenedor criogénico (104) y de esta
20 forma la medición adecuada en posiciones y orientaciones seleccionadas por parte del detector criogénico (101A), dicha junta se puede apreciar en la Figura 6 que muestra como el desplazamiento a manera de pivote mediante una saliente permite que el efecto leva posicione la apertura, orientación y profundidad del detector criogénico (101A).

En otra modalidad de la invención, dicho desplazamiento tiene lugar en configuraciones radiales, por lo que se garantiza un sello adecuado del contenedor criogénico (104), la orientación y ubicación de uno o una pluralidad detectores criogénicos (101A) en coordenadas radiales determinadas, evita las fugas o inestabilidades en la presión, entre otras asociadas al mecanismo que consiste en un seguidor - leva que desplaza un pistón
30 a lo largo de una camisa y acciona a un mecanismo abatible. Dicha configuración permite la operación en presiones notables, puesto que la rotación y el sello que supone el sistema de posicionamiento interno (105) se mantienen, permite la ubicación en coordenadas radiales, en incluso espaciales debido a la posibilidad de ubicar los pivotes de las juntas abatibles en orientaciones diferentes a la radial. Dicha configuración se muestra en la Figura 5 en su configuración desplegada en la vista de corte V.1 y en su
35 configuración plegada en la vista de corte V.2, donde dichas vistas muestran los

principales componentes en una vista de corte de un cuarto de sección, que evidencian el desacople térmico y de presión al no estar en contacto el mecanismo con el intercambio de presiones o líquidos.

5 En la modalidad preferida de la invención, el sistema mecánico de movimiento (104C) se caracteriza por su disposición en los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104), de manera que el desplazamiento lineal de dicho sistema mecánico de movimiento (104C) y particularmente su extensión determinan una inmersión a una profundidad mayor dentro del contenedor criogénico (104). Dicho sistema mecánico de movimiento
10 comprende en sus componentes dimensiones tales que, a temperaturas criogénicas, determinan sus dimensiones de operación. En la modalidad preferida de la invención, el sistema mecánico de movimiento comprende uno o más actuadores (105A), que generan un momento y rotación que desplaza a mecanismos seleccionados de piñón – cremallera, tornillo sin fin, leva – seguidor, émbolo pistón, husillos de bolas recirculantes,
15 mecanismos tuerca – tornillo, mecanismos de amplificación de desplazamiento mecánico, mecanismos telescópicos, entre otros tipos de mecanismos de conversión de movimiento rotacional en movimiento lineal u otros mecanismos de extensión mediante la rotación. Además, el sistema mecánico de movimiento (104C) se caracteriza por su acople con los medios de cierre (104C), permitiendo así un acople firme, un desplazamiento controlado que impida la agitación o inmersión inadecuada que genere la vaporización o choques
20 térmicos indeseados por su trabajo a bajas temperaturas, las fugas de presión, el aislamiento de dichos mecanismos, entre otras consideraciones; así como también comprende en los medios de cierre (104C) los conductos necesarios para el paso de parte del mecanismo al exterior del contenedor criogénico (104) o los medios de acople como agujeros, uniones roscadas, biseles de soldadura, entre otros tipos de acoples
25 permanentes o removibles, que permiten al sistema mecánico de movimiento su fijación y operación segura, sin inducir cambios en la presión esperada en el contenedor criogénico (104) o efectos térmicos indeseados por el intercambio de calor con el medio.

30 En una modalidad de la invención, el sistema mecánico de movimiento (104C) se caracteriza por su disposición en los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104) en una disposición preferentemente central respecto de estos, de manera que permite una ubicación preferente del sistema mecánico de movimiento (104C), así mismo, los medios de cierre (104B) comprenden un agujero pasante que permite la
35 fijación del sistema mecánico de desplazamiento (105C), con un aislamiento mediante la inserción de elementos tubulares huecos, así como el uso de dispositivos sellantes, como

tapones o válvulas caracterizados porque permiten una equalización de la presión hidrostática y de operación del contenedor criogénico (104), donde dicho tapón o válvula comprende medios que permiten el paso y la conducción del sistema mecánico de desplazamiento (105C) y del brazo abatible (105D), garantizando así la operación segura del contenedor criogénico (104) relacionada con las presiones de operación internas, la evaporación del medio criogénico a esterilizar (107), las temperaturas bajas del medio criogénico a esterilizar (107), entre otras consideraciones propias de la operación en este tipo de contenedores.

La inserción de elementos dentro del medio criogénico a esterilizar (107) produce efectos de sombra que pueden producir zonas dentro medio criogénico a esterilizar (107) o del contenedor criogénico (104) que no reciban la dosis de radiación adecuada para una completa esterilización, y, consecuentemente, propician el crecimiento de microorganismos en dicho medio, por lo que la presente invención contempla dichos efectos mediante cálculos y simulaciones de la dosis de radiación recibida en dichos medios, así como una disposición geométrica y configuración de estos elementos, de manera tal que se cuantifica el efecto de sombra que producen dichos elementos y consideraciones que impiden el paso efectivo de la radiación de la luz ultravioleta dentro del medio criogénico a esterilizar (107). Asimismo, la presente invención comprende la disminución de los efectos de sombra al interior del sistema (100) mediante la disposición de elementos reflectivos en la construcción de sus elementos constitutivos o que puedan estar en contacto con la luz ultravioleta incidente; en una modalidad de la invención, el contenedor criogénico (104), el sistema de posicionamiento interno (105) y los elementos en contacto con la luz ultravioleta comprenden en su construcción la utilización de materiales y acabados superficiales o rugosidades que permitan reflexiones mayores al 90% de la luz ultravioleta.

Para la mitigación de dichos efectos de sombra se consideran dos alternativas de mitigación, que son, una disposición geométrica y una configuración particular. La disposición geométrica contempla formas que permitan la cuantificación de la dosis de radiación medida en las zonas con menor incidencia de radiación UV dentro del medio criogénico a esterilizar (107), donde mediante ensayos en laboratorio y simulaciones de interacción de radiación de materia por métodos numéricos seleccionados de métodos Montecarlo se evidencia una dependencia de la distancia de la boquilla a la que acoplan los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104) a un punto en su interior, así como también con dichos cálculos se observa una dependencia del radio del contenedor

criogénico (104) en los niveles de radiación, que determinan las zonas con una probabilidad mayor de una baja incidencia de la radiación ultravioleta, y por ende, una probabilidad mayor a no ser esterilizadas; por lo que dichas zonas requerirán una mayor monitorización. En la presente invención, dichas zonas de menor incidencia se reflejan en la ubicación preferente de uno o varios detectores criogénicos (101A) en dichas zonas, puesto que las convierte automáticamente en zonas de mayor interés. En la Figura 8 se muestran diferentes ensayos, simulaciones y mediciones que muestran resultados del modelo matemático de una modalidad de la invención, en la que se muestra la distribución de fotones ultravioleta en un contenedor de 3 litros con un 70% de nitrógeno líquido: en 8a, la distancia de 0% corresponde a 0cm de la fuente UV y 100% corresponde a la distancia entre la fuente UV y la base del contenedor; en 8b, el 10% corresponde a un 1 cm radio y 100% corresponde al radio del contenedor; en 8c la distribución de la dosis de radiación en la zona mínima de fotones ultravioleta emitidos en 20 μ s dentro de un contenedor de 3 litros, mostrando así la incidencia y repercusión de la posición al interior del contenedor criogénico (104), así como la necesidad de monitorización de zonas de interés de acuerdo con la configuración geométrica y espacial. También, dichas zonas de monitorización determinaran el volumen o espacio efectivo de trabajo preferente comprendido por el sistema de posicionamiento interno (105) que determina el movimiento de la pluralidad de detectores criogénicos (101A), garantizando así el posicionamiento de uno o varios detectores criogénicos (101A) en zonas críticas dentro del contenedor criogénico (104), como también en zonas menos críticas, de manera que se permite la cuantificación de la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) en puntos seleccionados dentro del contenedor criogénico (107) para una posterior inferencia matemática según cálculos precisos realizados por el sistema de procesamiento y control (106) de la dosis de radiación efectiva recibida en el medio criogénico a esterilizar (107).

Entonces, derivado de la necesidad del posicionamiento de uno o múltiples detectores criogénicos (101A) al interior del contenedor criogénico (104) se utilizan diferentes variantes del sistema de posicionamiento interno (105) y del sistema mecánico de movimiento (104C), que mediante actuadores (105A) permiten al detector criogénico (101A) fijado a al menos un brazo abatible (105D) el desplazamiento y posicionamiento en un espacio de trabajo bajo posiciones y orientaciones determinadas, mediante al menos un sistema mecánico de fijación al sistema mecánico de desplazamiento (105C).

35

Los actuadores (105A) se caracterizan por proveer de la fuerza, el torque, cambio de posición o velocidad a sistemas seleccionados de sistema mecánico de movimiento (104C), al sistema mecánico de desplazamiento (105C) y brazo abatible (105D) de manera que configuran al efector final en posiciones y orientaciones determinadas en puntos materiales dentro del contenedor criogénico (104) y, en consecuencia, a uno o múltiples detectores criogénicos (101A). Dichos actuadores (105A) se caracterizan por su operación en temperaturas criogénicas, de manera que su movimiento determina la posición del efector final y subsecuentemente de uno o más detectores criogénicos (101A). En una modalidad de la invención se caracterizan por ser actuadores eléctricos seleccionados de motores asíncronos de inducción, motores con o sin escobillas de campo permanente, motores de reluctancia variable, motores síncronos de inducción, motores sin escobillas, entre otros tipos de motores eléctricos, que transmiten un par rotacional al sistema mecánico de movimiento (104C) y producen su desplazamiento como junta prismática.

El sistema mecánico de fijación (105B) acopla al detector criogénico (101A) con el sistema de posicionamiento interno (105) de manera que dicho dispositivo electrónico comprende un acople mecánico que mantiene al detector criogénico (101A) en posiciones y orientaciones determinadas, que permiten la localización inequívoca en puntos materiales del detector criogénico (101A) al interior del contenedor criogénico (104). En una modalidad de la invención, el sistema mecánico de fijación (105B) se caracteriza por unir al detector criogénico con el brazo abatible (105D) mediante uniones seleccionadas de acoples con sujetadores, acoples por interferencia geométrica, acoples por interferencia mecánica que prevén las deformaciones por contracciones debidas a las bajas temperaturas, como combinaciones de estos, que permiten la fijación del detector criogénico, así como incorpora mecanismos basculantes que permiten enfocar al detector criogénico (101A) en posiciones y orientaciones seleccionadas.

El sistema mecánico de desplazamiento (105C), en una modalidad de la presente invención, se caracteriza por acoplar elementos del sistema de posicionamiento interno (105) a través de los medios de cierre (104B) del contenedor criogénico (104) y al exterior de este, de manera que acciona los mecanismos desde el exterior del contenedor criogénico (104), ampliando así la versatilidad de la presente invención, de la variedad de actuadores (105A) a utilizar, puesto que la restricción de temperaturas bajas supone una limitante relacionada con otras modalidades neumáticas o hidráulicas de actuadores, así

como también prevé un control de los mismos a temperaturas ambiente, minimizando los costos de implementación.

5 El brazo abatible (105D) se caracteriza por acoplar al sistema mecánico de fijación (105B) con el sistema mecánico de movimiento (104C) permitiendo el giro a lo largo de un eje a manera de pivote, donde dicho giro supone la extensión del radio del espacio de trabajo del efector final y, en consecuencia, del detector criogénico (101A), dicho movimiento puede ser controlado por mecanismos independientes o derivados del sistema de posicionamiento interno (105). En una modalidad de la invención, el brazo
10 abatible comprende ajustes telescópicos, juntas prismáticas, entre otros tipos de ajustes que permiten determinar una extensión mayor del detector criogénico (101A), así como también comprende una regulación de dicha extensión del tipo abatible o por medios de extensión de otros mecanismos de manera controlada por medio de sistema de posicionamiento y control (106) que permite una lectura de la posición actual del detector
15 criogénico, así como la ubicación a puntos seleccionados al interior del contenedor criogénico (104).

En una modalidad de la presente invención, los medios de cierre (104B) comprenden la inserción del sistema mecánico de movimiento (104C), donde dicha inserción supone el
20 paso, acople, desplazamiento y funcionamiento de los elementos de desplazamiento (105C), a la vez que permite la inserción de elementos que acoplen y desplacen uno o múltiples brazos abatibles (105D) al interior del contenedor criogénico (104). En dicha modalidad, el sistema mecánico de movimiento se caracteriza por acoplarse a los medios de cierre (104B) mediante el uso de tapones o válvulas que ecualicen la presión
25 hidrostática y las presiones de funcionamiento internas del contenedor criogénico (104), donde dichos medios comprenden el desplazamiento de una guía vertical, de preferencia de paredes tubulares con perfiles seleccionados de perfiles tubulares circulares, poligonales, entre otros tipos de perfiles tubulares, de manera que dicha guía configura la fijación de uno o múltiples brazos abatibles (105D), el paso a su interior del sistema
30 mecánico de desplazamiento (105C), los medios de comunicación (101D) en la modalidad en que dichos medios son cables o conectores eléctricos. Así las cosas, dicho perfil tubular que configura al sistema mecánico de movimiento (104C) puede desplazarse linealmente respecto de los medios de cierre (104B) por medio de juntas prismáticas seleccionadas de mecanismos piñón - cremallera, mecanismos tuerca -
35 tornillo, mecanismos tuerca husillo, mecanismos accionados neumáticamente, mecanismos accionados por medios hidráulicos, entre otros tipos de mecanismos que

configuran juntas prismáticas, mecanismos de conversión de movimiento rotacional en desplazamiento lineal, entre otros.

5 En una modalidad de la invención, los brazos abatibles (105D) comprenden su fijación al sistema mecánico de movimiento (104C), donde comprenden un eje sobre el que pivotan, para que el sistema mecánico de desplazamiento (105C) mediante su desplazamiento lineal configure la rotación y consecuente abatimiento o extensión de los brazos abatibles (105D), de modo que el desplazamiento lineal de este configura en contacto y rotación del brazo abatible a manera de balancín, donde también comprende la utilización de 10 mecanismos de pin ranura, así el desplazamiento lineal del sistema mecánico de desplazamiento (105C) configura la rotación y consecuente retracción o abatimiento de los brazos abatibles (105D), de forma que el desplazamiento controlado de este permite la apertura o cierre radial de los detectores criogénicos (101A) y el desplazamiento lineal del sistema mecánico de desplazamiento (105C) en posiciones y orientaciones 15 seleccionadas, compensa el desplazamiento vertical asociado al mecanismo de balancín, y regulan la profundidad de inserción de los detectores criogénicos (101A), como se muestra en la Figura 5.

20 En otra modalidad de la invención, el sistema mecánico de movimiento (104C) se caracteriza por proveer de la combinación de movimientos rotacionales y lineales, de forma que el sistema mecánico de desplazamiento (105C) comprende el desplazamiento lineal para la regulación de profundidad de los detectores criogénicos (101A) mediante el sistema mecánico de desplazamiento (105C), como también comprende la extensión de los brazos abatibles (105D), mediante mecanismos seleccionados de leva seguidor, 25 donde los seguidores se conectan a brazos que se extienden por efecto de ranuras circulares, y atraviesan medios de sello que permiten una hermeticidad de los brazos extensibles sin intercambio al interior del medio criogénico a esterilizar (107), una modalidad de dicho mecanismo se muestra en la Figura 6.

30 En otra modalidad de la invención, el movimiento rotacional es transmitido a mecanismos al inferior de los mecanismos mecánicos de movimiento, de forma que se configuran el sistema mecánico de desplazamiento (105C) mediante mecanismos seleccionados de conversión de movimiento circular en movimiento lineal seleccionados de pistón camisa, donde el pistón se desplaza a lo largo de una camisa por medio de la interacción con una 35 biela accionada por la rotación de un cuerpo que transmite mediante su rotación de un punto central a puntos ubicados a una distancia radial mayor, donde su rotación se

configura por la rotación al exterior de uno o múltiples actuadores (105A), dicho cuerpo permite mediante su rotación controlada la extensión de las bielas y consecuentemente la extensión de los brazos abatibles (105D). Por lo que se describen algunas de las modalidades en los que mecanismos del tipo extensible generan un incremento o decremento de la posición radial de los detectores criogénicos (101A), controlando así, pero sin limitarse a los mecanismos previamente descritos la extensión en las posiciones seleccionadas al interior del contenedor criogénico (104).

El sistema de procesamiento y control (106) se caracteriza por la recepción de las señales provenientes del sistema de adquisición de datos (103), de manera que el procesamiento de estas retorna el valor de la dosis de radiación recibida por el medio, así como también permite la inferencia o reconstrucción de simulaciones previamente calculadas de la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) en todo su volumen. Para esto, el sistema de procesamiento y control (106) comprende uno o varios procesadores (106A) que reciben las señales captadas del sistema de adquisición de datos (103) y realizan operaciones seleccionadas de las etapas comprendidas por el método para detección de dosis de radiación (200), una memoria que almacena variables almacenadas en la base de datos (106C), a los datos ingresados por la interfaz de usuario (106D), y los pasos intermedios o finales resultado del procesamiento en uno o múltiples procesadores (106A); también la interfaz de usuario (106D) permite la visualización y el ingreso de información relevante para y de la ejecución del método para detección de dosis de radiación (200), como también la emisión de señales de controlador (106E) para el accionamiento del sistema de posicionamiento interno (105).

El procesador (106A) se caracteriza por realizar operaciones seleccionadas de cálculo computacional, tratamiento de datos, interpretación de cálculos, emisión de alertas, interacción con el usuario basada en reglas, comunicación con el controlador (106E), determinación de condiciones iniciales o parciales durante el procedimiento, entre otras operaciones propias y relacionadas con el presente método. El procesador se encarga de leer información proveniente de la base de datos (106C), de coordinar las operaciones de lectura y escritura en memoria (106B) y bases de datos (106C), presentación de información en una o múltiples interfaces de usuario (106D), emitir órdenes al controlador (106E) como recibir información del controlador (106E) y el sistema de adquisición de datos para emitir juicios, programar eventos, realizar movimientos, emitir alertas,

determinar acciones de control, entre otras propias de la ejecución del presente método para la esterilización de medios criogénicos.

5 La memoria (106B) se caracteriza por almacenar las instrucciones que ejecuta el procesador, los pasos intermedios en su ejecución, los pasos finales o salida de información del presente método, así como los datos ingresados por la interfaz de usuario (106D), entre otras variables y datos relacionados con los datos propios de calibración de equipos, variables intrínsecas de los procesos de esterilización, contenedores y otras relacionadas con el presente método.

10 La base de datos (106C) se caracteriza por cooperar con los diferentes elementos del sistema de procesamiento y control (106), de manera que almacena filtra y permite el acceso a la información almacenada en esta. Dicha información se extiende, pero no se limita al almacenamiento de datos característicos o curvas de calibración de sensores, 15 datos propios de distribuciones geométricas, mecánicas, de composición y de operación del presente método, variables de operación, información ingresada por el usuario, información concerniente a la ejecución del presente método en una o múltiples instancias, información de actualización o de fallos, datos estadísticos y de control de la ejecución del presente método, así como multiplicidad de datos generados por y para el 20 procesamiento, ejecución, retroalimentación, calibración, inspección y control del presente sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100).

La interfaz de usuario (106D) se caracteriza por establecer un contacto con el usuario final, el desarrollador, encargados de mantenimiento, inspectores y operadores con el 25 procesador, sus decisiones basadas en reglas y las capacidades de actualización del presente sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100). Dicha interfaz de usuario (106D) permite el ingreso de información seleccionada del medio criogénico a esterilizar (107) relativa a su caracterización, disposiciones geométricas y metrológicas del contenedor criogénico (104) y del sistema de 30 posicionamiento interno (105), variables y mediciones de los sistemas de adquisición de datos (103), de la electrónica a temperatura ambiente (102) y de la electrónica criogénica (101), de manera que el sistema de procesamiento y control (106) permite el ingreso de datos característicos al funcionamiento, caracterización, mantenimiento y operación del sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100).

35

El controlador (106E) se caracteriza por recibir instrucciones o datos del procesador (106A) concernientes a los resultados de ejecución del presente método, de manera que dichas instrucciones o datos reflejan acciones de control seleccionadas. Las acciones de control se caracterizan por iniciar o detener procesos del sistema de adquisición de datos (103), configuración, posicionamiento, lectura y operación de la electrónica criogénica (101) y de la electrónica a temperatura ambiente (102), movimientos y lecturas del sistema de posicionamiento interno (105), ejecución de ordenes en uno o múltiples emisores ultravioletas (101E), actuadores (105A), así como la lectura y retroalimentación de señales provenientes de diferentes sensores del sistema de posicionamiento interno (105), contenedor criogénico (104) y electrónica criogénica (101) referentes a la medición de la dosis de radiación medida en el medio criogénico a esterilizar (107) sensores de posición, velocidad, aceleración, temperatura, presión, entre otras variables relevantes en el proceso de esterilización de medios criogénicos.

Los medios criogénicos para esterilizar (107) se caracterizan por comprender temperaturas extremadamente bajas, de preferencia comprendidas entre -150°C a -273°C . En una modalidad preferida de la invención, dichos medios se caracterizan por estar presentes en estado líquido; y en una modalidad aún más preferida dichos medios se seleccionan de nitrógeno líquido, oxígeno líquido, argón líquido, xenón líquido, entre otros tipos de medios líquidos a temperaturas criogénicas.

El presente método para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (200) se caracteriza por la medición de la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) en uno o diferentes puntos materiales al interior del contenedor criogénico (104), realizando una cuantificación de la dosis de radiación ultravioleta, en tiempo real con un margen de confianza en la medición de acuerdo a lo descrito anteriormente, de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) y realiza reconstrucción de modelos computacionales, inferencias, cálculos y estimaciones de la radiación al interior de un contenedor criogénico (104) en función de su geometría, disposición y características; determinando así, la dosis de radiación recibida en la continuidad del medio criogénico a esterilizar (107) y cotejando dicha información con estándares de desinfección, protocolos de funcionamiento e información estadística.

El presente método para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (200) tiene inicio con una primera fase de termalización (201), que propende por la estabilización térmica de los componentes del presente sistema (100), que refleja

mediciones con mayor confiabilidad, menores pérdidas por evaporación, disminución de fallos por choques térmicos, entre otros. Dicha fase inicial de termalización, comprende la inmersión paulatina y controlada, de preferencia bajo patrones previamente probados y almacenados en la base de datos (106C) para configuraciones específicas, de diferentes partes del presente sistema (100) en medios gaseosos o líquidos a temperaturas bajas, de preferencia de la misma composición del medio criogénico a esterilizar (107), para realizar posteriormente una inmersión paulatina de los elementos en contacto con líquidos criogénicos o el medio criogénico a esterilizar (107) hasta alcanzar posiciones seleccionadas al interior del contenedor criogénico (104), dicho descenso o inmersión paulatina puede hacer uso del sistema de posicionamiento interno (105) y del sistema mecánico de movimiento (104C) bajo curvas de posicionamiento basadas en posición, velocidad y aceleración de los actuadores (105A), calculadas en función de los datos probados y almacenados en la base de datos (106C); y, en una modalidad de la invención, comprende intervalos de tiempo suficientes para una adecuada transferencia de calor en los componentes del presente sistema (100).

Además, el presente método para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (200) comprende una etapa de estabilización (202) del sistema (100) que permite la estabilización de las respuestas y señales adquiridas del sistema (100), que monitorea las variables de las señales medidas del medio criogénico a esterilizar (107) determinando si existen divergencias, irregularidades o discrepancias con valores de referencia para así determinar si existen fluctuaciones, ruidos eléctricos, errores en la medición, entre otras irregularidades que determinen una fluctuación o cambio en las variables medidas de acuerdo a patrones de referencia y resultados esperados, de manera que, adicional a la termalización comprendida en la primera fase del presente método, se determinan también de forma simultánea o en paralelo la idoneidad de las variables medidas mediante la fase de estabilización (202) del sistema (100), como también, en una modalidad de la invención, se determina el estado de operación segura del contenedor criogénico, tales como presiones de funcionamiento, indicadores de cierre de los medios de cierre (104B), entre otros medios de monitoreo de operación segura. Dicha etapa de estabilización (202) en una modalidad de la invención se caracteriza por recopilar y utilizar para su retroalimentación la información medida por los sensores de calibración y confianza de la medida (101F) que permiten un conocimiento de la temperatura real a la que se ve sometido el detector criogénico (101A), de forma que presenta diferentes curvas de calibración para temperaturas posibles relacionadas con la inmersión de dichos detectores.

Una vez se determina la idoneidad y correcto desempeño de los datos recibidos por el sistema en el paso anterior, tiene inicio la fase de conteo de fotones ultravioleta (203), donde dicha fase se caracteriza por la medición directa de los fotones emitidos al medio criogénico (107) por uno o múltiples emisores ultravioletas (101E), donde dicha medición la realizan uno o múltiples detectores criogénicos (101A). La fase de conteo de fotones ultravioleta (103) se caracteriza porque mediante la ubicación de un detector criogénico (101A) al interior de un contenedor criogénico (104) se habilita la emisión de radiación de uno o múltiples emisores de radiación ultravioleta (101E), la medición de uno o múltiples detectores criogénicos (101A) y el conteo de pulsos provenientes de los detectores criogénicos (101A).

En una modalidad de la invención, fase de conteo de fotones ultravioleta (203) comprende además procesos en los que se determina la posición del sistema de posicionamiento interno (105) o del sistema mecánico de movimiento (104C), debido a que las señales recibidas, la cantidad de fotones y la dosis de radiación medida, los tiempos de respuesta, el cumplimiento de estándares o parámetros de desinfección, el accionamiento o detención de diferentes medios ultravioleta (101E) o actuadores (105A) dependerán de la ubicación espacial en puntos materiales determinados del efector final y, consecuentemente, de uno o múltiples detectores criogénicos (101A), puesto que la dosis de radiación recibida está directamente relacionada con la configuración de los equipos, distribución espacial y geométrica al interior del contenedor criogénico (104) y variables intrínsecas del proceso, por lo que la medición puede variar respecto a diferentes medios criogénicos a esterilizar (107) y, en general, al interior de un mismo medio varía en función de la posición, por lo que la presente invención solventa dicho aspecto y posiciona al detector criogénico (101A) en puntos donde la estimación de la dosis de radiación ultravioleta tiene un particular interés, donde dichos puntos pueden comprender espacios de menor intensidad de radiación ultravioleta, espacios de radiación ultravioleta máxima, espacios de radiación ultravioleta media; de manera que, mediante procesos de cálculos numéricos, se conoce la respuesta medida y se puede relacionar con la respuesta computacional esperada para un punto material al interior del contenedor criogénico (104) y, a su vez, el sistema de posicionamiento interno (105) o el sistema mecánico de movimiento (104C) ubican al detector criogénico (101A) en dichas zonas para la corroboración de las variables medias en contraste con las esperadas, realizando así, operaciones de calibración, como también la cooperación en el desplazamiento para la medición en puntos determinados.

Se resalta como la presente invención comprende la utilización de uno o múltiples detectores criogénicos (101A), donde dichos detectores comprenden ubicaciones espaciales diferentes al interior del contenedor criogénico (104), midiendo así la dosis de radiación ultravioleta en distintos puntos materiales del medio criogénico a esterilizar (107), que se pueden relacionar con magnitudes diferentes de conteos de fotones ultravioleta a lo largo de diferentes puntos materiales al interior del contenedor criogénico (104). Entonces, la fase de conteo de fotones ultravioleta (203) puede tener lugar como conteo de fotones ultravioleta con un detector (203a) o como conteo de fotones ultravioleta con múltiples detectores (203b), que se utilizan para la reconstrucción de simulaciones computacionales para la estimación según variables medidas de la dosis de radiación efectiva recibida por un medio criogénico a esterilizar (107), donde dichas simulaciones puede comprender simulaciones de carácter estático o dinámico, donde las simulaciones de condiciones transitorias se caracterizan por recrear en tiempo real las condiciones medidas por los diferentes sensores del sistema (100).

Posterior a la etapa de conteo de fotones ultravioleta (203) tiene lugar la etapa de cálculo de dosis de radiación (204), donde dicha etapa se caracteriza por hacer una reconstrucción del patrón de radiación en el volumen comprendido por el medio criogénico a esterilizar (107) o porciones seleccionadas del mismo. Dicha etapa de cálculo de dosis de radiación (204) comprende la utilización de simulaciones computacionales, donde estos modelos presentan una alternativa para inferir, determinar, calcular o estimar la dosis de radiación del medio criogénico a esterilizar (107) bajo el conocimiento de la dosis de radiación en un punto material. La estimación de la dosis de radiación en un punto material recibe información de los pulsos recibidos con el sistema de adquisición de datos (103), que multiplicada con la energía de los fotones ultravioleta emitidos por el emisor ultravioleta (101E) y divididos por el área activa del detector criogénico muestran la ecuación (1) para el cálculo de la dosis de radiación D para un punto en función de la cantidad de fotones N_f , la energía por fotón E_f y el área activa A del detector.

$$D = \frac{N_f * E_f}{A}$$

Entonces, la fase de cálculo de dosis de radiación (204) utiliza procesamientos numéricos, computacionales; donde dichos procesos son realizados de acuerdo con

parametrizaciones que pueden corresponder a diferentes tipos de contenedores, diferentes tipos de geometrías, diferentes tipos de fluidos e impurezas, diferentes tipos de emisores ultravioleta (101E), de manera que mediante análisis de tipo Monte Carlo, así como la distribución de la radiación ultravioleta dentro del contenedor criogénico (104) se obtiene la dosis considerando una pluralidad de interacciones posibles del fotón ultravioleta con el medio criogénico a esterilizar (107) y el contenedor criogénico (104), donde dichas interacciones se seleccionan de dispersión del fotón por las paredes reflectantes del contenedor, dispersión Rayleigh en nitrógeno líquido y gaseoso y absorción de los fotones ultravioleta por impurezas en el nitrógeno líquido, que genera una distribución de radiación esperada para cada contenedor criogénico (104) acorde a un medio criogénico a esterilizar (107) en particular.

Las simulaciones computacionales a las que da lugar la presente invención recrean las interacciones físicas entre los fotones ultravioletas, las partículas del medio criogénico a esterilizar (107), las paredes y elementos constitutivos del contenedor criogénicos y de todos los sistemas mecánicos a los que da lugar la presente invención. Dicha simulación prevé la trayectoria posible de acuerdo con la probabilidad de ocurrencia, la pérdida de energía relacionada con su paso por los diferentes elementos que interactúan, y dicha simulación puede comprender metodologías propias de la teoría de juegos, por medio de la cual determina y simula el comportamiento de las posibles trayectorias que puede tomar un fotón que pasa a través de un vóxel, dentro de un volumen de control, por ejemplo, el volumen del contenedor. Dicha probabilidad se asocia con la intensidad de la emisión del emisor ultravioleta (101E) y es determinante para calcular y determinar la probabilidad de recepción de fotones por parte de cada vóxel en diferentes intensidades de emisión del emisor ultravioleta (101E). Asimismo, el posicionamiento del detector criogénico (101A) en posiciones y orientaciones determinadas influirán en el conteo efectivo de fotones ultravioleta, puesto que a su vez corresponde con la dosis de radiación en el vóxel asociado a la ubicación espacial del detector criogénico (101A). En etapas posteriores se asocia la dosis calculada por el modelo computacional creado por el procesador (106A) con una estimación de la dosis de radiación efectiva recibida por el medio criogénico a esterilizar (107) lo que conlleva a la reconstrucción del modelo computacional con medidas tomadas efectivamente durante y bajo las condiciones del proceso. En el caso de que existan una pluralidad de detectores criogénicos (101A), la reconstrucción tendrá lugar bajo modelos numéricos y matemáticos que dependerán de la cantidad de detectores criogénicos (101A), de la ubicación y orientación de los mismos, de las condiciones generales del proceso, entre otras, donde dichas estimaciones

siempre tendrán en cuenta los valores estadísticamente más probables de acuerdo con curvas de incidencia almacenadas en la base de datos (106C), las desviaciones estándar y medidas estadísticas de las mismas, que se refleja en un valor real en los puntos de medición y un valor estadísticamente correcto, representativo y concluyente en los otros puntos materiales del medio criogénicos a esterilizar (107) debido a la retroalimentación de la simulación previamente descrita con valores medidos directamente en el medio criogénico a esterilizar, lo cual supone una ventaja técnica al garantizar la dosis requerida en cada punto material debido a la retroalimentación de simulaciones a lo largo de los puntos materiales en estudio, que se retroalimentan con la medición física de las mismas.

Entonces, mediante una simulación del transporte de partículas a través de la materia, reproduciendo el patrón de radiación característico esperado para las condiciones utilizadas, el modelo computacional se realimenta con las mediciones tomadas por uno o más detectores criogénicos (101A), de forma que se obtiene un patrón de dosis de radiación para todo el medio criogénico a esterilizar (107), retroalimentado por lo medido por los detectores criogénicos (101A), de forma que se obtienen mediciones precisas con retroalimentación a modelos computacionales complejos que reproducen las interacciones de las partículas, las trayectorias de estas, aplicación de geometrías particulares, consideraciones propias de materiales, distribuciones y propiedades físicas, la utilización de modelos físicos, colisiones y decaimientos de las partículas, de forma que se caracteriza completamente la interacción de las partículas en todo el fluido, lo cual por medios de detección exclusivamente es virtualmente imposible, así como impreciso por medios exclusivos de análisis matemático- físico; entonces, la combinación de ambas técnicas permiten la generación de una respuesta precisa, en tiempos reducidos.

Así las cosas, dicha simulación de transporte de partículas a través de la materia comprende como parámetros la reflectancia media de los contenedores criogénicos (104) utilizados ampliamente en el almacenamiento de medios criogénicos a esterilizar (107), comprende también la caracterización de una fuente de emisión ultravioleta puntual y lineal, como también la utilización de dicha fuente de emisión ultravioleta o emisor ultravioleta (101E) en configuraciones de lazo cerrado donde, sin importar el tipo de fuente utilizada, dicha fuente operará bajo parámetros de la dosis de radiación por milímetro cúbico calculados en tiempo real, que mediante una biblioteca de datos de dosis requeridas para esterilización almacenadas en la base de datos (106C) permite la detención del sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100),

como también la emisión de una alerta visual o sonora por medio de la interfaz de usuario (106D), dicho método expuesto de forma general se esboza en la Figura 7.

5 Se resalta como la base de datos (106C) puede comprender una o múltiples simulaciones realizadas previamente del conjunto de geometrías involucradas en el proceso de esterilización, para que puede extrapolarse a diferentes tipos de contenedores criogénicos (104), puesto que dicha distribución comprende factores de escala que pueden ser ajustados con facilidad por medio del sistema de procesamiento y control (106), pudiendo así reconstruir el patrón de distribución de radiación en cualquier punto
10 del contenedor criogénico (104), sin importar sus dimensiones, las cuales podrán ser ajustadas mediante el ingreso de las mismas mediante la interfaz de usuario (06D) o seleccionándola en la misma mediante la consulta de la base de datos (106C) de recipientes o contenedores criogénicos estandarizados, de manera análoga, la reconstrucción del modelo computacional de acuerdo con las mediciones tomadas por el
15 detector criogénico (101A) puede ser reconstruido para diferentes valores medidos, diferentes dimensiones, condiciones iniciales, medios criogénicos, distribuciones geométricas, entre otras variables de interés.

20 La reconstrucción del patrón de distribución de dosis de radiación se lleva a cabo mediante la retroalimentación del sistema mediante el procesamiento del conteo de fotones detectado por uno o múltiples detectores criogénicos (101A), que llevan a cabo el ajuste de las simulaciones realizadas mediante la medición directamente a las condiciones actuales, donde dichas simulaciones y reconstrucciones tienen en cuenta parámetros relacionados con el medio criogénico a esterilizar (107), el contenedor
25 criogénico (104), y el sistema de posicionamiento interno (105) que mediante parámetros y consideraciones relacionadas con los niveles de nitrógeno en fase líquida y en fase gaseosa, la reflexión de los fotones ultravioleta, la dispersión de Rayleigh, la absorción de los fotones ultravioleta, el nivel o la caracterización de las impurezas dentro del medio criogénico a esterilizar (107), la configuración geométrica y espacial del sistema de
30 posicionamiento interno (105) y del sistema mecánico de movimiento (104C) y por supuesto del contenedor criogénico (104), que determinan la ubicación longitudinal y radial de uno o múltiples detectores criogénicos, procesan dichos datos y se obtiene el posicionamiento de los detectores criogénicos en posiciones y orientaciones preferidas de las zonas de mayor y menor número de fotones, para obtener resultados relacionados
35 con la distribución de fotones a lo largo de los ejes longitudinal y radial, la cantidad de fotones detectados por cada detector criogénico (101A), y permite calcular la dosis de

radiación por milímetro cúbico en cada parte del contenedor criogénico (104), como también detectar valores máximos, mínimos y demás valores estadísticos necesarios para la presentación de resultados, la generación de informes de esterilización, entre otras actividades estadísticas, que permitan la toma de decisiones por parte del sistema de procesamiento y control (106) y por supuesto del personal que supervisa la labor.

El sistema de procesamiento y control (106) además monitorea los niveles de saturación del detector criogénico (101A), como también de los sensores de calibración y confianza de la medida (101F), de forma que propende por garantizar que el detector criogénico se encuentre en la zona de operación Geiger, mediante mediciones de voltaje, temperatura, corriente, entre otras variables que permitan garantizar dicha zona de operación. De encontrarse en la zona de operación descrita, se procede al cálculo de fotones, para así calcular el espectro de radiación; de no ser el caso, se compensarán los niveles de voltaje para garantizar dicha zona, mediante lazos de control que permitan el suministro de voltaje, como también la compensación de los valores leídos por medio de relaciones de calibración de los detectores criogénicos de acuerdo a la temperatura registrada por uno o múltiples sensores de calibración del detector, según curvas de calibración documentadas. Esto permite garantizar que el procedimiento de detección de fotones registra datos verídicos, como también garantiza que la dosis mínima recibida por el medio criogénico a esterilizar es la adecuada, según reconstrucción del patrón de radiación ultravioleta realizada, la generación de alertas y la ejecución de protocolos de seguridad acordes con fallas o alertas detectadas.

El presente método permite además el ingreso de información mediante el uso de la base de datos (106C), la interfaz de usuario (106D) de cualquiera de los parámetros anteriormente descritos o utilizados durante el uso del sistema para la desinfección de líquidos a temperaturas criogénicas (100) o en la ejecución del presente método (200), de manera que permite la modificación de dichos parámetros, genera estadísticas de uso y presenta información al usuario, y permite optimizar el proceso. De forma preferente comprende el ingreso de información geométrica relacionada con el contenedor criogénico (104), el área activa y la eficiencia de fotodetección del detector criogénico (101A), el radio interno y la altura interna del contenedor (para ejecutar la reconstrucción de la distribución de la dosis de radiación medida), la rugosidad, la reflectancia, la disposición geométrica, la sombra producida, almacena el número de fotones detectados, la energía de los fotones ultravioleta de acuerdo con las características de la lámpara (por ejemplo, para un emisor ultravioleta (101E) con una longitud de onda comprendida entre

253 nm y 260 nm (la fuente puede comprender valores entre 7.61×10^{-19} J y 7.83×10^{-19} J), la ubicación de los puntos de menor o mayor radiación de acuerdo con el contenedor criogénico (104), las curvas de calibración de los detectores criogénicos (101A), los valores numéricos para la reconstrucción del patrón de radiación, valores típicos de condiciones de los medios criogénicos a esterilizar (107) como opacidades, niveles de impurezas, entre otros, los cálculos y ecuaciones para la reconstrucción de las distribuciones de dosis de radiación, los históricos de voltaje, temperatura y cantidad de fotones de los detectores criogénicos (101A), entre otros, dicha información se muestra en la Figura 9.

Se precisa como las pequeñas variaciones relacionadas a la temperatura interna de contenedor criogénico (104) debido a la sublimación o evaporación del medio criogénico a esterilizar (107), son tenidas en cuenta por medio de uno o múltiples sensores de calibración y confianza de la medida (101F) y la compensación o calibración se lleva a cabo por las mismas, en relación con las curvas de calibración para cada detector criogénico (101A).

El método que ejecuta el presente procesador (106A) realiza el cálculo del patrón de radiación según simulación de características almacenadas en base de datos (106C), almacena el resultado en memoria (106B) y base de datos (106A); posterior a esto realiza el cálculo del patrón de radiación según simulación de características almacenadas en base de datos (106C), almacena el resultado en memoria (106B) y base de datos (106A), seguido realiza el cálculo del patrón de radiación según simulación de características almacenadas en base de datos (106C), almacena el resultado en memoria (106B) y base de datos (106A). En función de dichos parámetros enciende el emisor ultravioleta (101E) realiza el conteo de los fotones registrados por el detector criogénico (101A) con la señal emitida por la electrónica criogénica (101), la electrónica a temperatura ambiente (102) y el sistema de adquisición de datos (103), realizando un cálculo de la dosis de radiación hasta valores determinados por la simulación de la dosis del patrón de radiación según los parámetros descritos para así realizar un cálculo de la dosis de radiación hasta valores determinados por la simulación de la dosis del patrón de radiación; de forma que itera hasta conseguir el valor deseado y posteriormente realiza un apagado del emisor UV (101E) cuando se satisfaga la condición de dosis de radiación permisible para el medio por lo que alista los componentes del sistema (100) a una posición inicial mediante un retorno a la posición de inicio el sistema de posicionamiento interno (105) y el sistema mecánico de movimiento (104C) mediante información emitida al controlador (106E) que

acciona a los actuadores (105A). Posteriormente, recopila información del sistema de posicionamiento interno (105) y del sistema mecánico de movimiento (104C) mediante información emitida al controlador (106E) que acciona a los actuadores (105A) para así proyectarla al usuario final mediante la presentación de información del proceso en la interfaz de usuario (106D), así como almacenarla en la base de datos (106C).

Además, debido a efectos constructivos o físicos de los detectores criogénicos (101A), dichos sensores presentan regiones de operación diferenciadas para niveles de radiación alta (saturación) o niveles de radiación baja (operación normal), donde el procesador (106A) es capaz de discriminar la región de operación y calcular la dosis de radiación de acuerdo con la región de operación presente. En la región de saturación la dosis es determinada por un nivel de voltaje DC, mientras que en la región de operación normal la dosis es determinada por una serie de impulsos diferenciados entre sí que determina el conteo de fotones. Dicha detección tiene lugar también por parte del sistema de adquisición de datos, que, ante la ausencia de una cantidad de pulsos determinados, cambiará a la lectura del nivel de voltaje según está en una entrada de tipo mixto entre analógico y digital, pudiendo leer las magnitudes como la separación de los pulsos de las señales que determinarán la región de operación en saturación u operación normal. En la Figura 10 se muestra cómo se da la detección de manera esquemática y cuando se recurre a los procedimientos de detección de fallas.

Respecto de los procedimientos relacionados con de la detección de fallas y el autodiagnóstico para generación de alertas, la presente invención solventa dichos procedimientos mediante la generación de una proyección del espacio de estados sobre un espacio de paridad que, en consecuencia, arroja un vector, cuya dimensión depende del número de variables consideradas en la detección de fallas y cuya magnitud depende de la intensidad de la falla y cuya dirección determina el tipo de fallas caracterizadas. Entonces, la ejecución de las simulaciones en el procesador (106A) determina el carácter esperado de las condiciones del proceso, lo cual es retroalimentado por las mediciones tomadas por la pluralidad de sensores que comprenden el sistema (100), para así reconstruir nuevamente la simulación computacional y estimar la confiabilidad en la medición; por lo que es claro que existe un modelo cierto del espacio de estados de las variables presentes en el sistema, la interacción con el medio y los elementos de la presente invención y esto permite la identificación de los estados esperados para las variables medidas, por lo que una desviación significativa de los valores numéricos de los estados de las variables medidas determinará la existencia de un disfuncionamiento o

una falla, por lo que la evaluación o retroalimentación del valor esperado para una condición particular permitirá el determinar o identificar el tipo de falla asociado a dicha situación, la diferencia de magnitud esperada del valor numérico en contraposición con la recibida permitirá obtener la magnitud de la falla asociada es decir la gravedad de la falla, que dependerá también, de la dimensión esperada, que estará determinado por la cantidad de sensores considerados en el proceso. Se resalta como la dimensión mayor del vector resultante permite la evaluación de diferentes tipos de falla, como también la dirección de este permite la discriminación y caracterización de un número mayor de malfuncionamientos.

5

10

También, de acuerdo con el tipo de falla, la base de datos (106C) comprende una relación de las dimensiones de los posibles vectores resultantes con unas fallas comúnmente asociadas a este tipo de resultado, lo que permite el autodiagnóstico del equipo, de acuerdo con pruebas estandarizadas y almacenadas en la memoria (106B), que son posteriormente supervisadas y ejecutadas por el sistema (100), por lo que dicha base de datos permite el autodiagnóstico, la caracterización de fallas y la determinación de la intensidad de las mismas, que permite a la presente invención su operación, mantenimiento y confianza en las mediciones.

15

20

Las figuras presentadas en la presente descripción se presentan con propósitos meramente ilustrativos. Las figuras descritas no limitan el alcance de la invención divulgada. Una persona versada en el arte es capaz de concebir modificaciones posteriores a los principios determinados en el presente documento.

25

Aunque algunas modalidades de la invención se describen en la presente descripción, se apreciará que numerosas modificaciones y otras modalidades pueden concebirse por aquellos expertos en la materia con posterioridad a la divulgación de la presente invención. Por ejemplo, las características para las diferentes modalidades pueden usarse en otras modalidades. Por lo tanto, se entenderá que las reivindicaciones anexas pretenden cubrir todas las modificaciones y modalidades que están dentro del espíritu y alcance de la presente descripción.

30

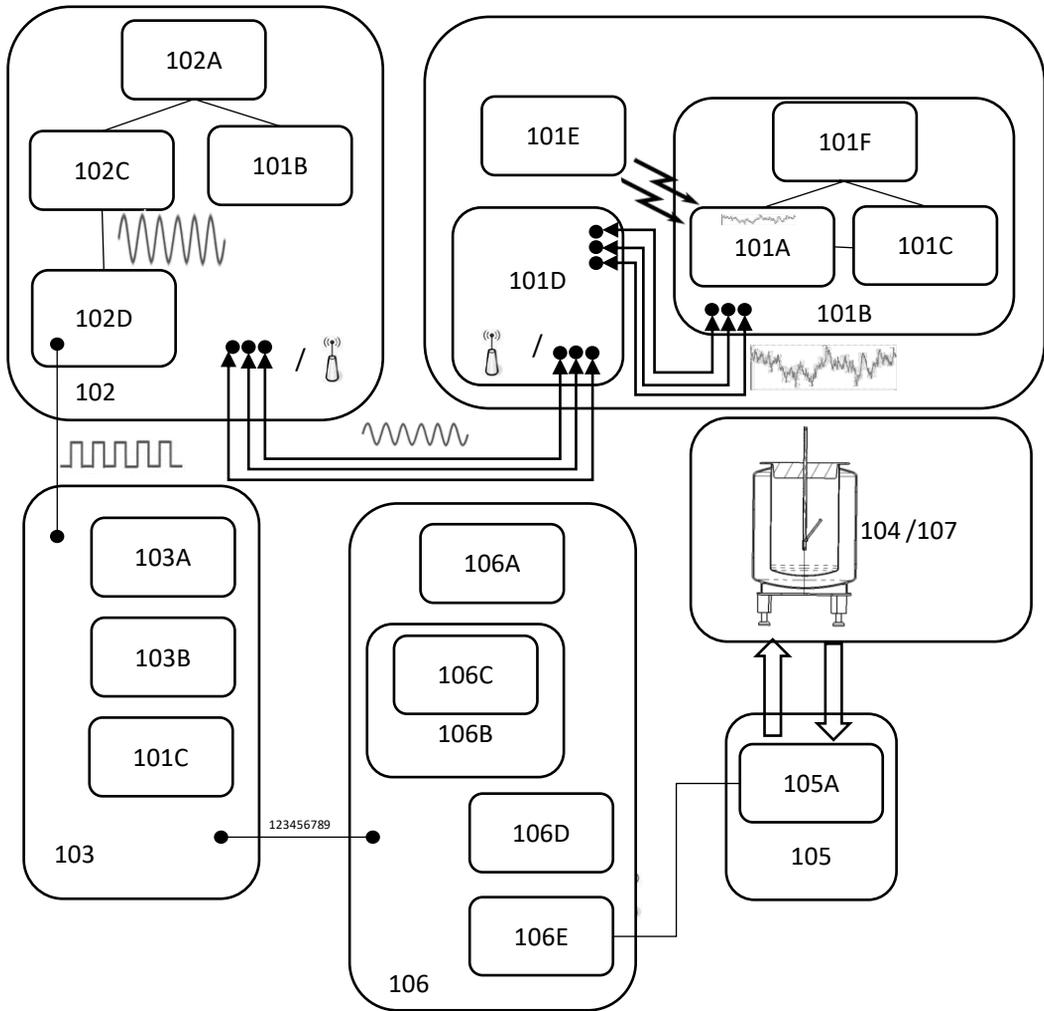
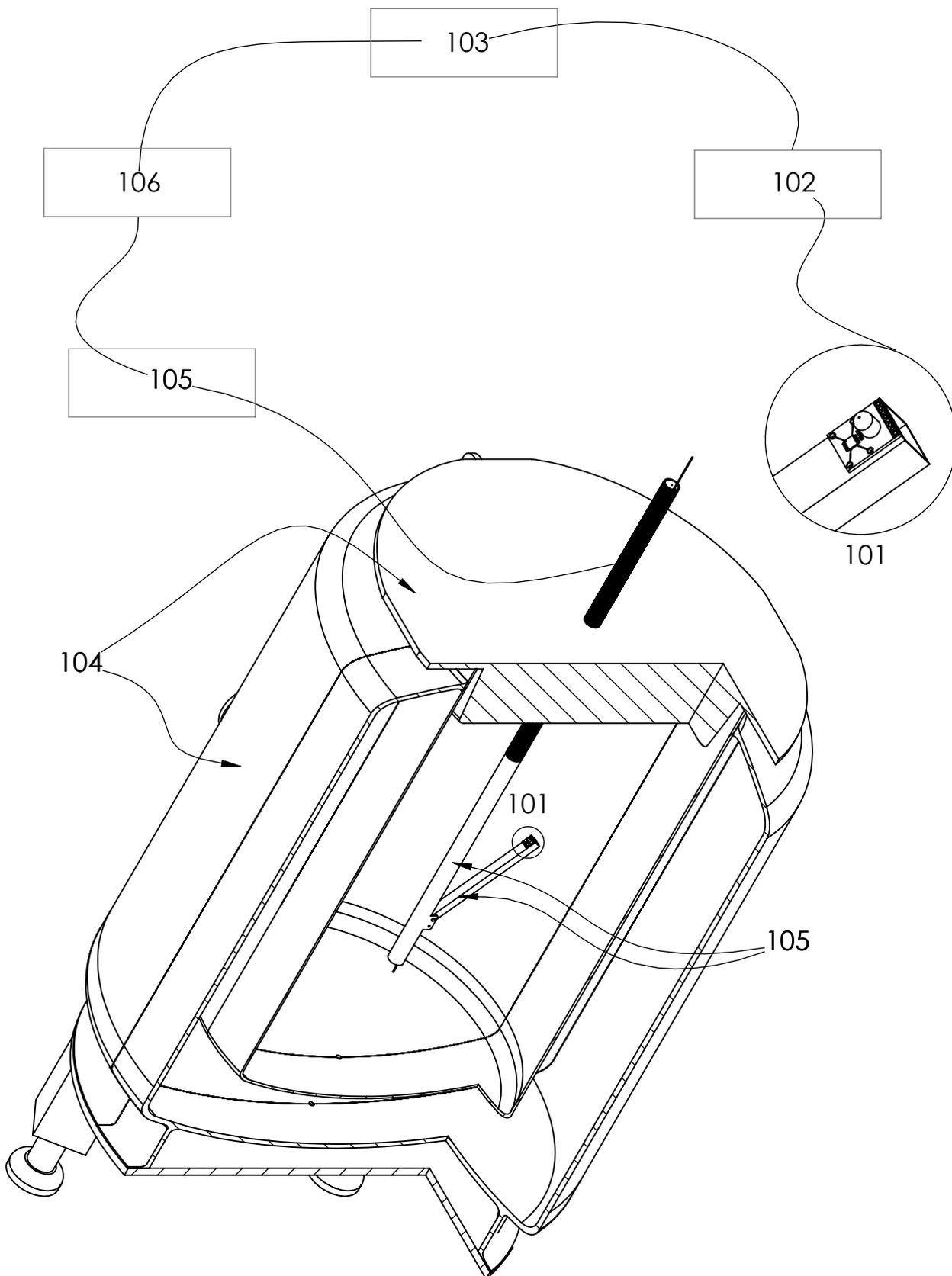


Fig. 1

Fig 2



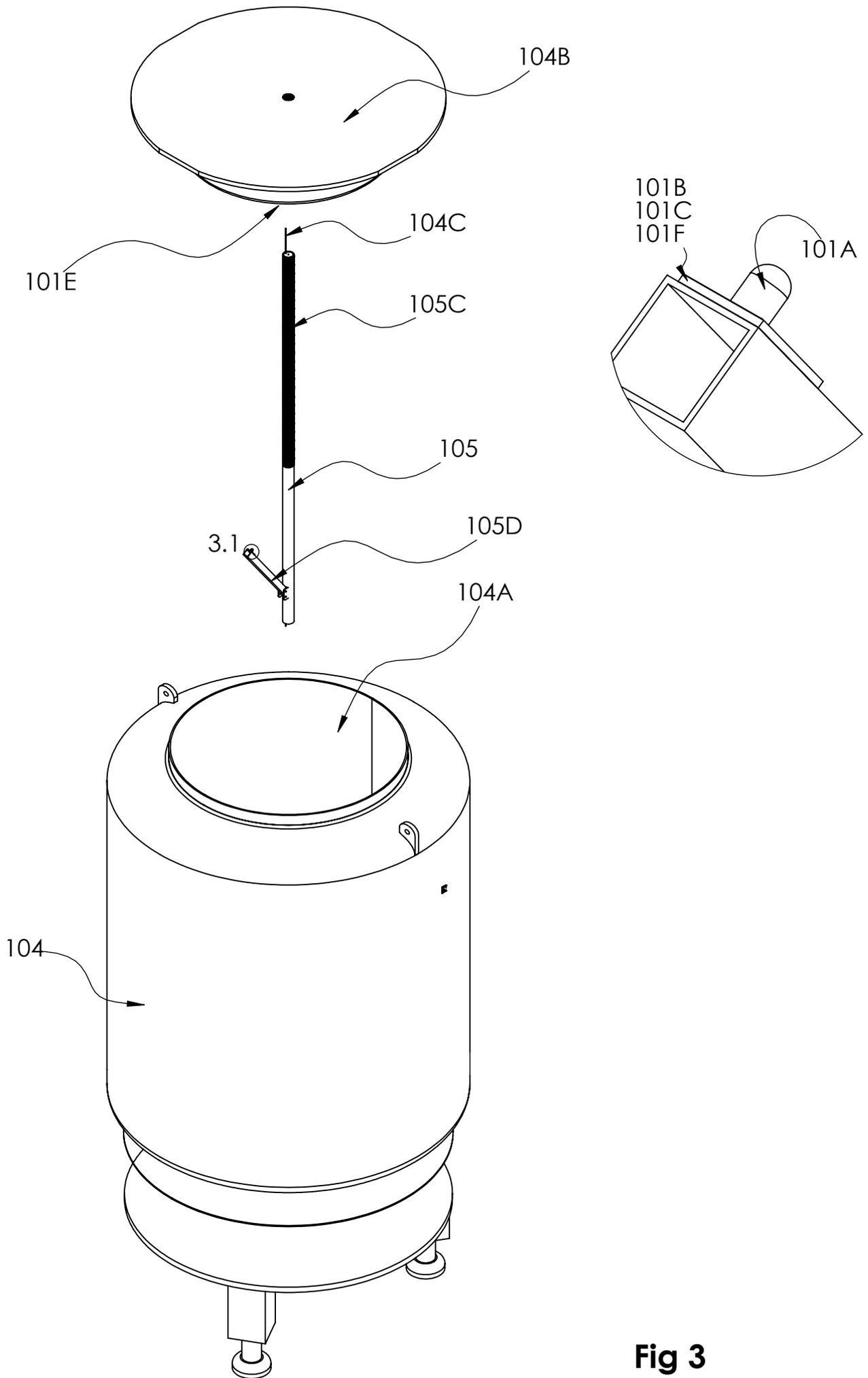


Fig 3

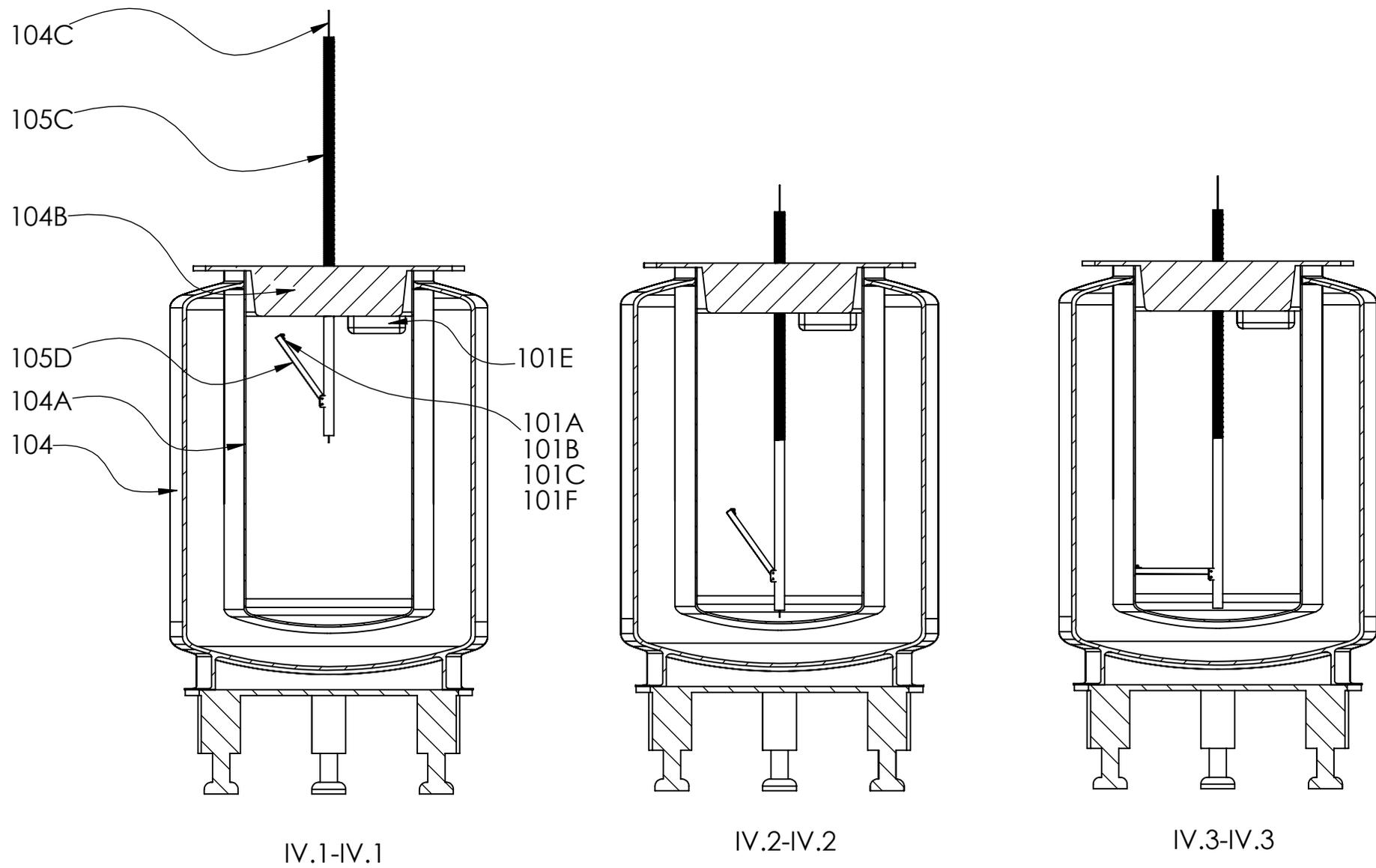


Fig. 4

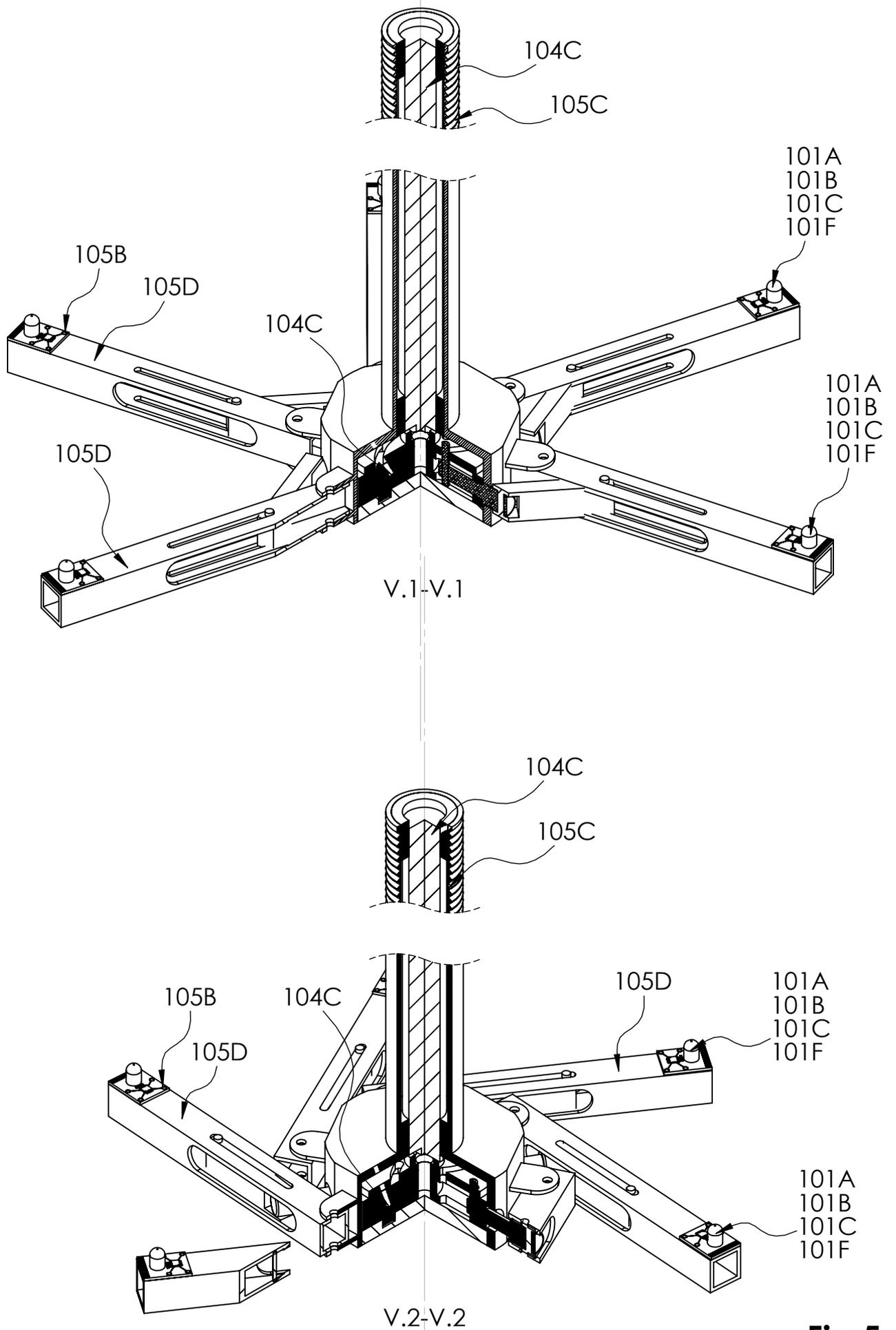


Fig 5



Fig 6a

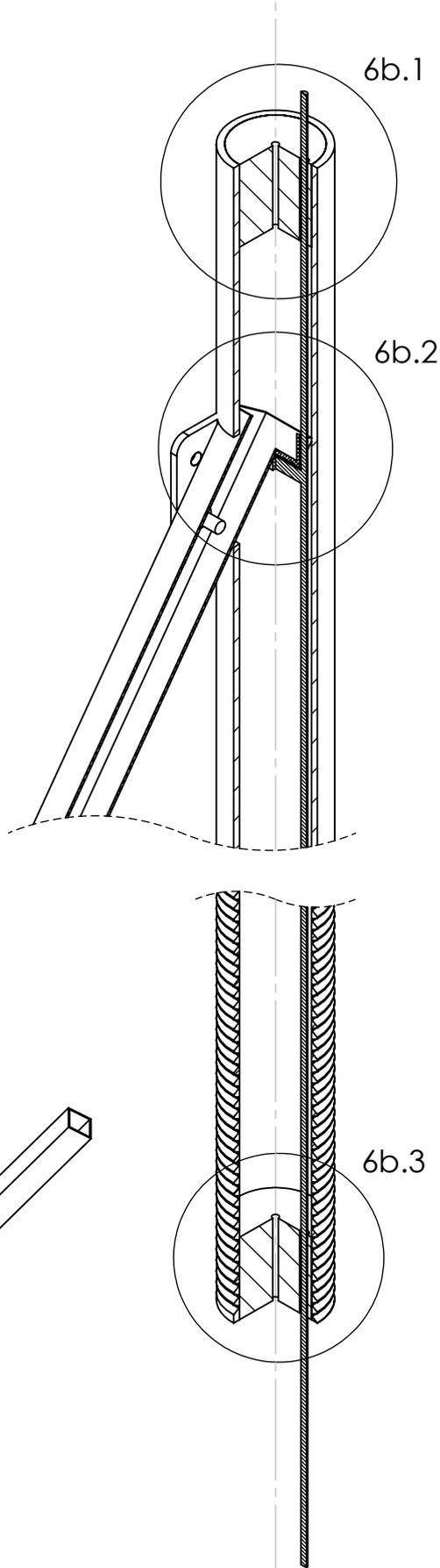
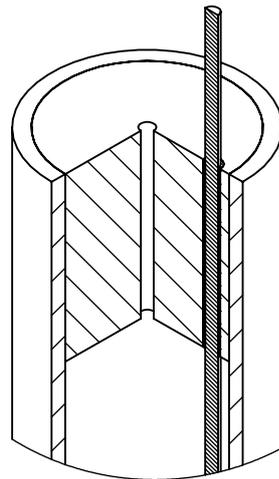
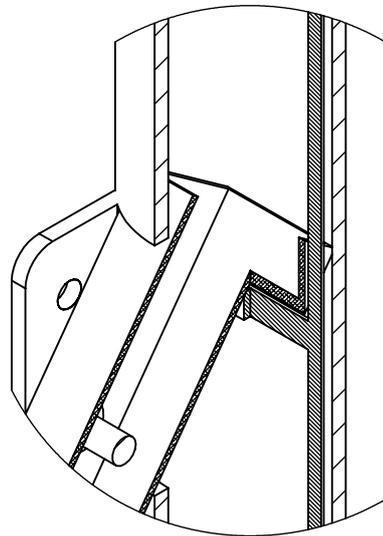


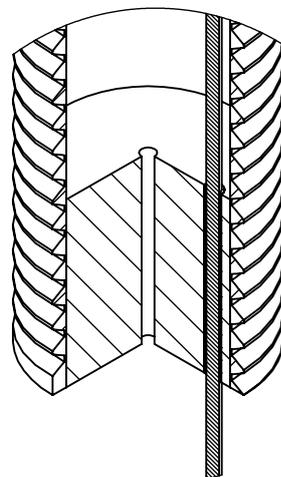
Fig 6b



DETALLE 6b.1



DETALLE 6b.2



DETALLE 6b.3

Fig 6

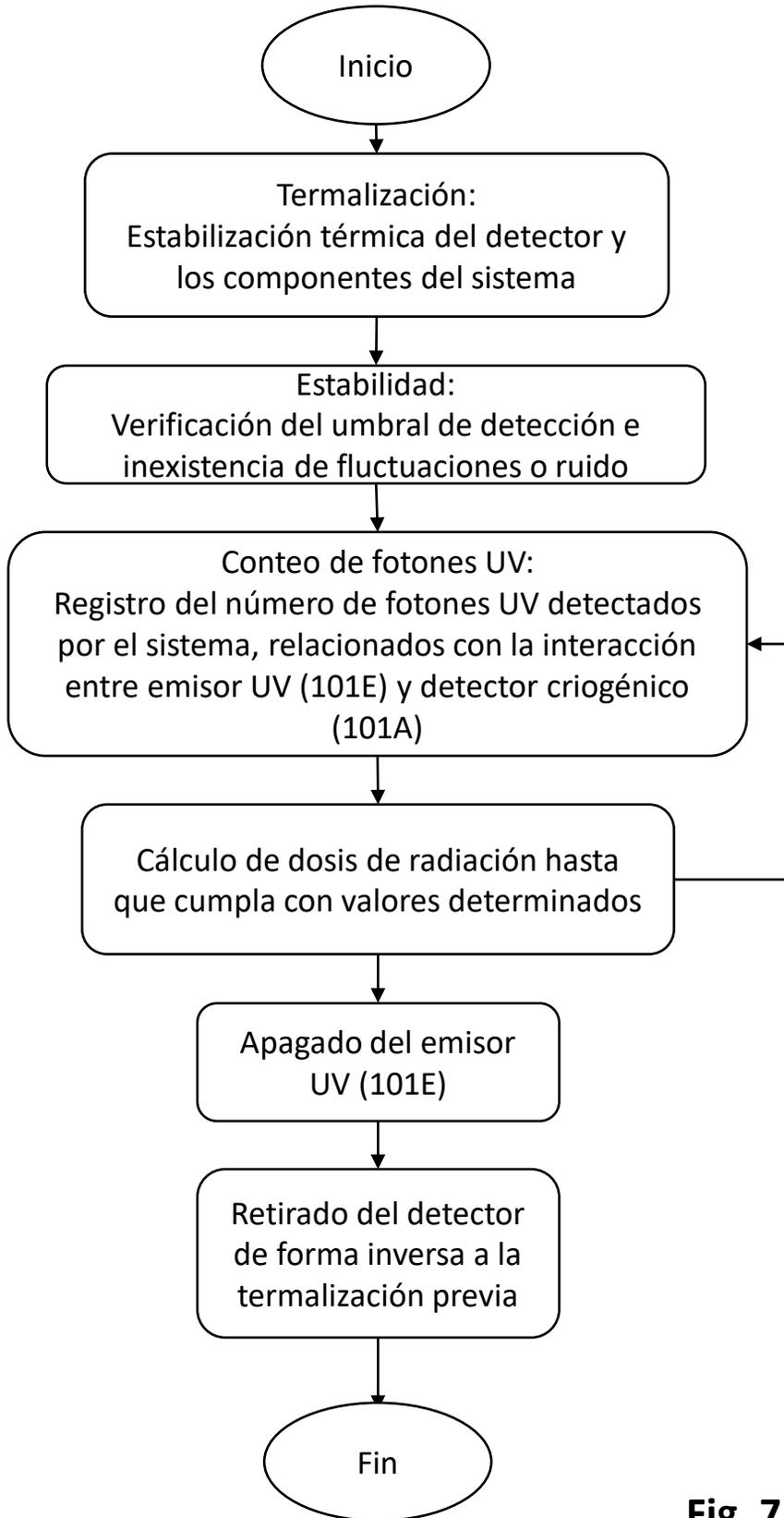
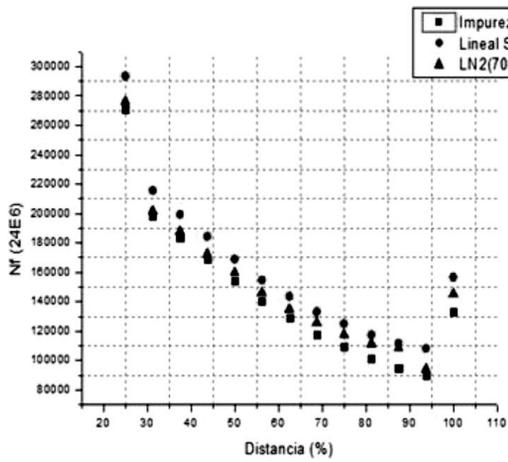
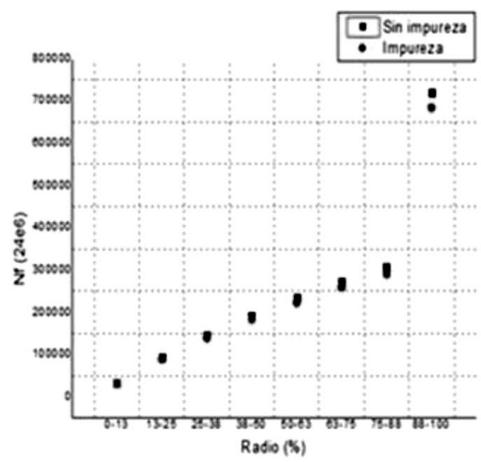


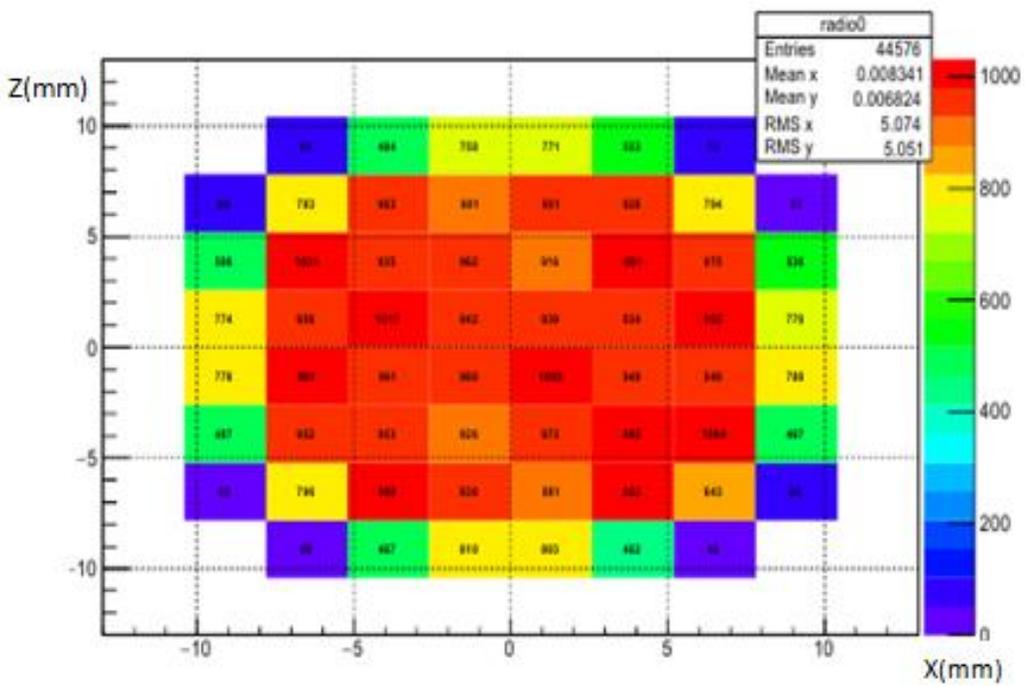
Fig. 7



(8a)



(8b)



(8c)

Fig. 8

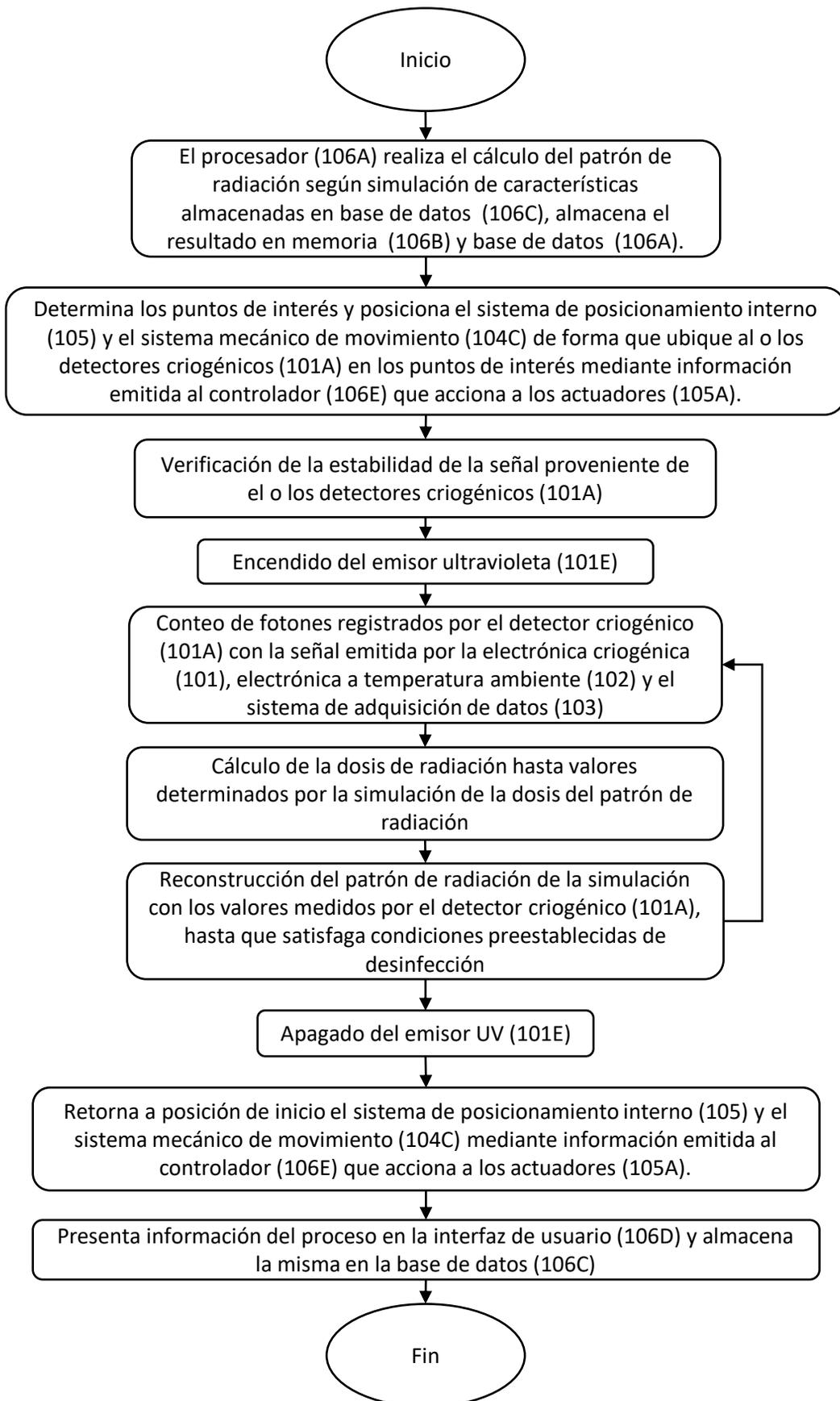


Fig. 9

REIVINDICACIONES

1. Sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) caracterizado porque comprende electrónica criogénica (101) que permite la toma de información, acondicionamiento o amplificación de señal y transmisión de esta en medios a temperaturas criogénicas, sistema de adquisición de datos (103) para ser manipulados por un sistema de procesamiento y control (106), que a su vez determina o acciona variables seleccionadas de posicionamiento de sensores, lectura o alimentación de la ubicación de sensores y realiza cálculos determinados por el sistema de posicionamiento interno (105), la electrónica criogénica (101) y el contenedor criogénico (104), para determinar mediante estos la dosis de radiación recibida por el medio criogénico a esterilizar (107).
2. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 caracterizado porque comprende una electrónica a temperatura ambiente (102) que realiza los acondicionamientos, filtrados y conversiones de señal provenientes de la electrónica criogénica (101) para que la señal sea leída por un sistema de adquisición de datos (103).
3. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 caracterizado porque la electrónica criogénica comprende un detector criogénico (101A) seleccionado de semiconductores criogénicos, fotomultiplicadores de silicio, detectores de radiación criogénicos.
4. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 3 caracterizado porque el detector criogénico (101A) comprende una respuesta espectral seleccionada entre 250nm y 650nm.
5. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 caracterizado porque la electrónica criogénica (101) comprende al menos un detector criogénico (101A) que es excitado por un emisor ultravioleta (101E) y emite pulsos eléctricos según la cantidad de fotones captados, una tarjeta de circuito impreso (101B) que recibe al detector criogénico (101A) y al preamplificador criogénico (101C) y amplifica en primera instancia la señal proveniente de este, así como también realiza un tratamiento inicial de la señal y acopla las impedancias, para luego dicha señal ser transmitida por medios de comunicación (101D) al exterior del contenedor criogénico (104).
6. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 5 caracterizado porque el emisor ultravioleta (101E) se selecciona de

lámparas ultravioleta que emiten radiación con longitudes de onda seleccionadas de entre 250 nm y 260 nm.

7. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de las reivindicaciones 5 y 6 caracterizado porque el emisor ultravioleta (101E) se selecciona de lámparas ultravioleta monocromáticas con longitudes de onda de 253 nm.

8. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de cualquiera de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque el detector criogénico (101A) y la tarjeta de circuito impreso (101B) comprenden un área transversal máxima de 1 cm².

9. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8 caracterizado porque el preamplificador criogénico (101C) comprende una sensibilidad de 50 pF/mm² ± 450 pF/mm² y una capacitancia comprendida entre 4.2nF y 200nF.

10. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5 y 8 caracterizado porque el detector criogénico (101A) se ubica en posiciones seleccionadas entre el 10% y el 20% de las paredes del radio del contenedor criogénico (104) y 6% al 18% de la altura desde la pared inferior del contenedor criogénico (104).

11. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 5 caracterizado porque los medios de comunicación (101D) se seleccionan de conductores eléctricos con aislamiento Kapton.

12. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 5 caracterizado porque los medios de comunicación (101D) se seleccionan de medios de transmisión inalámbrica, adaptadores de redes WiFi y cualquier adaptador de la familia de estándares IEEE 802.11, adaptadores Bluetooth, adaptadores de redes celulares, adaptadores de red para conexiones que usan tecnologías de comunicaciones sobre líneas de potencia, tarjetas electrónicas y adaptadores para comunicaciones que utilizan protocolos de tecnologías inalámbricas ad-hoc seleccionados de aquellos que cumplen con las directrices del estándar IEEE 802.15.4, protocolos relacionados con tecnologías de la Internet de las cosas, entre otros.

13. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de las reivindicaciones 1 y 2 caracterizado porque el discriminador (102D) es del tipo threshold programable y el pulso de salida se selecciona de fast rise < 10 ns y un slower rise <100 ns.

14. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicaciones 1 y 2 caracterizado porque el sistema de adquisición de datos

comprende un elemento seleccionado de contador (103A) y convertidor análogo digital (103D) que leen las señales provenientes del discriminador (102D) a intervalos de tiempo seleccionados, medios de transmisión (103B) que permiten el intercambio de datos con el sistema de procesamiento y control (106) o con un dispositivo electrónico (103C) que recibe y almacena los datos transmitidos.

15. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 caracterizado porque comprende un contenedor criogénico (104) que a su vez comprende elementos seleccionados de: unas paredes internas del contenedor criogénico (104A) que reflejan la luz emitida por el emisor ultravioleta (101E); unos medios de cierre que permiten el intercambio de información por medio de los medios de comunicación (101D); un sistema mecánico de movimiento (104C) que actúa en conjunto y permite el accionamiento por parte del sistema de posicionamiento interno (105).

16. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 a 15 caracterizado porque el sistema de posicionamiento interno (105) comprende elementos seleccionados de: actuadores (105A) que accionan el movimiento del sistema mecánico de movimiento (104C); sistema mecánico de fijación (105B) que acopla al detector criogénico (101A); sistema mecánico de desplazamiento (105C) que permite el desplazamiento del detector criogénico al interior del contenedor criogénico (104); y, brazo abatible (105D) que permite el desplazamiento del detector criogénico (101A) en el sistema mecánico de desplazamiento (105C).

17. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de cualquiera de las reivindicaciones precedentes caracterizado porque el medio criogénico a esterilizar (107) es un líquido criogénico seleccionado de nitrógeno líquido y oxígeno líquido, entre otros.

18. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 caracterizado porque comprende al menos una electrónica criogénica (101), un sistema de adquisición de datos (103), un sistema de posicionamiento interno (105), electrónica criogénica (101), al menos un contenedor criogénico (104), al menos un medio criogénico a esterilizar (107) y un sistema de procesamiento y control (106) donde el procesador (106A) está configurado para:

- realizar el cálculo del patrón de radiación según simulación de características almacenadas en base de datos (106C), almacena el resultado en memoria (106B) y base de datos (106A),
- determinar los puntos de interés y accionar el sistema de posicionamiento interno (105) y el sistema mecánico de movimiento (104C) de forma que los detectores

criogénicos (101A) se posicionen en los puntos de interés mediante información emitida al controlador (106E) que acciona a los actuadores (105A),

- verificar la estabilidad de la señal proveniente de uno o más detectores criogénicos (101A),

5 - encender el emisor ultravioleta (101E),

- contar los fotones registrados por el detector criogénico (101A) con la señal emitida por la electrónica criogénica (101), la electrónica a temperatura ambiente (102) y el sistema de adquisición de datos (103),

10 - calcular la dosis de radiación hasta valores determinados por la simulación de la dosis del patrón de radiación, y

- apagar el emisor UV (101E).

19. El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1 y 18 caracterizado porque comprende al menos una electrónica criogénica (101), un sistema de adquisición de datos (103), un sistema de posicionamiento interno (105), electrónica criogénica (101), al menos un contenedor criogénico (104), al menos un medio criogénico a esterilizar (107) y un sistema de procesamiento y control (106) donde el procesador (106A) está configurado para:

15 - realizar el cálculo del patrón de radiación según simulación de características almacenadas en base de datos (106C) y almacenar el resultado en memoria (106B) y base de datos (106A),

20 - determinar los puntos de interés y posición del sistema de posicionamiento interno (105) y del sistema mecánico de movimiento (104C) de forma que ubique al uno o más detectores criogénicos (101A) en los puntos de interés mediante información emitida al controlador (106E) que acciona a los actuadores (105A),

25 - verificar la estabilidad de la señal proveniente del uno o más detectores criogénicos (101A),

- encender el emisor ultravioleta (101E),

30 - contar los fotones registrados por el detector criogénico (101A) con la señal emitida por la electrónica criogénica (101), la electrónica a temperatura ambiente (102) y el sistema de adquisición de datos (103),

- calcular la dosis de radiación hasta valores determinados por la simulación de la dosis del patrón de radiación,

- apagar el emisor UV (101E),

35 - retornar a posición de inicio el sistema de posicionamiento interno (105) y el sistema mecánico de movimiento (104C) mediante información emitida al controlador (106E) que acciona a los actuadores (105A), y

- presentar información del proceso en la interfaz de usuario (106D) y almacenar la misma en la base de datos (106C).

5 **20.** El sistema para desinfección de medios líquidos a temperaturas criogénicas (100) de la reivindicación 1, 18 y 19 caracterizado porque comprende al menos una electrónica criogénica (101), un sistema de adquisición de datos (103), un sistema de posicionamiento interno (105), electrónica criogénica (101), al menos un contenedor criogénico (104), al menos un medio criogénico a esterilizar (107) y un sistema de procesamiento y control (106) donde el procesador (106A) está configurado para, durante cualquier etapa de su ejecución, detectar, localizar e identificar posibles disfuncionamientos del sistema y alertar al usuario sobre estos.

10

Anexo 3: Interacciones de los fotones UV

Teniendo en cuenta que los fotones UV son de baja energía (5eV), la interacción de estos con el nitrógeno en estado líquido y gaseoso se limita a dos procesos físicos : dispersión de Rayleigh y absorción.

Dispersión de Rayleigh.

La longitud de dispersión de Rayleigh se obtiene con la ecuación de Einstein-Smoluchowski-Cabannes, puesto que el nitrógeno está compuesto de moléculas diatómicas y anisotrópicas (Grace & et al., 2017):

$$L_R^{-1} = \frac{8\pi^3}{3\lambda^4} \left[\frac{(n^2-1)(2n^2+0.8n)}{n^2+0.8n+1} \right]^2 K_B T K_T \left(\frac{6+3\delta}{6-7\delta} \right) \quad (1)$$

Donde λ es la longitud de onda del fotón UV, n el índice de refracción, K_B la constante de Boltzmann, T la temperatura del LN2, K_T la compresibilidad isotérmica y δ la relación de despolarización.

Para encontrar cada una de las variables de la ecuación (1), se consideró los siguientes aspectos:

1. La longitud de onda del fotón UV es de 260 nm, considerando una fuente UV monocromática germicida.
2. El índice de refracción del nitrógeno no se encuentra reportado en la literatura, por lo que se calculó a partir de la constante dieléctrica a -195°C para el nitrógeno líquido y -190°C para el nitrógeno gaseoso, utilizando la ecuación (2):

$$n = \sqrt{\varepsilon} \quad (2)$$

La constante dieléctrica para el nitrógeno líquido tiene un valor promedio de 1,45 lo que significa un índice de refracción de $1,20 \pm 0,03$; para el nitrógeno gaseoso se encontró un índice de refracción de 1,0003.

3. La compresibilidad isotérmica para el nitrógeno, tampoco se encuentra reportada en la literatura, por lo que fue necesario calcularla con la ecuación (3) :

$$k_T = \frac{TV\alpha^2}{C_p - C_v} \quad (3)$$

Donde V es el volumen específico, α el coeficiente de expansión térmica isobárica, C_p el calor específico isobárico y C_v el calor específico isocórico. Como se puede apreciar, la compresibilidad

isotérmica depende de la densidad, presión y temperatura del medio. Los valores encontrados para el nitrógeno líquido y gaseoso se encuentran en la tabla 1:

Tabla 1: Datos utilizados para calcular la compresibilidad isotérmica.

Nitrógeno	V	α	C_p	C_v	k_T
Líquido	$1,23 \times 10^{-3} \text{ m}^3/\text{kg}$	$5,642 \times 10^{-3} \text{ 1/K}$	$2,04 \times 10^3 \text{ J/kg K}$	$1,08 \times 10^3 \text{ J/kg K}$	$3,16 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{N}$
Gaseoso	$0,12 \text{ m}^3/\text{kg}$	$12,23 \times 10^{-3} \text{ 1/K}$	$1,08 \times 10^3 \text{ J/kg K}$	$0,77 \times 10^3 \text{ J/kg K}$	$4,84 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{N}$

4. La relación de despolarización del nitrógeno es de 0,19, este valor está relacionado con la polarización de la luz y la anisotropía del medio.

Reemplazando en la ecuación (1) los valores anteriormente definidos, se obtiene una longitud de Rayleigh de 46,7 m en LN2 y de 19646,6 m en nitrógeno gaseoso.

Longitud de absorción.

Para obtener la longitud de absorción del fotón antes de ser absorbido por cualquier molécula de nitrógeno, se consideró la ecuación (4):

$$L_A = \frac{1}{\sigma_A N} \quad (4)$$

Donde σ_A es la sección transversal y N es la densidad de los átomos. La sección transversal se obtiene según la sección transversal de Thomson para fotones de bajas energías, como se presenta en la ecuación (5):

$$\sigma = \frac{8\pi}{3} r_e^2 \quad (5)$$

Donde r_e es el radio del electrón. Por otro lado, la densidad de los átomos se calcula con ayuda de la ecuación (6):

$$N = \frac{N_a \rho}{A}$$

Donde N_a es el número de Avogadro, ρ es la densidad del nitrógeno y A el peso molecular. Los datos utilizados para calcular la longitud de absorción y el resultado obtenido, se ilustra en la tabla 2:

Tabla 2: Datos utilizados para calcular la longitud de absorción.

Nitrógeno	σ	ρ	A	L_A
Líquido	$6,5 \times 10^{-29} \text{ m}^2$	807 kg/m^3	$12,7 \text{ kg/mol}$	402 m
Gaseoso	$6,5 \times 10^{-29} \text{ m}^2$	$1,25 \text{ kg/m}^3$	$12,7 \text{ kg/mol}$	4137 m

Anexo 4: Cálculo de la desviación estándar

El número de fotones que inciden sobre la superficie de un SiPM ubicado en el radio externo de la zona de mínima radiación UV, se obtuvo calculando el promedio y la desviación estándar, siguiendo los siguientes pasos:

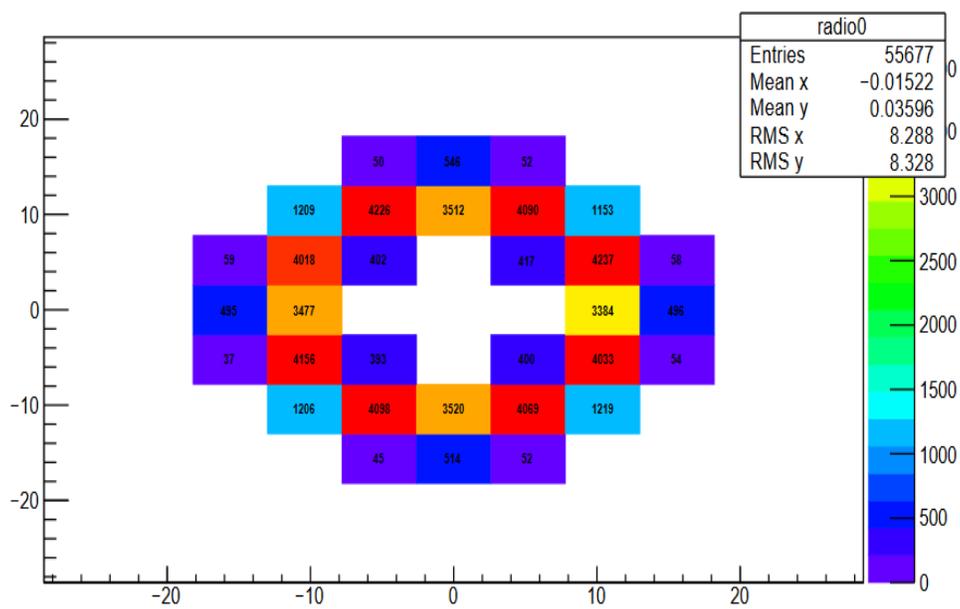


Figura 1: Número de fotones en la Zona de mínima radiación UV.

1. Se promedió el número de fotones de los 8 SiPMs ubicados en los extremos del radio externo de la ZMRUV(cuadrados morados), como se aprecia en la figura 1:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N} = \frac{50 + 52 + 58 + 54 + 52 + 45 + 37 + 59}{8} = 50,88$$

2. Se calculó la desviación estándar del número de fotones de los 8 SiPMs ubicados en los extremos del radio externo de la ZMRUV:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum |x - \bar{x}|^2}{n - 1}} = 6,68$$

3. Se obtuvo el error estándar con los resultados del paso 2:

$$SE = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} = 2,36$$

4. Finalmente, se obtuvo el error estándar porcentual con los resultados del paso 1 y el paso 3:

$$RSE = \frac{SE}{\bar{x}} \times 100\% = 4,6\%$$

Para obtener el número de fotones en el radio interno de la zona mínima de radiación, se realizó los mismos 4 pasos.

Anexo 5: Modelo de Negocio

Asociaciones Clave Universidades Proveedores de las lámparas germicidas y sensores de radiación UV.	Actividades Clave Mercadeo Ensamblar las partes del dispositivo. Mantenimiento del dispositivo. Recursos clave Personal para ensamblar y comercializar. Servicio web	Propuesta de valor Diseño económico Satisfacer los protocolos de garantía de calidad.	Relaciones con clientes Personal Canales Página Web	Segmentos del mercado Hospitales y clínicas especializadas en criopreservación y cirugías dermatológicas. .
Estructura de costes Comisiones Salarios Partes del dispositivo			Fuentes de ingresos Ventas del dispositivo a clínicas de criopreservación y dermatología. Alquiler del dispositivo	